UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO OCULAR PARA AUXÍLIO DO DIAGNÓSTICO DE DISFUNÇÕES VESTIBULARES

Tiago de Oliveira Barreto

Natal/RN
2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO OCULAR PARA AUXÍLIO DO DIAGNÓSTICO DE DISFUNÇÕES VESTIBULARES

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduando: Tiago de Oliveira Barreto

Orientador: Dr. Danilo Alves Pinto Nagem

Natal/RN

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO OCULAR PARA AUXÍLIO DO DIAGNÓSTICO DE DISFUNÇÕES VESTIBULARES

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dr. Danilo Alves Pinto Nagem _____

UFRN – Orientador

Prof. Dr. José Diniz Junior _____

UFRN – Avaliador Interno

Eng. Davidson Rogério de Medeiros Florentino _____

HUOL – Avaliador Externo

Natal/RN

2018

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a mulher mais importante da minha vida. A que esteve ao meu lado em todo meu processo de formação, sempre valorizando o poder de uma boa educação e que esteve presente em todos os momentos, nos mais encantadores e nos mais difíceis. Uma mulher forte, batalhadora, que teve que abdicar de muito e se sacrificar a todo momento para que fosse possível proporcionar aos seus filhos condições de estarem sempre em boas escolas. A dedicação e os sacrifícios eram motivados, além do amor, por seu sonho de ver os filhos na universidade. Lembro-me de seu choro emocionado ao prestigiar o ingresso do primeiro filho em uma Universidade Federal, e, agora, o alívio em vê-lo concluir. Por isso, esse presente destino à minha mãe.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus por estar sempre iluminando os meus caminhos e ter tornado possível ingressar e concluir um curso de graduação.

A toda minha família, minha mãe, meu padrasto, meus dois irmãos e a minha namorada, Jéssica, por toda motivação, paciência, apoio em todas as horas, desde os momentos mais deslumbrantes e os mais árduos. A contribuição de cada um de vocês foi importante para que esse dia fosse possível.

Ao meu orientador, Dr. Danilo Alves Pinto Nagem, por ter me mostrado o caminho da pesquisa e da ciência na forma prática. Ter partilhado o seu conhecimento e o seu tempo em prol de desenvolver esse projeto.

Ao Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde – LAIS/ UFRN, em especial ao laboratório de tecnologias assistivas, por fornecer toda a infraestrutura e ferramentas necessárias para o desenvolvimento desse e de todos os outros projetos que pude participar.

Aos meus amigos do curso de Ciências e Tecnologia e Engenharia Biomédica, em especial, Matheus Silva, Mateus Costa, Abdom, Rodrigo, Yasmynni, Gabi, Suellen, Érika e Luísa por tornarem esses anos de graduação incríveis, com ajuda nos momentos de esforços, e nos momentos de descontrações.

Aos meus amigos do LAIS, em especial, Arthur, Kelvem e aos mais novos, Fernanda, Júlia e Moisés, que sempre de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento desse projeto.

Aos meus amigos da SINFO, em especial, Iury, André Jadson, Pedro Duarte, Otávio, Claryssa, Aldhen, Daniel, Gessica, Igor, Jamjo, Rafa, Valéria, Janiely, e aos mais novos, Bira, Samantha e Jordy, por fazerem o papel da minha segunda família, todo apoio, motivação e carinho. Sempre tornando meus dias ainda melhores, aprendi muito com todos vocês.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA 4

AGRADECIMENTOS 5

SUMÁRIO 6

LISTA DE FIGURAS 7

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS 10

LISTA DE TABELAS 10

RESUMO 12

ABSTRACT 14

1. INTRODUÇÃO 16

2. OBJETIVOS 18

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 19

4. METODOLOGIA 47

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES 54

6. CONCLUSÕES 68

7. REFERÊNCIAS 69

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação da orelha e partes do ouvido (SAÚDE ACUSTICA, 2018). 19

Figura 2: Labirinto ósseo e nervo vestibulo coclear, modelo na sua posição natural,projetado sobre o osso temporal. Vista superior. (BANKOF; BEKEDORF, 2007) 20

Figura 3: Posição de recepção do sáculo e utrículo (BRONSTEIN; LEMPERT, 2018) 21

Figura 4: Desenho esquemático do labirinto membranoso (BANKOF; BEKEDORF, 2007) 22

Figura 5: (a) Representação das células ciliadas (b) Os estereocílios e cinocílios da célula ciliada do otólito projetados em membrana gelatinosa, denominadas otólitos. (c) Forças de cisalhamento impostas através da membrana são produzidas com a inclinação estática e resultam em alterações características da movimentação dos estereocílios, capazes de produzir despolarização ou hiperpolarização dependendo da direção dos movimentos.(MEDICINA NET, 2018) 23

Figura 6: Cadeira rotatória da empresa THAMMIT MEDICAL (THAMMIT MEDICAL, 2018) 26

Figura 7: Paciente vertiginoso realizando a videonistagmografia computadorizada (GANANÇA, 1998) 29

Figura 8: Imagem do olho à videonistagmografia computadorizada (GANANÇA, 1998) 30

Figura 9: Representação do Reflexo Vestibulo Oculomotor (MAIA, 2011) 30

Figura 10: Representação do ICS IMPULSE (ICS IMPULSE, 2018) 31

Figura 11: Representação dos planos Yaw (horizontal), Roll (frontal) e Pitch (Sagital) (MAIA, 2011) 31

Figura 12: Representação dos planos LARP, LAT e RALP (MACDOUGALL, 2015) 32

Figura 13: Representação do EYESEECAM (EYESEECAM, 2018) 33

Figura 14: Diagrama que relaciona a velocidade da cabeça e dos olhos em um determinado tempo (KORSAGER, 2016) 35

Figura 15: Representação do teste de impulsos utilizando o VHIT ULMER (ULMER, 2018) 37

Figura 16: Paciente utilizando o Vorteq para análise de VHIT(VORTEQ, 2018) 38

Figura 17: Ilustração dos raios de luz sendo emitidos em uma superfície irregular (PIETROCOLA, 2016) 40

Figura 18: Ilustração dos raios de luz sendo emitidos em superfície lisa e espelhada e refletidos ao olho (PIETROCOLA, 2016) 41

Figura 19: Representação do espelho transparente no modelo ICS Impulse (ICS IMPULSE, 2018). 41

Figura 20: Raspberry Pi 3 (RASPBERRY, 2018) 42

Figura 21: Módulo Laser KY-008 (FILIPE FLOP, 2018) 44

Figura 22: Módulo MPU6050 (FILIPE FLOP, 2018) 45

Figura 23: Representação ilustrativa do sistema CÂMERA-ESPELHO-OLHO (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 46

Figura 24: Representação do conector da camêra no raspberry pi 3. (RASPBERRY, 2018) 49

Figura 25: Representação esquemática dos pinos do Raspberry pi 3 (RASPBERRY, 2018) 50

Figura 26: Representação esquemática da conexão MPU6050 e do Raspberry pi 3 (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 50

Figura 27: Caso de uso para desenvolvimento do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 51

Figura 28: Processo de segmentação (MATHWORKS, 2018) 53

Figura 29: Representação da interface GUIDE (MATHWORKS, 2018) 53

Figura 30: Etapas para desenvolvimento do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 54

Figura 31: Desenho em perspectiva do primeiro protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) . 55

Figura 32: Vista superior do primeiro protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 55

Figura 33: Desenho em perspectiva do segundo protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) . 56

Figura 34: Desenho em perspectiva do terceiro protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) . 58

Figura 35: Vista frontal do protótipo final com todos os sensores alocados e a câmera conectada no Raspberry Pi 3 (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 59

Figura 36: Vista lateral esquerda do protótipo final com todos os sensores alocados e a câmera conectada no Raspberry Pi 3 (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 59

Figura 37: Resultado de simulações obtidas no acelerômetro (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 60

Figura 38: Resultado de simulações obtidas no giroscópio (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 60

Figura 39: Magnitude das componentes do acelerômetro (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) . 61

Figura 40: Magnitude das componentes do giroscópio (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) . 61

Figura 41: Execução do código dos sensores lasers (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 62

Figura 42: Imagem em greyscale (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 64

Figura 43: Resultado do processamento morfológico de abertura aplicado na imagem da Fig. Anterior (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 64

Figura 44: Determinação do centro da pupila na imagem da Fig.41 com base na região segmentada na Fig.42.(AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 65

Figura 45: Painel de diagnósticos realizado no GUIDE do Matlab (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 66

Figura 46: Demonstração da palhete com os tipos de testes (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 66

Figura 47: Informações obtidas após clicar no botão de processamento (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 67

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Representação das especificações de hardware do ICS IMPULSE (ORTOMETRICS ADAPTADO, 2018) 32

Quadro 2: Representação das especificações de hardware do EYESEECAM (EYESEECAM ADPTADO, 2018) 35

Quadro 3: Representação das especificações de hardware do VHIT ULMER (ULMER ADAPTADO, 2018) 38

Quadro 4: Representação das especificações de hardware do VORTEQ VHIT (MICROMEDICAL ADAPTADO, 2018) 40

Quadro 5: Representação das especificações de hardware da Raspicam (RASPBERRY ADAPTADO, 2018) 43

Quadro 6: Representação das especificações de hardware do módulo KY-008(FELIPE FLOP ADAPTADO, 2018). 44

Quadro 7: Representação das especificações de hardware do módulo MPU6050(FELIPE FLOP ADAPTADO, 2018) 45

Quadro 8: Custos do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018) 62

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABS - Acrylonitrile butadiene styrene

ADC - Analogic Digital Conversor

VHIT – Video Head Impulse Test

CPU – Central Processing Unit

CSC – Canais Semi-Circulares

ENG - Eletronistagmografia

GPU – Graphics Processing Unit

GND – Ground

LAIS – Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde

LARP – Left Anterior Right Posterior

PLA – Polímero Poliácido

RALP – Right Posterior Left Anterior

RAM – Random Acess Memory

RVO – Reflexo Vestibulo Ocular

SD – San Disk

SDA – Serial Data

SCL - Serial Clock

VCC - Voltage Comunication

VHI – Video Head Impulse

VHIT – Video Head Impulse Test

VNG – Videonistagmografia

VPPB – Vertigem Posicional Paroxística Benigna

BARRETO, Tiago de Oliveira. **DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO OCULAR PARA AUXÍLIO DO DIAGNÓSTICO DE DISFUNÇÕES VESTIBULARES.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 71p., 2018.

RESUMO

Introdução - Na conjuntura social atual a pirâmide etária é capaz de nos prever uma diminuição da taxa de natalidade e um crescente aumento na expectativa de vida, por consequência teremos uma expansão do número de idosos e maior número de doenças caracterizadas pelo envelhecimento. Uma delas são as disfunções vestibulares que acometem os canais semicirculares do labirinto. Existem alguns métodos tradicionais para a avaliação, como por exemplo, a prova calórica e a cadeira rotatória. No entanto, esses métodos causam desconforto aos pacientes, como sensações de vertigem, tonturas, entre outros. Um outro método de avaliação é o Video Head Impulse Test (VHIT), que baseia-se em gerar impulsos curtos e de alta frequência na cabeça do paciente, com o objetivo de estimular os canais semicirculares. É um método mais prático e eficiente, pois avalia todos os seis canais, simultaneamente, e não gera nenhum desconforto ao paciente. A desvantagem é o preço dos dispositivos de diagnósticos, que atualmente são muito caros. **Objetivo** - O objetivo deste projeto consiste em desenvolver um dispositivo de baixo custo, por meio de impressão 3D, para auxiliar o diagnóstico de disfunções vestibulares. **Métodos** - Foram estruturados duas etapas para o andamento deste trabalho. A primeira delas foi a construção do protótipo, por meio de uma metodologia de casos de usos, verificou-se qual atenderia os critérios estabelecidos. No projeto, a aquisição de dados será realizada através do computador embarcado Raspberry Pi 3, sendo integrado dois sensores: Laser KY-008 e MPU6050. O sensor MPU6050, embutido no protótipo, para conseguir mensurar a movimentação da cabeça do paciente. Os dois sensores lasers servem para calibração e reconhecimento da posição dos olhos. O sistema também conta com a Raspicam V2, para gerar as imagens do olho, por meio de um sistema Câmera-Espelho-Olho. As imagens são gravadas no raspberry e utilizadas em um software. O software é uma plataforma livre, montada em Matlab, para receber o vídeo e gerar diagnóstico. **Resultados** – Através de um protocolo de caso uso foram analisados três possíveis modelos para o protótipo, e mediante analises de critérios foi definido o ideal. O modelo final possui dimensões 135

x 40 x 120mm, pesando 63,3g, apenas o modelo, e 93,3g com todos os sensores anexados. O dispositivo conta com um suporte para o espelho, câmera e para o sensores. O software foi capaz de segmentar a pupila para identifica-la, e gerar informações do deslocamento e aceleração ocular, bem como a energia de deslocamento. **Conclusões** – Podemos concluir que o dispositivo simples se mostrou satisfatório, atendendo o critério de baixo custo e oferecendo funções básicas para auxilio de diagnóstico.

Palavras-chave: Tontura. Nistagmo. vHIT. Disfunções Vestibulares.

BARRETO, Tiago de Oliveira. **DEVELOPMENT OF THE OCULAR DEVICE FOR AID OF THE DIAGNOSIS OF VESTIBULAR DYSFUNCTIONS** Conclusion Work Project, Biomedical Enginnering Bachelor Degree, Federal University of Rio Grande do Norte, 71p., 2018.

ABSTRACT

Introduction - In the current social context, the age pyramid is able to predict a decrease in the birth rate and a growing increase in life expectancy. As a result, we will have an increase in the number of elderly people and a larger number of diseases characterized by aging. One is the vestibular dysfunctions that affect the semicircular canals of the labyrinth. There are some traditional methods for evaluation, such as caloric testing and rotating chair. However, these methods cause discomfort to patients, such as dizziness, dizziness, among others. Another method of evaluation is the Video Head Impulse Test (VHIT), which is based on generating short and high frequency pulses in the patient's head, in order to stimulate the semicircular canals. It is a more practical and efficient method, since it evaluates all six channels simultaneously, and does not generate any discomfort to the patient. The disadvantage is the price of diagnostic devices, which are currently very expensive. **Objective** - The objective of this project is to develop a low cost device through 3D printing to aid in the diagnosis of vestibular dysfunctions. **Methods** - Two steps were developed for the progress of this work. The first one was the construction of the prototype, through a methodology of use cases, it was verified which would meet the established criteria. In the project, the data acquisition will be carried out through the embedded computer Raspberry Pi 3, being integrated two sensors: Laser KY-008 and MPU6050. The MPU6050 sensor, built into the prototype, to be able to measure the movement of the patient's head. The two sensor lasers serve for calibration and recognition of the position of the eyes. The system also has the Raspicam V2, to generate the images of the eye, through a Camera-Mirror-Eye system. The images are recorded in raspberry and used in a software. The software is a free platform, assembled in Matlab, to receive the video and generate diagnosis. **Results** - Through a protocol of use case were analyzed three possible models for the prototype, and through analysis of criteria was defined the ideal. The final model has dimensions 135 x 40 x 120mm, weighing 63.3g, model only, and 93.3g with all sensors attached. The device has a support for the mirror, camera and sensors. The software was able to

segment the pupil to identify it, and generate ocular displacement and acceleration information as well as displacement energy. **Conclusions** - We can conclude that the simple device proved satisfactory, meeting the low cost criterion and offering basic functions for diagnostic assistance.

Palavras-chave: Dizziness. Nystagmus. vHIT. Vestibular Dysfunctions

1. INTRODUÇÃO

A população idosa vem crescendo ao longo das últimas décadas, principalmente pela redução da mortalidade em crianças, jovens e adultos, e também devido ao aumento da expectativa de vida. Outra razão são os avanços das ciências da saúde, que permitem a manutenção de diversas funções orgânicas e a restauração de grande parte das funções que já não ocorrem de forma adequada. Considerando o fato de ser comum o aparecimento de limitações físicas associadas a esta fase da vida, a perda da autonomia é a maior preocupação dos idosos (MIRALLAS et al. 2011).

O sistema vestibular trabalha em conjunto com o sistema visual e somatossensitivo para a manutenção do equilíbrio corporal. Um dos principais fatores que limitam a vida do indivíduo idoso é o desequilíbrio corporal ocasionado por alguns distúrbios vestibulares. Em mais da metade dos casos, as disfunções tem origem entre os 65 e 75 anos, e cerca de 30% dos idosos apresentam os primeiros sintomas entre os 75 e os 85 anos. Apenas 15% dos casos apresentam algum diagnóstico a que se possa atribuir à instabilidade, permanecendo os outros 85% sem causa aparente para a situação de desequilíbrio (MIRALLAS et al. 2011; MOROZETTI et al. 2010).

