

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

RAFAELI SAGRILO GROSSI

**VIDEONISTAGMOSCOPIA DIGITAL COM LENTE DE CONTATO
PARA IDENTIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS OCULARES E APOIO AO
TOPODIAGNÓSTICO DA VERTIGEM POSICIONAL PAROXÍSTICA BENIGNA**

Porto Alegre
2016

RAFAELI SAGRILO GROSSI

**VIDEONISTAGMOSCOPIA DIGITAL COM LENTE DE CONTATO
PARA IDENTIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS OCULARES E APOIO AO
TOPODIAGNÓSTICO DA VERTIGEM POSICIONAL PAROXÍSTICA BENIGNA**

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.

Orientador: Prof. Dr. Dario Francisco Guimarães de Azevedo

Porto Alegre
2016



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**VIDEONISTAGMOSCOPIA DIGITAL COM LENTE DE
CONTATO PARA IDENTIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS
OCULARES E APOIO AO TOPODIAGNÓSTICO DA VERTIGEM
POSICIONAL PAROXÍSTICA BENIGNA**

CANDIDATO: RAFAELI SAGRILO GROSSI

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. CIBELE CRISTINA BOSCOLO - FONOAUDIOLOGIA - FACULDADE NOSSA
SENHORA DE FÁTIMA**

**DRA. VIVIANE FELLER MARTHA - SETOR DE OTORRINOLARINGOLOGIA - HSL -
PUCRS, HOSPITAL MOINHOS DE VENTO, HOSPITAL MÃE DE DEUS CENTER,
HOSPITAL DIVINA PROVIDÊNCIA**

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

PUCRS

Campus Central

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

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

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

www.pucrs.br/feng

Dedico este trabalho a minha esposa Adriana, meus pais Rafael e Mariza, minhas irmãs Mariana e Emanuella e a todos os meus pacientes.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família pelo apoio, incentivo em minha educação, formação moral e por me fazer acreditar que devemos nos esforçar de forma obstinada para transformar nosso mundo em um lugar melhor.

Agradeço ao meu orientador, Dario F. G. de Azevedo, Ph.D. por acreditar no meu potencial, mesmo sabendo das dificuldades que encontraríamos por conta de minha formação não ser na área da engenharia. Creio termos iniciado uma parceria de longa data.

Agradeço a minha esposa Adriana por me apoiar, ajudar e estar sempre ao meu lado durante esta caminhada.

Agradeço a colega de mestrado Monica Raquel Martins, pelo apoio e pela parceria criados em razão dos nossos projetos e pela similaridade da nossa área de formação. A nossa parceria rendeu ótimos frutos.

Agradeço aos meus colegas Araray Velho, Lucas P. Prestes, Alexandre Dal Pizzol Bregolin, Vinícius H. Cene, Guilherme Sehnem, Renata Mondini, Lucas Novelo, Ezequiel S. Santana e demais colegas do Laboratório de Imagens (LABIMA) que sempre estiveram dispostos em ajudar quando necessário.

Agradeço aos professores Alexandre Franco, Thais Russomano, Marlise dos Santos pela acolhida na Engenharia e pelas dicas valiosas.

Agradeço aos parceiros Dilnei Cunha e Jordano Schutz pelas dicas.

Agradeço aos colegas de mestrado Frederico Guilherme Irigoyen da Costa e Flávia Fachel pela amizade e incentivo

Agradeço à Patrícia, Anderson e demais secretários da pós-graduação.

Agradeço aos participantes da pesquisa pela sua contribuição valiosa.

Agradeço ao professor Mário B. Wagner pela ajuda com a análise estatística.

Agradeço as pesquisadoras Denise Cantarelli Machado e Thais de Lima Resende pela ajuda na documentação junto ao Comitê de Ética em Pesquisa.

Agradeço ao colega médico Iuberi Carson Zwetsch por ter me apresentado a equipe de Engenharia Biomédica da PUCRS.

Agradeço à *Hewlett-Packard* por ter financiado uma parte do meu mestrado.

Finalmente, agradeço a Deus por ter colocado todas estas pessoas em meu caminho e ter tornado tudo isso possível.

RESUMO

A vertigem posicional paroxística benigna (VPPB) é caracterizada por crises de vertigem, desencadeadas por mudanças bruscas de posição da cabeça, associada a um nistagmo posicional paroxístico. A caracterização do nistagmo rotacional é de fundamental importância na condução do paciente com VPPB, pois é através das características do nistagmo que é possível identificar o canal semicircular acometido, bem como o mecanismo fisiopatológico envolvido. Porém, a maioria dos dispositivos de videonistagmoscopia existentes não são capazes de identificar com precisão esses movimentos rotatórios. A proposta deste trabalho foi desenvolver e testar um novo modelo de quantificação de movimentos oculares rotatórios quando presentes. Este novo modelo utiliza protótipo de videonistagmoscópio, lente de contato oftálmica comercial com figuras geométricas e o desenvolvimento de um *software* especificamente para esta finalidade. De forma complementar, uma *WebApp* também foi criada para auxiliar no topodiagnóstico da VPPB. Participaram do estudo 4 indivíduos com VPPB e 4 sem VPPB. Os sujeitos foram submetidos à *manobra de Dix-Hallpike*, utilizando a lente de contato com formas geométricas no olho esquerdo e o dispositivo de captura. Dessas manobras, foram gravados 40 vídeos (23 com fenômenos de movimento rotatório anti-horário, 10 no sentido horário e 7 vídeos com olho em repouso). Os vídeos extraídos foram analisados com o *software* criado. Foi analisada a taxa de acertos na classificação da direção do fenômeno de movimento rotatório (anti-horário ou horário) quando presente ou vídeo repouso. Também foi avaliada a acurácia do *software* em encontrar corretamente as marcas geométricas da lente oftálmica. Dos 40 vídeos analisados, o *software* obteve como taxa de acerto da direção ou repouso valor de 85% (70-94%); considerando-se apenas a taxa de acerto da direção, o valor foi de 81% (64-93%). A acurácia na medida da zona de interesse dos *frames* foi de 82,2% (81,5-82,8%) com nível de significância de $p < 0,05$. Assim, o novo modelo desenvolvido poderá no futuro ter um papel importante no auxílio do topodiagnóstico da VPPB, proporcionando aos doentes com esta enfermidade um manejo terapêutico mais preciso e eficaz.

