

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO  
SUL  
FACULDADE DE ENGENHARIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

EZEQUIEL SCHNEIDER SANTANA

**Quantificação de Movimentos Oculares:  
Plataforma de Extração e Análise de Parâmetros do  
Equilíbrio**

Porto Alegre  
2015

EZEQUIEL SCHNEIDER SANTANA

## **Quantificação de Movimentos Oculares: Plataforma de Extração e Análise de Parâmetros do Equilíbrio**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Versão de submissão para a comissão do programa de pós-graduação em engenharia elétrica.

Orientador: Prof. Dario F. G. de Azevedo, Ph.D.

Porto Alegre  
2015



## **QUANTIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS OCULARES: PLATAFORMA DE EXTRAÇÃO E ANÁLISE DE PARÂMETROS DO EQUILÍBRIO**

**CANDIDATO: EZEQUIEL SCHNEIDER SANTANA**

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

---

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

### **BANCA EXAMINADORA**

---

**DRA. MARA REGINA KNORST - DA FAENFI - PUCRS**

---

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

*Dedico este trabalho integralmente ao meu irmão, Régis, pelo apoio em momentos difíceis, pelo companheirismo permanente, pelo homem que se tornou e pelo ser humano que é.*

## **Agradecimentos**

Agradeço de coração aos meus pais, em especial a minha mãe. Agradeço ao meu orientador Dario Azevedo, que não permitiu que eu desistisse. Agradeço a minha noiva, Gabriela, motivadora, apoiadora e porto seguro.

*“É muito melhor arriscar coisas grandiosas, alcançar triunfos e glórias, mesmo expondo-se a derrota, do que formar fila com os pobres de espírito que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem nessa penumbra cinzenta que não conhece vitória nem derrota. ”*

*Theodore Roosevelt*

## Resumo

Santana, Ezequiel Schneider. **Título do trabalho:** Quantificação de Movimentos Oculares: Plataforma de Extração e Análise de Parâmetros do Equilíbrio. 2015. f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

Este trabalho apresenta um instrumento, similar a videonistagmografia, que inclui um conjunto de ferramentas para diagnóstico médico complementar em indivíduos que sofrem de distúrbios de equilíbrio. Através deste projeto, é possível realizar a extração de parâmetros com base na análise de registros de movimentos de olhos. O *software* implementa algoritmos de processamento de imagens para calcular a posição da pupila e extrair parâmetros utilizados para apoio ao diagnóstico. Dentre os parâmetros, estão a velocidade e amplitude dos movimentos de olhos. O algoritmo foi testado com um modelo 3D do olho, especialmente desenvolvido para produzir movimentos como os de nistagmo, que ocorrem, por exemplo, em pessoas com nistagmo patológico.

Palavras-chave: Videonistagmografia, quantificação de movimento de olhos, extração automática de parâmetros, extração de parâmetros.

## **Abstract**

Santana, Ezequiel Schneider. **Work Title:** Eye Movement Quantification: Platform for Human Balance Parameter Extraction and Analysis. 2015. f. Thesis (Master of Electrical Engineer) – Post Graduation School of Electrical Engineer, PUCRS University, Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.

This work presents an instrument, similar to videonystagmography (VNG) that includes a set of tools for complementary medical examination in individuals who suffer from balance disorders. It performs the extraction of parameters based on the analysis of eye movement recordings. It implements image processing algorithms to calculate pupil position and to extract parameters used for medical diagnosis support, including speed and amplitude of the eye movements. The algorithm was tested with a 3D eye model, specially designed to produce horizontal and vertical nystagmus as they would occur in human beings with a pathological nystagmus.

**Keywords:** Videonystagmography, eye tracking, eye movement quantification, automatic parameter extraction, parameters extraction.



## Lista de figuras

Figura 2.1 - Equilíbrio .....	21
Figura 2.2 - Vista superior da cabeça, recorte com sistema periférico .....	21
Figura 2.3 - Sistema vestibular .....	22
Figura 2.4 - Direção da deflexão e fluxo da endolinfa .....	24
Figura 2.5 - Reflexo vestibulo-ocular .....	28
Figura 2.6 – Origem excitação / inibição .....	29
Figura 3.1 - Diagrama do Olho Humano .....	31
Figura 3.2 – Músculos, globo ocular e nervo ótico do olho direito.....	33
Figura 3.3 – Estabilização do olhar .....	33
Figura 4.1 – Posicionamento dos Eletrodos (Agarwal, 2015).....	36
Figura 5.1 - Aquisição de Imagem .....	39
Figura 5.2 – Escala de cinza com 8 bits .....	41
Figura 5.3 - Imagem original (esquerda) e versão binária (direita).....	42
Figura 5.4 – Exemplo de localização de contorno.....	43
Figura 5.5 - Imagem com histograma.....	44
Figura 6.1 – Principais atores/componentes do sistema .....	46
Figura 6.2 – Iniciar um exame: Ao vivo e a partir de arquivo .....	48
Figura 6.3 – Seleção dos dispositivos para exame ao vivo .....	48
Figura 6.4 – Exame ao vivo.....	50
Figura 6.5 – Exame a partir de arquivo .....	52
Figura 6.6 - Simulador 3D de movimentos oculares .....	54
Figura 6.7 - Exemplo de movimento horizontal.....	54
Figura 6.8 - Exemplo de movimento vertical .....	55
Figura 6.9 – Simulador, com reflexo interno à pupila.....	56
Figura 6.10 – Simulador, com reflexo na borda da pupila .....	56
Figura 7.1 – Tela inicial.....	57
Figura 7.2 – Assistente para iniciar novo exame.....	58
Figura 7.3 – Exame ao vivo.....	59
Figura 7.4 – Exame a partir de arquivo .....	60
Figura 7.5 – Nova tela principal do sistema .....	61
Figura 7.6 – Passo 1 do assistente .....	62

Figura 7.7 - Passo 2 do assistente – lista de câmeras .....	63
Figura 7.8 – Passo 2 do assistente – com câmera selecionada .....	64
Figura 7.9 – Passo 2 do assistente – nova câmera conectada .....	65
Figura 7.10 – Passo 2 do assistente – outra câmera selecionada .....	66
Figura 7.11 – Nova tela para execução do exame ao vivo .....	67
Figura 7.12 – Busca de um exame para <i>replay</i> .....	68
Figura 7.13 - Tela para replay de exame .....	69
Figura 7.14 – Sincronismo teórico .....	71
Figura 7.15 – Ilustração de assincronismo .....	72
Figura 7.16 – Taxa de leitura maior que a taxa de gravação .....	72
Figura 7.17 – Taxa de leitura menor que a taxa de gravação .....	73
Figura 7.18 – Taxa de leitura maior que a taxa de gravação .....	77
Figura 7.19 – Arquivos para execução sem a presença do examinado .....	78
Figura 7.20 - Utilização do processador (janela de 60 segundos).....	78
Figura 7.19 - Limite amplitude.....	80
Figura 7.20 – Tamanho pupila.....	81
Figura 7.21 – Nistagmo em destaque .....	84
Figura 7.22 - Seção de segmento.....	85

## Lista de tabelas

Tabela 5.1 – Matriz Imagem.....	40
Tabela 5.2 - Valores RGB .....	41
Tabela 6.1 - Quadro de ferramentas de apoio.....	46
Tabela 7.1 - Valores simulados e medidos .....	80
Tabela 7.2 - Comparação atualizada.....	82
Tabela 7.3 – Informações sobre nistagmo .....	86
Tabela 7.4 - Velocidade simulada, relação entre fase rápida e lenta.....	86
Tabela 7.5 - Velocidade medida, relação entre fase rápida e lenta .....	86

## **Lista de algoritmos**

Algoritmo 7.1 – Algoritmo para sincronização – taxa inferior .....	73
Algoritmo 7.2 – Algoritmo para sincronização - completo.....	75
Algoritmo 7.3 – Algoritmo para gerar sequência de validação .....	79
Algoritmo 7.4 - Geração de nistagmo .....	83

## Lista de abreviaturas e siglas

CSV	Do inglês <i>Comma Separated Values</i> , valores separados por vírgula.
SNC	Sistema Nervoso Central
RVO	Reflexo Vestíbulo-Ocular
RVE	Reflexo Vestíbulo-Espinal
RVC	Reflexo Vestíbulo-Coclear
LABIMA	Laboratório de Imagens da Faculdade de Engenharia
px	Pixel
3D	Tridimensional, três dimensões.
fps ou FPS	<i>Frames</i> (Quadros/Imagens) por segundo.

## Sumário

1	Introdução.....	16
1.1	Evolução humana e os sentidos.....	16
1.2	Os sentidos e o equilíbrio.....	17
1.3	Reflexo vestibulo-ocular e o diagnóstico de distúrbios de equilíbrio.....	18
1.4	Objetivos.....	18
2	Sistema Vestibular.....	20
2.1	Equilíbrio.....	20
2.2	Anatomia.....	21
2.2.1	Células Ciliadas.....	23
2.2.2	Canais Semicirculares.....	24
2.2.3	Órgãos Otolíticos.....	26
2.3	Fisiologia.....	26
2.3.1	Processamento Central.....	26
2.3.2	Reflexo Vestíbulo-ocular (RVO).....	27
2.3.3	Reflexo Vestibuloespinal (RVE).....	29
2.4	Disfunções do Equilíbrio - Sistema Vestibular.....	29
2.5	Exames: avaliação do sistema vestibular.....	30
3	Olho Humano.....	31
3.1	Sistema muscular do olho (resposta motora).....	32
3.2	Estabilização do olhar.....	33
4	Compensação vestibular e ferramentas de identificação de distúrbios do equilíbrio.....	35
4.1	Compensação vestibular e o nistagmo patológico.....	35
4.2	Ferramentas para identificação de distúrbios do equilíbrio.....	36
4.2.1	Eletronistagmografia (ENG).....	36
4.2.2	Head Thrust Test.....	37
4.2.3	Head Shaking Induced Nystagmus.....	37
4.2.4	Teste Calórico.....	37
4.2.5	Reflexão Infravermelha.....	37
4.2.6	Bobina de busca escleral.....	38

4.2.7	Videonistagmografia .....	38
5	Processamento digital de imagens.....	39
5.1	Modelos de cores.....	40
5.2	<i>Thresholding</i> .....	42
5.3	Vídeo .....	42
5.4	Localização de contornos .....	43
5.5	Histograma .....	44
6	Materiais e métodos.....	45
6.1	Trabalhos precursores.....	45
6.2	Ferramentas de apoio.....	46
6.3	Câmeras .....	47
6.4	Versão anterior .....	47
6.4.1	Interface.....	47
6.4.2	Restrições funcionais.....	53
6.5	Simulador 3D de movimentos oculares.....	53
7	Desenvolvimento do Projeto .....	57
7.1	Nova interface .....	57
7.1.1	Nova interface, implementação .....	60
7.2	Gravação Síncrona do exame .....	70
7.2.1	Vídeo .....	70
7.2.2	Centro e tamanho da pupila.....	76
7.2.3	Arquivamento do exame.....	77
7.2.4	Considerações sobre performance.....	78
7.3	Detecção de parâmetros.....	79
7.3.1	Validação.....	79
7.4	Simulação de nistagmo.....	83
8	Conclusão .....	88
	Referências .....	90

# 1 Introdução

## 1.1 Evolução humana e os sentidos

De acordo com o naturalista inglês Charles Darwin, o ser humano é consequência evolutiva de um ancestral em comum com os primatas chamados primatas superiores, devido as suas habilidades de adaptação ao meio para sobrevivência e manutenção da espécie. De maneira geral, os primatas apresentam características que facilitaram sua sobrevivência, ao contrário de algumas espécies que acabaram por extinguir-se ao longo das eras, como mãos com 5 dedos, que os possibilitam não apenas agarrar-se em árvores, escalar e balançar-se, mas também manusear objetos pequenos com determinada facilidade. Além disso, a visão binocular desses seres possibilita a formação de uma única imagem composta da complementação do campo visual abrangido por cada olho, ambos se movendo na mesma direção e permitindo foco visual. Outra característica dos primatas é o volume de massa encefálica grande para sua estrutura corporal quando comparados a outros mamíferos.

Os primatas classificados como antropoides (pertencentes ao grupo dos primatas superiores) possuem características evolutivas como polegar opositor, cauda preênsil, visão tricromática e ainda são sexualmente dimórficos (cor, massa corporal e proeminência de caninos). Quando entendemos as características que os primatas, e em especial os antropoides, apresentam, podemos facilmente relacioná-las à teoria evolucionista de Darwin. Acuidade visual em detrimento da olfativa e maior cerebelo, por exemplo, são propriedades que associadas permitem uma relação apurada corpo-espaço, que vai desde a estabilização do olhar durante à caça até mesmo o equilíbrio necessário para manutenção da postura bípede.

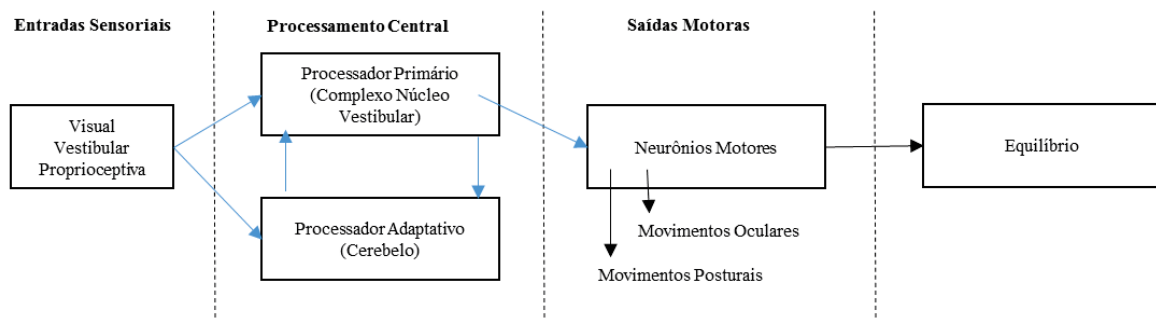
Essas habilidades estão aliadas as funções do ouvido interno, presente em todos os vertebrados. Todos os animais terrestres e aquáticos precisam saber sua posição e, portanto, como a gravidade atua, por isso não é surpreendente que os sistemas graviceptivos especiais tenham aparecido no início da história evolutiva. Esta construção interna é baseada em múltiplas fontes sensoriais, entre os quais estão os importantes órgãos vestibulares (Day & Fitzpatrick, 2005). Dessa forma, podemos conceber a ideia de que o sistema sensorial tem grande contribuição na adaptação e evolução da espécie humana.



## 1.2 Os sentidos e o equilíbrio

No contexto deste trabalho está em destaque o sistema de equilíbrio humano, crucial para a evolução e fundamental na locomoção, por exemplo. Sob uma perspectiva de controle, o equilíbrio é obtido por respostas motoras geradas a partir do processamento integrado de informações sensoriais. Informações de movimento e orientação espacial, visuais e proprioceptivas são processadas disparando comandos motores com a função de manter o equilíbrio (Figura 1.1).

Figura 1.1 – Entradas Sensoriais e Equilíbrio



Fonte: Adaptado de (Hain & Helminski, 2007) e (Watson & Black, 2015)

Entre as entradas sensoriais, destacam-se aquelas fornecidas pelo sistema vestibular periférico. Ele consiste em um conjunto de sensores de movimento que envia informações para o sistema nervoso central (SNC), especificamente para o complexo núcleo-vestibular e para o cerebelo, sobre velocidade angular e aceleração linear. O sistema nervoso central processa estes sinais e combina-os com outras informações sensoriais para estimar a posição e orientação da cabeça e do corpo. A resposta do sistema vestibular central vai para os músculos oculares e para o cordão espinhal participando de três importantes reflexos: o reflexo vestibulo-ocular (RVO), o reflexo vestibulo-coclear (RVC) e o reflexo vestibulo-espinhal (RVE) (Hain & Helminski, 2007).

O reflexo vestibulo-coclear atua na musculatura do pescoço para estabilizar a cabeça, o reflexo vestibulo-espinhal gera movimentos compensatórios do corpo para manter a estabilidade da cabeça e do corpo, enquanto que o reflexo vestibulo-ocular, pilar deste projeto, gera movimentos de olhos compensatórios para movimentos da cabeça (Hain & Helminski, 2007).

### **1.3 Reflexo vestibulo-ocular e o diagnóstico de distúrbios de equilíbrio**

Problemas de equilíbrio podem ter origem em distúrbios nos sistemas sensoriais, no sistema de processamento ou no mecanismo de respostas motoras. Diagnósticos subjetivos das doenças que afetam o equilíbrio dificultam análises quantitativas de resultados e, portanto, identificar as melhores alternativas terapêuticas. Uma ferramenta de tecnologia objetiva e precisa, pode dar suporte ao correto diagnóstico e interpretação médica dos dados coletados.

Atualmente, as técnicas de diagnóstico mais precisas para identificação de distúrbios do equilíbrio (em especial os relacionados ao sistema vestibular) utilizam-se da observação dos movimentos oculares, principalmente aqueles gerados pelo reflexo vestibulo ocular incluindo um possível nistagmo. Estes movimentos oculares podem ser medidos através de técnicas de aquisição, digitalização e processamento de imagens, à exemplo da videonistagmografia, que é um exame não invasivo, indolor, confortável e seguro. Este exame possui várias possibilidades de utilização e aplicabilidade em áreas como medicina (apoio à análise do sistema vestibular), farmácia (influência de medicamento e interações medicamentosas), fisioterapia (evolução do paciente), pesquisa e demais ramificações.

### **1.4 Objetivos**

Desde 2007, está em desenvolvimento no Laboratório de Imagens da Faculdade de Engenharia (LABIMA), um instrumento para captura, digitalização e processamento das imagens correspondentes aos movimentos oculares. As imagens capturadas são processadas e o centro da pupila é calculado quadro a quadro. Um gráfico destas posições é apresentado em tela tanto para os movimentos verticais quanto para os movimentos horizontais. Os dados apresentados podem ser exportados para um arquivo e posteriormente visualizados.

No presente trabalho, o objetivo geral é o desenvolvimento de um software integrado ao dispositivo de aquisição de imagens (óculos desenvolvidos do LABIMA) que implemente os requisitos necessários para suporte ao diagnóstico de problemas de equilíbrio.

Os objetivos específicos do projeto são:

1. Extração automática de parâmetros a partir dos dados obtidos pelo instrumento que, no futuro, permitirá a análise de parâmetros de referência para avaliação do sistema vestibular, responsável pela manutenção do equilíbrio. Com a determinação destes

parâmetros de referência, será possível verificar clinicamente alterações do equilíbrio, bem como avaliar a evolução de tratamentos propostos.

2. Melhorar a usabilidade do sistema, tornando-o mais intuitivo para o usuário.
3. Criação de algoritmo capaz de identificar parâmetros, a partir das curvas de movimentos dos olhos obtidas no instrumento de avaliação do equilíbrio, tais como amplitudes máxima e mínima, além da velocidade.
4. Gravação síncrona do vídeo do exame com todas as informações obtidas durante a avaliação, de tal forma que o avaliador possa executá-la novamente sem a presença do examinado.
5. Gravação síncrona do vídeo e do áudio do ambiente obtidos durante a avaliação.
6. Diminuição da complexidade de calibração com, por exemplo, definição automática do *threshold*, uma espécie de limiar para seleção de áreas da imagem candidatas à pupila.
7. Opção para avaliar um ou dois olhos no exame, ao mesmo tempo.

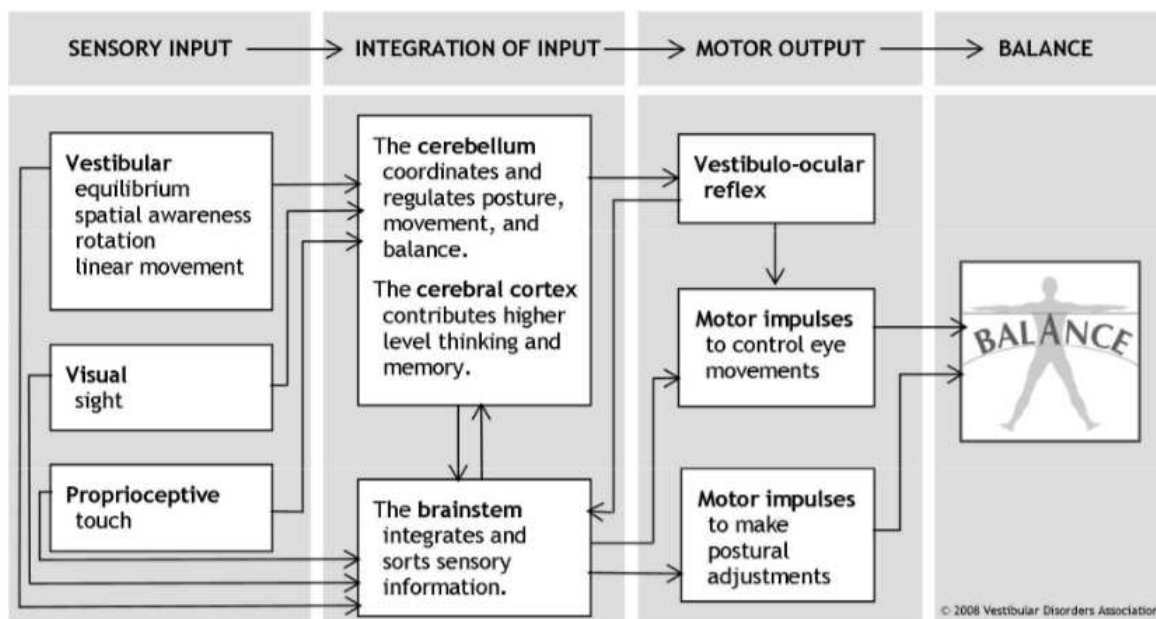
## **2 Sistema Vestibular**

### **2.1 Equilíbrio**

Equilíbrio é entendido como situação na qual o corpo adota uma determinada posição em relação ao espaço, onde a cabeça é dirigida para cima e a face para frente com ereção do corpo todo com o intuito de posicionar a cabeça na parte alta. A esta posição se dá o nome de ortostática ou ereta (Douglas, 2002). Para o equilíbrio corporal ser mantido é necessário um conjunto de estruturas funcionalmente entrosadas: o sistema vestibular, sistema óptico e o sistema proprioceptivo. Os receptores vestibulares informam a posição e os movimentos da cabeça ao Sistema Nervoso Central (SNC). Dos olhos vem a percepção das relações espaciais. O sistema proprioceptivo, através dos interoceptores (dos músculos, tendões, articulações, vísceras, etc) e dos exteroceptores da pele se encarrega da percepção da postura e dos movimentos do corpo (Caovilla, Ganança, Munhoz, Silva, & Frazza, 1997). Assim, um comportamento cotidiano como a manutenção da posição ereta, ao contrário do que parece, é uma tarefa complexa que envolve um complexo relacionamento entre informação sensorial e atividade motora (Barela, 2000).