Os testes oculomotores básicos para verificarem esses distúrbios incluem os testes sacádicos, rastreio, nistagmo optocinético e testes de supressão da fixação ocular. O foco o qual será dado esse trabalho será à avaliação do fenômeno nistagmo. A movimentação nistagmica pode ocorrer de diversos tipos: horizontalmente (olhos se movem no plano horizontal), verticalmente (olhos se movem no plano vertical) ou rotatório. O nistagmo, em geral, é caracterizado por oscilações involuntárias do olho, de forma rítmica, composto por uma fase rápida e uma lenta. (NETTO; COLAFÊMINA, 2010; ZAHN, 1978).

O Autro-Hungaro Robert Barany foi o primeiro médico a trabalhar com métodos para diagnosticar disfunções vestibulares. Em 1914, ele recebeu o prêmio Nobel de prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina por desenvolver o processo de teste calórico ou prova calórica. Esse método consiste na estimulação quente ou fria do canal auditivo externo, com a intenção de aquecer ou resfriar a parede do canal semicircular lateral, causando correntes de convecção da endolinfa (ALBERTINO et al., 2012; SANTOS, [s.d.]).

Hoje em dia a avaliação do teste calórico é realizado por meio da Eletronistagmografia (ENG) e Videonistagmografia(VNG). O ENG utiliza o princípio

da variação de potencial córneo-retinal durante a movimentação dos olhos para gravar e analisar características do comportamento funcional do reflexo vestíbulo-ocular e dos sistemas visuais sacádico, de perseguição, optocinético e de fixação. Já o VNG é um sistema computadorizado que utiliza o princípio da captação dos movimentos oculares por meio de sensores infravermelhos (ALBERTINO et al., 2012).

Todavia, a utilização desses métodos apresenta desconforto ao paciente, e a usuabilidade dos equipamentos é comprometida por interferências externas. O ENG pode apresentar interferência de atividade elétrica muscular, do ruído ambiental e pela iluminação do ambiente. Além disso, o potencial córneo-retinal varia de pessoa para pessoa. Para o VNG o custo do equipamento é maior e alguns pacientes claustrofóbicos podem não tolerar a sensação de confinamento. Pacientes com ptose palpebral ou cílios que obscurecem a pupila podem ser difíceis de avaliar pelo VNG (ALBERTINO et al., 2012).

Um outro teste que vem sendo amplamente difundido para testes de disfunções vestibulares é o Video Head Impulse Test (vHIT). O vHIT é uma ferramenta clínica útil para detectar disfunção do canal semicircular. O dispositivo relaciona o movimento da cabeça do paciente com o movimento dos olhos, dessa forma é possível verificar possíveis distúrbios. O principal problema relacionado aos métodos que aplicam o vHIT está relacionado com o preço do equipamento. Isso porque, o alto custo só permite hoje seu uso em hospitais ou grandes clinicas. Ao analisar alguns aparelhos do mercado encontrou-se uma média de custo em torno de R$ 55.000.000 reais. Seu principio de funcionamento é relativamente simples e possível de ser ajustado visando uma redução do custo. Baseado na problemática apresentada este trabalho visa apresentar a metodologia de desenvolvimento de um dispositivo de baixo custo para diagnosticar problemas vestibulares através do método vHIT.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Realizar um estudo para verificar os principais equipamentos de diagnostico que utilizem o método *vHIT* e desenvolver um projeto de dispositivo em código aberto compatível com o mercado, que seja eficiente, resistente, prático e com custo baixo.

2.2. ESPECÍFICO

- Analisar e agrupar as variáveis necessárias para identificação de disfunções vestibulares por meio do método vHIT
- Desenvolver um protótipo de dispositivo para analise por meio do método vHIT.
- Definir e estudar sensores para refinar o modelo do dispositivo.
- Otimizar o design do dispositivo e definir os sensores para a análise.
- Desenvolver um software funcional capaz de receber as imagens e dados dos sensores e para ser analisado o movimento ocular em relação à cabeça.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Esse trabalho foi desenvolvido em um ambiente multidisciplinar e envolve o conhecimento das áreas da ciência da saúde e ciências exatas. Sendo assim a revisão bibliográfica irá apresentar os conhecimentos necessários dentro das duas áreas da ciência, evidenciando a anatomia do sistema vestibular e seu funcionamento, definindo conceitos necessários para o entendimento das ações dentro do projeto. É apresentado também uma revisão sobre os principais testes na área, assim como uma revisão detalhada sobre o teste *vHI*. A revisão é finalizada apresentando os conhecimentos nas áreas de exatas necessários para o projeto e os artigos sobre o assunto.

3.1- ANATOMIA DO SISTEMA VESTIBULAR

A orelha é composta por três partes, externa, média e interna que compõem o sistema responsável pela audição e pelo equilíbrio. O ouvido pode ser segmentado em três partes principais: externa, média e interna (FIGURA 01). A parte externa é formada pelo meato acústico e pelo pavilhão auricular, sendo responsável pela canalização do som para o tímpano. A média tem função de condução do som do tímpano para o ouvido interno. Dentro dessa cavidade há três pequenos ossos articulados: martelo, bigorna e estribo. No ouvido interno encontramos o sáculo, utrículo e aparelho vestibular ou labirinto.

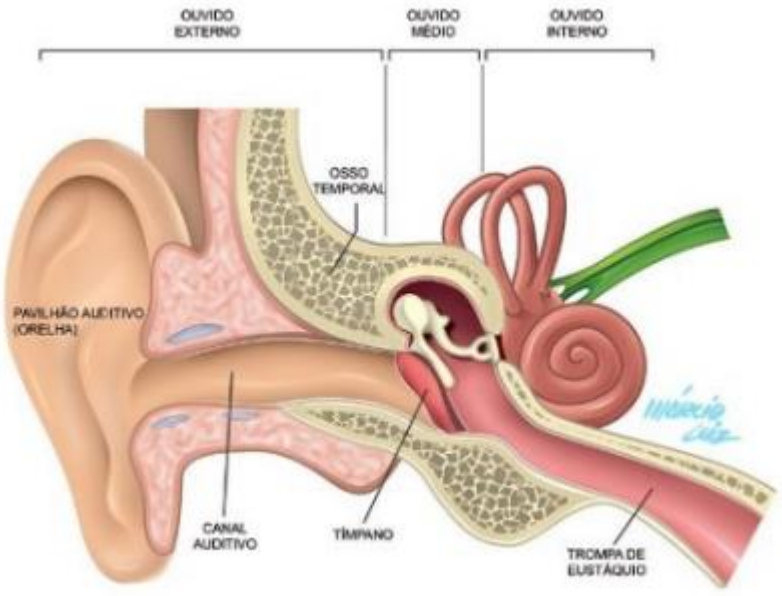


Figura 1: Representação da orelha e partes do ouvido (SAÚDE ACUSTICA, 2018)

O labirinto ósseo está contido na parte petrosa do osso temporal, de ambos os lados da cabeça, com aproximadamente 20 mm de comprimento (FIGURA 2) e dentro dele encontramos o labirinto membranáceo. Dangelo e Fattini (1998) afirmam que o labirinto membranáceo, constituído pelo sáculo, utrículo e ductos semicirculares está diretamente relacionado com o equilíbrio (apud BANKOF; BEKEDORF, 2007). Esse contém o líquido endolinfático que banha o epitélio sensorial; a perilinfa é o líquido contido entre a parte ossea e membranácea (BRONSTEIN; LEMPERT, 2018).

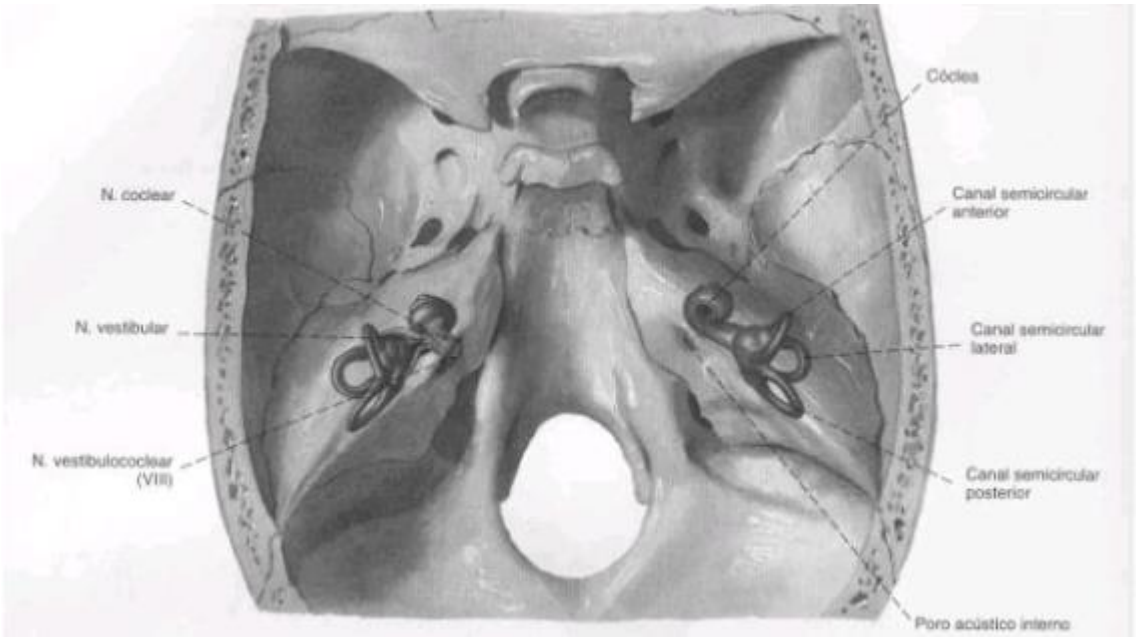
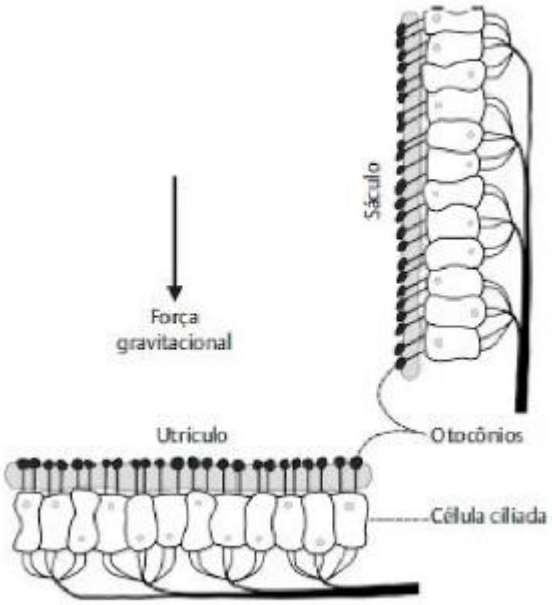


Figura 2: Labirinto ósseo e nervo vestibulo coclear, modelo na sua posição natural, projetado sobre o osso temporal. Vista superior. (BANKOF; BEKEDORF, 2007)

Os orgãos otólitos são capazes de sentir a aceleração linear da cabeça e movimentos de inclinação devido ao vetor gravidade. O que torna as células ciliadas otoliticas sensíveis à aceleração linear é o fato da membrana gelationosa em que estão imersos os cílios estarem carregadas de cristais pesados de cálcio, chamados otocônias. Á medida que há movimentação da cabeça ocorre deflexão dos cílios promovendo uma série de potencias de ação. De forma geral, o utrículo é sensível a acelerações no plano horizontal e o sáculo ao plano sagital (FIGURA 3). Algo que é importante ter em mente é que a percepção complexa só é possível pela combinação dos quatro orgãos otolíticos e seis canais semicirculares (BRONSTEIN; LEMPERT, 2018).

Figura 3: Posição de recepção do sáculo e utrículo

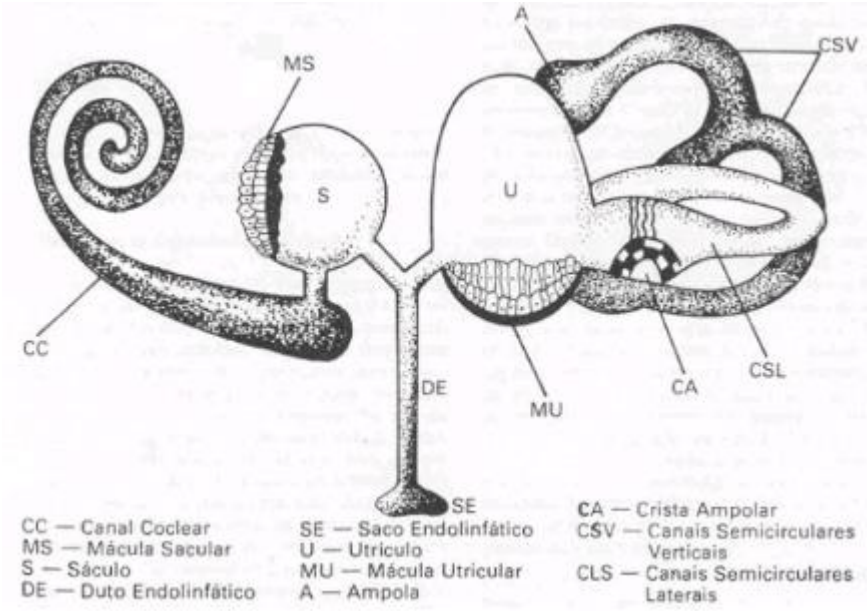


Fonte: BRONSTEIN; LEMPERT, 2018

Possuímos um conjunto de três canais semicirculares (CSC) a cada lado, um horizontal e dois verticais. Posicionam-se de maneira aproximadamente ortogonal para poderem sentir os movimentos angulares em qualquer plano e direção. Esses planos são complementares a cada lado da cabeça para que os movimentos sejam sinalizados de modo complementar por um par de canais funcionalmente coplanares (HERDMAN, 2007).

Os canais semicirculares contêm os ductos semicirculares que apresentam uma certa dilatação chamada de ampola, que em cada uma existe as células receptoras ciliadas que juntamente com as células de sustentação formam a crista ampular, que também afirmam que a cúpula gelatinosa é uma estrutura acessória que faz saliência no líquido e enche o interior da ampola e como a cúpula preenche a ampola, a endolinfa não flui ao redor dela e os esterocílios e os quinocílios das células da crista estão mergulhados na ampola (BANKOF apud TAVARES, 1988). A figura 3 mostra uma representação de alguns dos componentes.

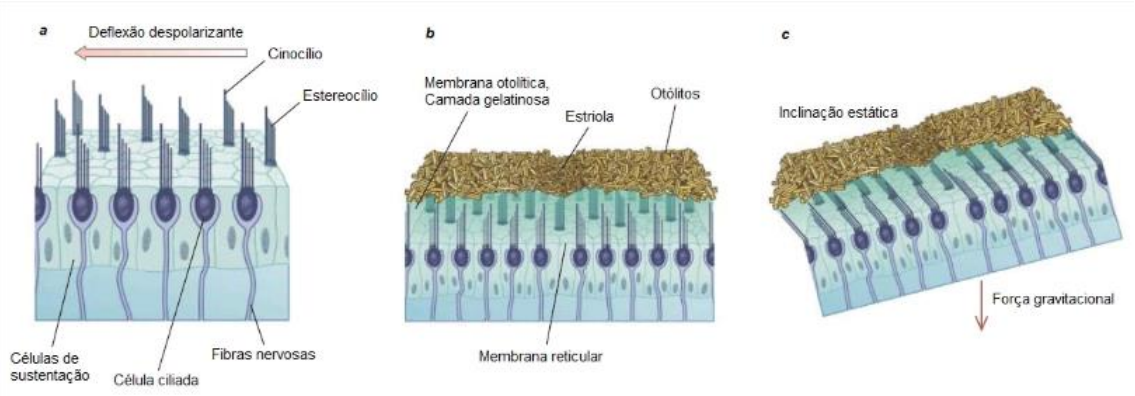
Figura 4: Desenho esquemático do labirinto membranoso



Fonte: BANKOF; BEKEDORF, 2007.