Palavras-chave: Vertigem Posicional Paroxística Benigna. Lentes de Contato. Nistagmo Patológico. Processamento de Imagem Assistida por Computador. Processamento Digital de Imagens.

ABSTRACT

Benign paroxysmal positional vertigo (BPPV) is characterized by vertigo crisis, triggered by sudden head position changes, associated with the appearance of paroxysmal positional nystagmus. The characterization of torsional nystagmus has fundamental importance while conducting a patient with BPPV, because it turns possible to identify the affected semicircular channel, as well as the physiopathological mechanism involved. However, the majority of existing videonystagmography devices are not capable of identifying these torsional movements with the required precision. This work aims to develop and test a method to model and identify torsional eye movements, when present. This new model uses a videonystagmograph prototype, commercial ophthalmic contact lens with geometric figures and a computer program, which was specially designed with this objective. Complementarily, a webapp program has also been created to support the topodiagnosis of the BPPV. Subjects with BPPV and without BPPV have been evaluated. The subjects have undergone the Dix-Hallpike maneuver, using the contact lens with geometrical figures on the left eye and the capture device. Among these evaluations, forty videos have been recorded (23 with counter-clockwise rotating movement phenomena, 10 clockwise and 7 videos with eye at rest). The extracted videos were analyzed with the developed software. The success rate in classifying the direction of the rotating movement (counter-clockwise or clockwise) and the resting position was evaluated. The accuracy of the software in correctly finding the geometric lines of the ophthalmic lens was also evaluated. Among the forty analyzed videos, the software had a success rate of 85% (70-94%) in identifying direction of movement or at rest; considering only the success rate in direction of movement, the total was 81% (64-93%). The accuracy in the measuring of the interest zone of the frames was 82,2% (81,5-82,8%) with $p < 0,05$ significance level. Therefore, the new developed model should be able to have an important part on the topodiagnosis of the BPPV in the future, providing a more precise and effective therapeutic management to the patients with this disease.

Key words: Benign Paroxysmal Positional Vertigo. Contact Lens. Pathologic Nystagmus. Computer-Assisted Image processing. Digital Image Processing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Orelha Interna.....	21
Figura 2- Diagrama de blocos funcionamento do equilíbrio.....	22
Figura 3 - Localização dos canais semicirculares.....	23
Figura 4 - Movimentos da cabeça	24
Figura 5 - Esquema de tipos de nistagmo.....	25
Figura 6 - <i>Hardware</i> do instrumento videonistagmoscopia digital.....	26
Figura 7 - Visão geral do protótipo desenvolvido no LABIMA.....	26
Figura 8 - Manobra de <i>Dix-Hallpike</i> para Direita.....	30
Figura 9 - Representação da imagem digital.....	39
Figura 10 - Histograma de duas imagens em tons de cinza.....	40
Figura 11 - Imagem com histograma ideal para limiarização.....	41
Figura 12 - Exemplo de dilatação.....	42
Figura 13 - Exemplo de <i>template matching</i>	46
Figura 14 – Modelo em cascata de Engenharia de <i>Software</i>	50
Figura 15 – Fluxo de processo linear na Engenharia de <i>Software</i>	51
Figura 16 – Fluxo de processo iterativo na Engenharia de <i>Software</i>	51
Figura 17 – Lente de Contato <i>Clear Colors Fashion Unic</i> no olho esquerdo.....	64
Figura 18 – Modelo de Engenharia de <i>Software</i> utilizado pela equipe do LABIMA.....	71
Figura 19 – Diagrama básico da arquitetura do software de análise de nistagmo.....	74
Figura 20 – Projeto do <i>software</i> de análise de nistagmo no <i>NetBeans</i>	76
Figura 21 – Disposição da camada GUI do <i>software</i> de quantificação do movimento.....	77
Figura 22 – Disposição da camada de entidades no <i>NetBeans</i>	79
Figura 23 – Disposição da camada de processamento de vídeo no <i>NetBeans</i>	81

Figura 24 – Região alvo da lente oftálmica para a técnica de <i>template matching</i>	82
Figura 25 – Modelo para <i>Template matching</i> usado no <i>software</i> quantificador.....	82
Figura 26 – Resultado da aplicação de tons de cinza, limiarização e dilatação para o modelo de <i>template matching</i>	83
Figura 27 – Resultado da aplicação de tons de cinza, limiarização e dilatação sobre a imagem da Figura 24.....	83
Figura 28 – Os dois pontos de interesse para a reta.....	84
Figura 29 – Fluxograma do algoritmo para o cálculo do ângulo de inclinação do olho.....	85
Figura 30 – <i>Pipeline</i> da preparação do frame para a aplicação do algoritmo de cálculo do ângulo de inclinação do olho.....	86
Figura 31 – Exemplo dos <i>frames a, b</i> e <i>c</i> (em que <i>a</i> ocorre antes de <i>b</i> e <i>b</i> antes de <i>c</i>) para os movimentos anti-horário e horário do olho esquerdo...	87
Figura 32 – Fluxograma do algoritmo de determinação de tendência de movimento.....	88
Figura 33 – Fluxograma do contador de ocorrências por tendência de movimento.....	89
Figura 34 – Fluxograma do medidor de tempo de vídeo por tendência de movimento.....	90
Figura 35 – Exemplo de detecção de erro extraído do <i>software</i> de análise de Nistagmo.....	91
Figura 36 – Fluxograma do detector de erros	92
Figura 37 – Tela inicial do <i>software</i> : carregamento e reprodução de vídeo.....	94
Figura 38 – Caixa de diálogo para a confirmação da execução da análise de nistagmo.....	95
Figura 39 – Tela de análise de resultado com um “Frame Instantâneo” selecionado.....	96
Figura 40 – Tela de gráficos de tendência com e sem repouso, respectivamente à esquerda e à direita.....	97
Figura 41 – Imagem do gráfico gerado a partir a tela de resultados do <i>software</i> de análise de nistagmo.....	98
Figura 42. Diagrama de blocos da arquitetura utilizada na <i>WebApp</i>	103