A manutenção do equilíbrio geral é realizada pelo sistema vestibular, que é composto por três componentes principais: um sistema periférico, um processador central e um controlador de respostas motoras (Hain & Helminski, 2007) (Figura 2.1).

Figura 2.1 - Equilíbrio

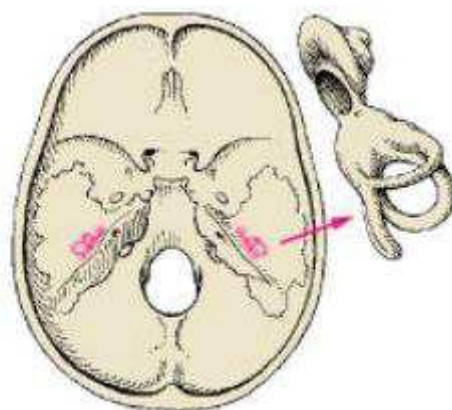


Fonte: (Watson & Black, 2015)

## 2.2 Anatomia

O sistema periférico, órgão que detecta as sensações de equilíbrio, é composto de um sistema de tubos ósseos e câmaras na porção petrosa do osso temporal chamado de labirinto ósseo e dentro dele um sistema de tubos membranosos e câmaras chamado de labirinto membranoso, que é a parte funcional do sistema vestibular (Hall & Guyton, 2011). Está presente nos dois ouvidos internos.

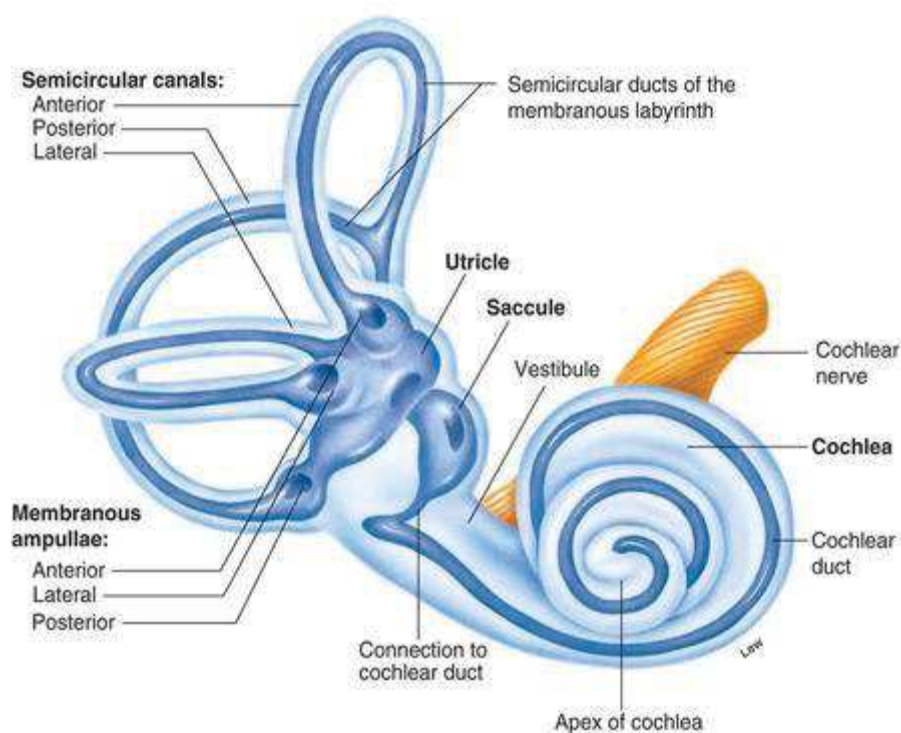
Figura 2.2 - Vista superior da cabeça, recorte com sistema periférico



Fonte: (Kahle & Frostcher, 2003)

O labirinto membranoso é composto diretamente por cinco órgãos distintos: três canais semicirculares que são sensíveis a aceleração angular (rotações) e duas vesículas, o utrículo e o sáculo, que são sensíveis a acelerações lineares e compõe o vestibulo (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Sistema vestibular



Fonte: (HumanPhysiology, 2011)

O sistema vestibular tem a função de transformar as forças provocadas pela aceleração da cabeça e da gravidade em um sinal biológico. É responsável pela estabilização da imagem na retina, ajuste postural do corpo no espaço e orientação gravitacional. A assimetria da resposta labiríntica, seja pela hiperestimulação ou pela hipoestimulação, pode levar à vertigem, nistagmo e reflexo vagal. Qualquer movimento que se faça com a cabeça acarreta em um estímulo dos receptores do sistema vestibular, o qual transmite informação neural ao cerebelo e aos núcleos vestibulares (Bekerdof, 2003).

O sistema vestibular interage com outros sistemas sensoriais, entre eles o sistema visual e o somatossensorial, percebendo a movimentação relativa entre eles e o espaço. O conjunto dessas interações sensoriais e motoras contribui para o fenômeno de orientação ou equilíbrio.

O ouvido interno é composto por dois sistemas de cavidades ósseas: os canais semicirculares e o vestibulo, sendo dividido em labirinto anterior e posterior. O labirinto ósseo,

posterior, é uma cavidade que se localiza na parte petrosa do osso temporal, osso par que forma as laterais do crânio (têmporas). (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

Entre as principais funções do labirinto vestibular estão: transformar as forças provocadas pela aceleração da cabeça e da gravidade em um sinal biológico, enviar aos centros nervosos informações sobre a velocidade da cabeça e sua posição no espaço e iniciar alguns reflexos essenciais para a estabilização do olhar, da cabeça e do corpo (Queiroz, 2005).

No labirinto estão localizados cinco órgãos receptores envoltos por uma membrana, compondo o labirinto membranoso, portanto localizado na parte interna do labirinto ósseo, o espaço entre ambos é preenchido por perilinfa, líquido diferente do que compõe o labirinto membranoso, chamado de endolinfa.

A transformação do estímulo mecânico de aceleração em estímulo elétrico depende da atuação das células ciliadas, que estão presentes tanto nos canais semicirculares quanto nos órgãos otolíticos. Estas células são compostas por cílios organizados em relação ao seu tamanho, em ordem crescente na direção de um único cinocílio e detectam: aceleração linear durante movimentos retilíneos, aceleração angular em movimentos de rotação e posição da cabeça.

### **2.2.1 Células Ciliadas**

Tanto a mácula dos órgãos otolíticos quanto a crista dos canais semicirculares apresentam como elemento básico mecanorreceptores sensoriais, representados pelas células ciliadas. Estas células possuem a capacidade de converter as forças mecânicas de cisalhamento em impulsos neurais. São classificadas em tipos I e II (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

A célula tipo I tem acurada percepção de velocidade angular ou linear, a célula tipo II está associada à percepção de integrações espacial e gravitacional. A célula ciliada despolariza quando um movimento angular, aceleração linear ou estímulo gravitacional gera um movimento da endolinfa na direção paralela ao feixe de cílios. Nos canais semicirculares, o feixe de cílios está disposto na crista ampular em uma única direção, estando paralelo à corrente do líquido no canal, de modo que um mínimo movimento é capaz de gerar disparos elétricos (Figura 2.4) (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

A deflexão dos estereocílios em direção ao cinocílio diminui o potencial de repouso da membrana das células ciliadas e promove despolarização ou estimulação desta, a deflexão em direção oposta promove hiperpolarização ou inibição. Nos canais semicirculares, as ampolas

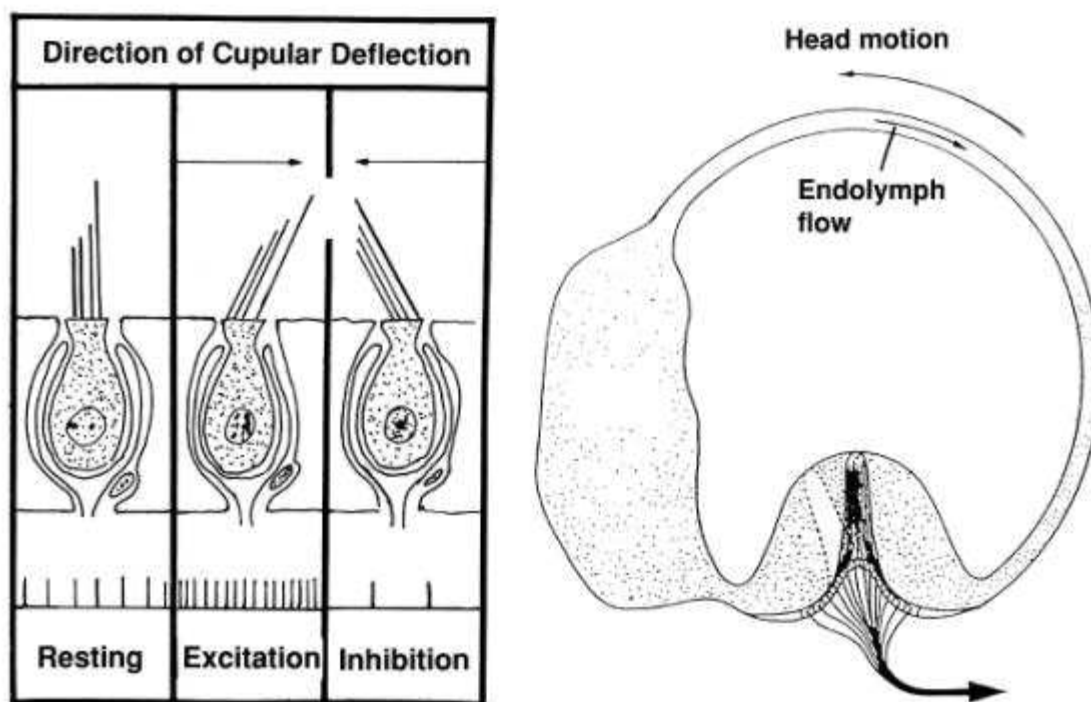


abrigam em sua base a crista, estrutura capaz de perceber o deslocamento da endolinfa durante os movimentos de rotação da cabeça (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

Na ampola estão contidos cílios especializados que convertem deslocamento, devido ao movimento da endolinfa (ocasionado por um movimento da cabeça), em impulsos neurais enviados ao SNC. Estes cílios especializados estão localizados em um aglomerado de vasos sanguíneos, fibras nervosas e tecido especial denominado crista ampular.

A crista ampular é formada na sua maior parte por uma substância gelatinosa, chamada cúpula, que se estende até o teto da ampola, de densidade similar à endolinfa, o que evita o deslocamento da crista em função de acelerações lineares (Houssay & E., 2004).

Figura 2.4 - Direção da deflexão e fluxo da endolinfa



Fonte: (Herdman, 2007).

### 2.2.2 Canais Semicirculares

Os canais semicirculares são em número de três em cada orelha, denominados de acordo com a sua orientação espacial em anterior ou superior, posterior ou inferior e lateral ou horizontal. São tubos semicirculares preenchidos por endolinfa (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).



A endolinfa possui uma alta concentração de íons e baixa concentração de íons de sódio, que provém de bombeamento iônico da perilinfa através da membrana do labirinto (Schubert & MINOR, 2004).

Cada canal tem uma extremidade ampolar, de característica morfológica dilatada, e uma extremidade não ampolar. Os canais laterais fazem um ângulo de 30° com o plano horizontal, quando a cabeça encontra-se na posição ortostática. Sua ampola localiza-se na porção anterior do canal. Ambos os canais laterais estão no mesmo plano horizontal, formando um par funcional. O canal posterior e superiores estão em um plano vertical, formando um ângulo de aproximadamente 45° com o plano sagital. O canal superior de um lado faz par funcional com o canal posterior do lado oposto. As extremidades não ampulares dos canais posterior e superior se juntam antes de chegarem no vestíbulo, abrindo-se em um orifício comum (Queiroz, 2005).

Os canais semicirculares funcionam sinergicamente e estão dispostos espacialmente em pares que correspondem aos três planos de movimentação da cabeça. Em cada um dos canais, a corrente de endolinfa assume diferentes direções, despolarizando ou hiperpolarizando as células ciliadas, diminuindo ou aumentando sua taxa de disparos em relação ao repouso. Quando a cabeça inicia um movimento de rotação, a endolinfa, que estava em repouso, tende a continuar em repouso, causando um movimento relativo da endolinfa nos canais (Mezzalana, Bittar, & Albertino, 2014).

As correntes endolinfáticas nos ductos semicirculares podem ser ampulípetas (que se dirige do arco do ducto para a ampola) ou ampulífugas (que se dirige da ampola para o arco do ducto). Nos canais laterais as correntes endolinfáticas ampulípetas flexionam os esteriocílios sobre o cinocílio, em direção ao utrículo, causando despolarização elétrica das células ciliadas e conseqüente excitação das neurofibrilas. Já as correntes endolinfáticas ampulífugas flexionam o cinocílio em direção ao arco do canal e acarretam hiperpolarização elétrica, com inibição das neurofibrilas. Nos canais semicirculares superior e posterior verifica-se o contrário (Queiroz, 2005).

Essas características fisiológicas da movimentação de endolinfa seguem três princípios conhecidos como as Leis de Ewald:

1. A movimentação da cabeça produz deslocamento do olho sempre no plano do canal estimulado e da corrente de endolinfa;
2. No canal lateral, a corrente de endolinfa ampulípetas é sempre mais estimulante que a amplífuga;
3. Nos canais verticais, a corrente amplífuga é sempre mais estimulante que a ampulípetas.

Os canais semicirculares são capazes de responder a movimentos nos eixos espaciais: naso-occipital, craniocaudal e interaural (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

### **2.2.3 Órgãos Otolíticos**

O utrículo e o sáculo são denominados de órgãos otolíticos. O utrículo é maior e ocupa a parte superior do vestíbulo, o sáculo é inferior e menor. Uma pequena área de revestimento do utrículo e do sáculo se diferencia em órgão sensorial, a mácula. A mácula do utrículo é chamada lúpilus, e a do sáculo, rágata. O lúpilus fica na superfície inferior do utrículo, quase horizontal e desempenha um papel importante na determinação da orientação da cabeça quando a pessoa está ereta, enquanto a rágata está localizada no plano vertical e é importante para o equilíbrio quando a pessoa está em decúbito. As máculas apresentam células ciliadas sensoriais intercaladas por células de sustentação. Cada mácula é recoberta por uma camada gelatinosa, na qual estão mergulhados os otólitos, formações de carbonato de cálcio (Queiroz, 2005). O formato e a localização das máculas do sáculo e do utrículo garantem a percepção da intensidade e direção da aceleração (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

## **2.3 Fisiologia**

### **2.3.1 Processamento Central**

O processador central do sistema vestibular, composto pelo complexo nuclear vestibular e o cerebelo, processa os sinais recebidos através do SNC e os transmite para mecanismos de resposta motora - os músculos extraoculares e a medula espinhal - originando os reflexos vestibulo-ocular (RVO) e vestibulo-espinhal (RVE) (Hain & Helminski, 2007).

O complexo de núcleos vestibulares no tronco cerebral faz conexões diretas e rápidas entre as informações derivadas dos aferentes e a resposta motora dos neurônios. O cerebelo atua como um processador adaptativo, que monitora o desempenho vestibular e a reajusta o processamento central, se necessário, sendo as informações sensoriais vestibulares processadas juntamente com as proprioceptivas e as visuais. As projeções vestibulares oriundas dos canais semicirculares e órgãos otolíticos compõem o fascículo longitudinal medial, e, através de uma rede polissináptica da qual participa também o tálamo, o sistema vestibular central é capaz de processar informações oculomotoras, posturais e de percepção espacial (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

### 2.3.2 Reflexo Vestíbulo-ocular (RVO)

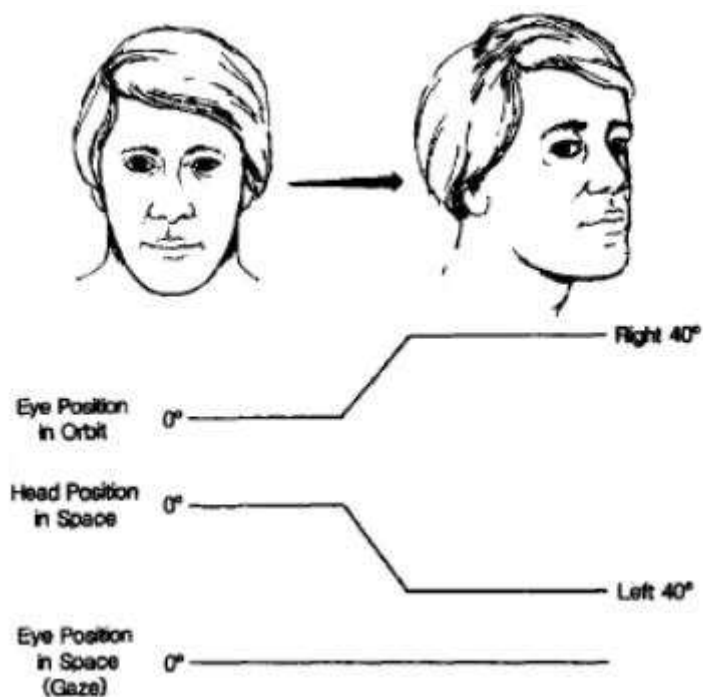
O sistema vestibular está apto para perceber componentes angulares e produzir movimentos compensatórios reflexos dos olhos que são necessários para manter a visão nítida durante os movimentos naturais da cabeça. Esta resposta reflexa é o reflexo vestibulo-ocular (RVO) (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

O RVO responde a três possíveis sentidos de rotação da cabeça: horizontal (em torno do eixo z – denominado de yaw), vertical (em torno do eixo y – denominado de pitch) e torção (em torno do eixo x – denominado de roll). O centro de rotação da cabeça está situado excentricamente nas órbitas (Leigh & Zee, 1999).

O RVO está envolvido com o controle dos movimentos oculares durante os movimentos angulares da cabeça de alta frequência, objetivando garantir uma imagem visual estável. O RVO é ativado para movimentos angulares na faixa de 0,8 a 5 Hz.

Exemplificando o circuito do RVO, a aceleração angular para a direita, no plano dos canais laterais, resulta em aumento dos disparos nas aferências neurais da ampola do canal semicircular direito, com aumento dos sinais excitatórios sobre o nervo vestibular ipsolateral. De maneira inversa, o mesmo movimento determina a inibição do canal semicircular esquerdo, ocorrendo aumento dos sinais inibitórios sobre o núcleo vestibular contralateral. Nos núcleos vestibulares, via comissura vestibular, os neurônios inibitórios sinalizam e cruzam as informações, reforçando as aferências recebidas, sejam elas excitatórias, sejam inibitórias. Estes sinais atingem as respectivas musculaturas oculomotoras, facilitando a ação dos músculos oculares agonistas, com a contração reflexa dos músculos reto lateral direito e reto medial esquerdo de modo a ocorrer o movimento de mirada do globo ocular para a direita (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

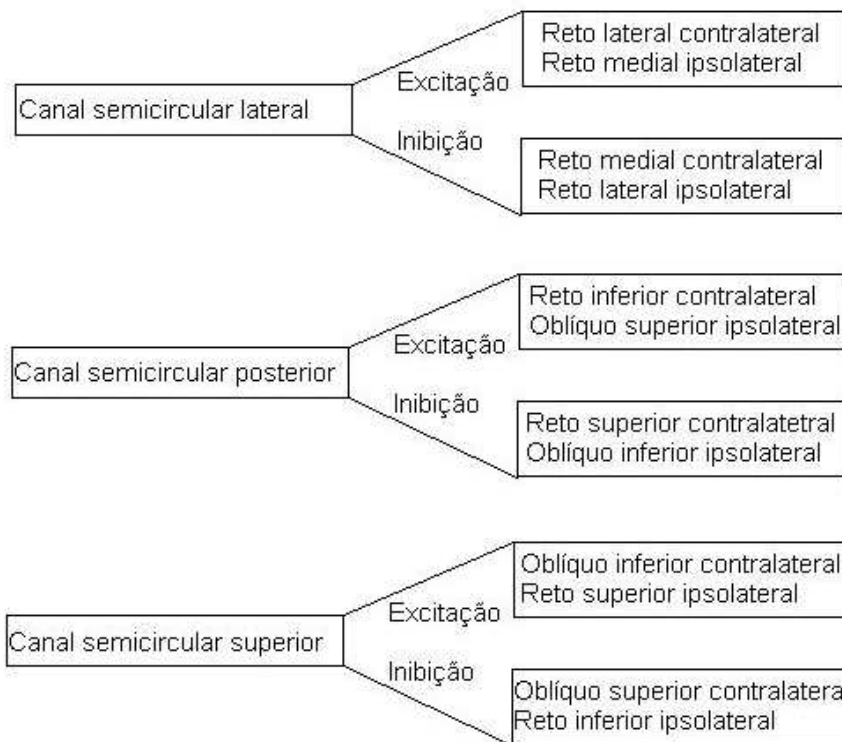
Figura 2.5 - Reflexo vestibulo-ocular



Fonte: (Leigh & Zee, 1999)

Cada par de canais semicirculares faz sinapse via conexão vestibular central com músculos oculomotores específicos que levam a movimentos oculares estabelecidos. Cada músculo recebe uma aferência excitatória do canal despolarizado de um lado e uma aferência inibitória do canal hiperpolarizado contralateral, que atuam em reciprocidade (Mezzalana, Bittar, & Albertino, 2014).