Os cílios das células ampulares se orientam de forma paralela, estruturando uma disposição em paliçada, correspondendo a dois tipos distintos: o quinocílio, que é uma estrutura única, mais alongada e com maior rigidez, e os esterocílios, são múltiplos, menores, paralelos na sua disposição quanto ao quinocílio e mais flexíveis. Toda vez que a cabeça é movida, a parede óssea do canal semicircular, o saco membranoso nele incluído e os corpos a eles ligados das células ciliadas, naturalmente movem-se junto, a endolinfa que não está unida ao crânio, devido à inércia, tende a manter sua posição original, pressionando contra a massa gelatinosa, incluindo os cílios no seu interior, estimulando as células ciliadas, sendo assim a velocidade e a magnitude do movimento da cabeça determina a direção na qual os cílios serão inclinados e como e quanto às células ciliadas serão estimuladas (Bankof, 2007).

Figura 5: (a) Representação das células ciliadas (b) Os estereocílios e cinocílios da célula ciliada do otólito projetados em membrana gelatinosa, denominadas otólitos. (c) Forças de cisalhamento impostas através da membrana são produzidas com a inclinação estática e resultam em alterações características da movimentação dos estereocílios, capazes de produzir despolarização ou hiperpolarização dependendo da direção dos movimentos.



Fonte: MEDICINA NET, 2018

3.2- NISTAGMO

O nistagmo é uma sucessão coordenada de movimentos conjugados de sentidos contrários. Esse movimento em duas fases consiste em uma fase rápida (compensatório ou corretivo) e uma fase lenta (de origem vestibular). É ela que permite a manutenção de um objeto móvel sobre a retina por das rotações compensatórias dos olhos (MAIA, 2011).

A diferença essencial entre o nistagmo e as intrusões sacádicas está no movimento ocular inicial que tira a linha de visão do objeto de atenção. Para o nistagmo, é um desvio lento (ou "fase lenta"), em oposição a um movimento sacádico inadequado que se intromete na fixação estável. Após o movimento inicial, podem ocorrer movimentos corretivos ou outros movimentos oculares anormais. Assim, o nistagmo pode ser definido como um movimento repetitivo para frente e para trás dos olhos que é iniciado por uma fase lenta (deriva). Intrusões sacádicas, por outro lado, são movimentos oculares rápidos que tiram os olhos do alvo. Eles incluem um espectro de movimentos anormais, variando de sacadas únicas a oscilações sacádicas sustentadas (LEIGHT; RUCKER, 2005).

É importante perceber que nem todos os nistagmos são patológicos. O nistagmo fisiológico preserva a visão clara durante a auto-rotação. Na maioria das circunstâncias, por exemplo, durante a locomoção, os movimentos da cabeça são pequenos e o reflexo

vestíbulo-ocular (RVO) é capaz de gerar movimentos oculares que os compensam. Consequentemente, a linha de visão permanece apontada para o objeto de consideração. Em resposta a grandes rotações da cabeça ou do corpo o RVO sozinho não pode preservar a visão clara porque os olhos são limitados em seu raio de rotação. Assim, durante rotações sustentadas, ocorrem fases rápidas para redefinir os olhos em sua faixa de trabalho: nistagmo vestibular. Se a rotação for sustentada por vários segundos, os aferentes vestibulares não sinalizam mais com precisão a rotação da cabeça e o nistagmo visualmente dirigido ou optocinético apaga o deslizamento excessivo de imagens retinianas estacionárias. Em contraste com o nistagmo vestibular e optocinético, o nistagmo patológico causa excessiva deriva de imagens retinianas estacionárias que degradam a visão e podem produzir um movimento ilusório do mundo observado (LEIGHT; RUCKER, 2005.

O nistagmo pode ocorrer em qualquer plano, embora seja predominantemente horizontal, vertical ou torcional. O nistagmo fisiológico é essencialmente conjugado. O nistagmo patológico, por outro lado, pode ter diferentes amplitudes nos dois olhos (nistagmo dissociado); pode ir a direções diferentes, levando a diferentes trajetórias de nistagmo nos dois olhos; ou podem ter propriedades temporais diferentes, isto é, mudança de fase entre os dois olhos, levando a movimentos que às vezes estão em direções opostas (nistagmo desconjugado) (LEIGHT; RUCKER, 2005).

3.3 - MÉTODOS DE DIAGNÓSTICO

3.3.1 - PROVA CALÓRICA

A prova calórica é o teste da avaliação otoneurológica que verifica a integridade do reflexo vestíbulo-ocular e possibilita avaliar cada labirinto separadamente, com intuito de definir qual o canal poderá estar comprometido. Por ser parte da bateria de testes da avaliação otoneurológica, a prova calórica merece destaque pela sua importância, justificando está nessa revisão bibliográfica (GONÇALVES; FELIPE; LIMA, 2008).

Os órgãos vestibulares, em condições fisiológicas, são sensíveis a estímulos que variam de 0,001 Hz a 8 Hz, sendo que os canais semicirculares respondem de modo mais eficiente a movimentos angulares de 1 a 6 Hz. A prova calórica permite a avaliação do canal semicircular lateral; anormalidades devem ser interpretadas em

conjunto com outros testes, pois não indicam, necessariamente, que todo o labirinto está acometido. Esta prova fornece uma informação parcial sobre o funcionamento vestibular, pois provoca uma corrente endolinfática no canal semicircular lateral correspondente a apenas 0,003 Hz da movimentação angular cefálica (BARROS; CAOVILLA, 2012).

A estimulação térmica do labirinto provoca corrente endolinfática nos canais semicirculares, polarizando ou despolarizando as células sensoriais da crista ampular e desencadeando o reflexo vestíbulo-ocular. O estímulo quente gera uma corrente ampulípeta, na direção do utrículo, com excitação do canal semicircular lateral estimulado e nistagmo na mesma direção do labirinto em teste. O estímulo frio resulta em uma corrente ampulífuga, em direção contrária ao utrículo, com inibição do canal semicircular estimulado e nistagmo na direção oposta ao labirinto avaliado (BARROS; CAOVILLA, 2012).

A prova calórica ocorre com o paciente deitado em decubito dorsal, com inclinação na cabeça de 30° de modo a colocar os canais semicirculares horizontais em posição paralela ao chão, logo sujeitos à intensidade máxima da força da gravidade. Em seguida é realizado o procedimento do teste realizando a irrigação diretamente no ouvido do paciente, são efetuadas duas irrigações de 50°C, durante 30 segundos em cada ouvido, primeiro a quente, com aproximadamente 44ºC, no ouvido direito, a seguir a quente no ouvido esquerdo e depois a frio, com aproximadamente 30ºC, no ouvido direito, e a seguir a frio no ouvido esquerdo. A alternância entre ouvidos com um intervalo de 5 minutos permite a dissipação da energia térmica, após a estimulação, um maior tempo de recuperação com a normalização da temperatura do labirinto. Com esta sequência obtêm-se uma sucessão de nistagmos cuja direção da fase rápida, se estiver de acordo com o normal, será a seguinte: direita, esquerda, esquerda e direita (SANTOS, 2017).

3.3.2 - PROVA ROTATÓRIA PENDULAR

A estimulação mais adequada para os receptores dos canais vestibulares é obtida pela rotação. A impossibilidade de se estudar o nistagmo per-rotatório pela ausência, na época, de aparelho para registro do nistagmo, motivou por muito tempo o uso da prova de Bárány. Esta prova analisa a resposta nistágmica pós- rotatória que ocorre após

parada brusca da cadeira giratória, condição fundamental para que a endolinfa, por inércia, tenda a seguir, movimentando-se no sentido do movimento giratório e provocando estímulos dos cílios. O método original de estimulação de Barány parece hoje inadequado em alguns aspectos (intensidade, velocidade, frequência) em relação ás provas fisiológicas. Por outro lado, não é completamente adequado observar-se diretamente a reação nistágmica vestibular somente durante o período pós-rotatório (GRELLET; ROLIM, 1977).

A estimulação calórica em um ouvido ativa simultaneamente todos os três canais semicirculares naquele lado, embora a resposta do canal horizontal frequentemente predomine. Quando ambos os ouvidos são simultaneamente estimulados com água quente ou fria, as respostas dos canais laterais são mutuamente inibidos e é induzido um nistagmo vertical. Na estimulação rotatória, ambos os ouvidos são afetados, permitindo uma avaliação simultânea (COLAFÊMINA; GRELLET, 1992).

O procedimento consiste em posicionar o paciente em uma cadeira rotatória com a cabeça fletida, pendente a 30 graus, para que os canais semicirculares laterais fiquem horizontalizados e possam ser adequadamente estimulados durante a prova. A figura 5 ilustra essa informação. A cadeira é girada em sentido horário por 10 voltas, num período de 20 minutos, sendo parada bruscamente. Observa-se a presença de nistagmo de direção contrária à direção do giro. O teste é repetido no sentido anti-horário. As respostas obtidas são comparadas

Figura 6: Cadeira rotatória da empresa THAMMIT MEDICAL

Fonte: THAMMIT MEDICAL, 2018.

3.4 - DISPOSITIVOS DE DIAGNÓSTICO CALÓRICO

Existem alguns aparelhos que auxiliam na obtenção de resultados e diagnósticos que são realizados após os procedimentos citados nos tópicos anteriores. Todos os dispositivos se fundamentam na avaliação funcional do nistagmo, os presentes nessa revisão bibliográfica possibilitam a comparação do que ocorre no momento em que os olhos estão fechados e abertos em ambientes com pouca luminosidade.

3.4.1 – ELETRONISTAGMOGRAFIA

A *eletronistagmografia* (ENG) é o tipo de gravação baseado na variação de pontecial córneo-retinal durante os movimentos oculares. Eletrodos estrategicamente dispostos no campo elétrico periorbitário captam esses potenciais, que são amplificados e imprimem uma representação gráfica da movimentação dos olhos no papel de registro (GANANÇA, 1998).

Os equipamentos de ENG geralmente dispõem de dois ou mais canais de registro. Nos equipamentos com dois canais, é possível registrar simultaneamente os movimentos oculares horizontais em um dos canais e os verticais no outro canal, com olhos abertos e fechados. A colocação dos eletrodos pode ser feita de várias maneiras, na dependência do que se quer pesquisar e do número de canais disponíveis. Um eletrodo de referência (terra) é colocado na linha média frontal. Os movimentos horizontais dos dois olhos podem ser detectados em um dos canais (canal horizontal), por meio de um eletrodo ativo fixado na pele dos cantos peri-orbitários externos direito e esquerdo. O outro canal (canal vertical) é destinado para detectar movimentos verticais de um dos olhos, por meio de um segundo par de eletrodos, um acima e o outro abaixo de um dos olhos. É também possível analisar cada olho separadamente, reservando um canal de registro para detectar os movimentos oculares horizontais do olho direito e o outro canal para os do olho esquerdo; para a configuração de cada um destes canais, um eletrodo ativo é colocado no canto externo e o outro no canto interno do olho. Quatro canais possibilitam o registro dos movimentos oculares horizontais e verticais de cada olho separadamente (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010).

Os eletrodos são convencionalmente colocados de tal forma que, no canal horizontal, ao deslocamento do olhar para a direita, corresponde um registro do movimento ocular para cima e quando o deslocamento do olhar é para a esquerda, o movimento é registrado para baixo. E, para o canal vertical, a colocação convencional

dos eletródios possibilita que ao deslocamento do olhar para cima, corresponda um registro do movimento ocular para cima e quando o deslocamento do olhar é para baixo, o movimento é registrado para baixo. Para a adequada interpretação dos registros é necessária calibração dos movimentos oculares para que o ângulo de desvio ocular seja representado por uma amplitude definida de inscrição do movimento no traçado. A calibração possibilita que os exames sejam feitos e interpretados em condições semelhantes (GANANÇA; CAOVILLA; GANANÇA, 2010).

3.4.2 – VIDEONISTAGMOGRAFIA

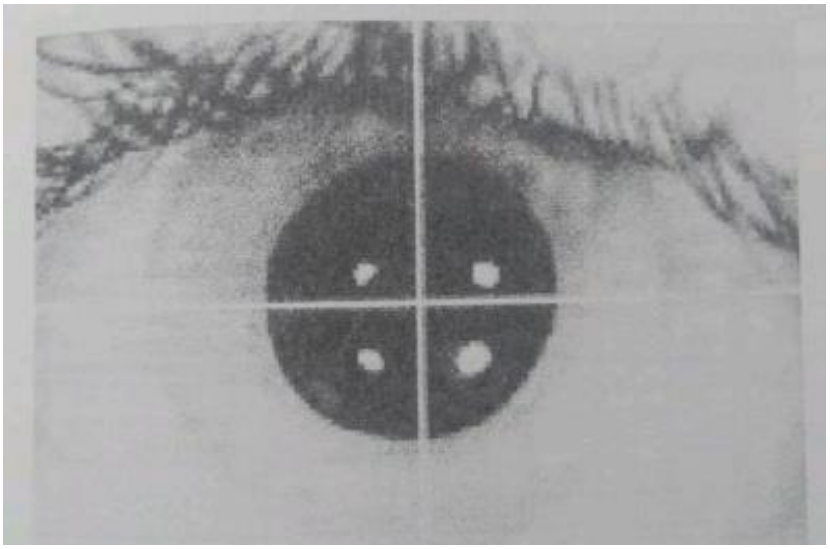
A *videonistagmografia* (VNG) é um método simples e fácil de realizar que não utiliza eletrodos, que gera a maior fonte de artefatos no registro. Uma fonte de luz infravermelha invisível para o paciente e minúsculas videocâmeras instaladas em lentes binoculares à prova de luz possibilitam a observação e gravação dos movimentos oculares.

A figura 7 mostra um paciente sendo submetido à VNG. A figura 8 apresenta a imagem de um dos olhos no monitor de vídeo da VNG do paciente.

Figura 7: Paciente vertiginoso realizando a videonistagmografia computadorizada.

Fonte: GANANÇA, 1998

Figura 8: Imagem do olho à videonistagmografia computadorizada.



Fonte: GANANÇA, 1998.

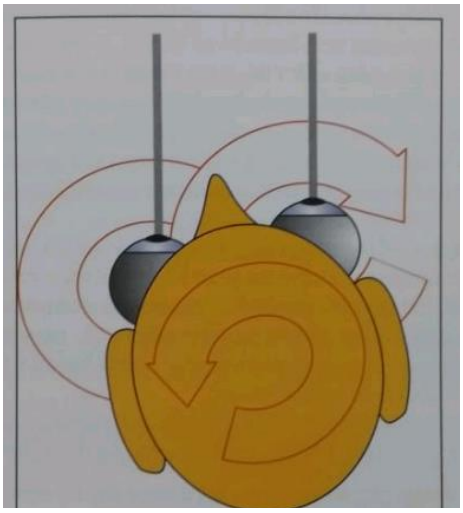
Segundo Ganança (1998), as oito principais vantagens da VNG sobre as técnicas não computadorizadas de vestibulometria são:

1) Simplicidade e facilidade de realizar e interpretar;
2) Identificação da direção exata de todos os fenômenos oculares;
3) Maior precisão na medida automática da velocidade do componente lento do nistagmo;
4) Avaliação acurada de novos parâmetros da função vestibular (ganho, fase e simetria) em vários testes, por comparação entre as intensidades do estímulo e da resposta;
5) Diminuição relevante do número de vestibulometrias normais em pacientes vertiginosos;
6) Maior capacidade de identificação de sinais de comprometimento vestibular central;
7) Maior capacidade de monitorização do tratamento;
8) Relatório impresso com informação detalhada e ordenada dos achados, que podem também ser armazenados em vídeo e unidades externas;

3.5 – VIDEO HEAD IMPULSE TEST

O *Video Head Impuse Test* (VHIT) é o primeiro teste vestibular a avaliar todos os seis canais semicirculares. Este teste tem vantagens sobre a cadeira rotatória e testes calóricos na avaliação de crianças, uma vez que não requer escuridão indutora de medo ou provocação de tontura (HAMILTON, ZHOU, BRODSKY, 2015). Vale ressaltar que tanto o VHIT quanto a, já mencionada, prova calórica realizam a avaliação do Reflexo Vestibulo Ocular (RVO) unilateral. O RVO contribui para manter fixa a imagem reitiniana sobre a fóvea. Assim, logo que haja uma rotação no sentido horário da cabeça, os olhos fazem um deslocamento compensatório no sentido anti-horário na órbita (MAIA, 2011).