Figura 43 – Módulo <i>Web</i> – parte I..	104
Figura 44 – Módulo <i>Web</i> – parte II.....	105
Figura 45 – Módulo <i>EJBClient</i>	106
Figura 46 – Módulo <i>EJB</i>	107
Figura 47 – Módulo <i>EAR</i>	108
Figura 48 – Fluxograma da <i>WebApp</i> para o topodiagnóstico.....	109
Figura 49 – Fluxograma dividido em partes	109
Figura 50 – Parte 1 do fluxograma dividido.....	110
Figura 51 – Parte 2 do fluxograma dividido.....	111
Figura 52 – Parte 3 do fluxograma dividido.....	111
Figura 53 – Fluxograma da <i>WebApp</i> para Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i>	112
Figura 54 – Fluxograma da <i>WebApp</i> para o DHI brasileiro.....	113
Figura 55 – <i>Login</i> de usuário.....	114
Figura 56 – Tela de abertura.....	115
Figura 57 – Vídeo manobra de <i>Dix Hallpike</i>	115
Figura 58 – Menu de navegação.....	116
Figura 59 – Ferramenta de auxílio ao topodiagnóstico da VPPB	117
Figura 60 – Instruções do exame	117
Figura 61 – Algoritmo de topodiagnóstico na <i>WebApp</i>	118
Figura 62 – Questionário exame de topodiagnóstico	118
Figura 63 – Tela do navegador ajustada.....	119
Figura 64 – Demonstração de exame de topodiagnóstico.....	120
Figura 65 – Deseja realizar um novo exame?.....	121
Figura 66 – Tela de agradecimento.....	121
Figura 67 – Sugestão de manobra terapêutica a ser realizada.....	122
Figura 68 – Exemplo de vídeo para tratamento da VPPB	123
Figura 69 – A Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i>	123

Figura 70 – Instruções gerais- Escala de <i>Berg</i>	124
Figura 71 – Início do exame da Escala de Equilíbrio de Berg	124
Figura 72 – Destaques na <i>WebApp</i>	125
Figura 73 – Impedimento para mudar de tela sem seleção de resposta.....	125
Figura 74 – Última tela do exame de <i>Berg</i>	126
Figura 75 – Tela resultado Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i>	126
Figura 76 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> - DHI	127
Figura 77 – Instrução do DHI	127
Figura 78 – Primeira tela exame do DHI	128
Figura 79 – Resultado exame do DHI.....	129
Figura 80 – Resultados por aspecto no DHI	129
Figura 81 – Tela ajuda ao usuário.....	130
Figura 82 – Tela link Currículo <i>Lattes</i>	130
Figura 83 – Tela para envio de sugestões	131
Figura 84 – Logomarca.....	131
Figura 85 – Logomarca na aba do navegador	126
Figura 86 – <i>Hiperlink</i> LABIMA.....	132
Figura 87 – <i>Hiperlink</i> PUCRS.....	132
Figura 88 – Lente no olho posicionada a zero graus.....	135
Figura 89 – Giro no sentido anti-horário	136
Figura 90 – Giro no sentido horário.....	136
Figura 91 – Vídeo para anti-horário	137
Figura 92 – Vídeo para sentido horário.....	137
Figura 93 – Vídeo do olho em repouso.....	138
Figura 94 – Resultado olho direção anti-horária.....	139
Figura 95 – Gráfico movimento anti-horário.....	139
Figura 96 – Gráfico comparação de tendência de movimento anti-horário.....	140

Figura 97 – Resultado do olho direção horária.....	140
Figura 98 – Gráfico movimento horário.....	141
Figura 99 – Gráfico comparação de tendência de movimento horário.....	141
Figura 100 – Resultado do olho em repouso	142
Figura 101 – Gráfico do olho em repouso	142
Figura 102 – Gráfico comparação do olho em repouso	143
Figura 103 – Canalitíase - CSCP esquerdo	150
Figura 104 – Cupulolitíase - CSCP esquerdo.....	150
Figura 105 – Canalitíase - CSCP direito.....	151
Figura 106 – Cupulolitíase - CSCP direito.....	151
Figura 107 – Canalitíase - CSCS esquerdo.....	152
Figura 108 – Cupulolitíase - CSCS esquerdo.....	152
Figura 109 – Canalitíase - CSCS direito	153
Figura 110 – Cupulolitíase - CSCS direito.....	153
Figura 111 – Canalitíase- CSCL esquerdo.....	154
Figura 112 – Cupulolitíase- CSCL esquerdo.....	154
Figura 113 – Canalitíase - CSCL direito.....	155
Figura 114 – Cupulolitíase - CSCL direito.....	155
Figura 115 – Olho em Repouso.....	156
Figura 116 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> no papel - parte 1.....	157
Figura 117 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> no papel - parte 2.....	158
Figura 118 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> no papel - parte 3.....	159
Figura 119 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> no papel - parte 4.....	160
Figura 120 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> na <i>WebApp</i> - parte 1	161
Figura 121 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> na <i>WebApp</i> - parte 2.....	162
Figura 122 – Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i> na <i>WebApp</i> - parte 3.....	163

Figura 123 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro no papel - parte 1....	165
Figura 124 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro no papel - parte 2....	166
Figura 125 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro no papel - parte 3 ...	167
Figura 126 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro na <i>WebApp</i> – parte1.....	168
Figura 127 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro na <i>WebApp</i> - parte 2	169
Figura 128 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro na <i>WebApp</i> – parte 3.....	170
Figura 129 – <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro na <i>WebApp</i> – parte 4.....	171