Figura 2.6 – Origem excitação / inibição



Fonte: (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014)

### 2.3.3 Reflexo Vestibuloespinal (RVE)

A função do RVE é estabilizar o corpo durante os movimentos naturais de cabeça. Seus neurônios efeitores encontram-se no corno anterior da substância cinzenta da medula espinal que inerva a musculatura esquelética. As conexões do RVE são mais complexas que as do RVO e inclui estratégias que envolvem sistemas motores utilizados para prevenção de quedas. Para efetivação dos reflexos vestibuloespinais, o trato vestibuloespinal é ativado. Esse trato é dividido em porções lateral e medial e permite comunicação direta entre as estruturas sensoriais da orelha interna e a musculatura postural (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

## 2.4 Disfunções do Equilíbrio - Sistema Vestibular

O equilíbrio corporal é fundamental no relacionamento espacial do organismo com o ambiente. A perfeita interação dos estímulos aferentes desses sistemas - a visão, a sensibilidade proprioceptiva e o aparelho vestibular - a nível cerebral, juntamente com a memória de experiências prévias, determina a correta postura. Qualquer disfunção nesse complexo sistema

de orientação espacial pode levar a sintomas. Enfermidades que comprometam o sistema cardiovascular, sistema nervoso central, ouvidos, olhos, sistema locomotor, sangue e glândulas endócrinas podem alterar a precisa interação dos diversos estímulos que orientam o equilíbrio corporal. Disfunções leves do equilíbrio podem caracterizar-se como tontura (incluindo diversas sensações como flutuação, mareado, desequilíbrio etc.), enquanto que disfunções severas tendem a apresentar vertigem (perda do equilíbrio acompanhada de alucinação de movimento). As disfunções do equilíbrio de origem labiríntica tendem a ser mais graves e, portanto, acompanhadas de vertigem (Castagno, 1994).

## **2.5 Exames: avaliação do sistema vestibular**

Tontura e vertigem são apenas alguns dos sintomas de distintas afecções a nível dos sintomas de equilíbrio. O tratamento medicamentoso empírico, sem uma investigação diagnóstica mínima, é tão irracional quanto seria o tratamento da febre sem saber a causa.

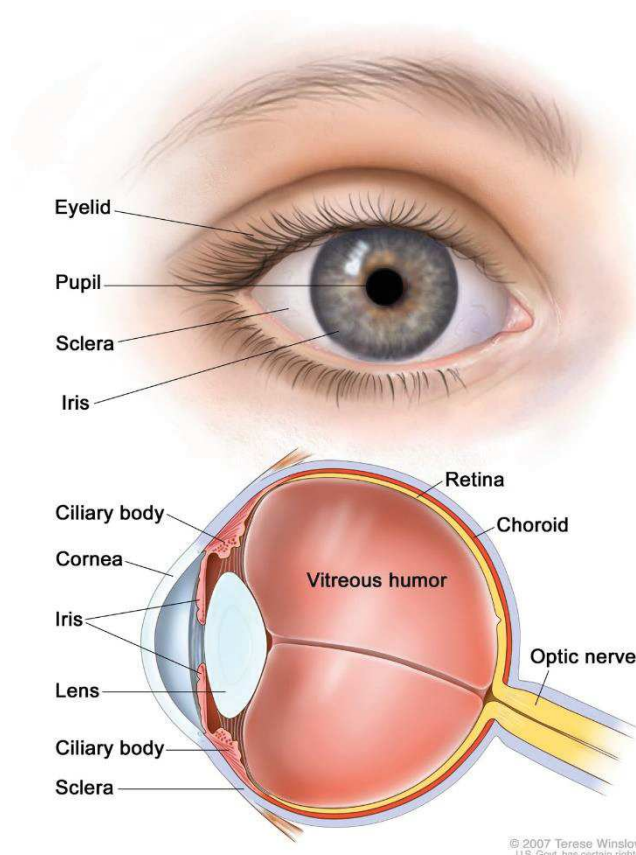
Não há caminho fácil, atalho ou tratamento mágico prontamente eficaz para o paciente com distúrbio do equilíbrio. A expectativa de soluções definitivas, sem investigação que leve a diagnósticos ao menos presuntivos, é caminho ao insucesso frustração do paciente e seu médico (Castagno, 1994).

É com a expectativa de tornar mais fácil, preciso, confortável e seguro o diagnóstico de distúrbios do equilíbrio que este instrumento foi criado e aprimorado.

### 3 Olho Humano

O olho humano é responsável pela detecção e formação de imagem óptica do mundo externo, através da detecção da luz que permeia suas estruturas, semelhante ao funcionamento de uma câmera fotográfica - com conjunto de lentes e controle de abertura -, transportada por impulsos elétricos pelo nervo óptico até o cérebro. O olho, portanto, é um órgão que desenvolve tanto funções ópticas quanto neurais.

Figura 3.1 - Diagrama do Olho Humano



Fonte: (Ygraph)

Através da figura 4.1 do corte lateral do olho, podemos identificar as estruturas que formam o aparelho óptico: córnea, corpo vítreo e humor aquoso. Cada estrutura é transparente e tem formato suave e uniforme, para não distorcer a imagem (Kahle & Frostcher, 2003).

A retina é uma camada nervosa, situada em porção mais interna do olho, que possui estruturas sensoriais receptoras denominadas cones, atribuídos da visão central e cores, e bastonetes, atribuídos da visão periférica e noturna.

A íris é um disco colorido e em seu centro está localizada a pupila, identificada na Figura 3.1 como o ponto negro no centro do olho. A pupila tem a função de regular a quantidade de luz que passa do meio exterior até os órgãos sensoriais da retina. A pupila tem a capacidade de dilatar-se, aumentar seu diâmetro, ou contrair-se, reduzi-lo. Essa capacidade é indispensável para que haja controle do fluxo de luz que a permeia até a retina.

O globo ocular está localizado dentro de uma cavidade óssea, denominada órbita, apoiado em uma camada protetora de gordura que amortece eventuais impactos. Ainda na Figura 3.1, observamos estruturas acessórias à proteção do globo ocular: pálpebras, supercílios (sobrancelhas) e cílios. A movimentação ocular se dá por meio de seis músculos existentes em cada olho. O paralelismo dos olhos é mantido através da ação sincronizada desses 12 músculos (Newton & Oliveira, 2001).

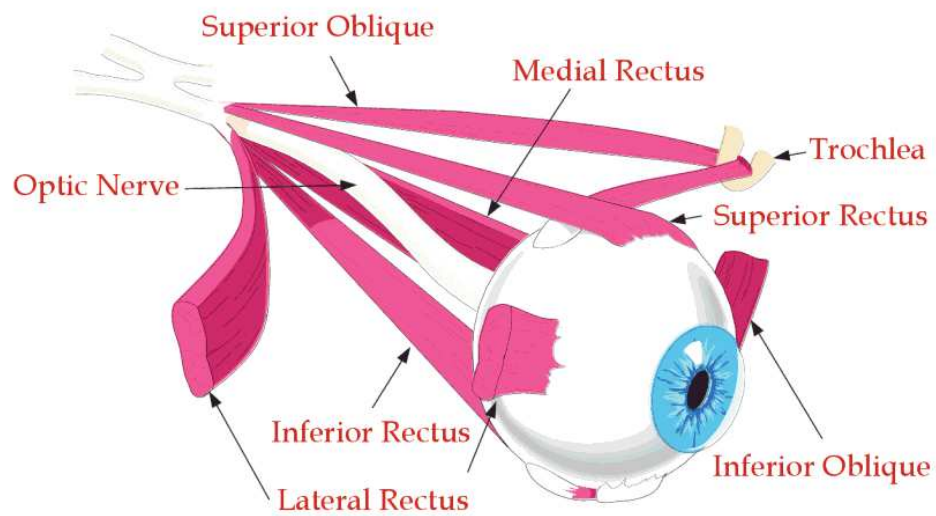
### **3.1 Sistema muscular do olho (resposta motora)**

O olho humano possui a capacidade de rotacionar em todas as direções, controlados por seis músculos extraoculares. Quatro são denominados músculos retos - reto inferior, reto medial, reto superior e reto lateral, e dois são músculos oblíquos - oblíquo inferior e oblíquo superior. Considerando os três eixos vertical, horizontal e sagital, seis são os movimentos do globo ocular (Kahle & Frostcher, 2003):

1. Adução: Rotação em torno do eixo vertical em direção ao nariz;
2. Abdução: Rotação em torno do eixo vertical em direção às têmporas;
3. Elevação: Rotação em torno do eixo horizontal para cima;
4. Depressão: Rotação em torno do eixo horizontal para baixo;
5. Intorsão: Rotação em torno do eixo sagital, onde a metade superior do globo ocular rotaciona em direção ao nariz;
6. Extorsão: Rotação em torno do eixo sagital, onde a metade superior do globo ocular rotaciona na direção temporal.



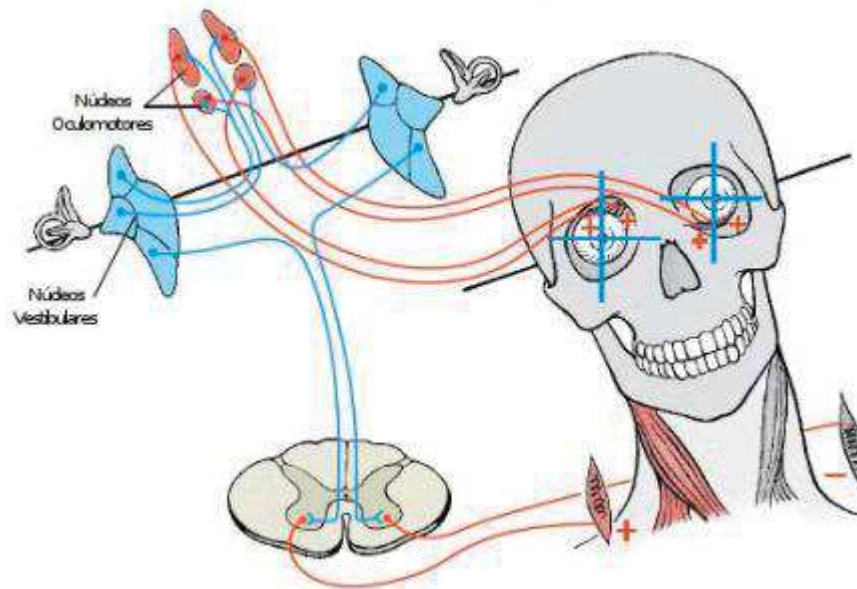
Figura 3.2 – Músculos, globo ocular e nervo ótico do olho direito



Fonte: (Enderle, 2010)

### 3.2 Estabilização do olhar

Figura 3.3 – Estabilização do olhar



Fonte: (Kahle & Frostcher, 2003)

A visão nítida do ambiente à nossa volta ou de um objeto de interesse requer que esta imagem seja mantida imóvel na retina, em uma região específica, chamada fóvea. Os

movimentos da cabeça, em especial aqueles desencadeados pelo cotidiano, como, por exemplo, durante a marcha ou quando giramos a cabeça em qualquer direção, provocam deslizamentos das imagens do campo visual na retina. Para corrigir essa movimentação, de modo a garantir uma imagem visual estável, dois mecanismos distintos são utilizados: o reflexo vestibulo ocular (RVO) e os sistemas optocinético e de rastreio. O sistema optocinético é ativado quando movimentos com velocidades diferentes e, muitas vezes repetidos, ocorrem em um campo visual estático. O exemplo clássico de uso do sistema optocinético é quando fixamos um alvo através da janela de um trem em movimento. Este reflexo é a resposta reflexiva automática da retina à estimulação visual. O sistema de rastreio ou de perseguição permite a manutenção da imagem nítida na fóvea, quando um único movimento lento e de velocidade estável passa por um campo visual estático. O exemplo clássico é o movimento de um pêndulo.

Em resumo, os movimentos oculomotores podem ser classificados em dois tipos:

1. Os que estabilizam a imagem no campo visual sem a necessidade de movimentar a cabeça;
2. Os que mudam o ângulo de fixação ocular, redirecionando a linha de visão para um novo objeto de interesse, sendo necessária a mudança de posição da cabeça para manter a imagem nítida.

Os reflexos oculomotores são multissinápticos e apresentam latência mais longa que os reflexos vestibulares. Os movimentos oculomotores são ativados para movimentos de baixa frequência e o RVO para os de alta frequência (Mezzalana, Bittar, & Albertino, 2014).

## **4 Compensação vestibular e ferramentas de identificação de distúrbios do equilíbrio**

### **4.1 Compensação vestibular e o nistagmo patológico**

A compensação vestibular é a sequência de eventos que ocorrem após uma lesão do sistema vestibular. Após uma lesão unilateral do sistema vestibular há uma perda da atividade do núcleo vestibular ipsilateral à lesão por falta de informação do órgão periférico. O SNC lê a diferença de potencial entre os núcleos vestibulares, portanto, o silêncio de um dos núcleos é comparado à atividade de repouso do núcleo contralateral, e a diferença de potencial entre eles é interpretada como um giro rápido de cabeça. O cérebro responde com um movimento corretivo do olho - o nistagmo. Este, de origem vestibular, é um movimento ocular bifásico, iniciado por uma componente lenta (fase vestibular) seguido por outra componente rápida (correção central), movimento esse que é a expressão da diferença de potencial observada entre os núcleos vestibulares (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

Os nistagmos são importantes como uma forma indireta de avaliar a integridade do aparelho vestibular (Castagno, 1994). São movimentos oculares - além de involuntários - oscilatórios, repetitivos e rítmicos. Esses movimentos podem acontecer em um ou ambos olhos, sincronizados, em sentido horizontal, vertical ou ainda rotatóriamente.

Quando a lesão é periférica, o nistagmo espontâneo apresentará sempre sua componente lenta em direção ao lado lesado durante a fase aguda do processo. No entanto, em lesões do núcleo vestibular, a direção do nistagmo, que desta vez possui origem central, depende do local lesado (Mezzalira, Bittar, & Albertino, 2014).

O nistagmo pode estar presente em indivíduos fisiologicamente normais com os olhos fechados, mas com os olhos abertos é sugestivo de distúrbio vestibular (Taguchi, Alves, Gois, & Oliveira, 2013).

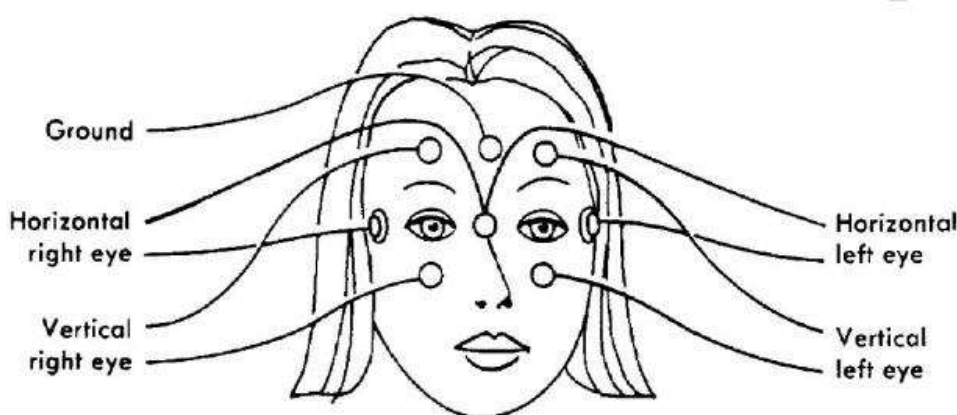
## 4.2 Ferramentas para identificação de distúrbios do equilíbrio

### 4.2.1 Eletronistagmografia (ENG)

A eletronistagmografia, ou vectoeletronistagmografia (VENG), registra os movimentos oculares horizontais, verticais e oblíquos e baseia-se na captação da diferença de potencial elétrico entre a córnea e a retina na medida que os olhos se movimentam.

A vectoeletronistagmografia utiliza três eletrodos ativos temporal direito, temporal esquerdo e frontal, além do eletrodo neutro também de localização frontal. Esta disposição de eletrodos registra os movimentos oculares horizontais, oblíquos e verticais.

Figura 4.1 – Posicionamento dos Eletrodos (Agarwal, 2015)



O exame compreende anamnese, nistagmo de posição, colocação dos eletrodos, calibração dos movimentos oculares, nistagmo espontâneo, nistagmo semi-espontâneo, rastreo pendular, nistagmo optocinético, provas rotatórias pendular decrescente e prova calórica.

A avaliação do nistagmo sem a inibição visual permite diferenciar as síndromes vestibulares centrais das periféricas, entre essas indicar o lado acometido. O exame deve ser feito sem a influência de medicamentos que possam excitar ou inibir a função vestibular, como barbitúricos, anticonvulsivantes tranquilizantes ou bebidas alcoólicas. Durante o exame o paciente é submetido a diversos testes que "provocam" respostas do aparelho vestibular, procurando detectar anormalidades. (Castagno, 1994).

### **4.2.2 Head Thrust Test**

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

### **4.2.3 Head Shaking Induced Nystagmus**

Esta consiste em quantificar o nistagmo dos olhos durante o movimento de negação, com a cabeça flexionada  $30^\circ$  para baixo. Pontos de fixação visual podem extinguir o nistagmo [FIFE et al., 2000]. Com o intuito de obter-se apenas os movimentos de olhos gerados pelo reflexo vestibulo ocular, o teste é aplicado com os olhos do paciente isolados da luz visível e iluminados por luz infravermelha (Schubert & MINOR, 2004).

### **4.2.4 Teste Calórico**

O teste calórico utiliza-se da introdução de estímulo quente ou frio no canal auditivo, criando um choque térmico no osso temporal. A discrepância de temperatura é transferida para o canal semicircular lateral que resultará em um escoamento convectivo da endolinfa, que flexiona a cúpula e gera nistagmo. A principal vantagem desta técnica é a análise unilateral do sistema vestibular, permitindo determinar qual dos dois sistemas apresenta hipofunção (Schubert & MINOR, 2004). No entanto, o exame é considerado invasivo e gera desconforto ao paciente.

### **4.2.5 Reflexão Infravermelha**

A técnica de oculografia por reflexão infravermelha (IRR) mede a posição do reflexo de uma fonte de luz infravermelha aplicada sobre a córnea. Um dispositivo sensor montado em um óculos captura a posição do reflexo da luz infravermelha. Além desta técnica não medir a rotação do olho, a amplitude mensurável do movimento do olho é consideravelmente limitada [BALOH e HONRUBIA, 1990].

#### **4.2.6 Bobina de busca escleral**

A técnica denominada bobina de busca escleral (SSC) mede a diferença de potencial de uma bobina colada sobre a córnea do olho. Um campo magnético é aplicado sobre a bobina que gera uma diferença de potencial nos polos quando movida. Este modelo permite aquisição do movimento de torção do olho, além dos movimentos translacionais, entretanto, a técnica é invasiva, pois há a necessidade de se colar uma lente de contato sobre o olho, que normalmente agride a córnea [BALOH e HONRUBIA, 1990].

#### **4.2.7 Videonistagmografia**

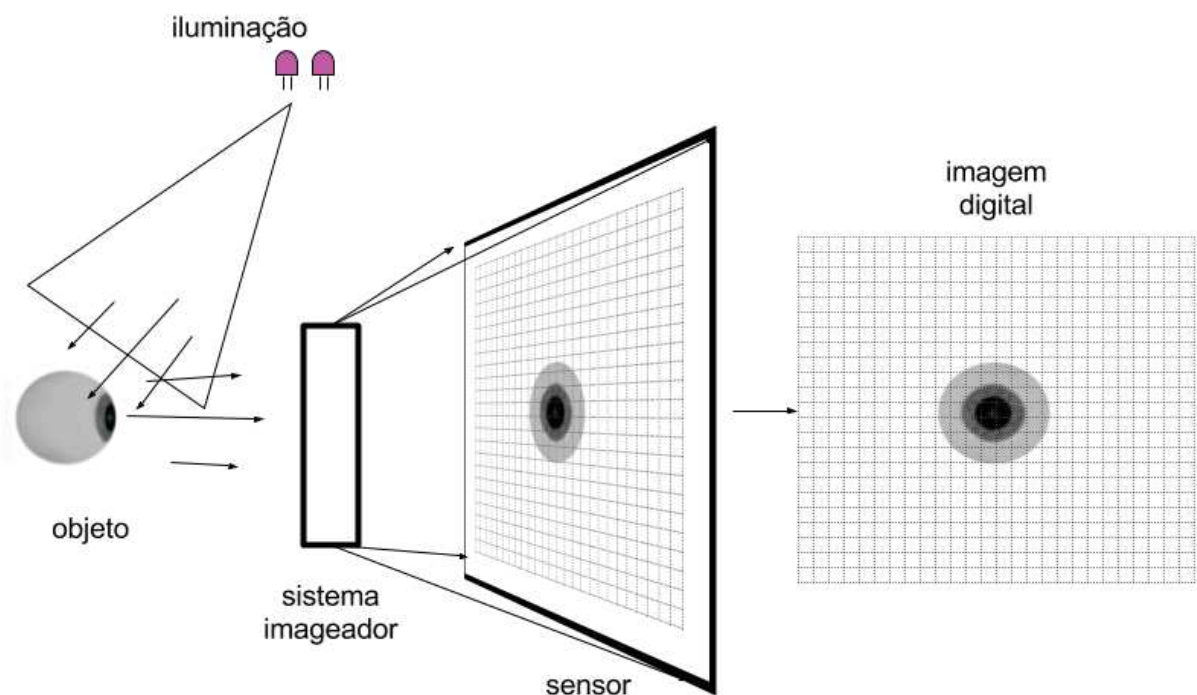
A vídeo-oculografia ou videonistagmografia tem como objetivo capturar as imagens oculares por meio de câmeras de vídeo sensíveis ao infravermelho. Esta técnica permite quantificar o movimento dos olhos em todo o seu limite orbital e quantificar o movimento rotacional. Esta técnica possui a necessidade de alto esforço computacional, devido a necessidade de utilizar diversos algoritmos para determinar a rotação ocular e remoção de artefatos indesejados na imagem. Tais algoritmos deverão ser executados em cada quadro adquirido pela câmera, sendo totalmente não invasivo ao paciente.