Figura 9: Representação do Reflexo Vestibulo Oculomotor



Fonte: (MAIA, 2011)

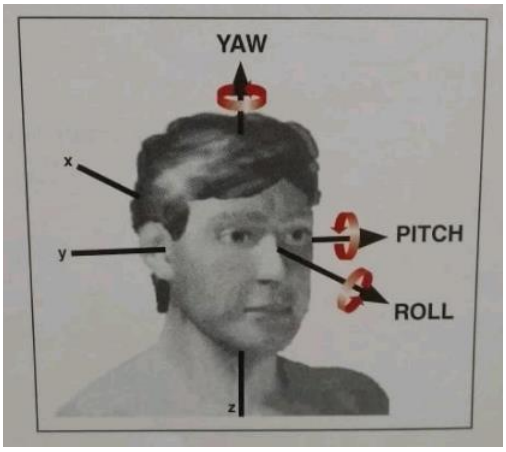
Com intuito de facilitar o entendimento ao leitor, será disponibilizado nessa revisão um *web link* no Youtube que mostra de forma bastante clara a representação do RVO:

https://www.youtube.com/watch?v=j_R0LcPnZ_w (I)

O vHIT registra e quantifica a função vestibular através de rotações rápidas e passivas da cabeça nos três planos espaciais: Yaw, Roll, Pitch (FIGURA 10). Quando o RVO é normal, o paciente é capaz de manter os olhos fixos no alvo e os movimentos oculares têm a mesma velocidade angular, no mesmo plano e em direção oposta ao movimento da cabeça. Neste caso a movimentação ocular é exatamente igual ao

movimento cefálico e dizemos que o ganho é 1. Quando o movimento ocular compensatório é insuficiente, há um comando central para o desencadeamento de uma sacada corretiva para trazer o olho de volta ao alvo. Em casos de lesão vestibular unilateral ou hipofunção vestibular, o vHIT geralmente mostra uma redução de ganho ipsilateral com a presença de sacadas corretivas compensatórias que podem ser abertas (*overt*) ou cobertas (*covert*). Quando a sacada corretiva ocorre após o término do movimento da cabeça é chamada de *overt* sacada. Sua presença indica alteração no RVO devido à uma anormalidade no canal que está sendo estimulado. Já a *covert* sacada reflete o movimento de correção dos olhos durante o movimento da cabeça e provavelmente faz parte de um sistema de compensação central que antecipa a posição final do olho em função do movimento cefálico esperado (MEZZALIRA et al. 2017).

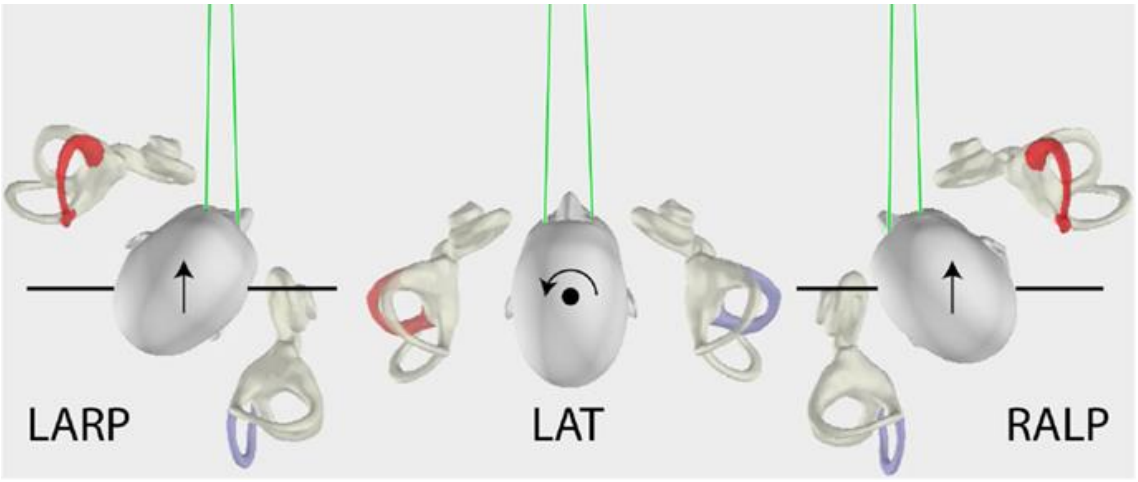
Figura 10: Representação dos planos Yaw (horizontal), Roll (frontal) e Pitch (Sagital).



Fonte: MAIA, 2011.

Para que possamos realizar um teste nos canais verticais devemos realizar uma projeção dos planos responsáveis por conter os canais. Esses planos são o Horizontal (que alinha os canais laterais de ambas as orelhas), o RALP (Direito Anterior-Esquerdo Posterior, que alinha o canal Anterior da orelha direita com o canal posterior da orelha esquerda) e o LARP (Esquerdo Anterior-Direito Posterior, que alinha o canal anterior esquerdo e o canal posterior direito), (Mac Dougall, 2013).

Figura 11: Representação dos planos LARP, LAT e RALP.



Fonte: MACDOUGALL, 2015.

3.6 – DISPOSITIVOS PARA VHIT

3.6.1 – ICS IMPULSE

O ICS impulse é um óculos de vídeo monocular com sensor de rastreamento de movimento de 9 eixos integrado que permite a mensuração do movimento do olho e da cabeça. Além disso, possui um dos sistemas mais completos do mercado, pois consegue realizar avaliações de VHIT, Vertigem Posicional Paroxística Benigna (VPPB) e disfunções oculomotoras.

Figura 12: Representação do ICS IMPULSE

Fonte: ICS IMPULSE, 2018

Quadro 1: Representação das especificações de hardware do ICS IMPULSE (ORTOMETRICS ADAPTADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Alimentação	• 5V DC, 500mA
Entrada	• Monocular

Taxa de Amostragem	• 250 fps – Impulso, VOR, Gravação de vídeo • 173 fps – Olhar fixo, desvio de inclinação, dinâmico e reposicional
Gravação de Vídeo	• 30, 60 ou 120 Hz
Rastreamento Ocular	• 100 x 100 pixels – Impulso, VOR, Video Monocular Frenzel • 160 x 120 – Olhar fixo, Desvio de inclinação, dinâmico e reposicional. • 376 x 240 – Monocular vídeo frenzel
Especificação do laser	• Comprimento: Máx 660nm • Potência: 0,9mW
Tempo de aquecimento	• Menor que 1 minuto
Dimensão	• Comprimento: 184 mm • Largura: 13 a 44mm • Altura: 44mm
Peso	• 60g
Classificação	• Classe II, Tipo B
Ambiente de Operação	• Temperatura: Entre 15°C à 29°C • Umidade relativa: 30 a 90% • Pressão do Ar: 700 a 1060 hPa

3.6.2 – EYESEECAM

O EyeSeeCam é um dispositivo de VHIT desenvolvido pela empresa Interacoustic.

Figura 13: Representação do EYESEECAM

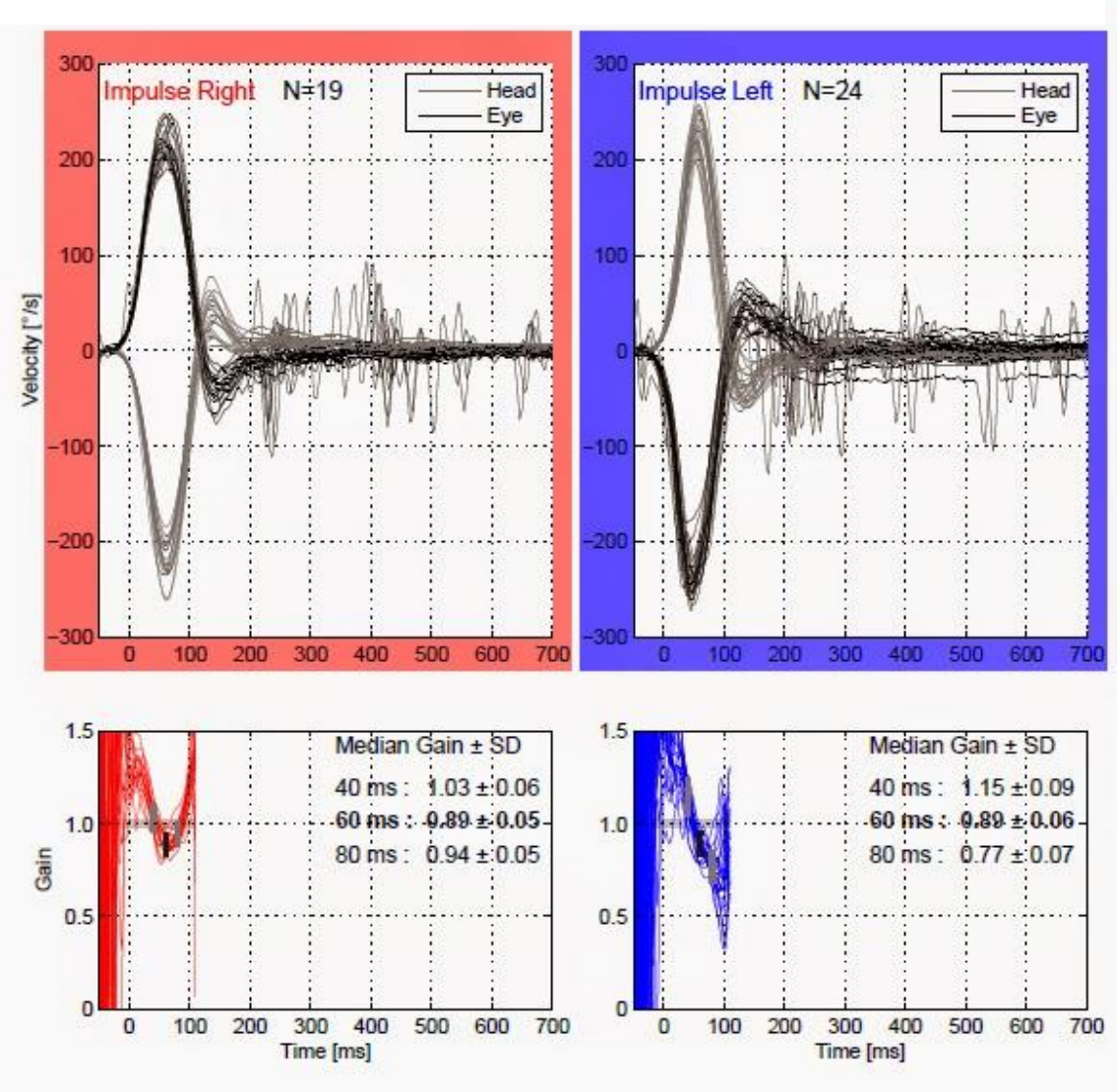
Fonte: EYESEECAM, 2018.

O EyeSeeCam vHIT captura este movimento ocular anormal, exibe simultaneamente os movimentos da cabeça e dos olhos em tempo real, analisa os dados e fornece uma apresentação gráfica simples dos resultados. Esta informação é então usada para determinar recomendações adicionais para o cuidado do paciente.

- Guia do usuário para ajudá-lo a gerar impulsos de cabeça precisos
- Design de óculos de proteção leve e superior para reduzir o deslizamento
- Pode testar o olho esquerdo ou direito
- Mede o ganho instantâneo e a regressão de velocidade
- Exibe sacadas abertas e ocultas, ganho e gráficos 3D

O EyeSeeCam vHIT contém uma câmera de alta velocidade que registra o movimento dos olhos e um giroscópio medindo a velocidade das voltas da cabeça durante o teste de impulso da cabeça. A gravação do RVO é exibida em um diagrama. No diagrama, o impulso da cabeça e as velocidades dos olhos correspondentes são plotados ao longo do tempo. Impulsos do lado direito e do lado esquerdo são exibidos em cada diagrama (FIGURA 14) (KORSAGER, 2016).

Figura 14. Diagrama que relaciona a velocidade da cabeça e dos olhos em um determinado tempo.



Fonte: KORSAGER, 2016.

A partir do diagrama, o clínico pode detectar o quão bem os movimentos oculares correlacionam o movimento da cabeça. No caso de RVO insuficiente, tanto as sacadas encobertas quanto as abertas serão facilmente detectadas no diagrama (KORSAGER, 2016). A tabela abaixo mostra as especificações do produto.

Quadro 2: Representação das especificações de hardware do EYESEECAM (EYESEECAM ADPTADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Conformidade	• Classe II – Tipo B

Ambiente de funcionamento	• Temperatura: 15-35°C • Humidade Relativa: 30-90% • Pressão ambiente: 98kPa – 104kPa
Transporte e armazenamento	• Temperatura de armazenamento: 0 – 50°C • Temperatura de transporte: -20 – 50°C • Humidade relativa:10 – 95%
Interface do PC	• USB 2.0
Alimentação USB	• 5VDC ± 0,25VDC
Câmera	• Câmera monocular permutável entre o olho esquerdo e direito
Máscara	• Armação moldada, flexível com ajustes e áreas de contato em silicone lavável. Ajusta-se ao rosto de crianças e adultos.
Peso	• Mascara: 40g • Câmera: 32g • Peso combinado: 72g
Calibragem	• Laser montado em máscara com calibragem de 5 pontos
Taxa de amostra	• 220Hz
Sensor de rastreio de cabeça	• Giroscópio com 6 graus de liberdade
Ganho	• Ganho instantâneo a 40, 60 e 80 ms – equivale ao método de bobina para pesquisa esclerótica
Hardware do PC	• Processador Intel Core i3 de 2,53 GHz ou superior • 8GB de RAM • Porta USB disponível

3.6.3 – VHIT ULMER

Figura 15: Representação do teste de impulsos utilizando o VHIT ULMER

Fonte: ULMER, 2018.

O VHIT ULMER foi desenvolvido pela empresa francesa SYNAPSYS. É um sistema que avalia os seis canais semicirculares de forma independente. Além disso, esse sistema permite:

- Teste rápido: 5 minutos para testar os 6 canais e detectar sacadas (abertas e encobertas) e obter uma análise completa e relevante;
- Teste não invasivo: sem máscara ou dispositivo na cabeça do paciente, graças à câmera goggleless;
- Observação simultânea dos movimentos dos olhos e da cabeça graças à câmera goggleless;
- Manobras simples de realizar: detecção automática do canal testado e informações visuais fornecidas pelo software em tempo real + guia de manobras;
- 2 versões de software escaláveis: desde o SCREENING VHIT (apenas canais laterais) até a EVOLUTION VHIT (6 canais);
- Não descartável (por causa da câmera goggleless**).**

Quadro 3: Representação das especificações de hardware do VHIT ULMER (ULMER ADAPTADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Partes Incluídas	• Câmara VHIT • Software VHIT • Manual do usuário e CD de instalação
Ajustes	• Ajustes motorizados da nitidez da imagem, orientação horizontal da câmera e altura da câmera.
VHIT ULMER System	• Peso (sem cabo) • 6 kg (13,26 lb) • Conexão USB ao PC
VHIT ULMER Câmera	• Definição 752 x 480 • Tipo de Célula CCD 1/3 " • Fonte de alimentação 12 V DC • Sensibilidade <0,005 lux • Taxa de amostragem até 100Hz
Luz Infravermelha	• Comprimento de onda 830 nm • Cone de luz +/- 22 graus par LED
Fornecimento Energético	• Entrada 100-240 VAC / 50-60 Hz / Máx. 0,9A • Saída 13,2 V DC - 3A • Max. Potência de saída 40W • Classe de isolamento II • Altitude de operação <2000m
Classificação	• VHIT Classe I (European Medical Device Directive 93/42 / CEE) • Dispositivo elétrico de classe II
Padrão	• CE approved / EN 60601-1 / EN 60601-1-2 / IEC 62471-1
Requisitos mínimos do computador	• Processador Intel I5-3xxx (3ª geração) • 300Gb de espaço livre no disco rígido • 4 Gb de RAM • Placa Gráfica de Memória Dedicada • Sistema Operacional: Win 7 - 32 ou 64 Bits, Windows 8.1 64 Bits • Uma porta USB 2.0 livre

3.6.4 – VORTEQ

Figura 16: Paciente utilizando o Vorteq para análise de VHIT

Fonte: VORTEQ, 2018

O VORTEQ é um equipamento de análise de VHIT desenvolvido pela empresa Micromedical. O equipamento analisa rapidamente o RVO fornecendo valores quantitativo para diagnosticar pacientes com vertigem ou distúrbios do equilíbrio.

Um dos seus diferenciais comparados com concorrentes é a realização do teste de forma binocular, isto é, com duas câmeras gravando simultaneamente a imagem de cada olho a uma frequência entre 150 a 250 Hz. Além disso, a empresa garante que o sistema se mantém eficiente mesmo em casos que o paciente possui um olho protético um olho preguiçoso, uma catarata em um olho ou cegueira.

O equipamento possui um sistema que elimina a necessidade de calibração prévia dos sensores oculares e posicional. Dessa forma, pode ser iniciado em qualquer plano. Este algoritmo de calibração reduz significativamente o tempo de preparação do teste e melhora a precisão do teste. Durante o teste, o feedback audível e visual informa se sua técnica estava correta e se a velocidade da cabeça estava dentro da faixa adequada. São necessários apenas 10 impulsos aceitos em cada direção para completar uma avaliação de um par de canais.