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Canais semicirculares e a musculatura extraocular.....	30
Tabela 2 – Tipo de nistagmo provocado em cada variante da VPPB.....	31
Tabela 3 – Manobra a ser realizada em cada variante da VPPB.....	33
Tabela 4 – Seleção de vídeos no <i>YouTube</i>	122
Tabela 5 – Dados gerais dos participantes do estudo	144
Tabela 6 – Quantidade de acertos ao predizer a direção do nistagmo e o repouso.....	145
Tabela 7 – Taxa de acerto do <i>software</i>	146
Tabela 8 – Demonstrativo da análise dos vídeos.....	148
Tabela 9 – Valores de sensibilidade, especificidade e acurácia do <i>software</i> de quantificação do nistagmo rotatório.....	149

LISTA DE SIGLAS

API – *Application Programming Interface*

ASCOM – Assessoria de Comunicação e *Marketing* da PUCRS

BSD – *Berkeley Software Distribution*

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

CM – Computação móvel

CSCCL – Canal semicircular lateral

CSCP – Canal semicircular posterior

CSCS – Canal semicircular superior

CSS – *Cascading Style Sheets*

CSV – *Comma separated values*

DHI – *Dizziness Handicap Inventory*

EL – *Expression Language*

FN – Falso Negativo

FP – Falso positivo

FPS – *Frames por segundo*

GUI – *Graphical User Interface*

HTML – *Hiper Text Markup Language*

IC – Intervalo de confiança

IEEE – *Institute of Electrical and Electronics Engineers*

JAVA EE – *Java Enterprise Edition*

JVM – *Java Virtual Machine*

LABIMA – Laboratório de Imagens - Faculdade de Engenharia da PUCRS

OI – Oblíquo inferior

OS – Oblíquo superior

ORL – Otorrinolaringologia

PUCRS – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

RDP – *Ramer Douglas Peucker*

RL – Reto lateral

RM – Reto medial

RS – Reto superior

ROI – Região do objeto de interesse

RVE – Reflexo vestibulo-espinhal

RVO – Reflexo vestibulo-ocular

SNC – Sistema Nervoso Central

SQL – *Structured Query Language*

SBIS – Sociedade Brasileira de Informática em Saúde

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

URL – *Uniform Resource Locator*

USB – *Universal Serial Bus*

VP – Verdadeiro positivo

VN – Verdadeiro Negativo

VPPB – Vertigem Posicional Paroxística Benigna

XML – *Extensible Markup Language*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	21
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	28
2.1	VERTIGEM POSICIONAL PAROXISTICA BENIGNA.....	28
2.1.1	Epidemiologia da VPPB.....	28
2.1.2	Fisiopatologia da VPPB.....	28
2.1.3	Diagnóstico e topodiagnóstico da VPPB.....	29
2.1.4	Tratamento da VPPB.....	32
2.2	ENGENHARIA BIOMÉDICA.....	34
2.3	INFORMÁTICA EM SAÚDE	35
2.3.1	Informática médica versus Informática em saúde.....	35
2.3.2	O diagnóstico médico auxiliado por computador.....	36
2.3.3	Benefícios da computação móvel na saúde.....	36
2.4	FUNDAMENTOS DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	37
2.4.1	Como funciona o processamento digital de imagens.....	38
2.4.2	Filtros.....	39
2.4.3	Histograma De Imagens	40
2.4.4	Limiarização.....	40
2.4.5	Transformações Morfológicas.....	41
2.4.6	Dilatação.....	42
2.4.7	Reconhecimento De Objetos.....	43
2.4.7.1	Segmentação.....	44
2.4.7.2	Detecção de Propriedades.....	44
2.4.7.3	Classificação.....	44
2.4.8	Técnicas Para Reconhecimento De Objetos.....	44
2.4.8.1	<i>Template Matching.....</i>	45
2.4.8.2	<i>Algoritmo de Douglas-Peucker.....</i>	46
2.5	PROCESSAMENTO DE SINAIS DIGITAIS.....	47
2.6	FUNDAMENTOS DA ENGENHARIA DE SOFTWARE	47
2.6.1	Definição De Software De Computador.....	48
2.6.2	Os Softwares e sua Incorporação no Cotidiano.....	48
2.6.3	O que é Engenharia de Software?.....	49

2.6.4	Métodos e processos da Engenharia de <i>Software</i>	49
2.6.5	O Fluxo de Processo e seus Tipos Linear e Iterativo.....	50
2.6.6	Princípios que Orientam o Processo na Engenharia de <i>Software</i>	51
2.6.7	Definição de Usuário Final e Cliente	52
2.6.8	Engenharia de Requisitos Aplicada ao Processo de Engenharia de <i>Software</i>	53
2.7.1	A REVOLUÇÃO DOS <i>SOFTWARES</i> ATRAVÉS DAS <i>WEBAPPS</i>	54
2.7.1	Definição de <i>WebApp</i>	55
2.7.2	Características Singulares das <i>WebApps</i>	55
2.7.3	Objetivos Específicos de Projeto nas <i>WebApps</i>	56
3	OBJETIVOS	58
3.1	OBJETIVO GERAL.....	58
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	59
4	MÉTODO	59
4.1	DELINEAMENTO.....	59
4.2	POPULAÇÃO / AMOSTRA DO ESTUDO.....	59
4.2.1	Crterios de Seleção da Amostra	59
4.2.2	Forma de Recrutamento dos Sujeitos e Obtenção do TCLE	60
4.3	TESTES CLÍNICOS DE TRIAGEM.....	61
4.3.1	Avaliação do Nistagmo Espontâneo	61
4.3.2	Teste do H	61
4.3.3	Otoscopia	61
4.3.4	Teste da Mobilidade Cervical	62
4.3.5	Teste de <i>Romberg</i>	62
4.3.6	Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i>	62
4.4	OUTROS TESTES.....	63
4.4.1	Manobra de <i>Dix-Hallpike</i>	63
4.4.2	<i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) Brasileiro	63
4.5	LENTE DE CONTATO OFTÁLMICA COM FORMAS GEOMÉTRICAS... 63	
4.6	SOLUÇÃO OFTÁLMICA.....	64