## 5 Processamento digital de imagens

Este Capítulo pretende apresentar ao leitor uma introdução aos principais conceitos e técnicas de processamento de imagens utilizados no trabalho.

A palavra imagem vem do latim *imago*, que significa a representação visual de imagens (Dicionário Michaelis, 2015). No contexto deste trabalho, imagem se refere a uma representação digital de um objeto bidimensional. Uma imagem pode ser definida como uma função bidimensional,  $f(x, y)$ , onde  $x$  e  $y$  são coordenadas espaciais e onde a amplitude de  $f$  em qualquer par de coordenadas  $(x, y)$  é chamado de intensidade ou nível de cinza da imagem neste ponto. O processamento digital de imagens descreve o processamento destas através de um computador. Cada uma das coordenadas  $(x, y)$  é chamada de Pixel. Este é o termo mais utilizado para descrever elementos de uma imagem (Gonzalez & Woods, 2001). A Figura 5.1 ilustra o processo de aquisição de um objeto/cena para uma imagem digital.

Figura 5.1 - Aquisição de Imagem



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 5.1 Modelos de cores

Neste projeto, um dos modelos de cores utilizado foi o RGB (acrônimo para *red*, *green* e *blue*, respectivamente vermelho, verde e azul, em português). O propósito principal do sistema RGB é a reprodução de cores em dispositivos eletrônicos como monitores de TV e computador e câmeras digitais, assim como na fotografia tradicional.

Uma cor no modelo de cores RGB pode ser descrita como uma combinação de vetores contendo valores para vermelho, verde e azul. Cada uma pode variar entre o mínimo (completamente escuro) e máximo (completamente intenso). Se todas as cores estão no mínimo, o resultado é preto. Se todas estão no máximo então o resultado é branco. Usualmente é utilizado um *byte* para representar cada componente da cor, ou seja, 8 bits por cor. Com 8 bits é possível representar 256 níveis de cada cor, com valores de zero até 256 (Gonzalez & Woods, 2001).

A Tabela 5.1 ilustra uma matriz de exemplo representando a projeção de objetos 3D em um plano de sensores enquanto a Tabela 5.2 apresenta os valores RGB, com 8 bits/cor.

Tabela 5.1 – Matriz Imagem

Linha (Coordenada Y)	Coluna (Coordenada X)	Coluna 0	Coluna 1	Coluna 2	Coluna 3	Coluna 4
Linha 0						
Linha 1						
Linha 2						
Linha 3						
Linha 4						
Linha 5						

Fonte: Ezequiel Santana, 2015



Tabela 5.2 - Valores RGB

Linha (Coordenada Y)	Coluna (Coordenada X)	Coluna 0	Coluna 1	Coluna 2	Coluna 3	Coluna 4
Linha 0		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)
Linha 1		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)
Linha 2		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)
Linha 3		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)
Linha 4		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)
Linha 5		(255,0,0)	(0,255,00)	(0,0,255)	(0,0,0)	(255,255,255)

Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Outro modelo de cor utilizado foi o *grayscale*, que trabalha com escala (tons) de cinza. Neste modelo a cor pode ser representada apenas por uma componente. Da mesma forma como ocorre no RGB, geralmente se utiliza um byte para representar a quantidade de tons cinza disponíveis do preto (0) até o branco (255) (Figura 5.2).

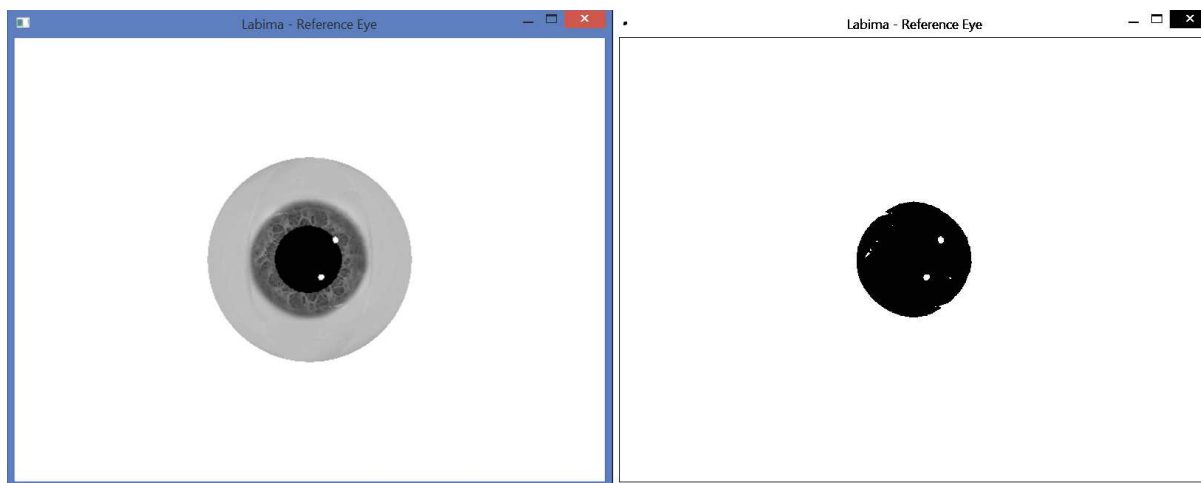
Figura 5.2 – Escala de cinza com 8 bits



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Uma derivação do modelo *grayscale*, que utiliza somente um bit para representar a cor de cada pixel, gera uma imagem onde cada elemento pode ser ou preto, ou branco (Figura 5.3). Uma das formas de se obter uma imagem binária é através da técnica de *thresholding*, a partir de uma imagem colorida ou em escala de cinza. Esta técnica é brevemente descrita na Seção 5.2.

Figura 5.3 - Imagem original (esquerda) e versão binária (direita)



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 5.2 Thresholding

Thresholding é um método simples de segmentação de imagens. A partir de uma imagem em tons de cinza, o thresholding pode ser utilizado para criar imagens binárias. Para cada pixel da imagem, se a intensidade  $I_{j,k}$  é menor que determinada constante  $t$ , então considera-se o pixel de destino como zero (preto). Se a intensidade é maior, então considera-se como 255 (branco) (Shapiro & Stockman, 2002).

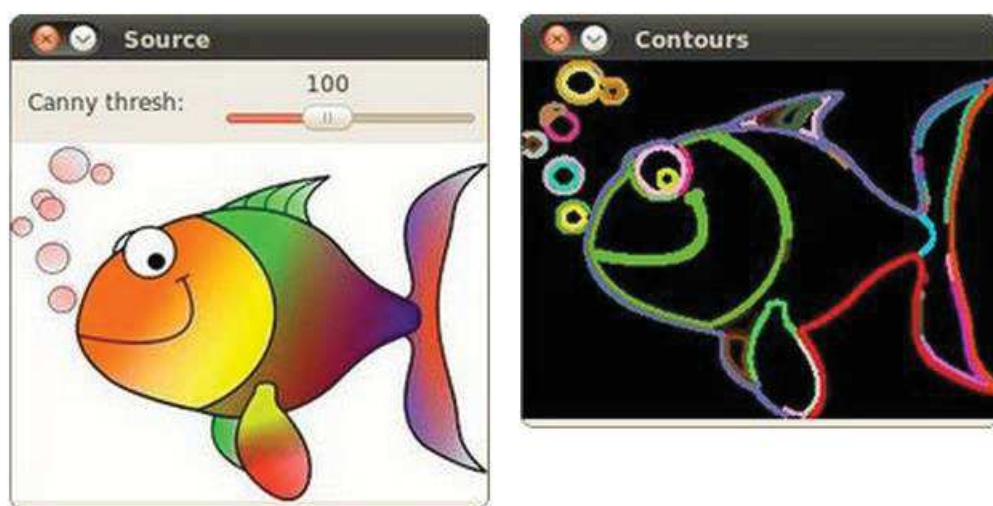
## 5.3 Vídeo

Em resumo, um vídeo digital é um conjunto de quadros (frames) armazenados de forma sequencial. A unidade que representa a taxa de quadros (quantidade de frames por unidade de tempo) para vídeos é fps, do inglês *frames per second* (quadros por segundo). Geralmente, quanto maior a taxa de quadros, maior a qualidade do vídeo. Câmeras profissionais modernas conseguem capturar, por exemplo, 120 quadros para cada segundo. Isto significa que um segundo será representado no vídeo por 120 imagens, o que permite capturar detalhes de movimento.

## 5.4 Localização de contornos

Contornos podem ser explicados como uma curva juntando pontos contínuos (delineando uma borda), com a mesma cor ou intensidade. Os contornos são úteis para análise, detecção e reconhecimento de objetos. No contexto deste projeto, a localização de contornos é realizada com a biblioteca OpenCV, que localiza contornos utilizando imagens intermediárias binárias. Nestas imagens intermediárias é aplicado um algoritmo que seleciona, basicamente, objetos brancos em um fundo preto.

Figura 5.4 – Exemplo de localização de contorno



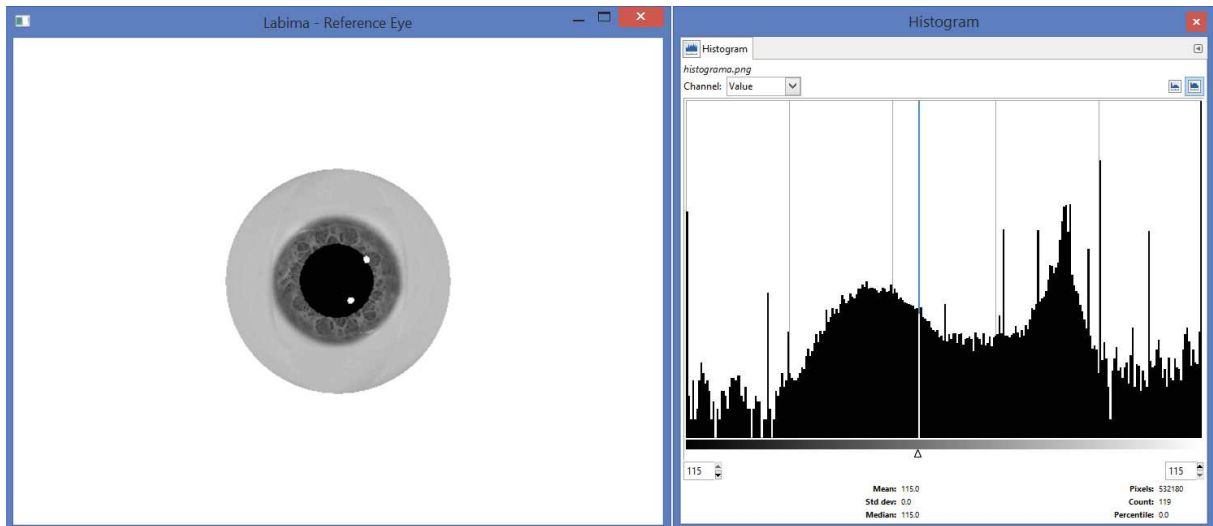
Fonte: (OpenCV, 2015)

De acordo com a documentação, a biblioteca implementa os algoritmos descritos no artigo “Topological Structural Analysis of Digitized Binary Images by Border Following” (Suzuki & Abe, 1985). Neste artigo, dois algoritmos de detecção de bordas são propostos para a análise topográfica de imagens digitais binárias. O primeiro determina a relação de vizinhança entre as bordas de uma imagem binária. O segundo algoritmo, que é uma modificação do primeiro, detecta somente a borda mais externa. Os dois podem ser utilizados para a contagem de componentes, redimensionamento e análise estrutural de imagens binárias.

## 5.5 Histograma

É uma representação gráfica da distribuição de intensidades em uma imagem. Para cada tom possível é plotado o número de ocorrências de cada tom de cinza ou cor. Na Figura 5.5 é possível visualizar um exemplo de imagem com respectivo histograma.

Figura 5.5 - Imagem com histograma



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 6 Materiais e métodos

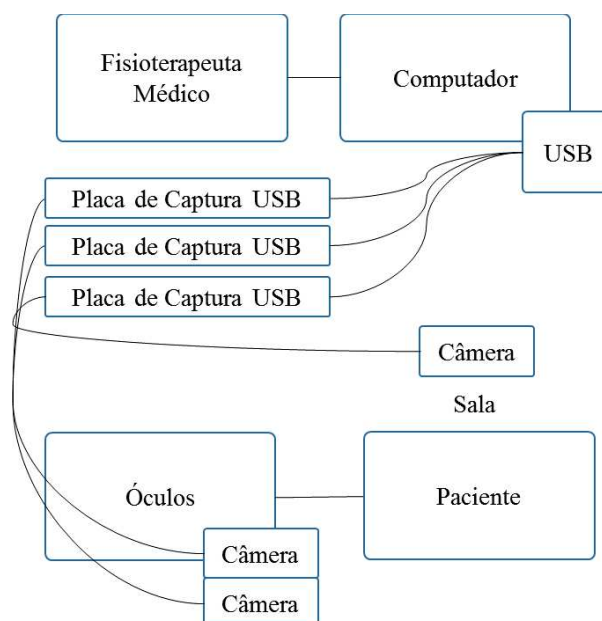
### 6.1 Trabalhos precursores

No Laboratório de Imagens da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, desenvolveu-se a o projeto precursor deste trabalho, apresentado em 2007 pelo Eng. Márcio Vieira Figueira, sob orientação do Prof. Dario F.G. de Azevedo, Ph.D.. Em sua dissertação, Figueira descreveu o desenvolvimento do que chamou de “um instrumento inovador para apoio ao diagnóstico médico e às pesquisas relativas às doenças que afetam o equilíbrio humano”. O trabalho realizado representou um grande passo na direção do instrumento idealizado, que posteriormente foi aprimorado por Prestes e Bregolin, também sob a orientação de Dario Azevedo, que mostraram em suas dissertações, publicadas em 2013, avanços no instrumento, tornando-o mais completo e eficiente. De substancial relevância foram os trabalhos anteriores, representando alicerce conceitual para construção da nova ferramenta, que tem o intuito de promover o instrumento atual de experimento acadêmico à instrumento clínico. Trabalhos anteriores:

1. Márcio Figueira: Instrumento de aquisição e processamento de imagens de olhos. (Figueira, 2007).
2. Lucas Prestes: Instrumento portátil para aquisição, digitalização e processamento de imagens a ser aplicado na avaliação do sistema de equilíbrio humano. (Prestes, 2013).
3. Alexandre Bregolin: Instrumento de quantificação de movimentos de cabeça durante a avaliação de equilíbrio. (Bregolim, 2013).

Em relação a última versão, os principais componentes são, além do examinador e do paciente, o computador, as placas de captura de vídeo, os óculos com as câmeras, para registrar os movimentos oculares, e a câmera para filmar o paciente/sala (Figura 6.1).

Figura 6.1 – Principais atores/componentes do sistema



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 6.2 Ferramentas de apoio

Entre as ferramentas de apoio utilizadas no projeto, destacam-se aquelas listadas na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Quadro de ferramentas de apoio

Ferramenta	Descrição
Visual Studio 2013 Ultimate	Um pacote de programas da Microsoft para desenvolvimento de software especialmente dedicado ao .NET Framework. Obtido através do convênio educacional com a Microsoft pelo programa DreamSpark. <a href="https://www.visualstudio.com/">https://www.visualstudio.com/</a> Versão 12.0.30501.00 Update 2
OpenGL	OpenGL é o principal recurso para o desenvolvimento de jogos e aplicações interativas 2D e 3D. Desde sua introdução em 1992, se tornou a biblioteca gráfica mais

	<p>utilizada, trazendo consigo milhares de aplicações para uma grande variedade de plataformas de computadores.</p> <p><a href="https://www.opengl.org/about/">https://www.opengl.org/about/</a></p>
FFMPEG	<p>Uma solução completa, multi-plataforma, para gravar, converter e transmitir tanto áudio quanto vídeo.</p> <p><a href="https://www.ffmpeg.org/">https://www.ffmpeg.org/</a></p> <p>Versão N-74462-g737aa90</p>
EMGU	<p>Emgu CV é uma interface .Net de acesso, multiplataforma par a biblioteca de processamento de imagens OpenCV. Permite que funções OpenCV sejam chamadas a partir de linguagens como C#, VB, VC++, IronPython etc.</p> <p><a href="http://www.emgu.com/wiki/index.php/Main_Page">http://www.emgu.com/wiki/index.php/Main_Page</a></p> <p>Versão 3.0.0.2157</p>

Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 6.3 Câmeras

No presente trabalho foram utilizadas câmeras USB externas e também a câmera embutida no notebook de desenvolvimento. Todas elas com resolução de 640X480 pixels. A taxa de quadros utilizada variou entre 6 e 120 fps.

## 6.4 Versão anterior

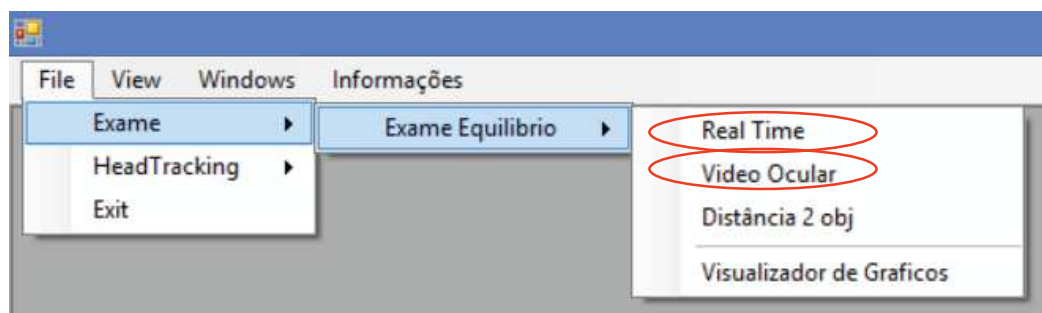
A versão anterior do software foi avaliada frente aos objetivos sob a perspectiva de usabilidade da interface e sobre os seus requisitos funcionais.

### 6.4.1 Interface

Para melhorar a usabilidade do sistema, tornando-o mais intuitivo para o examinador, foi necessário avaliar a versão atual com os potenciais usuários. No presente trabalho, contou-se com a opinião de um médico e uma fisioterapeuta, integrantes do projeto que utilizarão o instrumento em seres humanos, após aprovação pelo comitê de ética da universidade.

Foram avaliados os principais recursos utilizados, especificamente a realização de exame ao vivo e a realização a partir de um arquivo de vídeo, chamados na versão atual, respectivamente, de “Real Time” e “Video Ocular”, conforme Figura 6.2.

Figura 6.2 – Iniciar um exame: Ao vivo e a partir de arquivo

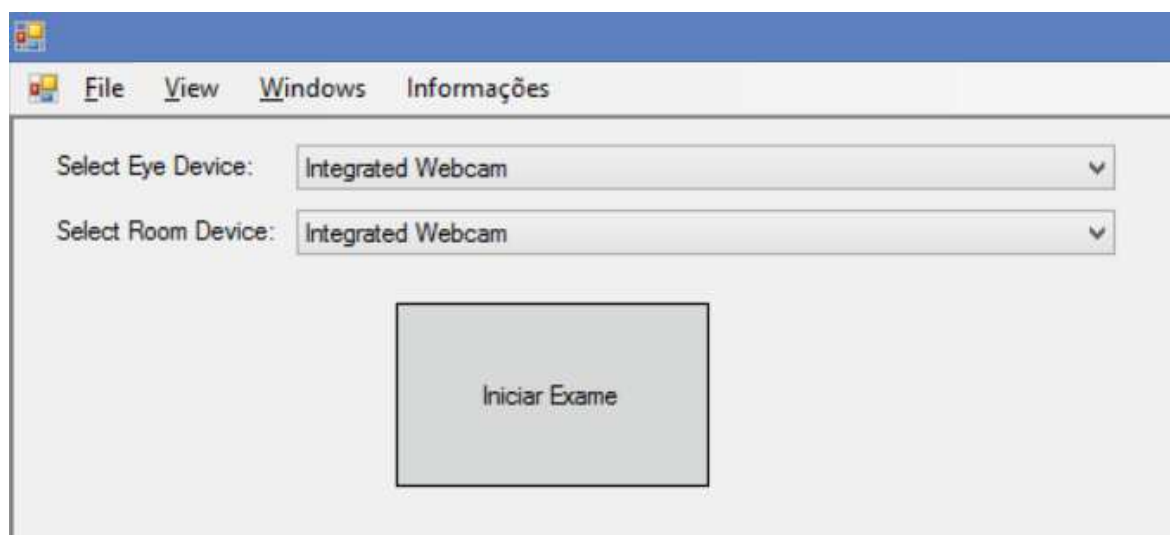


Fonte: Ezequiel Santana, 2015

#### A. Exame ao vivo

A Figura 6.3 apresenta a seleção dos dispositivos para execução do exame ao vivo. É possível perceber que o examinador só tem acesso ao nome do dispositivo, no caso “Integrated Webcam”. Não é possível visualizar a imagem da câmera para confirmar a seleção.