Quadro 4: Representação das especificações de hardware do VORTEQ VHIT (MICROMEDICAL ADAPTADO, 2018)

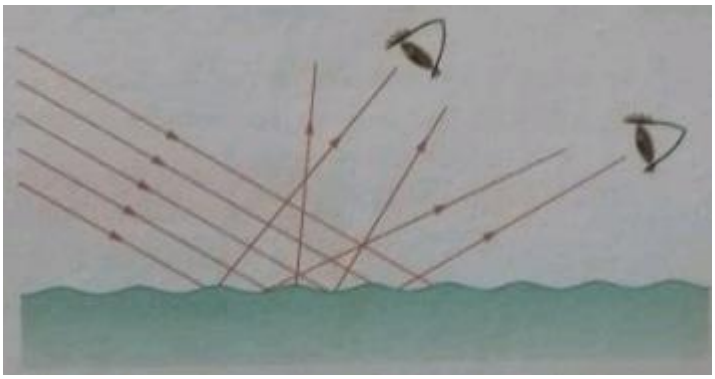
ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Taxa de frequência de gravação	• 150 a 250Hz
Taxa de velocidade do sensor	• 500°/s
Tamanho do sensor	• 1.25”x0,65”
Peso	• 289g
Alvo para estimulo	• TV digital de 32 a 42”
Sensor de posição	• Giroscópio com anéis de silicone

3.7 – FÍSICA DA REFLEXÃO

O processo de reflexão é o fenômeno em que um raio ou um feixe de luz incide sobre uma superfície e volta ao meio de origem. Dependendo da superfície do objeto a qual recebe a iluminação teremos diferentes ângulos de retorno (Figura 17). Isso ocorre porque a emissão dos raios de luz são equivalentes à retas paralelas. Em uma superfície lisa e espelhada, o ângulo î entre o raio luminoso incidente e uma reta *N* perpendicular à superfície (também conhecido como reta normal) é idêntico ao ângulo ô entre o raio defletido e a mesma reta de referência (Figura 18) (PIETROCOLA, 2016).

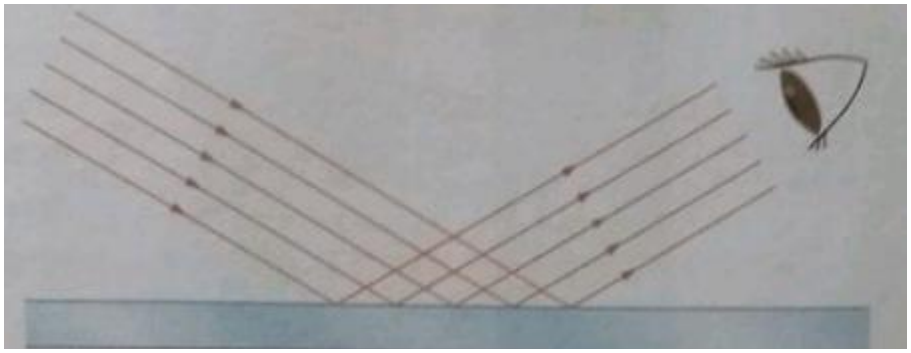
$$\hat{i} = \hat{o} \qquad \text{(II)}$$

Figura 17: Ilustração dos raios de luz sendo emitidos em uma superfície irregular .



Fonte: PIETROCOLA, 2016.

Figura 18: Ilustração dos raios de luz sendo emitidos em superfície lisa e espelhada e refletidos ao olho.



Fonte: PIETROCOLA, 2016.

A reflexão produzida nas condições da equação (II) é denominada **regular**. As melhores representações desse tipo de superfície são espelhos e metais polidos. Em casos que o corpo não é polido ou possui silhueta **irregular** provoca reflexão difusa (PIETROCOLA, 2016).

A justificativa para abordagem dessa temática é que os dispositivos expostos apresentam um sistema de reflexão por meio de um espelho transparente parcialmente prateado. Como o objetivo desse trabalho é baratear o custo, a método utilizado foi diferente.

Figura 19: Representação do espelho transparente no modelo ICS Impulse

Fonte: ICS IMPULSE, 2018.

3.8 – RASPBERRY PI 3

Para receber e analisar todos os dados utilizaremos um sistema de computador embarcado, o raspberry pi 3. A plataforma Raspberry Pi possui as seguintes dimensões, 85 x 56 x 17mm, com próprio sistema de software integrado além disso todo o seu hardware é alocado em uma única placa. O modelo mais atual teve lançamento em 29/02/2016, adquirindo novas atualizações e componentes comparado às duas versões anteriores, e possui as seguintes especificações:

- CPU: 1GHz ARM11 Broadcom CPU;
- GPU: Broadcom VideoCore IV;
- RAM: 512MB (900Hz);
- Networking: 10/100 ethernet, 2.4GHz 802.11n wireless;
- Bluetooth: Bluetooth 4.1 Classic, Bluetooth Low Energy;
- Storage: microSD;
- GPIO: 40-pin header, unpopulated;
- Ports: 2 x microUSB, mini-HDMI, an unpopulated composite video header.

Figura 20: Raspberry Pi 3.

Fonte: RASPBERRY, 2018.

3.9 – SENSORES ELETRÔNICOS

Nessa etapa da revisão bibliográfica será apresentada alguns sensores eletrônicos que foram utilizado no desenvolvimento desse trabalho.

3.9.1 - RASPICAM PI V2 8MP

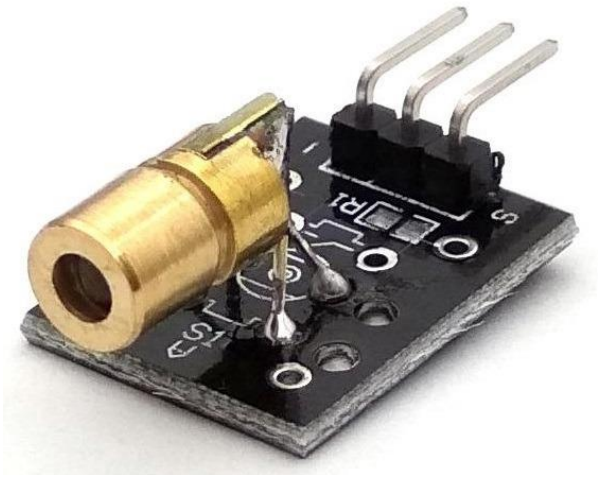
A Raspicam é um módulo da empresa Raspberry que realiza a captura de imagens por fotos e vídeos, podendo ser armazenadas no computador embarcado. A versão mais atual é a Raspicam PI V2 8MP, lançada em 2016, que veio substituir a primeira versão, lançada em 2013.

Quadro 5: Representação das especificações de hardware da Raspicam (RASPBERRY ADAPTADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Tamanho	• 25 × 24 × 9 mm
Peso	• 3g
Resolução da Câmera	• 8 Megapixels
Módulos de vídeo	• 1080p30, 720p60 and 640 × 480p60/90
Integração Linux	• V4L2 driver available
Programação em C API	• OpenMAX IL
Sensor	• Sony IMX219
Resolução do sensor	• 3280 × 2464 pixels
Área de imagem do sensor	• 3.68 x 2.76 mm (4.6 mm diagonal)
Tamanho do Pixel	• 1.12 µm x 1.12 µm
Tamanho Óptico	• 1/4”
Comprimento focal	• 3.04 mm
Campo Horizontal de Visão	• 62.2 degrees
Campo Vertical de Visão	• 48.8 degrees
Relação Focal	• 2.0
Taxa de Quadros	• Máximo de 90 fps

3.9.2 – MÓDULO LASER KY-008

Figura 21: Módulo Laser KY-008



Fonte: FILIPE FLOP, 2018

Atualmente encontramos a utilização de lasers em diversas aplicações eletrônicas, são exemplos: projetos que envolvem automação residencial, sistema de contagem de gotas, sistemas de segurança, entre outros. O módulo possui voltagem de operação entre 3.3V a 5V. Por esse motivo é compatível com as principais plataformas de prototipagens eletrônicas do mercado: arduíno e raspeberry. O módulo emite um comprimento de onda na faixa de 650 nm com coloração vermelha. Além disso, possui uma rosca ajustável para regular o diâmetro do feixe. O sensor conta com três pinos, para conexão com o computador, dois deles são de alimentação e o terceiro de comunicação.

Quadro 6: Representação das especificações de hardware do módulo KY-008(FELIPE FLOP ADATPADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Tensão	• 3,3V a 5V
Potência	• 5mW
Comprimento de Onda	• 650nm
Corrente	• Até 40Ma
Dimensões	• 28 x 15 x 8 mm

3.9.3 – MÓDULO MPU6050

Figura 22: Módulo MPU6050

Fonte: FILIPE FLOP, 2018

O MPU6050 é um dispositivo inercial que possui integrado 6 eixos, um giroscópio e um acelerômetro com 3 eixos cada um, bem como, um sensor de temperatura, que mensura variação entre -40°C à 85°C, em uma pequena placa de 20x16x0,9mm. Possui o sistema de comunicação I2C, permitindo um fluxo de dados mais rápido, de até 400KHz. A justificativa na utilização desse sensor em específico se deve ao fato de apresentar informações bem completas com relação à posição. O sistema possui três conversores analógico-digitais (ADCs) de 16 bits para a digitalização das saídas do giroscópio e para o acelerômetro. Para quantificar movimentos rápidos e lentos, as peças apresentam um giroscópio programável pelo usuário em escala completa de ± 250, ± 500, ± 1000 e ± 2000 ° / s e um acelerômetro programável pelo usuário em escala completa intervalo de ± 2g, ± 4g, ± 8g e ± 16g.

Quadro 7: Representação das especificações de hardware do módulo MPU6050 (FELIPE FLOP ADATPADO, 2018)

ESPECIFICAÇÕES HARDWARE	
Tensão	• 3,3V a 5V

Conversor	• AD 16 bits
Comunicação	• I2C
Faixa do Giroscópio	• ± 250, ± 500, ± 1000 e ± 2000 ° / s
Faixa do Acelerômetro	• ± 2g, ± 4g, ± 8g e ± 16g
Faixa do Sensor de Temperatura	• -40°C à 85°C
Dimensões	• 20x16x0,9mm

3.10 – IMPRESSÃO 3D

A impressão tridimensional (3D) é um método de fabricação em que os objetos são feitos pela fusão ou depósito de materiais - como plástico, metal, cerâmica, pós, líquidos ou até mesmo células vivas - em camadas para produzir um objeto 3D. Esse processo também é conhecido como manufatura aditiva (AM), prototipagem rápida (RP) ou tecnologia sólida de forma livre (SFF) (VENTOLA, 2014).

As impressoras mais comuns, em sua grande maioria, utilizam polímeros, ABS ou PLA. O material de impressão, que inicialmente é estruturado como um filamento, é extrudado através de um bico altamente aquecido, derretendo o filamento e colocando-o em uma plataforma. Ao mesmo tempo, a estrutura do bico descreve um movimento retilíneo em um plano para gerar a geometria da peça, camada por camada. Cada passe corresponde a uma camada do material fundido, que é ligado à camada adjacente pela energia térmica produzida no processo de fusão (ALVAREZ; LAGOS; AIZPUN, 2016).

4. METODOLOGIA

O desenvolvimento do projeto se iniciou pela revisão da literatura sobre o sistema auditivo, sobre a anatomia e disfunções do labirinto e sobre os mecanismos de diagnóstico, conforme apresentado na revisão bibliográfica, capítulo 3. Por meio do estudo foi possível verificar quais os métodos utilizados para diagnosticar disfunções vestibulares, e que o método *vHIT* é o mais adequado para o tipo de patologia que se pretende diagnosticar. Foi observado que apesar de ser um método de aparente simplicidade de execução requer um equipamento específico e de alto custo. Baseado nessa problemática foi elaborado o restante do projeto. O trabalho foi então dividido em etapas de desenvolvimento para confecção e testes do protótipo e elaboração da tabela de custos.

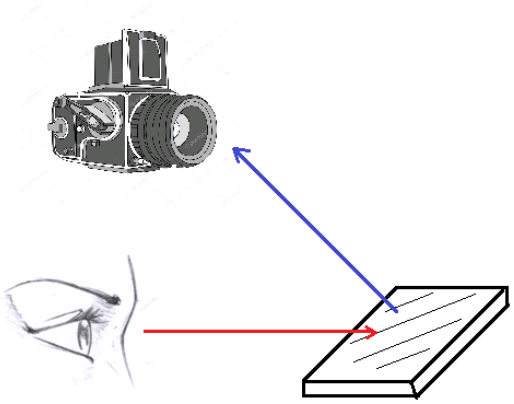
Vale salientar, que o objetivo desse trabalho não foi de desenvolver um dispositivo que ofereça mecanismos de diagnósticos mais efetivos e eficientes comparado aos já existentes no mercado, mas sim, uma proposta economicamente viável utilizando tecnologias mais baratas.

4.1 – PROPOSTA DE OBTENÇÃO DE IMAGEM

Para a avaliação do vHIT se faz necessário realizar a captura da imagem do olho do paciente. Nesse sentido, a câmera responsável pela captação dessa imagem deverá estar posicionada de forma favorável e um dos possíveis locais seria com a posição da lente apontada diretamente para o olho do paciente. No entanto, surge um empecilho: o campo de visão do olho analisado ficará comprometido. Como forma de minimizar essa dificuldade foi proposto um sistema com reflexão de imagens, semelhante aos modelos de mercado citados na revisão bibliográfica desse trabalho.

Foi proposto um sistema Câmera – Espelho – Olho, conforme representado na figura 23, sendo possível capturar a imagem do olho, tendo o espelho como mediador. Esse método ameniza a obstrução do campo de visão do paciente e mantém a qualidade da captação da imagem.

Figura 23: Representação ilustrativa do sistema CÂMERA-ESPELHO-OLHO



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018

Foram realizados testes e análises sendo definido o local da posição do espelho na parte inferior com intuito de garantir uma melhor qualidade da imagem do olho. Isso porque, a anatomia da pálpebra e os cílios superiores serem maiores, gerariam maiores interferências na imagem.

4.2 – SISTEMA DE CONTROLE

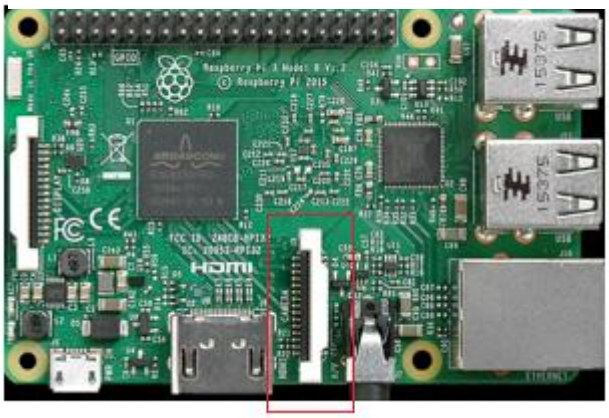
Para esse projeto foi preferível a utilização do Raspberry Pi 3 model B. Em inicial, não apenas pelo o seu custo acessível, de aproximadamente US$ 35,00, mas também sua boa capacidade de processamento Quad-core de 1,2 GHz tornando-o equiparável a um bom computador. Esse aspecto o mantém como preferência, especialmente, na aquisição de dados de imagem. O sistema conta com uma interface GPIO com 40 pinos, ideal para a utilização de três sensores simultaneamente, e com uma entrada CSI para a câmera raspicam.

A câmera utilizada, a raspicam pi v2, foi escolhida por terem especificações básicas que atendiam os critérios mínimos para manter a qualidade da gravação da imagem. A câmera de 8 MP que consegue gravar em 1080p com até 90 quadros por segundos se mostrou suficiente para capturar a frequência bem superiores as de até 5 Hz das sacadas corretivas.

A plataforma raspberry oferece um sistema operacional, o Raspibian, que tem base em Linux, sendo programável em Python. O sistema operacional pode ser adquirido gratuitamente no site da empresa, e fica condicionado no computador embarcado através de um cartão SD de memória. Nas atualizações mais recentes, são necessários 8GB livres para o software. Na etapa experimental foi utilizado um cartão SAN DISK 16GB. Essa informação é importante, porque, após aquisição da imagem, elas serão armazenadas no espaço de memória, até posterior diagnóstico.

Há um conector específico para o encaixe da câmera, conforme a FIGURA 20.