4.7	RISCOS E BENEFÍCIOS.....	65
4.7.1	Riscos e Possíveis Prejuízos a Saúde Informados aos Participantes.	65
4.7.2	Benefícios Informados para os Participantes.....	65
4.8	COMITÊ DE ÉTICA EM PEQUISA.....	65
4.9	DINÂMICA DA COLETA DE DADOS COM OS PARTICIPANTES.....	66
4.10	INSTRUMENTO DE VIDEONISTAGMOSCOPIA DIGITAL.....	68
4.11	PARÂMETROS PARA O PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS...	68
4.12	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	69
5	DESENVOLVIMENTO DOS PACOTES DE SOFTWARE.....	70
5.1	MÉTODOS E PROCESSOS DE ENGENHARIA DE SOFTWARE EMPREGADOS.....	70
5.2	DEFINIÇÃO DO USUÁRIO FINAL E CLIENTE PARA PRODUÇÃO DOS PACOTES DE SOFTWARE.....	71
5.3	SOFTWARE DE QUANTIFICAÇÃO DO NISTAGMO ROTATÓRIO.....	72
5.3.1	Pacotes e Linguagens.....	72
5.3.2	Arquitetura do Software.....	74
5.3.3	Disposição da Aplicação no Netbeans.....	75
5.3.4	Disposição da Camada de Interface Gráfica do Usuário.....	76
5.3.5	Disposição da Camada de Entidades.....	76
5.3.6	Disposição da Camada de Processamento de Vídeo.....	80
5.3.7	Ângulo de Inclinação do Olho.....	81
5.3.8	Tendência de Movimento.....	82
5.3.8.1	Número de Ocorrências por Tendência de Movimento.....	89
5.3.8.2	Tempo de Vídeo por Tendência de Movimento.....	90
5.3.9	Detecção de Erros no Cálculo do Ângulo.....	91
5.3.10	Visão Geral do Software.....	93
5.3.10.1	Requisitos de Sistema.....	93
5.3.10.2	Fluxo de Utilização.....	93
5.4	SOFTWARE PARA TOPODIAGNÓSTICO E APOIO AO TRATAMENTO DA VPPB.....	98
5.4.1	Visão Geral e Finalidade da WebApp.....	98
5.4.2	Arquitetura da WebApp.....	99
5.4.3	Diagrama da Arquitetura.....	102

5.4.5	Servidor para a <i>WebApp</i>	103
5.4.6	Estrutura da <i>WebApp</i>	104
5.4.7	Fluxogramas de desenvolvimento da <i>WebApp</i>	105
5.4.8	Fluxo de Desenvolvimento e Utilização.....	114
5.4.9	Métodos para Validação da <i>Webapp</i>	133
6	RESULTADOS	134
6.1	VALIDAÇÃO DO ALGORITMO E DO <i>SOFTWARE</i> DE QUANTIFICAÇÃO DO NISTAGMO TORCIONAL.....	134
6.1.1	Teste da Implementação do Algoritmo com Modelos de Vídeo para Validação da Capacidade de Identificação da Direção do Nistagmo..	134
6.1.1.1	Confecção dos Vídeos Modelo.....	134
6.1.1.2	Resultado dos Testes com os Vídeos Modelo.....	138
6.1.2	Exame Realizado com os Pacientes	143
6.1.2.1	Dados Gerais dos Sujeitos de Pesquisa.....	143
6.1.2.2	Observação de efeitos colaterais observados pelo médico examinador..	144
6.1.2.3	Efeitos colaterais descritos pelos participantes.....	144
6.1.2.4	Outros eventos durante a realização dos exames.....	145
6.1.3	Validação do <i>software</i> com os vídeos coletados durante a avaliação dos sujeitos	145
6.1.3.1	Taxa de acerto.....	145
6.1.3.2	Análise de sensibilidade, especificidade e acurácia do <i>software</i>	146
6.2	VALIDAÇÃO DA <i>WEBAPP</i>	149
6.2.1	Simulação de Casos para Validação da Ferramenta de Topodiagnóstico	149
6.2.2	Validação da Ferramenta da Escala do Equilíbrio de <i>Berg</i>	156
6.2.3	Caso para Validação da Ferramenta do DHI	164
6	CONCLUSÃO	172
8.	TRABALHOS FUTUROS	174
	REFERÊNCIAS	175

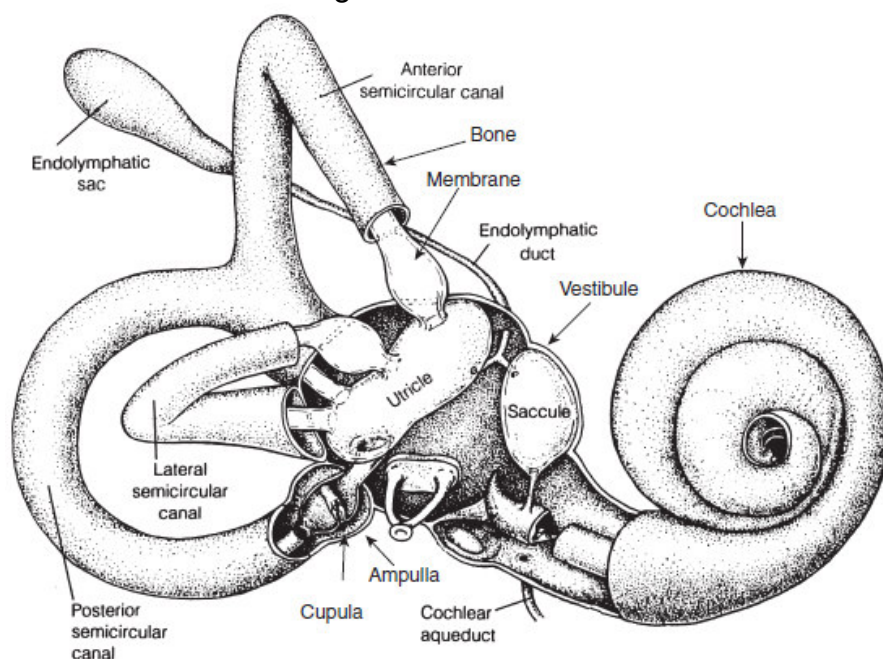
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	179
APÊNDICE B - Questionário de Saúde para Triagem.....	183
APÊNDICE C - Imagens da Figura 48 (dividida em 9 partes)	187
APÊNDICE D - Dados Estatísticos do <i>Software R</i>	196
ANEXO A - <i>Dizziness Handicap Inventory</i> (DHI) brasileiro.....	197
ANEXO B - Escala de Equilíbrio de <i>Berg</i>	200
ANEXO C - Parecer Consubstanciado do CEP-PUCRS.....	206