Figura 6.3 – Seleção dos dispositivos para exame ao vivo



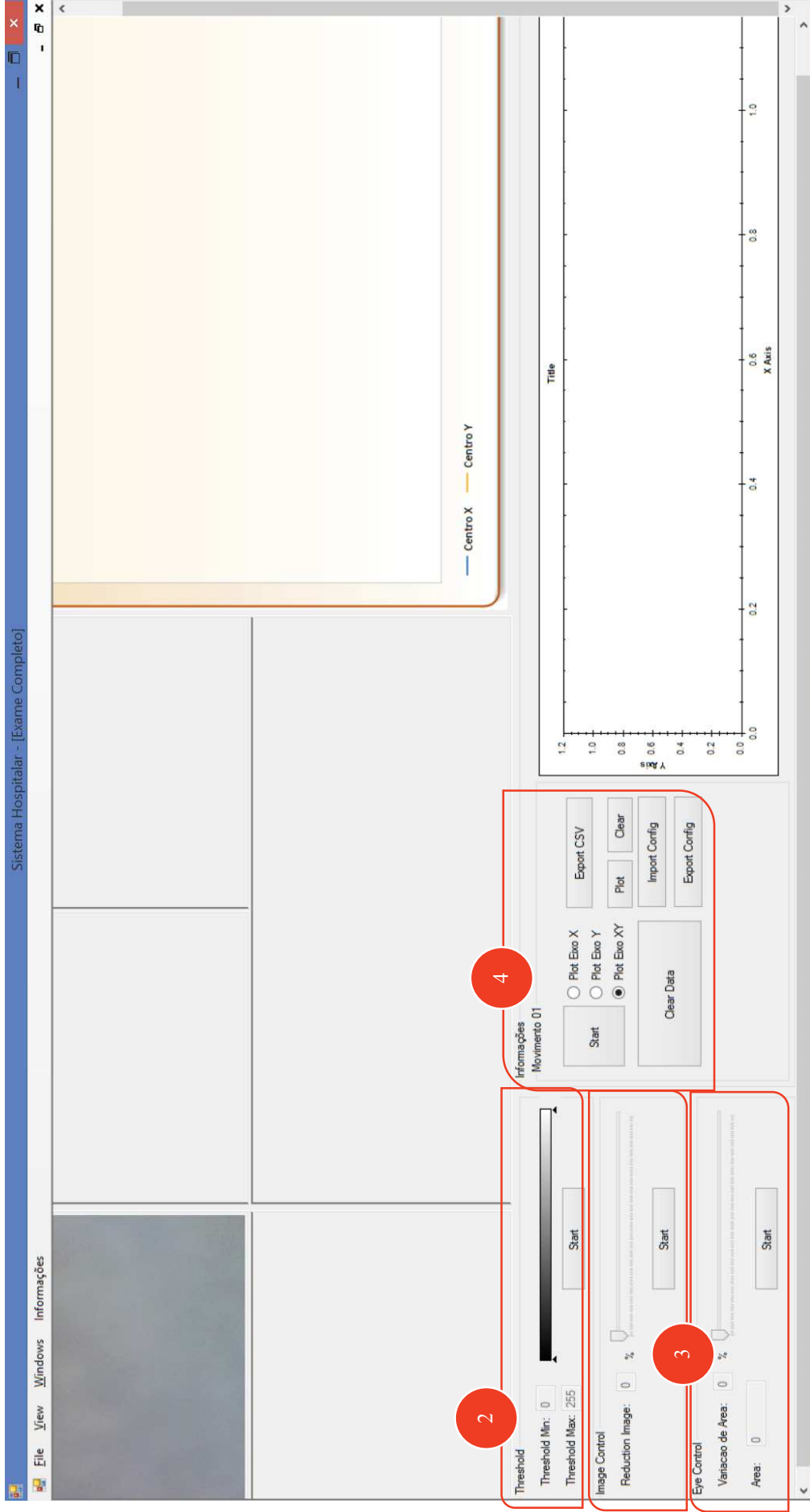
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Na Figura 6.4 é apresentada a tela atual para execução do exame ao vivo. Ao executar a avaliação conjunta desta tela, destacaram-se os seguintes pontos:



1. Diversos botões “Start”, usuário não sabe em qual deve clicar primeiro. Deve adivinhar ou consultar um manual para realizar o exame.
2. O *threshold*, poderia ser, idealmente, calculado automaticamente.
3. As seções “Image Control” e “Eye Control” poluem a tela e, segundo os potenciais utilizadores, estas configurações deveriam ser realizadas pelo próprio programa, automaticamente.
4. A seção “Informações” apresenta opções que não fazem sentido para o operador do sistema. Parecem opções muito técnicas.
5. Ao redimensionar a tela, os componentes continuam com o tamanho atual. Em algumas situações eles ficam maiores e acabam cobrindo outras áreas/componentes da tela.

Figura 6.4 – Exame ao vivo



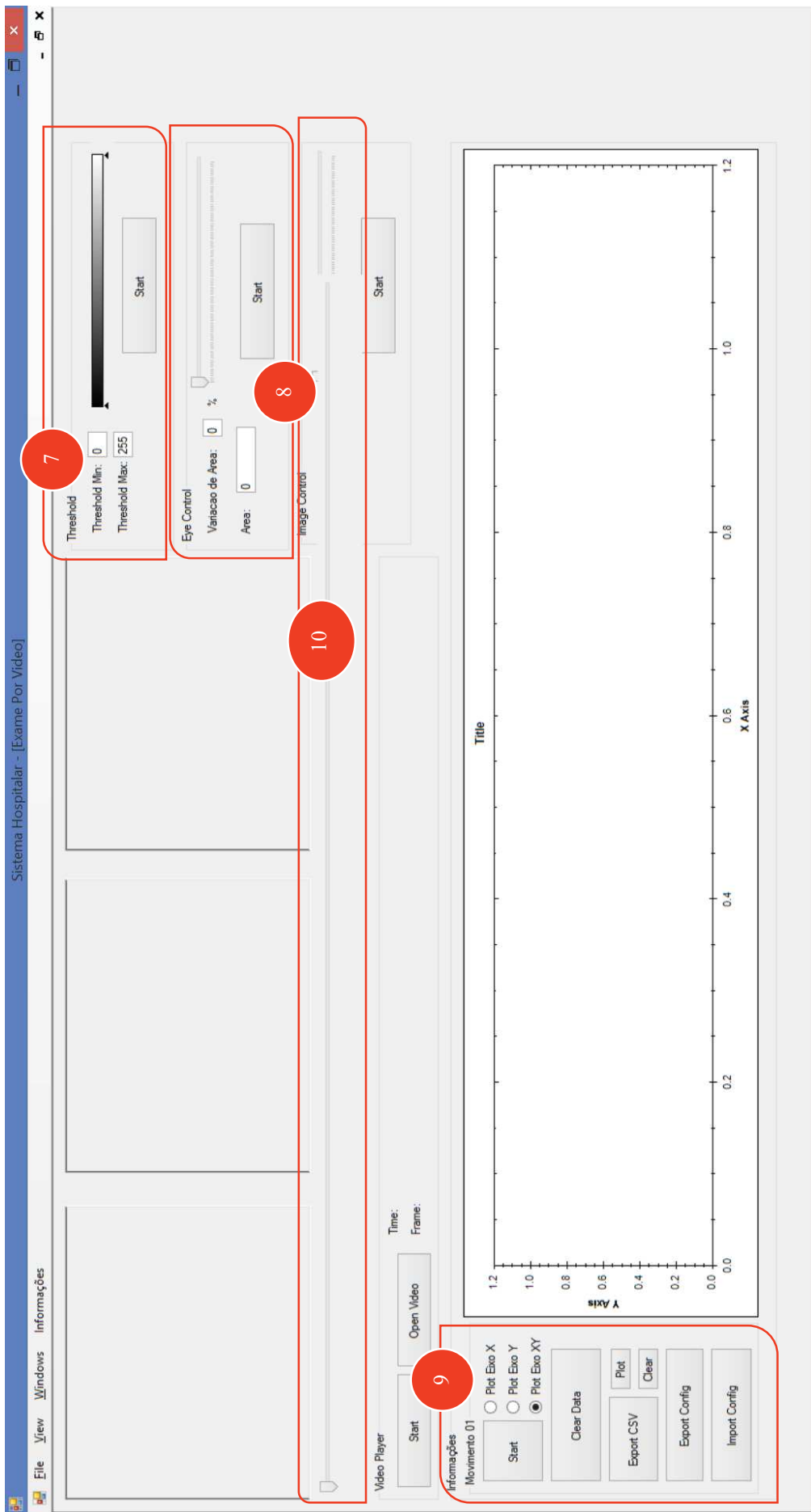
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## B. Exame a partir de arquivo

A Figura 6.5 apresenta a execução de exame a partir de arquivo. Ao executar a avaliação conjunta desta tela, destacaram-se os seguintes pontos:

6. Assim como na tela do exame ao vivo, há diversos botões “Start”, usuário não sabe em qual deve clicar primeiro. Deve adivinhar ou consultar um manual para realizar o exame.
7. Assim como na tela do exame ao vivo, sobre o *threshold*, poderia ser, idealmente, calculado automaticamente.
8. Assim como na tela do exame ao vivo, as seções “Image Control” e “Eye Control” poluem a tela e, segundo os potenciais utilizadores, estas configurações deveriam ser realizadas pelo próprio programa, automaticamente.
9. Assim como na tela do exame ao vivo, a seção “Informações” apresenta opções que não fazem sentido para o operador do sistema. Parecem opções muito técnicas.
10. Ao redimensionar a tela, os componentes continuam com o tamanho atual. Em algumas situações eles ficam maiores e acabam cobrindo outras áreas/componentes da tela. Neste teste, a seção “Image Control” ficou parcialmente escondida por outro elemento da tela.

Figura 6.5 – Exame a partir de arquivo



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

### **6.4.2 Restrições funcionais**

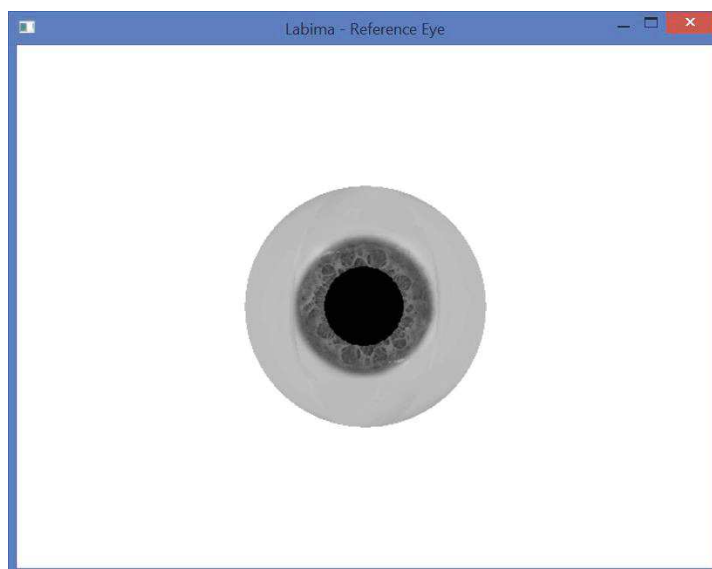
Em relação aos objetivos deste trabalho, foram avaliados os recursos funcionais não atendidos pela versão anterior.

1. Software identifica e armazena a posição do centro da pupila em cada quadro, mas não permite a extração automática de parâmetros.
2. Software não permite que o avaliador possa executar o exame novamente sem a presença do examinado.
3. Software não permite a gravação síncrona do vídeo e do áudio do ambiente, obtidos durante a avaliação.
4. Versão anterior não possibilita avaliar dois olhos no exame, ao mesmo tempo.

### **6.5 Simulador 3D de movimentos oculares**

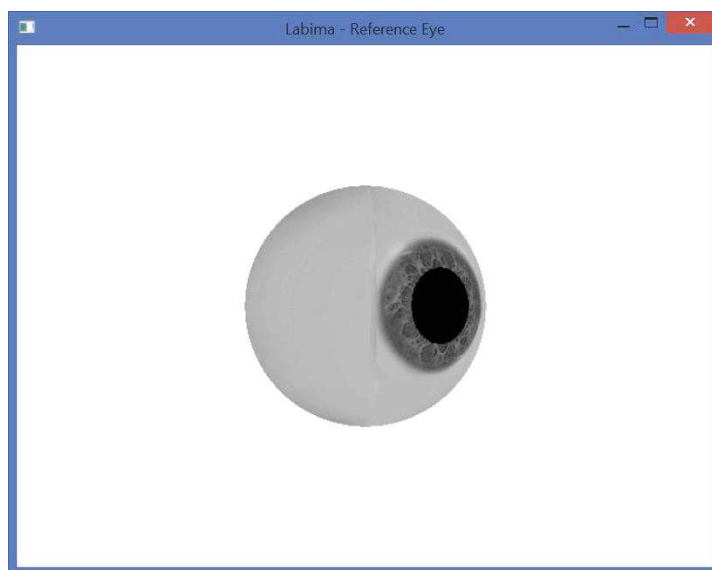
Para permitir a validação dos dados gerados pelo software, foi gerado um simulador tridimensional do olho humano. Para o desenvolvimento deste instrumento, utilizou-se a biblioteca OpenGL, que facilita a implementação de programas utilizando o conceito de três dimensões (3D). Basicamente, consiste em uma esfera que possui uma textura similar ao olho humano (Figura 6.6). Esta esfera pode ser movimentada em todas as direções utilizando teclas, ou executar uma sequência de movimentos de acordo com simulações programadas. Apesar de a versão atual avaliar movimentos horizontais e verticais, o simulador traz a possibilidade de gerar também movimentos torcionais.

Figura 6.6 - Simulador 3D de movimentos oculares



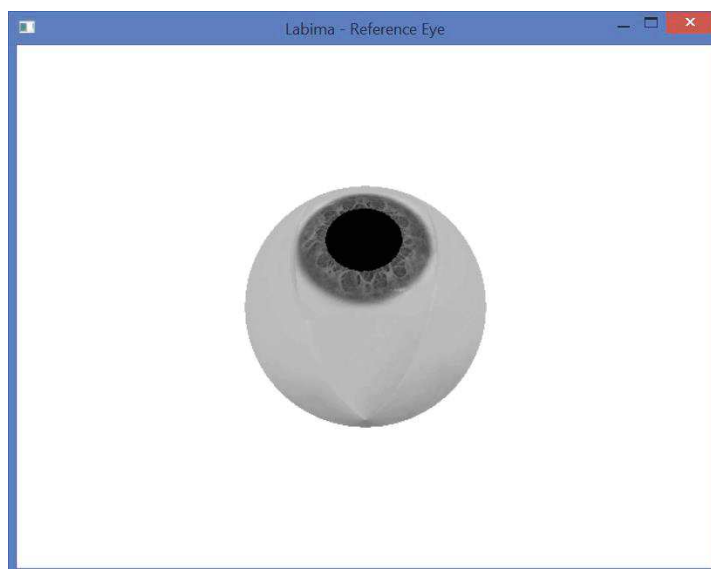
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 6.7 - Exemplo de movimento horizontal



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

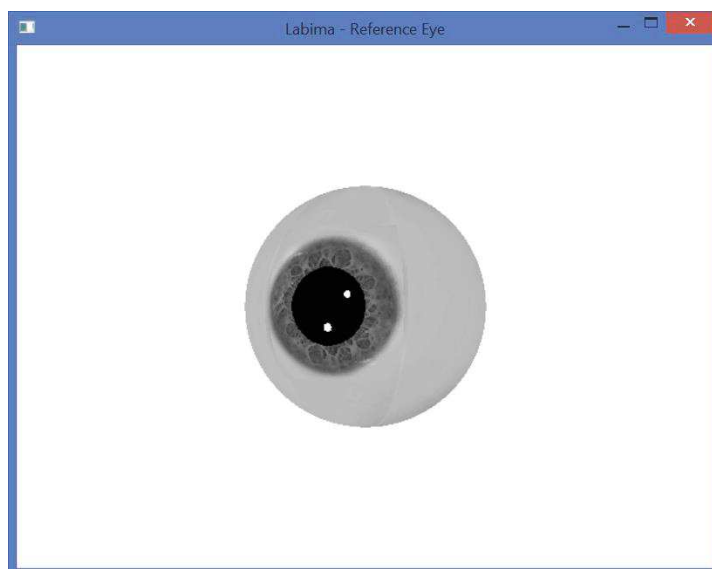
Figura 6.8 - Exemplo de movimento vertical



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

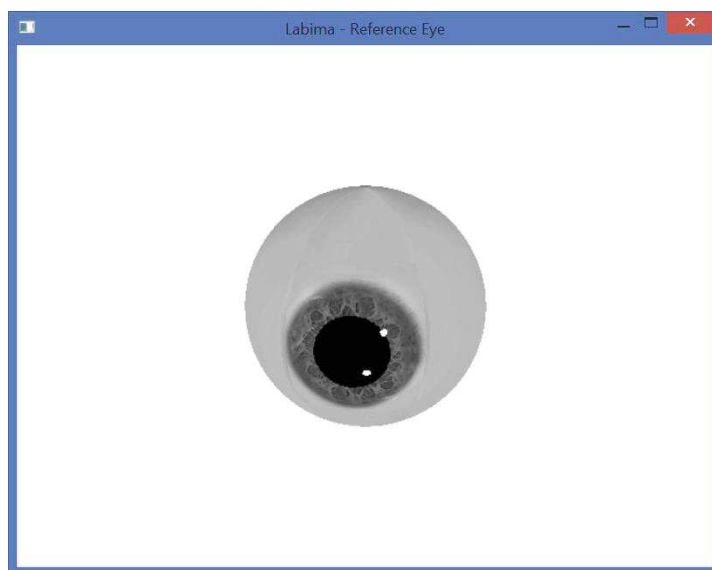
Além dos movimentos, o simulador também é capaz de trabalhar com diferentes texturas para mimetizar situações que ocorrem na execução do exame com seres humanos. A Figura 6.9 e a Figura 6.10 apresentam uma simulação com reflexo interno e reflexo na borda, respectivamente. Em um exame real, este reflexo é gerado pelas lâmpadas infravermelhas residentes nos óculos.

Figura 6.9 – Simulador, com reflexo interno à pupila



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 6.10 – Simulador, com reflexo na borda da pupila



Fonte: Ezequiel Santana, 2015



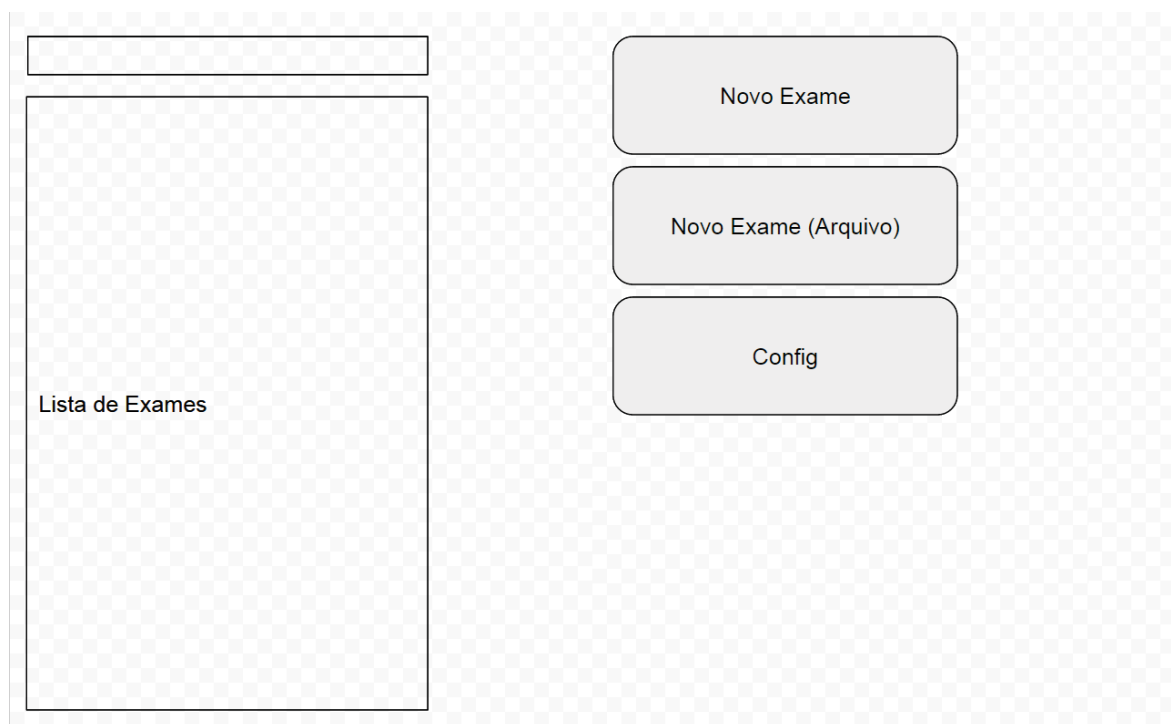
## 7 Desenvolvimento do Projeto

### 7.1 Nova interface

Para tornar o software mais intuitivo, a partir da interação com os futuros usuários do sistema, examinadores, foi gerado um protótipo da interface, antes da implementação. A Figura 7.1 apresenta o protótipo da tela inicial. Esta tela simples, apresenta a lista de exames já realizados, acompanhada de um campo para busca textual, além de botões iniciadores de procedimento. A lista a seguir descreve cada um destes botões.

1. Novo Exame: Permite aos examinadores executarem o exame ao vivo.
2. Novo Exame (Arquivo): Permite a execução de exame a partir de um arquivo de vídeo.
3. Config: Permite acessar a tela de configurações do sistema.

Figura 7.1 – Tela inicial



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Ao clicar no botão “Novo Exame”, a aplicação iniciará um assistente que guiará o usuário nos passos que ele deve executar para iniciar um exame.

Figura 7.2 – Assistente para iniciar novo exame

O diagrama ilustra um assistente de 5 etapas para iniciar um novo exame. Cada etapa é representada por uma tela com um formulário e botões de navegação:

- Dados do paciente** (1): Tela com um formulário para inserir dados do paciente. Botões: Cancelar, Voltar, Próximo.
- Escolha Câmera Olho Direito** (2): Tela com um formulário para escolher a câmera do olho direito. Botões: Cancelar, Voltar, Próximo.
- Escolha Câmera Olho Esquerdo** (3): Tela com um formulário para escolher a câmera do olho esquerdo. Botões: Cancelar, Voltar, Próximo.
- Escolha Câmera Ambiente** (4): Tela com um formulário para escolher a câmera ambiente. Botões: Cancelar, Voltar, Próximo.
- Dispositivo de Áudio** (5): Tela com um formulário para escolher o dispositivo de áudio. Botões: Cancelar, Voltar, Próximo.