Figura 24: Representação do conector da camêra no raspberry pi 3.



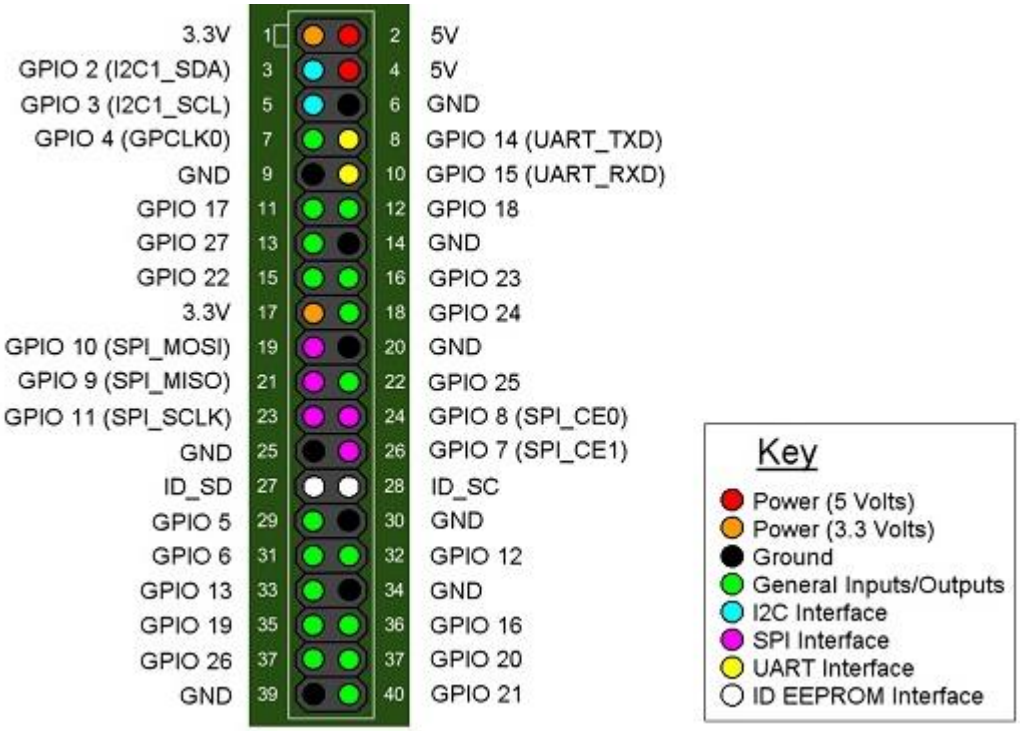
Fonte: RASPBERRY, 2018

Os módulos lasers serão necessários para realizar a calibração. Para esse projeto foram escolhidos os modelos KY-008, pelo custo acessível. Os lasers ficaram dispostos de forma a serem projetados na linha de visão do paciente. O objetivo é que pisquem de forma alternada com intuito de necessidade de calibração. Para a avaliação inercial foi escolhido o sensor MPU6050, isso porque, oferece uma maior quantidade de informações (3 eixos de acelerômetro e 3 eixos do giroscópio) e possui um custo de mercado baixo.

Os dois sensores lasers e a MPU6050 foram conectadas nos pinos. A figura 25 mostra uma representação esquemática de todos os pinos do computador embarcado. A conexão entre os sensores e o raspberry foi realizado através de conectores jumpers. A placa MPU6050 tem oito portas, e quatro delas foram utilizadas. As portas VCC, GND,

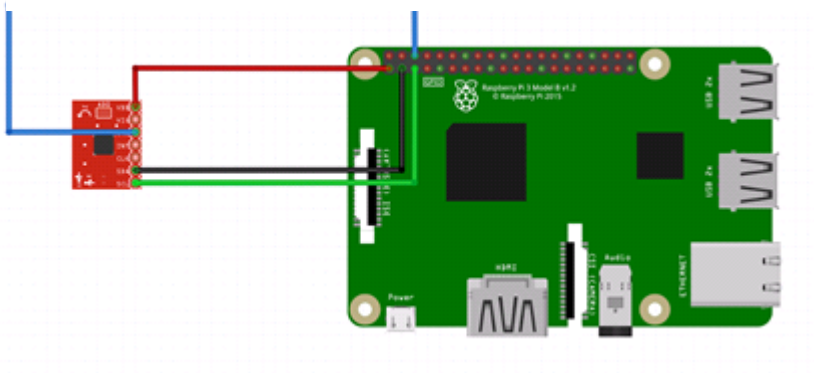
SCL e SDA foram associadas aos pinos 1, 6, 5 e 3 (FIGURA 26). Já os sensores lasers precisam de uma porta de GND e um pino de comunicação, por praticidade, o laser esquerdo foi conectado aos pinos 13 e 9 e o outro nas pinos 14 e 12.

Figura 25: Representação esquemática dos pinos do Raspberry pi 3.



Fonte: (RASPBERRY, 2018)

Figura 26: Representação esquemática da conexão MPU6050 e do Raspberry pi 3

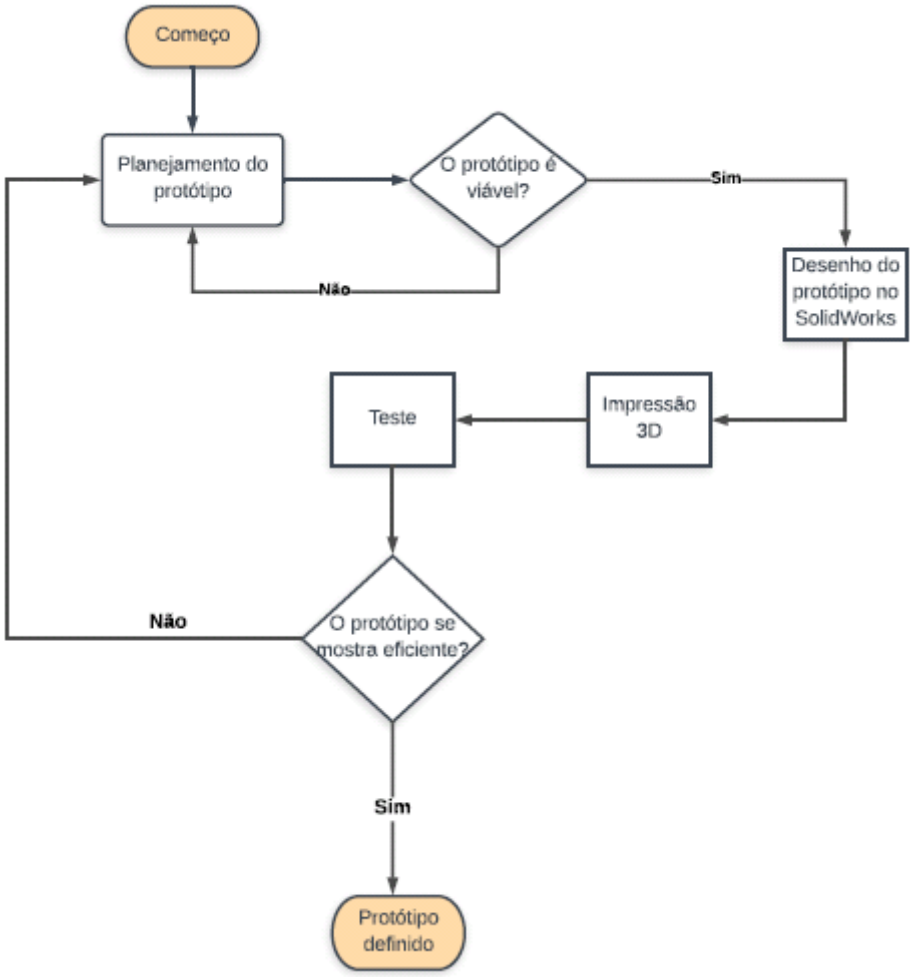


Fonte: (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

4.3 – PROTÓTIPO FÍSICO

O desenvolvimento do protótipo foi esquematicamente descrito em um sistema de caso de uso Lucidchart, um programa web em software, a figura 27 mostra as etapas.

Figura 27: Caso de uso para desenvolvimento do protótipo



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

1) Planejamento do protótipo: Consiste na etapa em que há um discursão superficial de todos os pontos do protótipo. Por exemplo: Como será o design, como será a fixação no rosto do paciente, onde ficarão localizados os sensores, o peso do protótipo.
2) Viabilidade do protótipo: Nessa etapa é verificado se os critérios levantados poderão ser cumpridos e se não será necessário realizar alguma intervenção no modelo. Em caso negativo, retornamos para etapa anterior. Em caso positivo, passamos para a próxima etapa.

3) Desenho do protótipo no SolidWorks: Nessa etapa, o protótipo idealizado é devidamente montado na plataforma CAD.
4) Impressão 3D: A impressão poderia ser realizada utilizando o polímero ABS ou PLA.
5) Testes: A fase de testes leva em consideração os critérios abordados na etapa dois. Além disso, se atende testes de resistência.
6) Validação final: Caso o protótipo tenha sido aprovado em todas as etapas será o escolhido

Para a etapa de montagem, o desenho foi realizado na ferramenta de CAD SolidWorks. Já a impressão das peças foi realizada com a impressora 3D Zmorph modelo SX, por meio do fatiador Voxelizer, que é disponibilizado pela própria empresa, com preenchimento de 80% e formato de camadas em coméia, para garantir uma boa resistência em todas as peças.

Algumas peças foram impressas separadamente para que posteriormente fossem coladas. A peça para suporte do espelho, suporte para câmera e os sensores foram todos colados. A ideia de fazê-lo dessa forma foi para otimizar o tempo de impressão, e para caso da impressora promover algum erro de acabamento na impressão em alguma parte do conjunto, não comprometeria todo o conjunto. O tempo contínuo para impressão de todos os componentes foi estimado em 12 horas.

4.4 – SOFTWARE DE DIAGNÓSTICO

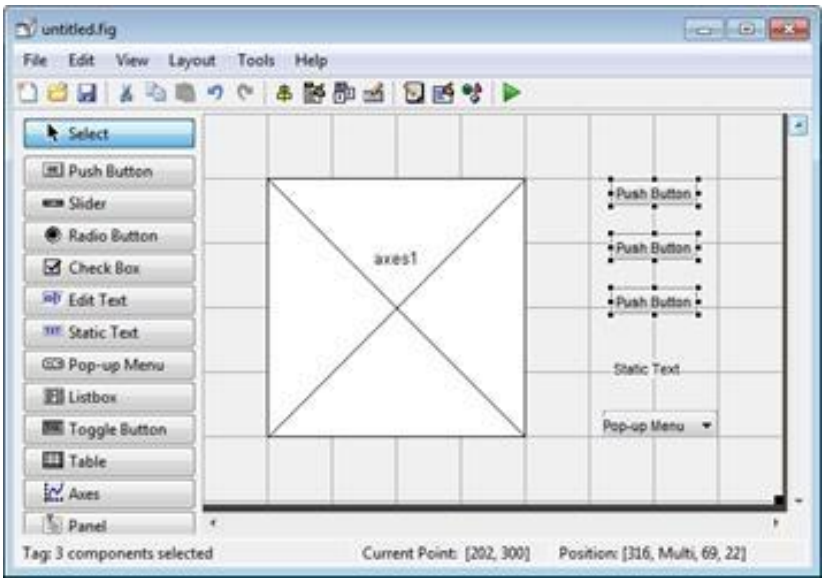
A proposta de software para diagnóstico foi realizado por meio do Matlab R2017a com o toolbox *Image Processing* e *Guide*. Foi escolhida essa plataforma, pois oferece um sistema de tratamento de imagens bem completo, com diversas bibliotecas já disponíveis. O *Image Processing* fornece um conjunto abrangente de algoritmos de referência e aplicativos de fluxo de trabalho para processamento de imagem, análise, visualização e desenvolvimento de algoritmo. Sendo possível trabalhar com diversos mecanimos de tratamento de imagens, como por exemplo, segmentação de imagens, reconhecimento de geometrias, eliminação de ruídos (FIGURA 28). Já o *Guide* fornece ferramentas para projetar interfaces de usuário para aplicativos personalizados (FIGURA 29).

Com isso, o Matlab auxiliará o procedimento de segmentação da pupila para diferenciá-la no reconhecimento de padrões do olho. Para mais, também será realizado uma interface de interação com usuário para aplicações personalizadas. Local este, que pode ser programado para receber arquivos e gerar gráficos, entre outros. Nesse campo, será realizado uma interface simples na qual seja possível receber um arquivo em vídeo, selecionar o tipo do teste que é desejado realizar (Teste de canais laterais, RALP ou LARP) e por fim, serão gerados gráficos com informações posicionais, de velocidade e de energia.

Figura 28: Processo de segmentação.

Fonte: MATHWORKS, 2018.

Figura 29: Representação da interface GUIDE



Fonte: MATHWORKS, 2018

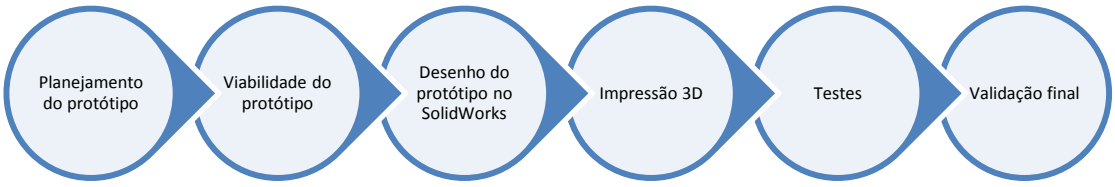
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nessa etapa serão apresentados os resultados obtidos mediante a aplicação da metodologia no tópico anterior. Evidencio que nessa seção a apresentação dos fechos foi segmentada em duas etapas. O tópico 5.1 discorrerá acerca da prototipação do dispositivo e o 5.2 acerca do software de diagnóstico.

5.1 – PROTÓTIPO FÍSICO

Para descrever os resultados dessa primeira etapa, devemos relembrar do caso de uso que foi apresentado na seção anterior, de acordo com a figura 30. Como forma de recordação, para que fosse definir um protótipo era necessário que ele cumprisse algumas etapas, sendo elas:

Figura 30: Etapas para desenvolvimento do protótipo



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

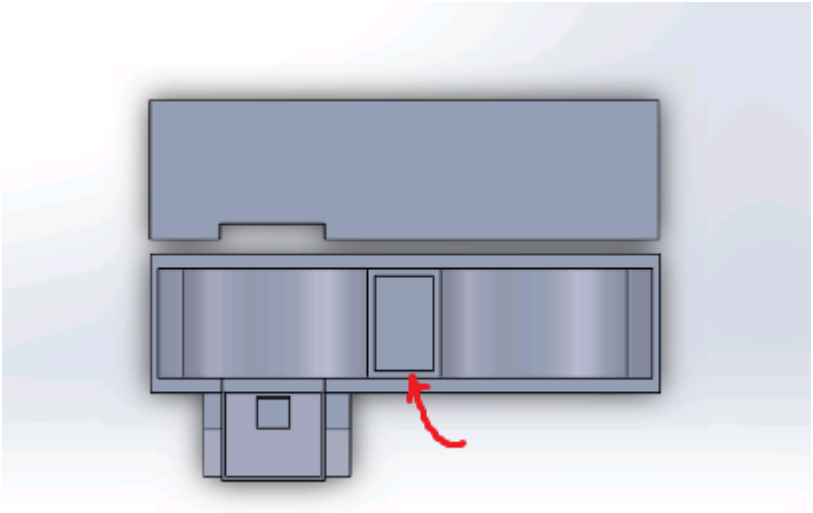
No planejamento do primeiro dispositivo, foi idealizado de forma a alocar todos os componentes internamente. Sendo assim, todos os sensores e as conexões com os jumpers estariam na parte interna, deixando externos apenas a câmera e o raspberry. Com isso, foram validadas as duas primeiras etapas, e passou para terceira. A figura 31 mostra a representação em perspectiva do primeiro modelo.

Figura 31: Desenho em perspectiva do primeiro protótipo

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

O desenho possui as dimensões de 135 x 25 x 35 mm, com dois orifícios hiperbólicos, ambos, com aproximadamente 15mm de diâmetro vertical e 30mm de diâmetro horizontal, local onde o paciente colocará os olhos. Logo acima, encontramos duas seções circulares, um próximo à aresta frontal na parte superior esquerda e outro na parte superior direita, com aproximadamente 6.25mm de diâmetro, região que ficará os sensores laser KY-008. No centro da parte interna, conforme pode ser visto na figura de visão superior (FIGURA 32), há um compartimento de 20 x 16 x 5mm para alocação da MPU6050. Como o projeto é um sistema monocular, a região da câmera (25x25x4mm), só é existente na parte superior direita. Imediatamente abaixo, encontramos o suporte para espelho, que consiste em uma plataforma retangular de 40 x 15 x 4mm. A fixação no rosto do paciente iria ocorrer por meio de uma faixa de tecido regulável.