1 INTRODUÇÃO

O sistema vestibular é fundamental na manutenção do equilíbrio corpóreo. Associado aos sistemas somatossensorial e visual, promove adequada orientação espacial, locomoção e controle postural (DORIGHETO *et. al.*, 2011).

O sistema vestibular periférico (Figura 1) fica localizado na orelha interna e é constituído por um labirinto ósseo e dentro deste um labirinto membranoso. O labirinto membranoso possui cinco órgãos sensoriais: três canais semicirculares que atuam como sensores de rotação da cabeça e dois órgãos otolíticos: o utrículo e o sáculo (atuando como sensores de aceleração linear) (HERDMAN, 2007). O labirinto membranoso é banhado pela endolinfa e o ósseo pela perilinfina (LEIGH; ZEE, 2006).

Figura 1 - Orelha Interna



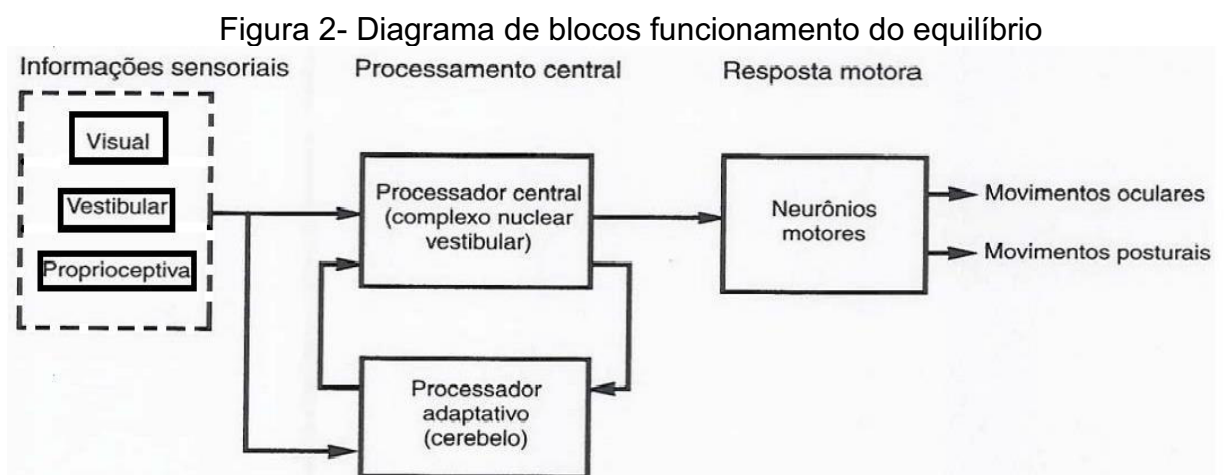
Fonte: Herdman (2007)

Nota: *Endoymphatic sac*= saco endolinfático; *Posterior semicircular canal*= canal semicircular posterior; *Lateral semicircular canal*= canal semicircular lateral; *Anterior semicircular canal*= canal semicircular anterior. *Bone*= osso; *Membrane*= membrana; *Utricle*= Utrículo; *Cupula*= cúpula; *Ampulla*= Ampola; *Saccule*= sáculo; *Cochear aqueduct*= aqueduto coclear; *Vestibule*= vestibulo; *Endolymphatic duct*= ducto endolinfático; *Cochlea*= Cóclea.

O sistema nervoso central (SNC) recebe os estímulos do sistema vestibular, processa estes estímulos e então gera (1) sinais compensatórios motores para correção postural, atuando na medula espinhal, chamado de reflexo vestibulo-

espinal (RVE) e (2) sinais para a musculatura extraocular, denominado de reflexo vestibulo-ocular (RVO) (HERDMAN, 2007). O RVO atua na estabilização do olhar e responde a três sentidos de rotação da cabeça: horizontal, vertical e de torção (LEIGH; ZEE, 2006). A relação entre o olho e a rotação da cabeça é chamada de *ganho do RVO*, sendo o ideal igual a 1 (rotação dos olhos/rotação da cabeça). Assim o *ganho do RVO* em um ambiente iluminado com luz de espectro visível, deve ser, normalmente, aquele que produza zero borramento da imagem na retina (MAIA, 2011).

Para melhor entendimento, é possível resumir a influência dos sistemas sensoriais no equilíbrio e sua relação com o SNC e as respostas motoras em um diagrama de blocos, de acordo com Prestes (2013) descrito na Figura 2: o mecanismo de manutenção do equilíbrio é constituído por três principais componentes: um sistema sensorial, um sistema periférico e um mecanismo de resposta motora. O aparelho periférico é composto por um conjunto de sensores de movimento que envia suas informações ao SNC, direcionado ao complexo nuclear vestibular e ao cérebro. As informações são compostas pela velocidade angular da cabeça, aceleração angular e a orientação cefálica em relação ao eixo gravitacional. Após, o processamento dos sinais, o SNC encaminha sinais aos músculos extraoculares gerando o RVO e a medula espinal gerando o RVE. O RVO permite a nítida visão durante o movimento. O RVE realiza o movimento corpóreo para estabilização cefálica e postural. O SNC quando necessário realiza calibrações (processamento adaptativo) (PRESTES, 2013).