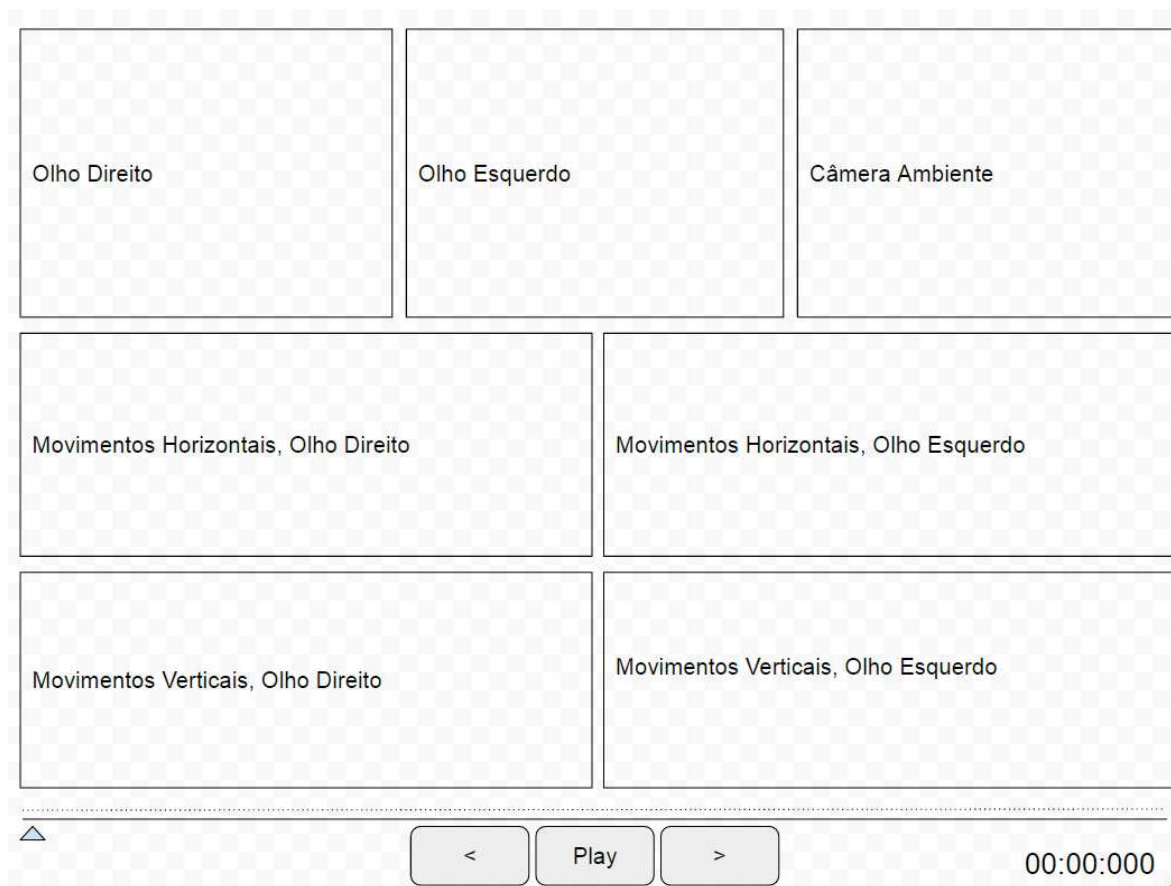
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.3 – Exame ao vivo



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.4 – Exame a partir de arquivo

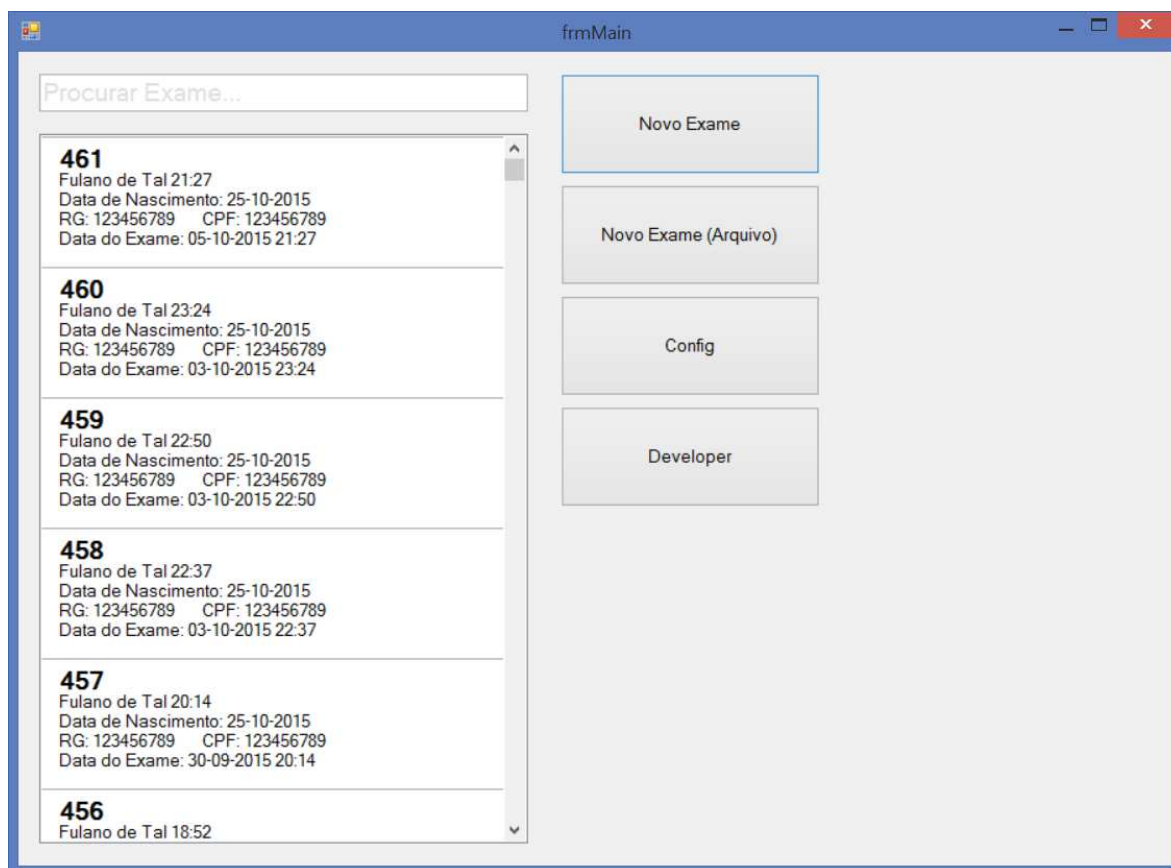


Fonte: Ezequiel Santana, 2015

### 7.1.1 Nova interface, implementação

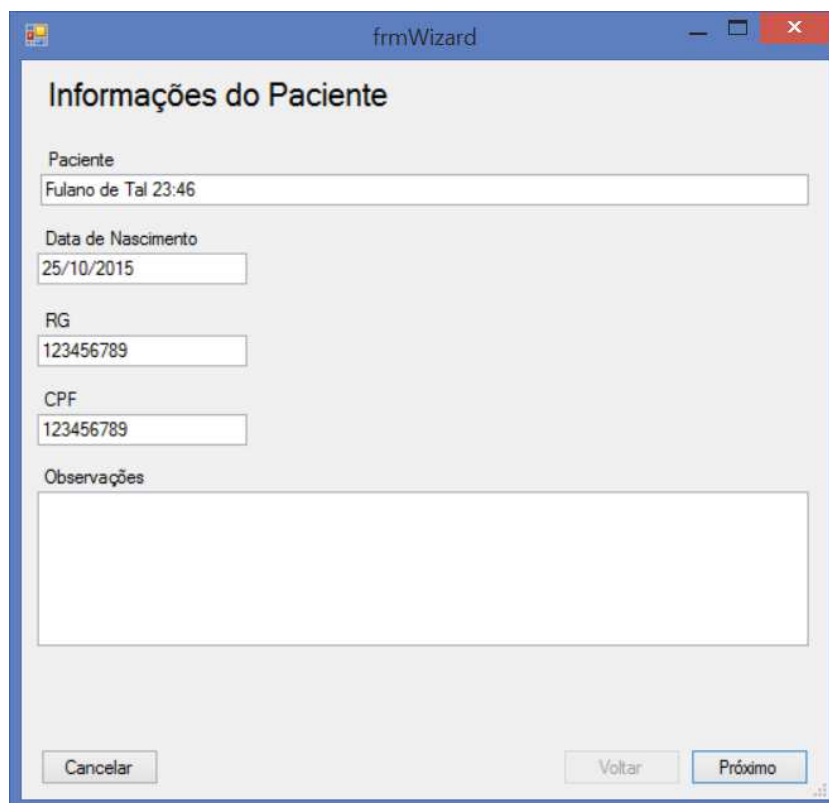
A partir dos protótipos das telas, levando em consideração os apontamentos dos usuários, novas telas foram desenvolvidas.

Figura 7.5 – Nova tela principal do sistema



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.6 – Passo 1 do assistente

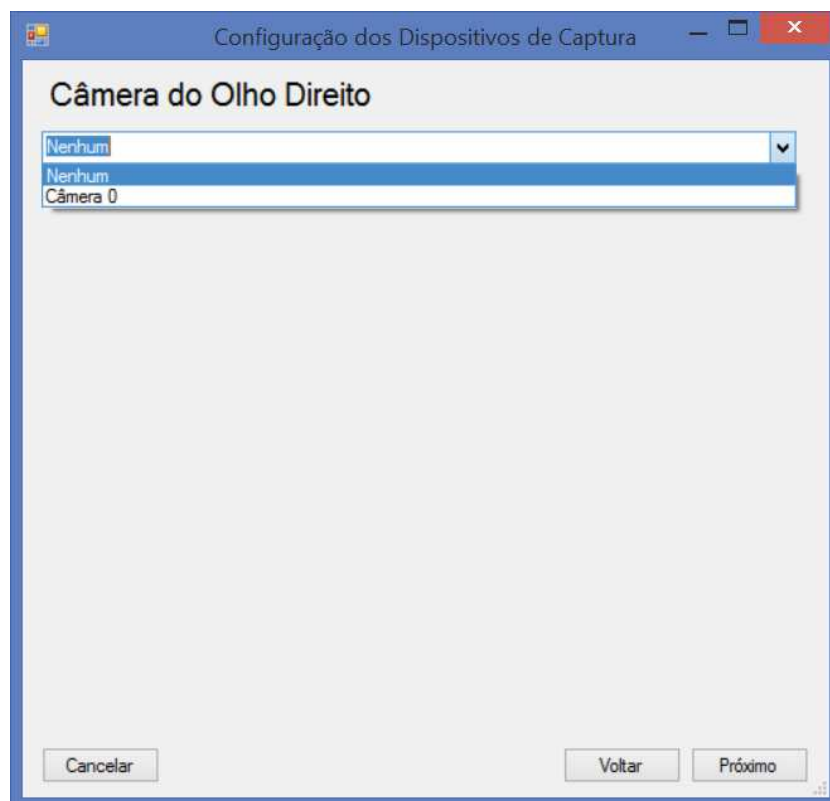


The image shows a software window titled "frmWizard" with a blue border. The main content area is titled "Informações do Paciente". It contains several input fields: "Paciente" with the value "Fulano de Tal 23:46", "Data de Nascimento" with "25/10/2015", "RG" with "123456789", and "CPF" with "123456789". Below these is a large empty text area labeled "Observações". At the bottom, there are three buttons: "Cancelar", "Voltar", and "Próximo".

Field	Value
Paciente	Fulano de Tal 23:46
Data de Nascimento	25/10/2015
RG	123456789
CPF	123456789
Observações	

Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.7 - Passo 2 do assistente – lista de câmeras



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

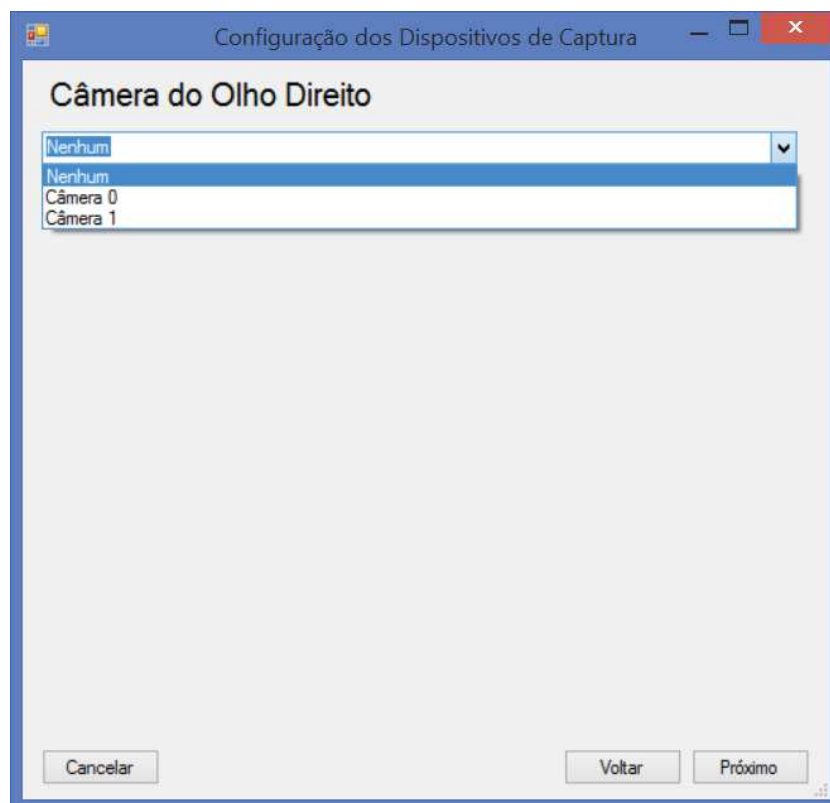
Figura 7.8 – Passo 2 do assistente – com câmera selecionada



Fonte: Ezequiel Santana, 2015



Figura 7.9 – Passo 2 do assistente – nova câmera conectada



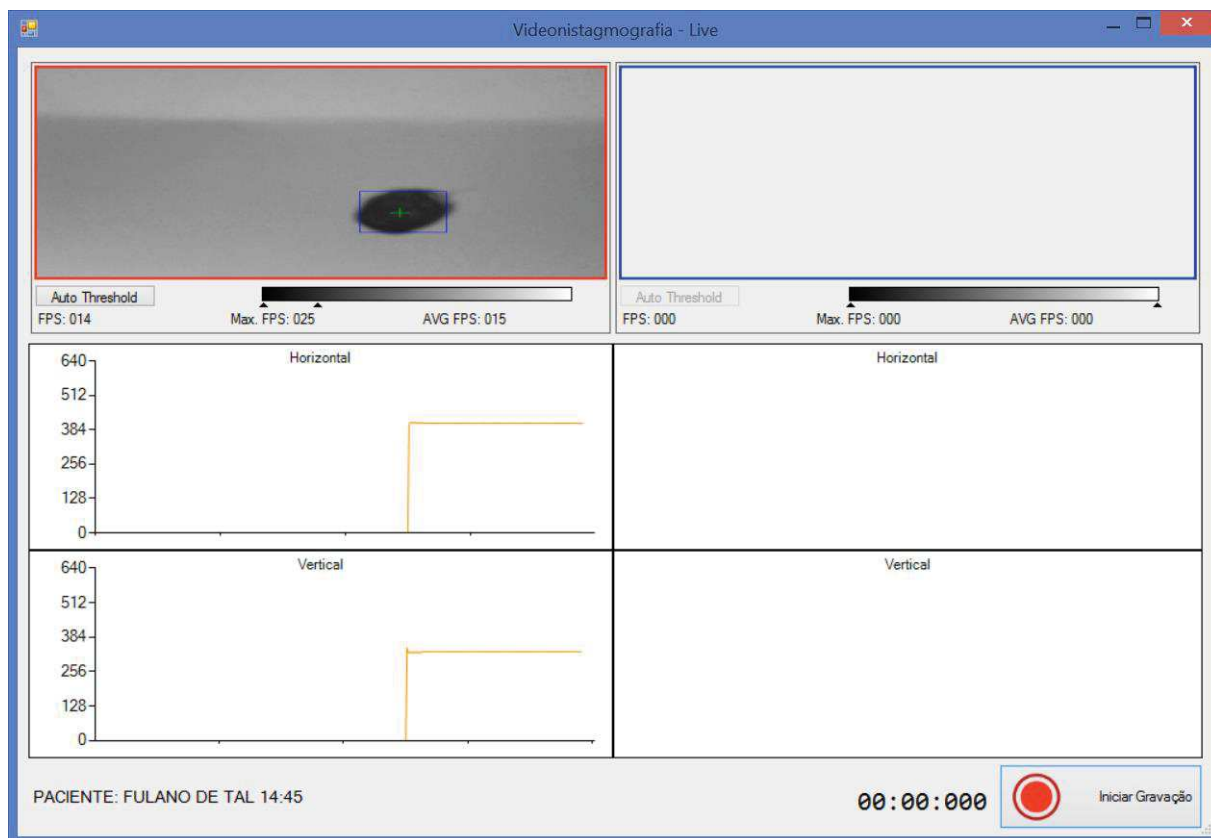
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.10 – Passo 2 do assistente – outra câmera selecionada

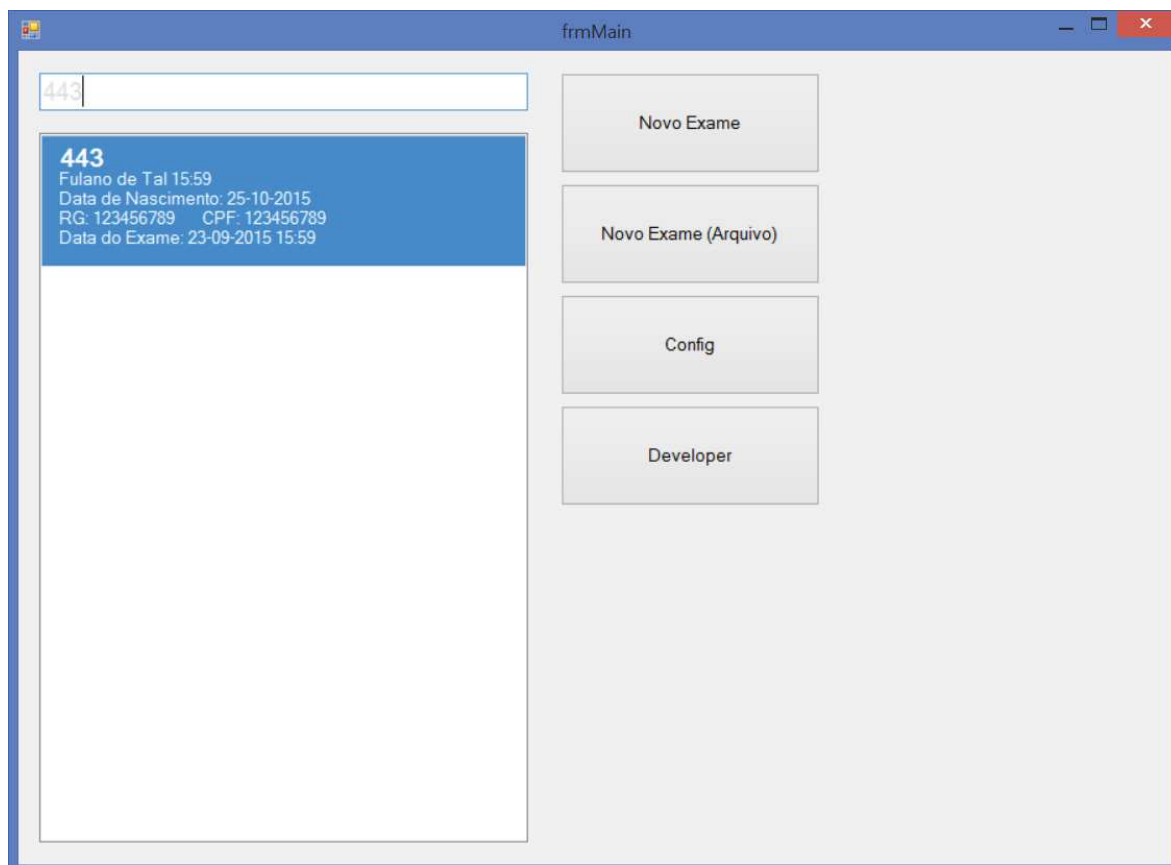


Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.11 – Nova tela para execução do exame ao vivo

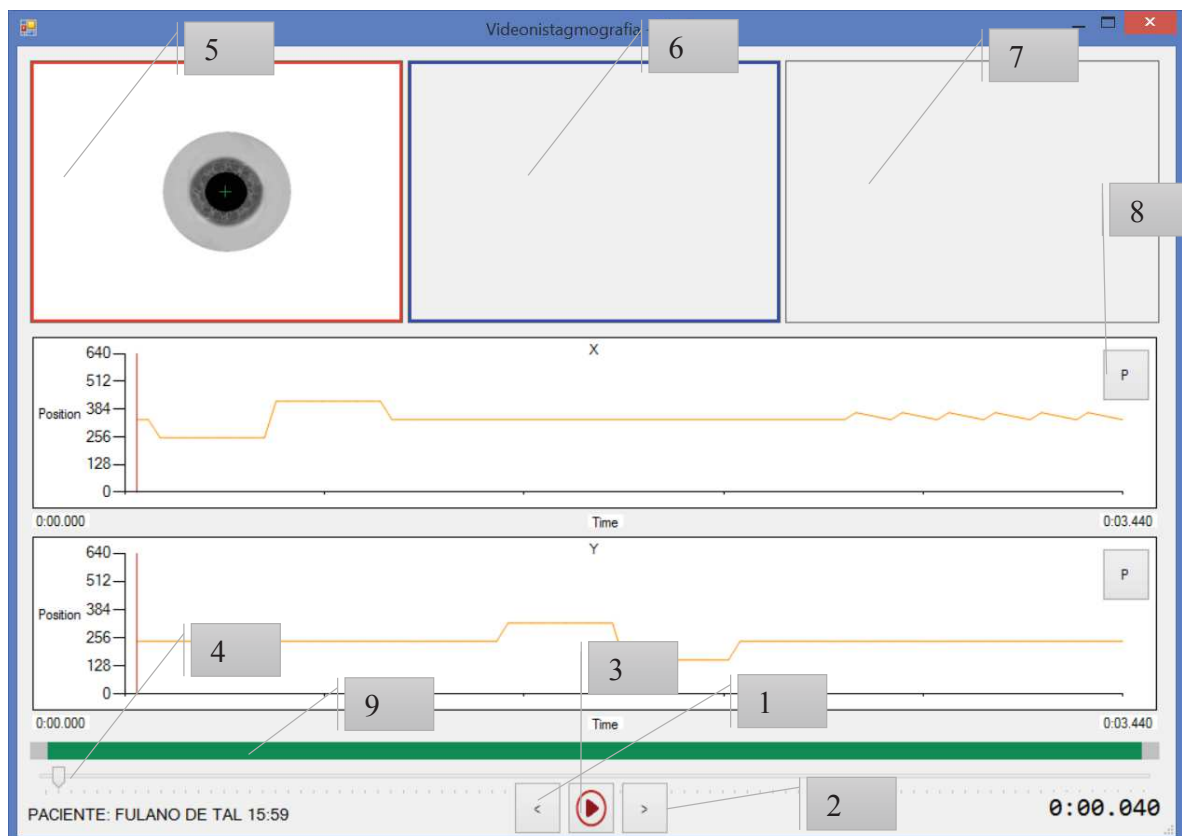


Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.12 – Busca de um exame para *replay*

Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Figura 7.13 - Tela para replay de exame



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

1. Volta um quadro.
2. Avança um quadro.
3. Reproduz o vídeo até o final.
4. Linha do tempo do vídeo.
5. Imagem do olho direito.
6. Imagem do olho esquerdo.
7. Imagem do ambiente.
8. Botão para abrir a tela de extração de parâmetros.