Figura 32: Vista superior do primeiro protótipo



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Após impresso, o protótipo foi pesado em uma balança de precisão e apresentou a massa de 100g. Com o adicional de todos os sensores e jumpers, houve um acréscimo de 30g, totalizando 130g.

Nos testes, o aparelho apresentou um ponto negativo que foi decisivo para a eliminação, sendo ele:

- Como, para o esse modelo, tinha o objetivo de caber todos os componentes internamente, sua estrutura ficou muito espessa. Com isso, aumentava distancia entre o olho do paciente e o ponto de colocação de espelho. Em consequência, encontramos problemas de foco na imagem e sombreamento.

Diante do problema relatado, foi planejado um outro modelo visando erradicar o impasse gerado no modelo anterior.

Figura 33: Desenho em perspectiva do segundo protótipo.

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018

A segunda modelagem apresenta um dispositivo com características diferentes da anterior. Foi dispensada a implantação de compartimentos internos para alocar os sensores devido ao principal motivo que tornou a primeira versão desfavorável para implantação. O formato de preensão no rosto do usuário também foi alterado, sendo implantado o sistema de pernas semelhante a um óculos de grau comum. Para garantir uma boa fixação no rosto as pernas são fixas, formando um ângulo agudo de 80° com o eixo horizontal. O proposito de optar por esse tipo, seria para garantir maior firmeza e segurança no momento de realização do exame. Como o procedimento requer impulsos rápidos, garantiria que o dispositivo não se soltasse ou deslocasse durante o processo. A dimensão do aparelho em si é ficou de 138 x 5 x 35mm, com 136mm de comprimento de cada perna, com uma curvatura de 45°, na extremidade final, com o plano horizontal para garantir o apoio. Na vista lateral esquerda é possível identificar um recipiente retangular para alocar o sensor MPU6050, com dimensões 21 x 26 x 7mm e profundidade de 5mm. Já a tampa, que selará o conceptáculo, possui a mesma largura da caixa, mas teve um recuo de 4mm no comprimento, para que fosse possível manter os pinos de conexão sempre externos. O peso total se mostrou satisfatório, apenas 55g, possuindo um acréscimo final de 30g com os sensores. Algumas peças do dispositivos mantiveram-se inalteradas ou com poucas alterações, os parâmetros do suporte para espelho, câmera e tampa da câmera, por exemplo, foram mantidos os mesmos.

Todavia, ao realizar os testes, também foram encontradas falhas:

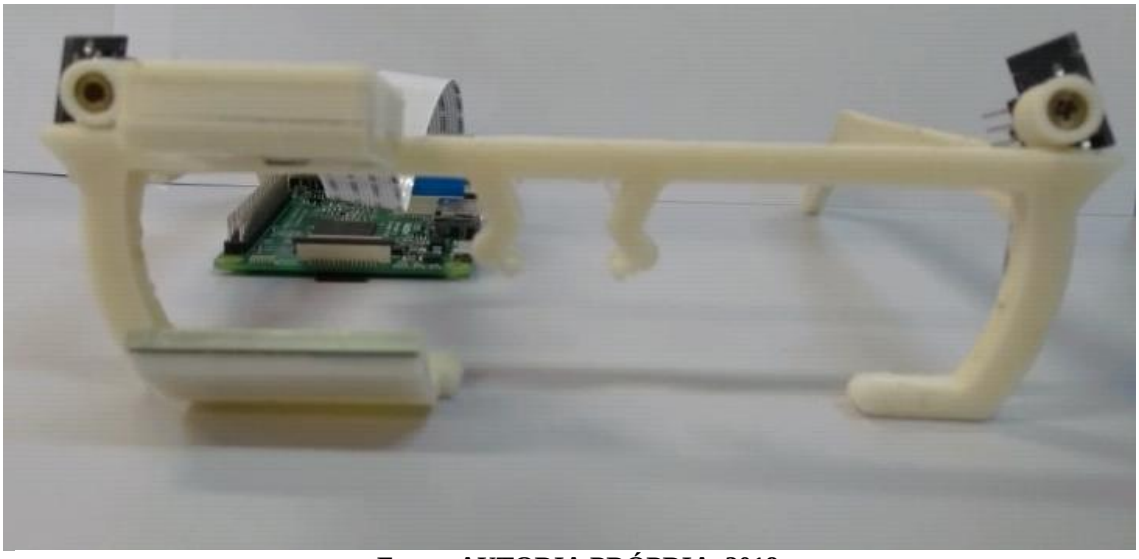
- Para um protótipo o ABS se mostrou frágil em pontos locais de tensão, e após alguns períodos de usabilidade apresentava rachaduras nas arestas entre as pernas do equipamento e a parte frontal.
- O fato de as pernas serem fixas e não apresentarem regulagem gera incomodo em longo prazo. Isso porque, para garantir a boa fixação, há uma pressão das pernas no rosto do usuário.

Figura 34: Desenho em perspectiva do terceiro protótipo.

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

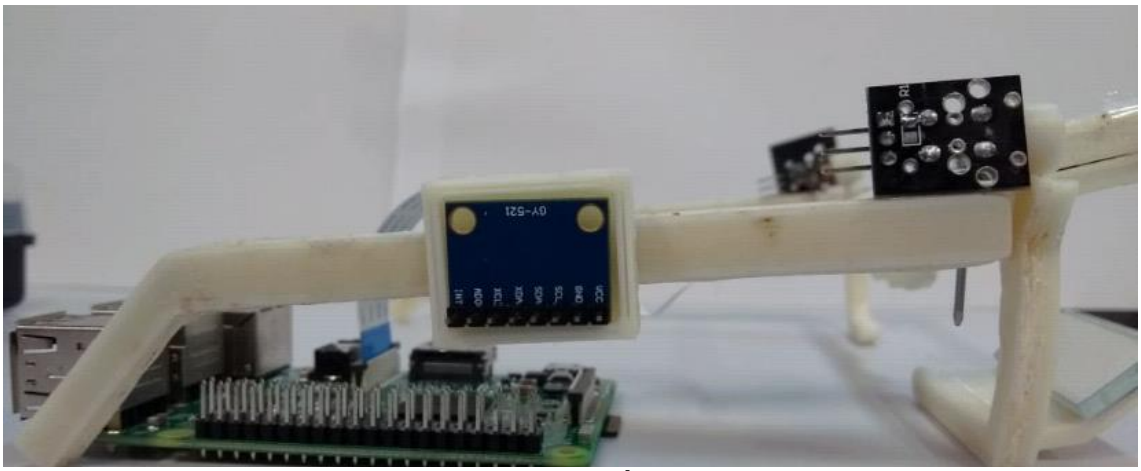
Finalizando essa etapa, para o último modelo, houve modificação nas pernas, que agora conta um eixo móvel no plano horizontal. Assim sendo, possibilita uma regulagem melhor ao rosto do pacientes. Houve também uma modificação na estrutura frontal da peça, criando um pequeno ressalto para auxiliar no embargo da rotação da perna, limitando a uma rotação de apenas 110°. As dimensões totais foram ajustadas para 138 x 5 x 40mm. O comprimento da perna manteve inalterado, no entanto houve um ganho de 5mm devido ao eixo criado, somando 141mm. O eixo criado é formado por duas unidades retangulares, espaçadas há uma distância de 3,55mm, com um furo circular central com cerca de 1,98mm de diâmetro. Já a peça de encaixe tem a base circular, justamente para facilitar a rotação e possui um furo central. O sistema é encaixado por meio de um pino de metal. Nas partes superiores, as duas estruturas cônicas com 6,25mm de diâmetro e 8mm de comprimento, servem para anexar os sensores laser. As figuras 35 e 36 mostram uma visão frontal e lateral direita, respectivamente, do dispositivo com os sensores alocados nos respectivos locais.

Figura 35: Vista frontal do protótipo final com todos os sensores alocados e a câmera conectada no Raspberry Pi 3



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Figura 36: Vista lateral esquerda do protótipo final com todos os sensores alocados e a câmera conectada no Raspberry Pi 3.



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

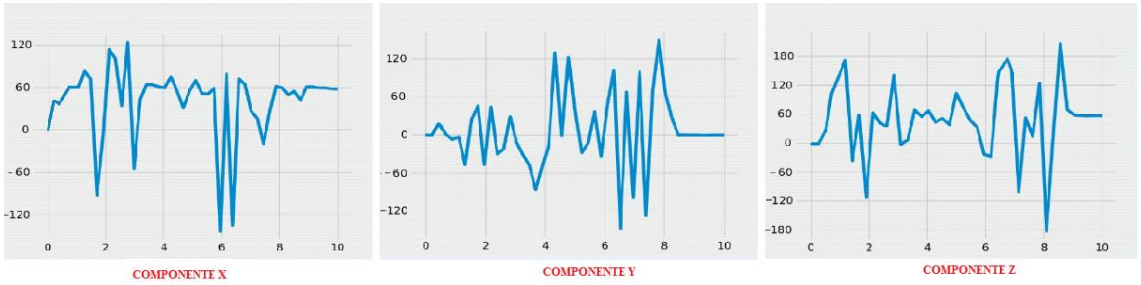
Com relação aos sensores foram realizadas algumas simulações de movimentação no plano lateral. Por meio do aplicativo Matlibplot contido no sistema operacional do raspberry, foi possível plotar gráficos. De forma geral, a MPU6050 apresenta seis linhas de informações sendo elas três para o acelerômetro e três para o giroscópio, esses dados foram coletados e plotados em gráficos. As figuras 37 e 38 mostram, respectivamente, os resultados obtidos nos três eixos, separadamente do acelerômetro e do giroscópio. O eixo das abcissas mostra um recorte temporal de 10

segundos para ambos gráficos, no eixo das ordenadas, o acelerômetro possui uma relação m/s e o giroscópio medição em graus.

Figura 37: Resultado de simulações obtidas no acelerômetro

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Figura 38: Resultado de simulações obtidas no giroscópio



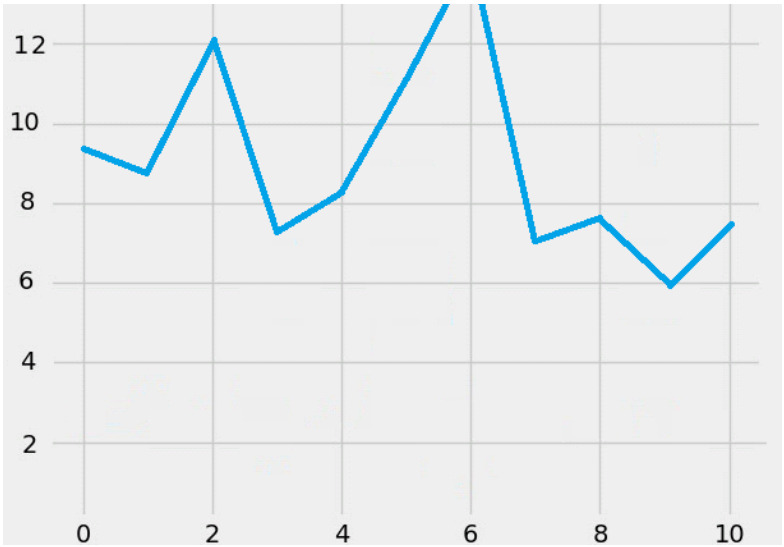
Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Conforme mostrado nas figuras, as variações de picos mostram momentos exatos de mudança de trajetória ocasionada por aplicação de um impulso, que seria equivalente ao aplicado no vHIT. Todavia, se faz necessário apresentar a magnitude de todas as componentes, para isso foi aplicado a equação abaixo e realizado uma aproximação com dez pontos, um para cada segundo.

$$F(x,y,z) = (x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} \qquad \text{(III)}$$

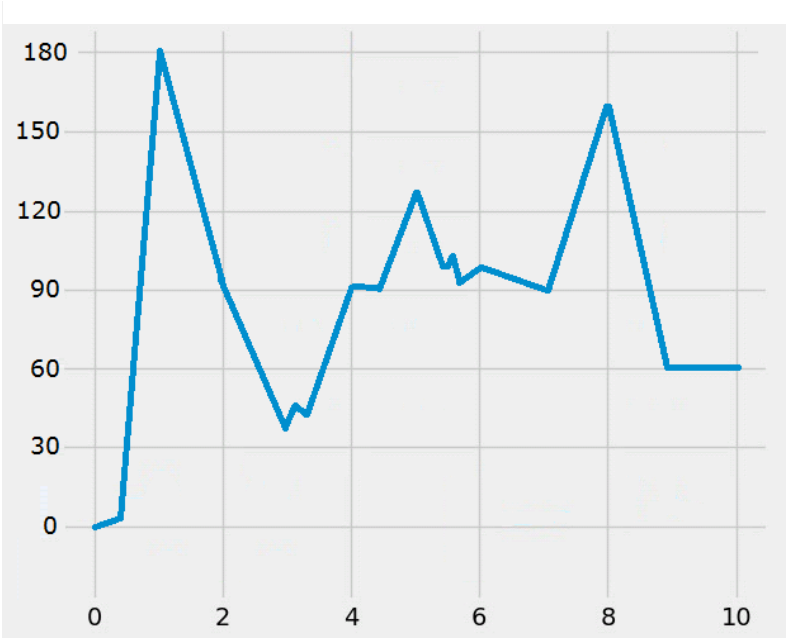
Os resultados obtidos podem ser verificados nas figuras 39 e 40.

Figura 39: Magnitude das componentes do acelerômetro.



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Figura 40: Magnitude das componentes do giroscópio



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

O valor obtido da magnificência do acelerômetro será comparado com o valor de aceleração obtido pelo software, que será apresentado na próxima seção, com isso será possível prescrever um diagnóstico.

O sistema operacional do raspberry permite que linhas de códigos sejam salvas em arquivos de textos para que possam ser compiladas no prompt de comando. Para os sensores lasers foi descrito com código simples para que acendessem e apagassem em um tempo contínuo com um delay de 1 segundo. Vale ressaltar que a sequencia para acender e apagar foram distribuídas de forma compensatória para justamente assim que um estiver aceso o outro esteja desligado, e teria duração de 10 segundos, tempo este, suficiente para a calibração. A sequência foi estabelecida para iniciar assim que o sistema fosse ligado. A figura 41 mostra a execução do código.

Figura 41: Execução do código dos sensores lasers

Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Um dos objetivos desse trabalho, para essa primeira etapa, era de baratear o custo do dispositivo. A tabela 5 explana os gastos que foram tidos no desenvolvimento do protótipo.

Quadro 8: Custos do protótipo (AUTORIA PRÓPRIA, 2018)

Material	Unidades	Custo
Raspberry Pi 3	1	R$ 150,00
Raspicam V2	1	R$250,00
Cartão SD	1	R$15,00

MPU6050	1	R$20,00
Laser KY-008	2	R$ 16,00
ABS (250g)	-	R$50,00
Carregador de Celular	1	R$20,00
Total	**6**	**R$521,00**

Os preços dos equipamentos foram embasados através do site Raspberry, Mercado Livre, Felipe Flop e Void 3D.

5.2 – PROTÓTIPO SOFTWARE

Foi desenvolvida uma interface por meio do Matlab R2017a para realizar o tratamento das imagens obtidas bem como funções fornecidas pela toolbox de *Image Processing* para a conclusão dessa etapa.