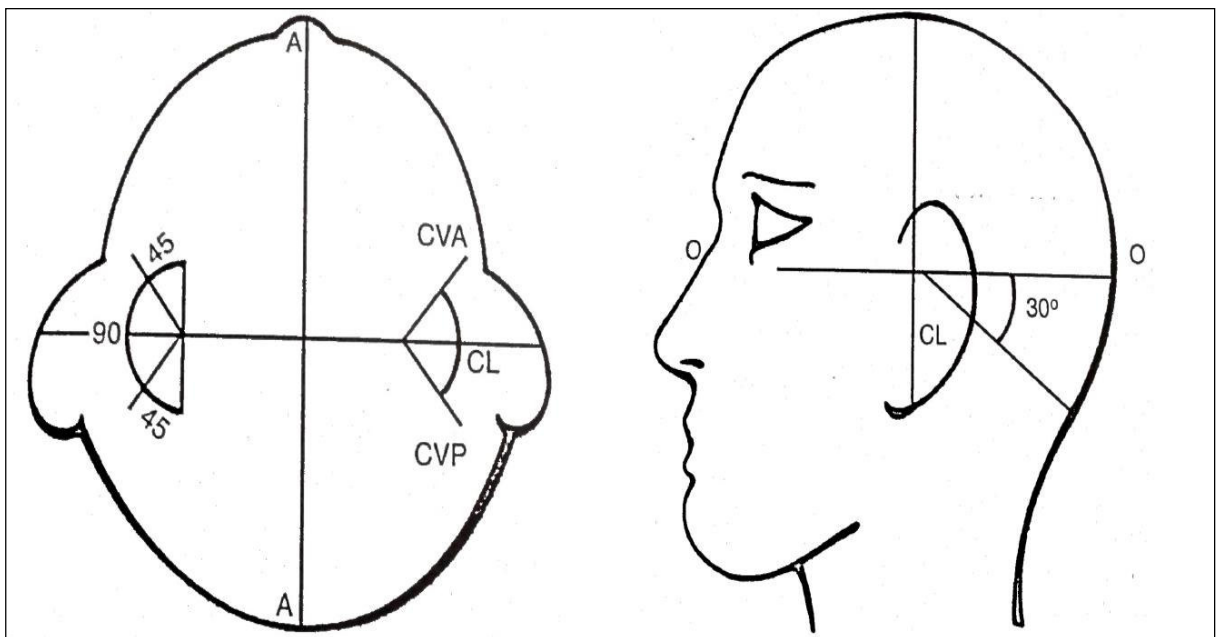
Fonte: adaptado de Herdman (2007)

Os canais semicirculares estão localizados na orelha interna e atuam fornecendo informações sobre a velocidade angular da cabeça de forma a permitir ao RVO gerar um movimento compensatório adequado dos olhos (BREGOLIN, 2013).

Cada um dos três canais semicirculares é responsável por um plano de rotação da cabeça. Os canais são denominados: canal lateral, canal anterior e canal posterior. Na extremidade de cada canal é encontrado um espaço alargado chamado de ampola. Na ampola, estão cílios especializados que convertem o deslocamento da endolinfa em impulsos elétricos. Quando ocorre a deflexão dos cílios, impulsos são enviados ao SNC de forma a incrementar ou diminuir a frequência de sinal referente ao seu estado de repouso (HERDMAN, 2007).

A Figura 3 mostra a localização dos canais semicirculares.

Figura 3 - Localização dos canais semicirculares

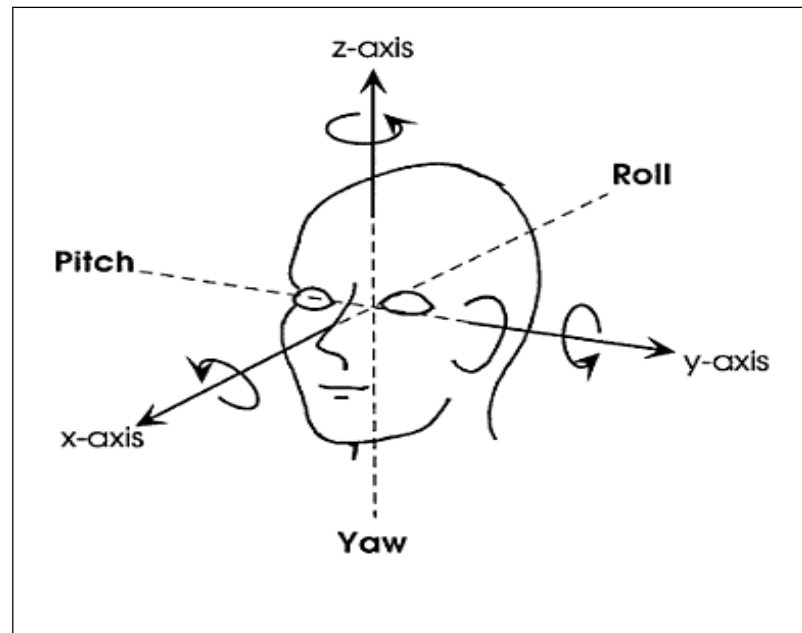


Fonte: Adaptado de Costa, Cruz e Oliveira (2013)

Nota: CVA - canal vertical anterior; CL - canal lateral; CVP - canal vertical posterior. Os números representam os ângulos da interpelação dos canais semicirculares.

Já a Figura 4 mostra movimentos de rotação da cabeça nos planos horizontal, vertical e de torção.

Figura 4 - Movimentos da cabeça



Fonte: Adaptado de Baloh e Honrubia (1990).
 Nota: Yaw = horizontal; Pitch = vertical; Roll = torção;
 x-axis = eixo-x; y-axis = eixo-y; z-axis = eixo-z;
 Título traduzido do inglês para a língua portuguesa.