## 7.2 Gravação Síncrona do exame

Para permitir nova execução sem a presença do paciente, para cada exame são armazenadas as seguintes informações:

9. Informações do examinado.
10. Vídeo do olho direito.
11. Arquivo CSV do olho direito. Contém as informações, para cada quadro, do centro e tamanho da pupila.
12. Vídeo do olho esquerdo.
13. Arquivo CSV do olho esquerdo. Contém as informações, para cada quadro, do centro e tamanho da pupila.
14. Vídeo do paciente/sala.

As informações do exame são armazenadas em um banco de dados local, armazenado no diretório de instalação do software.

### 7.2.1 Vídeo

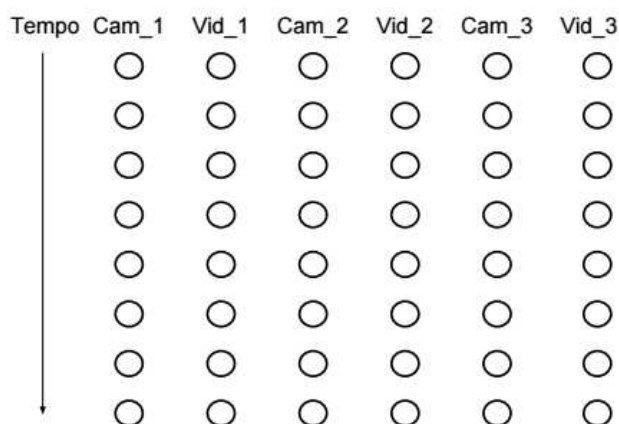
Além da capacidade de processamento do computador, outro fator que determinou a aplicação do exame em apenas um olho, nas versões anteriores, foi o problema da sincronização das fontes de vídeo, gerado pelo assincronismo característico de sistemas operacionais multitarefa, como é o caso do Windows, que serve de plataforma para este projeto. Para realizar o sincronismo, alguns pontos a considerar foram:

1. Cada uma das três câmeras pode trabalhar com uma taxa de captura singular.
2. A taxa de captura de cada câmera pode variar durante a execução do exame.
3. O próprio sistema operacional também pode realizar a leitura de cada câmera em momentos diferentes.

Caso não fosse necessário levar estes pontos em consideração, a leitura e gravação síncrona das fontes de vídeo poderiam ser descritas na seguinte sequência:

1. Captura imagem do *frame n*.
2. Descobre o centro da pupila.
3. Salva a imagem no vídeo de destino.

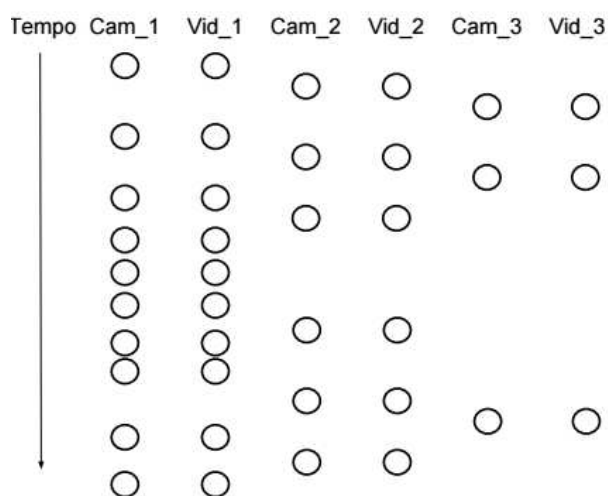
Figura 7.14 – Sincronismo teórico



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

A Figura 7.14 ilustra a situação de um sincronismo teórico, como se as imagens das três câmeras fossem capturadas, processadas e armazenadas ao mesmo tempo nos arquivos de vídeo. Porém, pelos pontos já destacados anteriormente, não é isto que acontece na prática. A Figura 7.15 tenta ilustrar o assincronismo real. Realizando uma inspeção visual, é possível observar que a primeira tupla (Cam\_1 e Vid\_1) possui mais círculos que as demais, e que a segunda (Cam\_2 e Vid\_2) possui mais que a terceira (Cam\_3 e Vid\_3). Isto representa que a quantidade de frames capturados e processados é maior para a primeira câmera. Os espaços não equidistantes para cada tupla representam a alteração da taxa de leitura da mesma câmera.

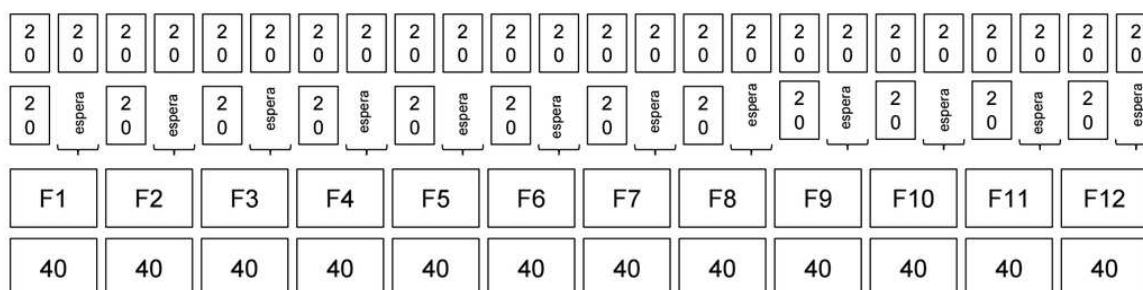
Figura 7.15 – Ilustração de assincronismo



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Para resolver o problema de sincronização dos vídeos, foi definida uma taxa única para a **gravação** de todos os vídeos, ou seja, caso a taxa de gravação fosse definida como 25fps, então o vídeo do olho direito, do olho esquerdo e do paciente/sala seriam gravados com o mesmo intervalo entre cada quadro, 40 milissegundos. Porém, ainda considerando os problemas apresentados, restaram duas situações para contornar. A primeira é quando o tempo de captura e processamento da imagem é menor que o tempo estipulado para a gravação do vídeo (Figura 7.16). A segunda é quando este tempo é superado (Figura 7.17).

Figura 7.16 – Taxa de leitura maior que a taxa de gravação



Fonte: Ezequiel Santana, 2015



Quando o tempo de captura e processamento da imagem é menor que o tempo estipulado para a gravação do vídeo, ou seja, a taxa de quadros lidos e processados por segundo é superior à taxa de gravação do vídeo, o programa executa um comando para que o processamento seja interrompido até que este tempo seja alcançado. O tempo de espera ( $te$ ) é calculado conforme Equação 7.1.

Equação 7.1

$$te = tg - tlp$$

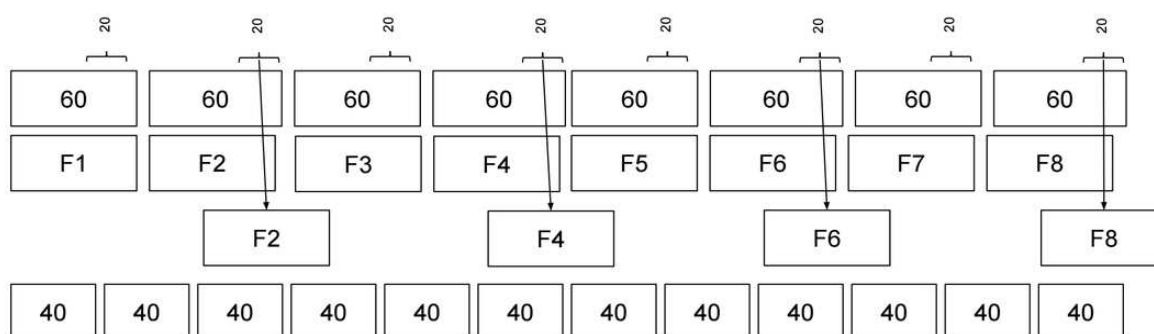
Onde:

- “ $te$ ” = tempo de espera.
- “ $tg$ ” = Tamanho do frame para gravação (milissegundos).
- “ $tlp$ ” = tempo de leitura e processamento.

Conforme Figura 7.16, o tempo de espera seria de 20 milissegundos.

$$te = 40 - 20$$

Figura 7.17 – Taxa de leitura menor que a taxa de gravação



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Quando o tempo de captura e processamento da imagem é maior que o tempo estipulado para a gravação do vídeo, ou seja, a taxa de quadros lidos e processados por segundo é inferior à taxa de gravação do vídeo (Figura 7.17), é preciso seguir um algoritmo para realizar a sincronização (Algoritmo 7.1).

Algoritmo 7.1 – Algoritmo para sincronização – taxa inferior

[Tempo cada quadro] = 40;

[Tempo acumulado escrita] = 0;

```

[Tempo acumulado ideal] = 0;
[Quantidade de quadros gravados ] = 0;
[Delta ideal versus acumulado] = 0;

Para cada quadro lido faça:
{
    [Tempo acumulado escrita] = [Tempo de captura do quadro];
    [Tempo acumulado ideal] = [Quantidade de quadros gravados ] * [Tempo cada
quadro];
    [Delta ideal versus acumulado] = [Delta ideal versus acumulado] + ([Tempo acumulado
escrita] - [Tempo acumulado ideal]);
    enquanto [Delta ideal versus acumulado] >= [Tempo cada quadro]
    {
        Grava o quadro mais uma vez;

        [Delta ideal versus acumulado] = [Delta ideal versus acumulado] -
[Tempo cada quadro];
    }
}

```

O algoritmo em questão atende tanto situações em que a taxa de leitura é sempre inferior a taxa de gravação, quanto situações em que a taxa é variável, ou seja, alguns frames levam mais tempo do que outros para serem capturados e processados do que a taxa definida para gravação. Apesar de simples, através da utilização de acumuladores, o algoritmo compensa a diferença ao longo da execução. O Algoritmo 7.2 inclui também a primeira questão apresentada, quando a taxa de leitura e processamento é superior àquela estabelecida para gravação do arquivo.

Algoritmo 7.2 – Algoritmo para sincronização - completo

```

[Tempo cada quadro] = 40;
[Tempo acumulado escrita] = 0;
[Tempo acumulado ideal] = 0;
[Quantidade de quadros gravados ] = 0;
[Delta ideal versus acumulado] = 0;

Para cada quadro lido faça:
{
    [Tempo de leitura] = Calcula tempo de leitura;
    [Tempo de processamento inicio] = agora;
    Processa o centro da pupila;
    [Tempo de processamento] = agora - [Tempo de processamento inicio];
    [Tempo de leitura e processamento] = + [Tempo de processamento] + [Tempo de leitura];
    Se [Tempo de leitura e processamento] > [Tempo cada quadro]
    {
        [Tempo de espera] = Calcula tempo de espera;
    }

    [Tempo acumulado escrita] = [Tempo de captura do quadro];
    [Tempo acumulado ideal] = [Quantidade de quadros gravados ] * [Tempo cada
quadro];
    [Delta ideal versus acumulado] = [Delta ideal versus acumulado] + ([Tempo acumulado
escrita] - [Tempo acumulado ideal]);
    enquanto [Delta ideal versus acumulado] >= [Tempo cada quadro]
    {
        Grava o quadro mais uma vez;

        [Delta ideal versus acumulado] = [Delta ideal versus acumulado] -

```

```
        [Tempo cada quadro];  
    }  
}
```

## 7.2.2 Centro e tamanho da pupila

Para cada imagem de olho captura e processada, as seguintes informações são armazenadas:

1. Número do quadro sendo gravado. Começa em zero.
2. Tempo do vídeo em que o quadro foi capturado, em milissegundos. Começa em zero.
3. Coordenada X do centro da pupila.
4. Coordenada Y do centro da pupila.
5. Tamanho horizontal da pupila detectada, em pixels.
6. Tamanho vertical da pupila detectada, em pixels.

Tais informações são gravadas em um arquivo de texto seguindo o padrão CSV, ou seja, valores separados por vírgula. A Figura 7.18 apresenta um exemplo de arquivo CSV para um olho. A versão antiga do software não armazenava o tamanho da pupila. O primeiro campo indica a qual quadro está vinculada a informação sobre o centro e tamanho da pupila, realizando sendo responsável pela sincronização deste dado com o arquivo de vídeo.

Figura 7.18 – Taxa de leitura maior que a taxa de gravação

```

C:\Users\Ezequiel\Documents\Labima.Vng\Exames\431\RightEye.csv - Notepad++
File Edit Search View Encoding Language Settings Macro Run Plugins Window ?
RightEye.csv
1 0,40,335,239,73,73
2 1,80,335,239,73,73
3 2,120,275,239,56,71
4 3,160,275,239,56,71
5 4,200,275,239,56,71
6 5,240,275,239,56,71
7 6,280,275,239,56,71
8 7,320,275,239,56,71
9 8,360,275,239,56,71
10 9,400,275,239,56,71
11 10,440,275,239,56,71
12 11,480,275,239,56,71
13 12,520,397,239,58,71
14 13,560,397,239,58,71
15 14,600,397,239,58,71
16 15,640,397,239,58,71
17 16,680,397,239,58,71
18 17,720,397,239,58,71
19 18,760,397,239,58,71
20 19,800,397,239,58,71
21 20,840,397,239,58,71
22 21,880,397,239,58,71
23 22,920,335,239,73,73
Normal text file length : 1942 lines : 87 Ln : 23 Col : 21 Sel : 0 | 0 Dos\Windows UTF-8-BOM INS

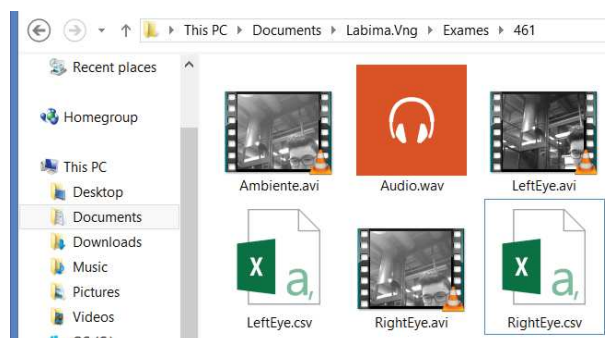
```

Fonte: Ezequiel Santana, 2015

### 7.2.3 Arquivamento do exame

A gravação síncrona ocorreu com todas as informações obtidas durante a avaliação, de tal forma que o avaliador pode executá-la novamente sem a presença do examinado. Para cada exame são armazenados, além dos dados do paciente, os arquivos de vídeo e correspondentes CSV para permitir o *replay* (Figura 7.23, Figura 7.13). A Figura 7.19 apresenta os arquivos armazenados para um exame.

Figura 7.19 – Arquivos para execução sem a presença do examinado

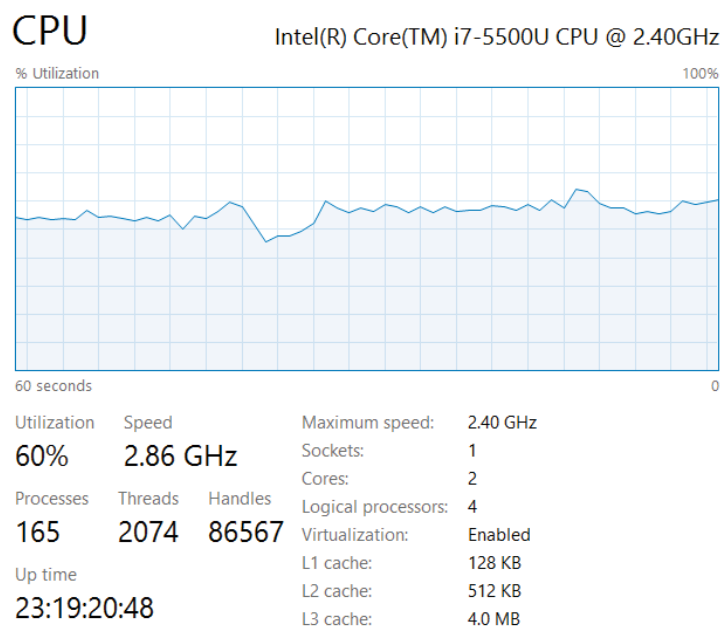


Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 7.2.4 Considerações sobre performance

A gravação síncrona ocorreu com sucesso para um, dois ou três vídeos, não ultrapassando 70% de consumo do processador do computador mesmo com três fontes simultâneas (olho esquerdo, olho direito e imagem do ambiente) (Figura 7.20).

Figura 7.20 - Utilização do processador (janela de 60 segundos)



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

## 7.3 Detecção de parâmetros

### 7.3.1 Validação

Para validação o algoritmo implementado para a detecção de parâmetros, um modelo foi criado. O primeiro passo foi gerar uma sequência de imagens através do Algoritmo 7.3.

Algoritmo 7.3 – Algoritmo para gerar sequência de validação

```
D = 0;
Enquanto D é menor ou igual a 60 graus
{
    Coloca a esfera no centro da tela;
    Salva a imagem resultante;
    Rotaciona a esfera D graus para a direita;
    Salva a imagem resultante;
    Incrementa D em 5 graus;
}
```

Todas as imagens produzidas são empacotadas em um único arquivo de vídeo utilizando a ferramenta FFMPEG (disponível em [www.ffmpeg.org](http://www.ffmpeg.org)). Por referência, este foi o comando utilizado:

```
ffmpeg -i "eye%d.bmp" -codec copy -r 25 output.avi.
```

Este comando coloca todas as imagens em um arquivo contínuo de vídeo, utilizando uma taxa de 25 fps, com 40 milissegundos entre uma imagem e outra (1000/25). Com a nova versão do software, chamada de LABIMA.VNG, o vídeo produzido foi processado para identificar a posição da pupila em cada frame, que foi armazenada em um arquivo CSV (Comma Separated Values). A partir disto, cada posição da pupila (x, y) foi transformada em ângulo utilizando as equações (1) e (2).

$$degrees = \frac{(\frac{AMPLITUDE}{2} * axisValue - center)}{(mostLeftBottomAxisValue - center)} \quad (1)$$

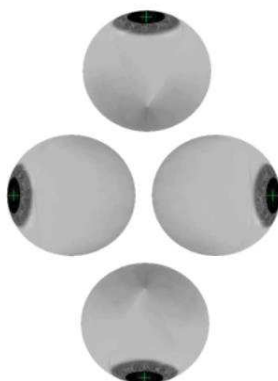
A formula (1) funciona para pontos do centro da imagem até o fim da imagem. Para pontos do centro até zero utiliza-se (2).

$$degrees = \frac{(\frac{AMPLITUDE}{2} * axisValue - center)}{(mostRightUpAxisValue - center)} \quad (2)$$

Descrições das variáveis:

AMPLITUDE: Máxima amplitude do globo ocular, em graus. Um parâmetro configurável que foi definido como 60°, limite ilustrado na Figura 7.21.

Figura 7.21 - Limite amplitude



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

axisValue: Por exemplo, se o eixo X está sendo analisado, para uma coordenada (x, y) com valores (320,240), o valor seria 240.

center: Média do centro da pupila.

mostRightUpAxisValue/mostLeftBottomAxisValue: Valores das posições mais extremas identificadas durante o exame.

Com as fórmulas (1) e (2), uma comparação entre os valores simulados e os valores obtidos a partir da execução do software foram colocados na Tabela 7.1. O erro percentual foi calculado em relação a amplitude.

Tabela 7.1 - Valores simulados e medidos

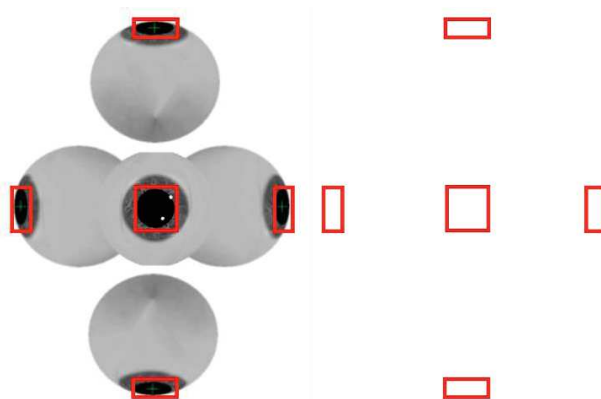
Ângulo (graus)		Erro	Erro(%)
Medido	Simulado		
0	0	0	0.00%
6.6	5	-1.6	2.67%
13.2	10	-3.2	5.33%
19.8	15	-4.8	8.00%
25.8	20	-5.8	9.67%



31.8	25	-6.8	11.33%
37.2	30	-7.2	12.00%
42	35	-7	11.67%
46.8	40	-6.8	11.33%
51	45	-6	10.00%
54.6	50	-4.6	7.67%
57.6	55	-2.6	4.33%
60	60	0	0.00%

A partir de algumas observações e experimentações, concluiu-se que a projeção do globo ocular no plano foi responsável por aumentar os erros. Depois de investigar, resolveu-se utilizar o tamanho do quadrado envolvendo a pupila para compensar a distorção. Nesta versão do LABIMA.VNG, além das coordenadas do centro da pupila, o tamanho (largura e altura) da pupila também é guardado, facilitando a identificação de movimentos de rotação. Isto acontece porque quando a pupila vai do centro para as bordas, o tamanho do quadrado contendo a pupila diminui (Figura 7.22).