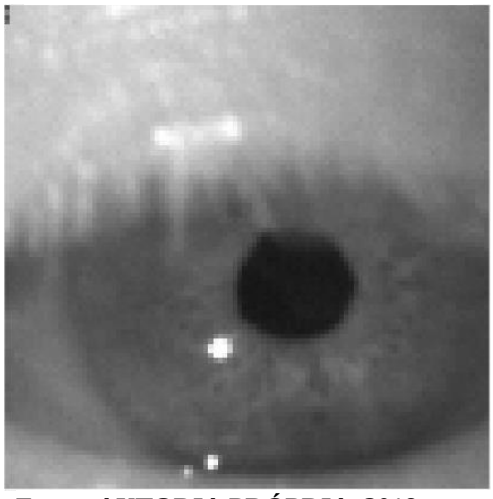
O software desenvolvido realiza as seguintes atividades, em ordem cronológica:

1. Aquisição de vídeo em uma região de interesse: o tempo mínimo empregado para a coleta de dados foi de 15 segundos;
2. Seleção do tipo de teste para processamento: teste do tipo Lateral, RALP ou LARP;
3. Extração de frames: cada frame foi convertido em grayscale e submetido aos passos subsequentes;
4. Segmentação da pupila: utilizou-se o método de limiarização, no qual atribuiu-se valor lógico 1 a todos os pixels com intensidade menor ou igual a 40. Posteriomente, foi aplicado o processamento morfológico de abertura, com um elemento estruturante em forma de disco, de raio de tamanho 6;
5. Validação dos frames: com base na área e excentricidade das regiões segmentadas. Adicionalmente, para as situações em que mais de uma região foram encontradas, também utilizou-se a intensidade média das regiões correspondentes nas imagens em grayscale referentes às regiões segmentadas. Frames que não atendiam aos requisitos foram descartados;

6. Coleta da posição do centróide da pupila nos frames válidos;
7. Cálculo das distâncias e velocidade da pupila entre os frames: por meio da posição dos centróides, foram possíveis computar as distâncias percorridas e velocidade;
8. Normalização das distâncias adquiridas: para evitar resultados influenciados pelo tempo de aquisição ou pela quantidade de frames, foi utilizada uma medida de normalização. No caso, a média das distâncias;
9. Avaliação gráfica da região de interesse capturada: com a intenção de auxiliar a tomada de decisão pelo profissional de saúde.

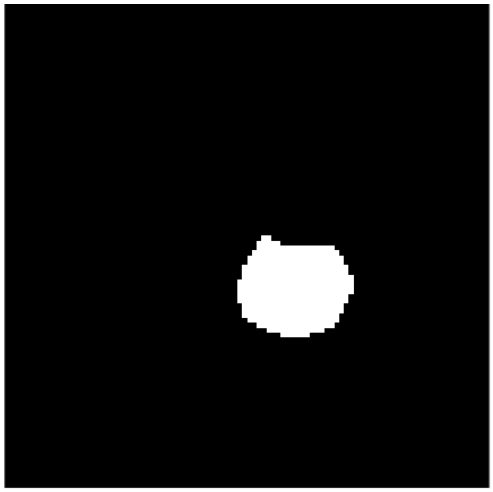
As figuras abaixo ilustram algumas etapas de segmentação aplicadas.

Figura 42: Imagem em *greyscale.*



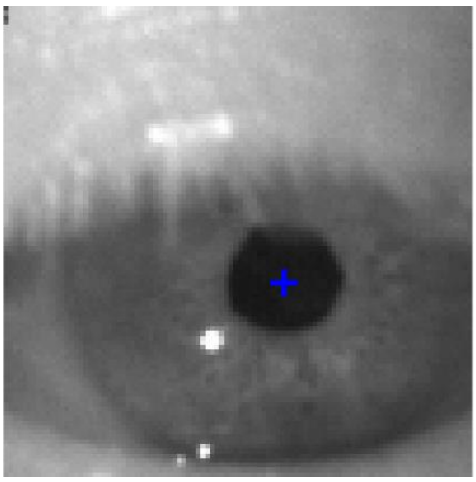
Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018

Figura 43: Resultado do processamento morfológico de abertura aplicado na imagem da Fig. Anterior



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Figura 44: Determinação do centro da pupila na imagem da Fig.43 com base na região segmentada na Fig.44.



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018

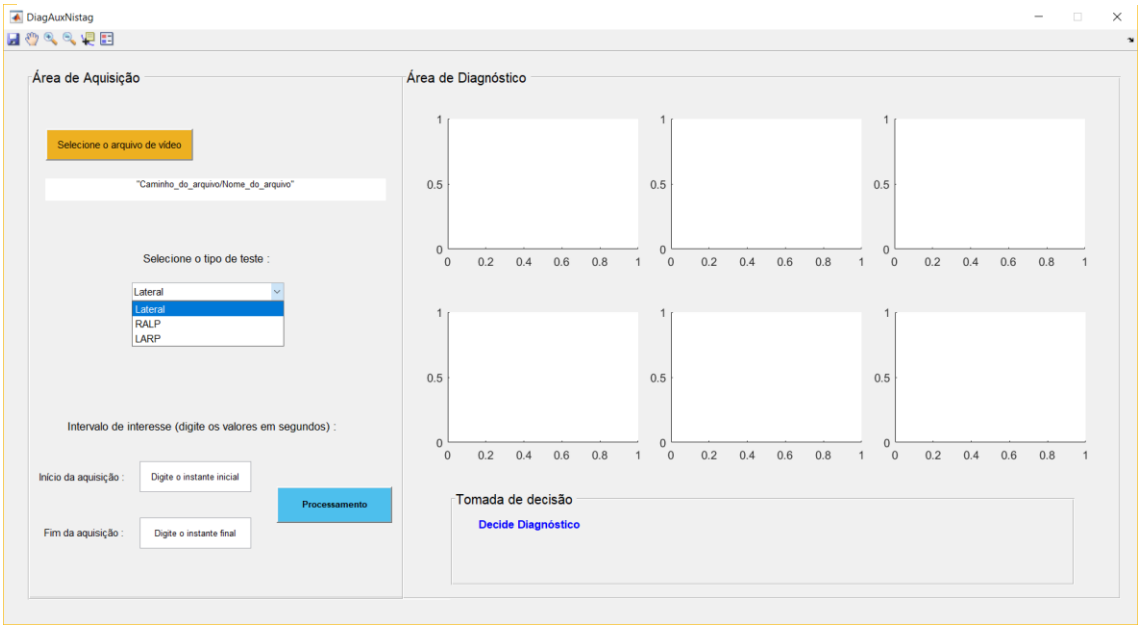
Foi desenvolvida uma interface gráfica bastante simples e intuitiva, conforme mostrado abaixo. Ela é dividida num painel que trata da aquisição do vídeo e de outro que exibe o resultado do processamento.

Como é ilustrada na figura 45 a plataforma de aquisição conta com um botão para selecionar o arquivo de vídeo (para as extensões Raw H,264, MP4 e AVI), em seguida existe um campo seletor para selecionar o tipo de teste que será aplicado (FIGURA 46). E por fim, é necessário que o clínico insira o intervalo da contagem do vídeo (tempo inicial e final). Após clicar no botão de processamentos os resultados são adquiridos conforme mostrado na figura 47.

Figura 45: Painel de diagnósticos realizado no GUIDE do Matlab.

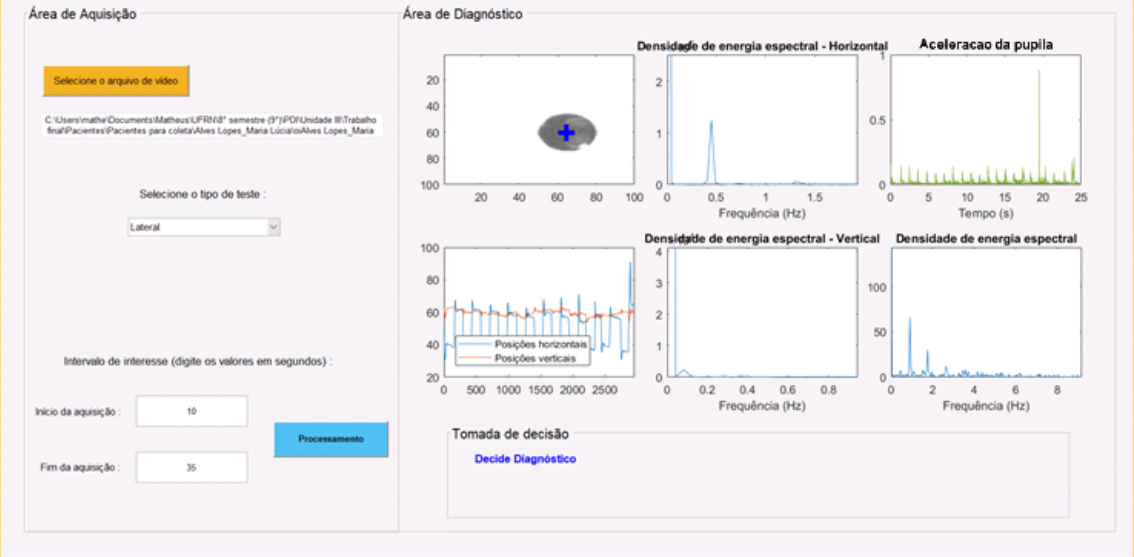
Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Figura 46: Demonstração da palhete com os tipos de testes



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018

Figura 47: Informações obtidas após clicar no botão de processamento.



Fonte: AUTORIA PRÓPRIA, 2018.

Os painéis gráficos são capazes de mostrar (respectivamente da direita para a esquerda): o movimento da pupila do paciente no intervalo indicado, a densidade de energia espectral horizontal, a aceleração do movimento pupilar (informação adquirida a partir da distancia entre pixels), as posições horizontais e verticais do olho, densidade de energia espectral vertical e por fim a densidade de energia espectral total (combinação entre a vertical e horizontal).

Tangenciando a temática para cada informação mostrada no painel: Foi determinado um tempo inicial e um tempo final para que, após iniciado a gravação, o profissional da saúde possa especificar quais intervalos seriam de interesse dele. Sendo assim, é utilizado uma menor capacidade de processamento dos dados, já que o intervalo será mais objetivo. Evitando que o sistema capte informações desnecessárias, invalidando o diagnóstico. Há a necessidade de mostrar o movimento da pupila, para que possam ser avaliados visualmente possíveis ritmos que seja de interesse do diagnosticados, como por exemplos, espasmos não esperados ou ritmos que fogem do padrão. As densidades de energia espectral horizontal e vertical não é uma informação tão usual para a área da saúde, no entanto, ela foi introduzida nesse painel para que possa ter um outro padrão de análise. Isto é, se a pupila realiza muita movimentação, poderá ver valores mais altos de energia. Foi dividido em componentes verticais e horizontais, para ser possível identificar as componentes mais energéticas do nistagmo. E por fim, é mostrada a aceleração da movimentação da pupila no tempo. Essa é a

informação mais valiosa, no painel, porque será comparada com o movimento da cabeça para determinar o ganho.

6. CONCLUSÕES

Comparando o resultado obtido com o objetivo geral, podemos afirmar que a meta foi concluída, desenvolveu-se um dispositivo eficiente, resistente, prático e com um custo baixíssimo em comparação com os presentes no mercado. Além disso, conseguiu-se desenvolver um código aberto, compatível com mercado, capaz de gerar informações básicas de auxilio ao diagnóstico.

Todos os objetivos específicos detalhados para esse projeto foram ordenadamente concluídos, desde as etapas de análise de variáveis para auxilio no diagnóstico até o procedimento de final de confecção do dispositivo e tela de diagnóstico.

Podemos concluir que a maior finalidade desse trabalho não é só é estimular o desenvolvimento de dispositivos na área da saúde com a intenção de diminuir custos, favorecendo o atendimento de unidades de saúde menos equipadas que atendem a população mais carente, mas também incentivar que pesquisadores e estudiosos procurem sempre inovar, gerando um progresso cientifico cada vez mais vantajoso e disponível a todos.

7. REFERÊNCIAS

ALBERTINO, S. et al. Valores de referência da prova calórica a ar. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 78, n. 3, p. 2–2, jun. 2012.

ÁLVAREZ, K.; LAGOS, R. F.; AIZPUN, M. Investigating the influence of infill percentage on the mechanical properties of fused deposition modelled ABS parts. **Ingeniería e Investigación**, v. 36, n. 3, p. 110, 19 dez. 2016.

BANKOFF, Antonia dalla Pria; BEKEDORF, Rafael. Bases neurofisiológicas do equilíbrio corporal. **Revista Digital**, Buenos Aires, v. 1, n. 106, p.1-9, mar. 2007.

BARROS, A. C. M. P. DE; CAOVILLA, H. H. From nystagmus to the air and water caloric tests. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 78, n. 4, p. 120–125, ago. 2012.

BRONSTEIN, Adolfo; LEMPERT, Thomas. **Tonturas - Diagnóstico e tratamento uma abordagem prática.** 2. ed. Rio de Janeiro: Thieme Revinter, 2018. 208 p.

CARVALHO, L. E. M. R. DE. Nistagmo. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 61, n. 4, 1998.

EYESEECAM. Disponível em: <http://www.micromedical.com/Products/VHIT-AHR/EyeSeeCam>. Acesso em: 2 nov. 2018.

FELIPE FLOP. Disponível em: < https://www.filipeflop.com/>

GANANÇA, Maurício Malavasi. **Vertigem tem cura?** São Paulo: Lemos Editorial, 1998. 301 p.

GONÇALVES, D. U.; FELIPE, L.; LIMA, T. M. A. Interpretation and use of caloric testing. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 74, n. 3, p. 440–446, jun. 2008.

GRELLET, Marcos; COLAFÊMINA, J.F. Vetoeletronistagmografia: Análise das freqüências e limiares dos nistagmos verticais à prova rotatória pendular decrescente. **Brazilian Journal Of Otorhinolaryngology.** SÃo Paulo, p. 235-248. dez. 1992.

GRELLET, Marcos; ROLIM, Arias. Estudo comparativo da resposta labirintica ao estimulo rotatório pendular decrescente em individuos normais jovens (18 a 30 anos) e

adultos (31 a 65 anos). **Brazilian Journal Of Otorhinolaryngology.** SÃo Paulo, p. 76-84. abr. 1977.

HAMILTON, S. S.; ZHOU, G.; BRODSKY, J. R. Video head impulse testing (VHIT) in the pediatric population. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v. 79, n. 8, p. 1283–1287, 1 ago. 2015.

HERDMAN, Susan J.. **Vestibular Rehabilitation.** 3. ed. Philadelphia: Contemporary Perspectives In Rehabilitation, 2007. 504 p.

ICS IMPULSE. Disponível em: <https://otometrics.natus.com/products-services/ics-impulse>. Acesso em: 2 nov. 2018.

KORSAGER, L. E. H. et al. Reliability and comparison of gain values with occurrence of saccades in the EyeSeeCam video head impulse test (vHIT). **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, v. 273, n. 12, p. 4273–4279, 1 dez. 2016.

LEIGH, John R.; RUCKER, Janet C.. Differences Between Physiologic and Pathologic Nystagmus. In: LEIGH, John R.; RUCKER, Janet C.. **Nystagmus - General Concepts and Clinical Approach.** Utah: Novel, 2005. p. 1133-1136.

MACDOUGALL, Hamish Gavin et al. The Video Head Impulse Test (vHIT) Detects Vertical Semicircular Canal Dysfunction. **Plos One**, Sydney, v. 8, n. 4, p.1-10, abr. 2013.

MAIA, Francisco Carlos Zuma e. **Elementos Práticos em Otoneurologia.** 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2011.

MEZZALIRA, R. et al. Sensitivity of caloric test and video head impulse as screening test for chronic vestibular complaints. **Clinics**, v. 72, n. 8, p. 469–473, ago. 2017.

MIRALLAS, N. D. R. et al. Vestibular assessment and rehabilitation in the elderly. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 14, n. 4, p. 687–698, 2011.

MOROZETTI, P. G.; GANANÇA, C. F.; CHIARI, B. M. Comparação de diferentes protocolos de reabilitação vestibular em pacientes com disfunções vestibulares periféricas. **Jornal da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia**, v. 23, n. 1, p. 44–50, mar. 2011.

NETTO, A. A. T. DE C.; COLAFÊMINA, J. F. Movimentos sacádicos em indivíduos com alterações cerebelares. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 76, n. 1, p. 51–58, fev. 2010.

PIETROCOLA, Maurício et al. **Física em contextos, 2.** São Paulo: Editora do Brasil, 2016. 288 p.

RASPBERRY. Disponível em: <https://www.raspberrypi.org/>. Acesso em: 2 nov. 2018.

SANTOS, L. N. D. Provas Calóricas e Video Head Impulse Test: Estudo da sua Complementaridade. p. 48, [s.d.].

SAÚDE ACÚSTICA. Disponível em: < http://saudeacustica.pt/ouvido-e-audicao/>

THAMMIT MEDICAL. Disponível em: < http://www.trammit.com.br>

VENTOLA, C. L. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. **Pharmacy and Therapeutics**, v. 39, n. 10, p. 704–711, out. 2014.

ULMER. Disponível em: <http://pdf.medicalexpo.com/pdf/synapsys/video-head-impulse-test-vhit-ulmer/80498-131387.html>. Acesso em: 2 nov. 2018.

VORTEQ. Disponível em: <http://www.micromedical.com/products/vorteqvhit/>. Acesso em: 2 nov. 2018.

ZAHN, J. R. Incidence and characteristics of voluntary nystagmus. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 41, n. 7, p. 617–623, 1 jul. 1978.