Figura 7.22 – Tamanho pupila



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Se o globo ocular se move horizontalmente em direção às bordas, a largura diminui. Ao contrário, se o movimento é vertical, então a altura diminui. Então, as fórmulas (1) e (2) foram atualizadas para (3) e (4).

$$degrees = \frac{\text{pupilAxisCenter} + \text{currentAxisDif} + \text{biggestAxisDif}}{2} \quad (3)$$

$$\text{degrees} = \frac{\text{pupilAxisCenter} + \text{currentAxisDif} + \text{biggestAxisDif}}{2} \quad (4)$$

Descrição das novas variáveis:

pupilAxisCenter: Valor do eixo representando o centro da pupila.

currentAxisDif: Diferença entre o maior valor(tamanho) encontrado no arquivo CSV em relação ao eixo sendo avaliado.

biggestAxisDif: Diferença entre o maior valor(tamanho) e o menor valor(tamanho) encontrado no arquivo CSV.

Com as fórmulas atualizadas, a Tabela 7.1 foi atualizada, gerando os resultados apresentados na Tabela 7.2.

Tabela 7.2 - Comparação atualizada

Ângulo (graus)		Erro	Erro(%)
Medido	Simulado		
0	0	0	0.00%
5.565	5	0.565	0.94%
11.129	10	1.129	1.88%
16.935	15	1.935	3.23%
22.5	20	2.5	4.17%
28.306	25	3.306	5.51%
33.629	30	3.629	6.05%
38.71	35	3.71	6.18%
43.79	40	3.79	6.32%
48.629	45	3.629	6.05%
52.984	50	2.984	4.97%
56.855	55	1.855	3.09%
60.242	60	0.242	0.40%

Comparando as tabelas é possível visualizar que o maior erro foi reduzido em 52%

(3.79/7.20). A partir deste resultado, partiu-se para a simulação de um nistagmo patológico.

## 7.4 Simulação de nistagmo

Esta simulação gera uma sequência de imagens com base em movimentos pré-definidos que seguem os passos abaixo.

### Algoritmo 7.4 - Geração de nistagmo

Para definir as posições extremas, verticais e horizontais:

1. Coloca a esfera no centro da tela.
2. Salva a imagem.
3. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE / 2) graus para a direita.
4. Salva a imagem.
5. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE) graus para a esquerda.
6. Salva a imagem.
7. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE / 2) graus para a direita.
8. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE / 2) graus para cima.
9. Salva a imagem.
10. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE) graus para baixo.
11. Salva a imagem.
12. Rotaciona a esfera (AMPLITUDE / 2) graus para cima.

Para criar a sequência de nistagmo

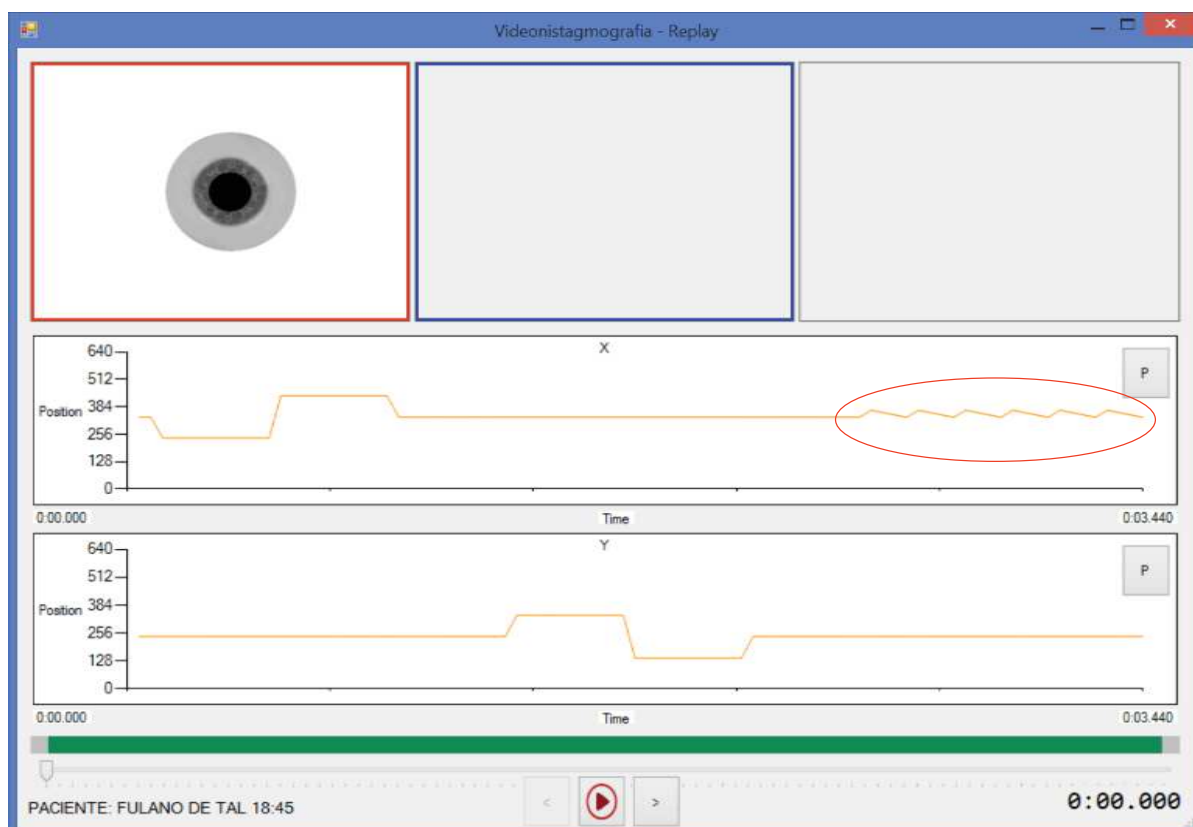
Repete 6 vezes

- Rotaciona a esfera 15 degrees left.
- Salva a imagem.
- Rotaciona a esfera 5 degrees right.
- Salva a imagem.
- Rotaciona a esfera 5 degrees right.
- Salva a imagem.
- Rotaciona a esfera 5 degrees right.
- Salva a imagem.

A sequência de nistagmo para o olho direito de um paciente é gerada a partir da criação de mais imagens para a direita do que para a esquerda. Isto simula uma fase rápida para a esquerda e lenta para a direita. Isto significa que o movimento de nistagmo para a esquerda leva 40 milissegundos, enquanto leva 120 milissegundos para ir na direção contrária. Na Figura 7.23 é possível visualizar o gráfico criado a partir da simulação, com o nistagmo destacado por um círculo vermelho.

Com o LABIMA.VNG é possível escolher um intervalo para análise. No contexto deste projeto, o período sob análise foi reduzido para conter apenas o trecho do nistagmo, de 0:2:480 até 0:3:440.

Figura 7.23 – Nistagmo em destaque



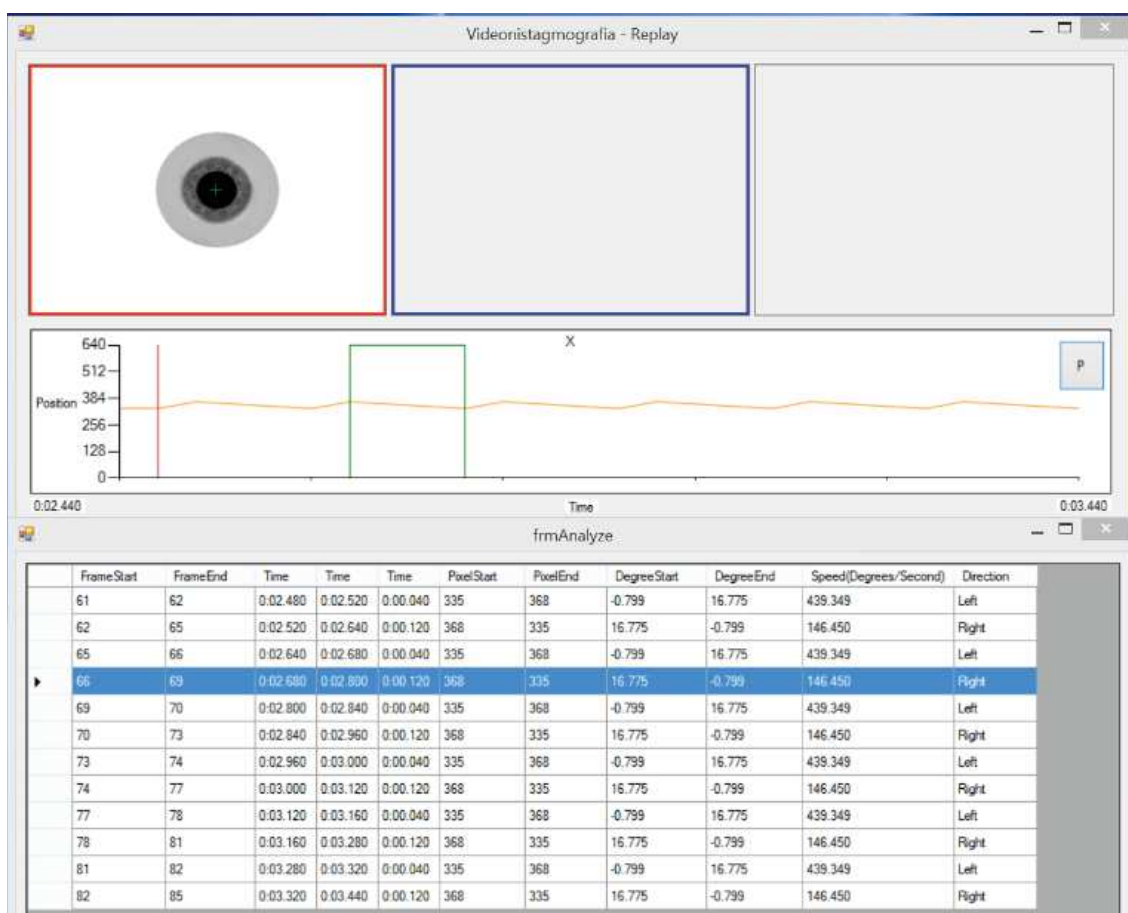
Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Na Figura 7.23, X corresponde aos movimentos horizontais e Y corresponde aos movimentos verticais. Depois de clicar no botão P, uma nova janela é mostrada com todos os segmentos do nistagmo, permitindo ao usuário clicar em cada um para visualização direta no gráfico. Cada segmento tem a informação sobre os pontos representando o centro da pupila tanto no eixo X, quando no eixo Y, dependendo do botão P que foi clicado.

Se o usuário clica no botão P do eixo X, então todos os valores do eixo X são avaliados para a criação dos segmentos. Os pontos são agrupados em segmentos ascendentes e descendentes. Para cada segmento, o LABIMA.VNG mostra:

1. Frame start: Número do frame do primeiro quadro do segmento.
2. Frame end: Número do frame do último quadro do segmento.
3. Start (time): Tempo de gravação do primeiro quadro.
4. End (time): Tempo de gravação do último quadro.
5. Segment duration (time): Total de tempo do segmento.
6. Pixel start: Primeiro pixel sendo avaliado.
7. Pixel end: Último pixel sendo avaliado.
8. Degree start: Cálculo do ângulo em relação ao primeiro pixel.
9. Degree end: Cálculo do ângulo em relação ao último pixel.
10. Speed (Degrees/second): Velocidade de rotação baseada nas informações dos ângulos.
11. Direction: Direção do movimento.

Figura 7.24 - Seção de segmento



Fonte: Ezequiel Santana, 2015

Informações relevantes sobre o nistagmo são mostradas na Tabela 7.3.

Tabela 7.3 – Informações sobre nistagmo

Início	Início do Intervalo			Início	Fim do Intervalo			Intervalo Tempo Total	Velocidade(graus/segundo)			Velocidade Erro(%)	Direção
	Ângulo (graus)				Ângulo (graus)				Medido	Simulado	Erro		
0:02.480	0	0	0	0:02.520	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:02.520	16.935	15	1.935	0:02.640	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal
0:02.640	0	0	0	0:02.680	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:02.680	16.935	15	1.935	0:02.800	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal
0:02.800	0	0	0	0:02.840	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:02.840	16.935	15	1.935	0:02.960	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal
0:02.960	0	0	0	0:03.000	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:03.000	16.935	15	1.935	0:03.120	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal
0:03.120	0	0	0	0:03.160	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:03.160	16.935	15	1.935	0:03.280	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal
0:03.280	0	0	0	0:03.320	16.935	15	1.935	0:00.040	423.387	375	48.387	12.90%	Temporal
0:03.320	16.935	15	1.935	0:03.440	0	0	0	0:00.120	141.129	125	16.129	12.90%	Nasal

Apesar de o erro na velocidade ser 12.90% (para a velocidade simulada) a relação entre a fase rápida e lenta é  $7.455 \times 10^{-6}$ , que é negligenciável (Tabela 7.4) e (Tabela 7.5).

Tabela 7.4 - Velocidade simulada, relação entre fase rápida e lenta

Velocidade(graus/segundo)			
Simulado			
Fase rápida	Fase lenta	Proporção	
375	125	3	

Tabela 7.5 - Velocidade medida, relação entre fase rápida e lenta

Velocidade(graus/segundo)			
Medido			
Fase rápida	Fase lenta	Proporção	
402.439	134.146	3.000007455	

A identificação dos retângulos contento a pupila, uma melhoria proposta neste projeto, provou ser útil para estimar o ângulo de movimentação dos olhos, diminuindo o erro entre os

valores simulados e os medidos. Apesar de o erro ser relativamente grande na estimação do ângulo, a diferença na proporção entre a fase rápida e a fase lenta (medida *versus* simulada) é  $7.455 \times 10^{-6}$ , não impactando na identificação das fases. Os limites configurados para a amplitude dos movimentos dos olhos foram de  $60^\circ$  em cada direção. Para exames em seres humanos, o fisioterapeuta/médico deverá configurar o sistema com valores adequados e validados, em versões futuras o software também poderia ser melhorado para ajudar o usuário nesta tarefa.

## 8 Conclusão

Um dos objetivos específicos mais importantes do trabalho, a extração de parâmetros, se mostrou eficaz para determinação da amplitude e velocidade (parâmetros), conforme pode ser verificado comparando a Tabela 7.4 e Tabela 7.5. Vale destacar que apesar do erro entre a velocidade simulada e medida ser alta (12.90% conforme a Seção 7.4), isto não é determinante para classificar se a fase é lenta ou rápida, visto que a relação entre estas duas medidas teve diferença de 0.0002485%. Do ponto de vista de usabilidade, também pode ser afirmado que o usuário consegue executar uma tarefa complexa com poucos cliques, sem complicação de configuração ou necessidade de muitos passos até obter os resultados. A partir dos parâmetros coletados será possível estabelecer, com investigação em seres humanos, parâmetros de referência para avaliação do sistema vestibular, responsável pela manutenção do equilíbrio.

A gravação síncrona ocorreu com sucesso para um, dois ou três vídeos, não ultrapassando 70% de consumo do processador do computador mesmo com três fontes simultâneas (olho esquerdo, olho direito e imagem do ambiente). Figura 7.20. Estes dados mostram que podemos utilizar câmeras mais rápidas, com maior taxa de frames, reduzindo os efeitos de borramento por movimento. A sobra de disponibilidade da CPU poderá ser utilizada para implementação de novos algoritmos que, por exemplo, atuem na eliminação de artefatos, identificação de movimentos torcionais ou novos parâmetros.

A gravação síncrona ocorreu com todas as informações obtidas durante a avaliação, de tal forma que o avaliador pode executá-la novamente sem a presença do examinado. Para cada exame são armazenados, além dos dados do paciente, os arquivos de vídeo e correspondentes CSV para permitir o *replay* (Figura 7.23, Figura 7.13). A Figura 7.19 apresenta os arquivos armazenados para um exame.

Com base nas melhorias implantadas, é possível afirmar que o instrumento foi promovido de protótipo à potencial instrumento clínico, sugerindo a possibilidade de execução de testes com seres humanos. As melhorias apresentadas permitirão a determinação dos parâmetros de referência, dando suporte para diagnóstico e avaliação de alterações do equilíbrio, bem como o acompanhamento da evolução de tratamentos propostos.



## 9 Trabalhos Futuros

O projeto, em seu estágio atual, permitirá a submissão para a comissão de ética, afim de iniciar os testes com seres humanos, já que o exame passou a permitir a repetição sem a presença do examinado. Dentre as possibilidades de melhorias identificadas durante a execução, destacam-se:

- a) Normalização de parâmetros. Só será possível após a aprovação pelo comitê de ética da universidade. Com a aplicação em seres humanos, poderão ser criados valores de referência.
- b) Melhorias no algoritmo de segmentação. Apesar do sucesso com testes em imagens simuladas, a aplicação em seres humanos poderá trazer novos desafios para a segmentação das imagens.
- c) Há espaço para melhorias na interface. A tela de análise de parâmetros poderia ser mais intuitiva. Poderia existir também uma tela de configurações, que hoje estão armazenadas em arquivo.
- d) Possibilidade de executar exame a partir de múltiplos arquivos. Hoje o sistema permite execução a partir de um único arquivo, para o olho esquerdo ou direito. Portanto não é possível visualizar, ao mesmo tempo, imagens de dois olhos obtidas por outro software.

## Referências

- Agarwal, P. (30 de 06 de 2015). *ELECTRONYSTAGMOGRAPHY*. Fonte: Dr Pulkit Agarwal: [http://drpulkitagarwal.weebly.com/uploads/3/0/4/7/30470762/electronystagmography\\_ie\\_eng.pdf](http://drpulkitagarwal.weebly.com/uploads/3/0/4/7/30470762/electronystagmography_ie_eng.pdf)
- Barela, J. A. (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, 79-88.
- Bekerdof, R. G. (2003). *Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico*. Campinas: Universidade Estadual de Campinas.
- Bregolim, A. (2013). Instrumento quantificação de movimentos de cabeça durante a avaliação de equilíbrio humano. *Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica)*. Porto Alegre: Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- Caovilla, H. H., Ganança, M. M., Munhoz, M. S., Silva, M. G., & Frazza, M. M. (1997). Curso: O equilíbrio corporal e os seus distúrbios. Parte 1: noções de neuroanatomofisiologia do sistema vestibular. *Revista Brasileira Medicina Otorrinolaringologia*, 4(1), 11-9,ja.
- Castagno, L. (1994). Distúrbio do Equilíbrio: Um protocolo de Investigação Racional. *Rev. Bras. de Otorrinolaringologia*, 60(2): 124-144.
- Day, B. L., & Fitzpatrick, R. C. (2005). The vestibular system. *Current Biology*, 15, R583–R586.
- Dicionário Michaelis. (01 de 09 de 2015). *Dicionário de Português Online*. Fonte: Michaelis: <http://michaelis.uol.com.br/moderno/portugues/index.php?lingua=portugues-portugues&palavra=imagem>
- Douglas, C. R. (2002). *Tratado de Fisiologia aplicada a saúde*. São Paulo: Robe Editorial.
- Enderle, J. D. (2010). Part I: Early Models of Saccades and Smooth Pursuit. Em J. D. Enderle, *Models of Horizontal Eye Movements*.

- Figueira, M. (2007). Instrumento de aquisição e processamento de imagens de olhos. *Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica)*. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2001). *Digital Image Processing*. Upper Saddle River: Prentice Hall.
- Hain, T. C., & Helminski, J. O. (2007). Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System. Em S. J. Herdman, *Vestibular Rehabilitation*. Philadelphia: F.A. Davis Company.
- Hall, J. E., & Guyton, A. C. (2011). *Tratado de fisiologia médica* (12 ed.). Rio de Janeiro: Elsevier.
- Houssay, A. B., & E., C. H. (2004). *Fisiologia Humana de Houssay*. Porto Alegre: Artmed.
- Kahle, W., & Frostcher, M. (2003). *Color Atlas and Textbook of Human Anatomy: Nervous System and Sensory Organs* (Vol. 3). New York, United States: Thieme.
- Leigh, R. J., & Zee, D. S. (1999). *The Neurology of Eye Movements*. New York: Oxford University Press.
- Mezzalira, R., Bittar, R. S., & Albertino, S. (2014). *Otoneurologia Clínica*. Rio de Janeiro: Revinter.
- Newton, J. K., & Oliveira, R. C. (2001). *Olhos - Conhecer & Enfrentar*. São Paulo: Editora Contexto.
- Prestes, L. (2013). Instrumento portátil para aquisição, digitalização e processamento de Imagens a ser aplicado na avaliação do sistema de equilíbrio humano. *Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica)*. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- Queiroz, G. S. (2005). Fisiologia Vestibular. Em *Seminário da Disciplina de Clínica Otorrinolaringológica do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo*. São Paulo: USP.
- Santana, E. (2015).

- Schubert, M. C., & MINOR, L. B. (April de 2004). Vestibulo-ocular Physiology Underlying Vestibular Hypofunction. *Physical Therapy Journal*, 84.
- Shapiro, L. G., & Stockman, G. C. (2002). *Computer Vision*. Prentice Hall.
- Suzuki, S., & Abe, K. (04 de 1985). Topological Structural Analysis of Digitized Binary Images by Border Following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 30(1), pp. 32-46.
- Taguchi, C. K., Alves, L. V., Gois, R. O., & Oliveira, P. F. (2013). Valor clínico dos nistagmos posicional e de posicionamento no diagnóstico vestibular de idosos. *Rev. CEFAC [online]* - ISSN 1982-0216, 757-763.
- Watson, M. A., & Black, F. O. (01 de 03 de 2015). *The Human Balance System*. Fonte: Vertibular Disorders Association: [http://vestibular.org/sites/default/files/page\\_files/Human%20Balance%20System.pdf](http://vestibular.org/sites/default/files/page_files/Human%20Balance%20System.pdf)
- Ygraph. (s.d.). *Eye diagram - Diagram of the eye*. Fonte: YGraph - Share Your Graph: <http://ygraph.com/chart/1597>