O principal e também o mais prevalente sintoma de disfunção vestibular é a tontura. Tontura é a sensação de perturbação do equilíbrio corpóreo. O tipo mais comum de tontura é a vertigem. Ela se caracteriza como tontura do tipo rotatória (DORIGHETO *et. al.*, 2011). Didaticamente, as alterações do sistema vestibular são divididas em: síndrome vestibular periférica, quando o acometimento ocorre no labirinto da orelha e ou nervos vestibulares; síndrome vestibular central, quando o comprometimento ocorre nos núcleos vestibulares e/ou nas conexões vestibulares do encéfalo; síndrome vestibular mista cuja localização se encontra em ambos (MEZZALIRA; BITTAR; ALBERTINO, 2014).

A vertigem posicional paroxística benigna (VPPB), considerada uma das vestibulopatias periféricas mais comuns, pode acometer indivíduos de todas as idades, sobretudo adultos e idosos, sendo pouco frequente em crianças (DORIGHETO *et. al.*, 2011).

A VPPB caracteriza-se por episódios recorrentes e curtos de vertigem, acompanhados de nistagmo posicional desencadeados por movimentos da cabeça, como deitar-se, levantar-se, debruçar-se. O nistagmo é uma sucessão coordenada de

movimentos oculares conjugados de sentidos contrários. Comporta-se como um movimento de vai e vem que tem uma fase lenta (de origem vestibular) e uma fase rápida (com objetivo compensatório) (MAIA, 2011). Pode ser acompanhada de náuseas, vômitos, taquicardia, palidez, sudorese e mal-estar, de intensidades variadas. A confirmação da VPPB é realizada através do exame físico, em que são realizadas manobras diagnósticas sendo a manobra de *Dix-Hallpike* a mais utilizada. O tratamento é baseado no canal semicircular acometido. Para que se identifique o canal acometido tem que se observar o nistagmo (MEZZALIRA; BITTAR; ALBERTINO, 2014). A Figura 5 apresenta esquematicamente os tipos de nistagmo.

Figura 5 - Esquema de tipos de nistagmo



Fonte: o Autor (2014)

Nota: O nistagmo rotatório também pode ser descrito como nistagmo torcional.

Os métodos diagnósticos complementares convencionais como a eletrônistagmografia ou a vectoeletronistagmografia pouco auxiliam no nistagmo rotatório (MEZZALIRA; BITTAR; ALBERTINO, 2014). No Laboratório de Processamento Digital de Imagens (LABIMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, foi desenvolvido um protótipo para quantificação dos movimentos oculares. Neste protótipo, as imagens dos movimentos oculares são adquiridas por câmaras de vídeo sob iluminação infravermelha. As câmeras são adaptadas a uma máscara de mergulho com isolamento de luz externa. As imagens das câmeras são digitalizadas e processadas em um algoritmo quadro a quadro com o objetivo de encontrar o centro da pupila como referência (FIGUEIRA, 2007) e (PRESTES, 2013). O *hardware* do protótipo (instrumento de videonistagmoscopia digital), está ilustrado na Figura 6 e possui os índices de acordo com a legenda (PRESTES, 2013).

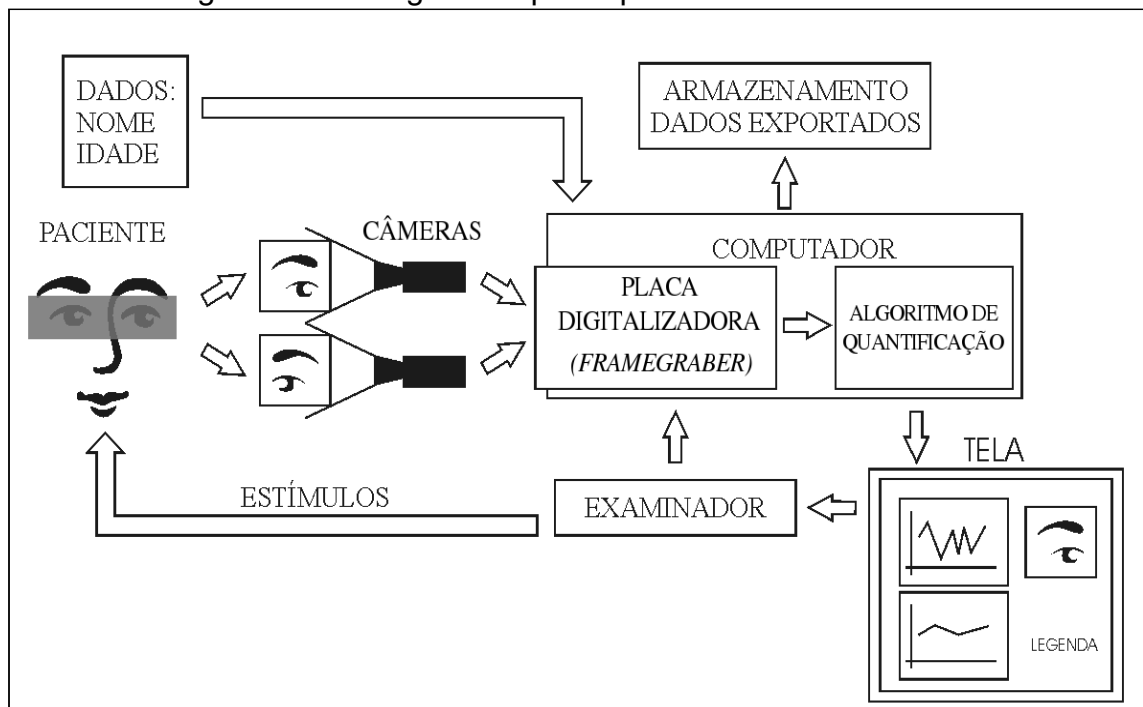
Figura 6 - Hardware do instrumento videonistagmoscopia digital



Fonte: Prestes (2013)

O protótipo criado é baseado no modelo de videonistagmoscopia. Trata-se de exame não invasivo que permite quantificar os movimentos oculares verticais e horizontais (BALOH; HONRUBIA, 1990) e (HERDMAN, 2007). O diagrama em blocos simplificado está na Figura 7.

Figura 7 - Visão geral do protótipo desenvolvido no LABIMA



Fonte: Figueira (2007)

A Figura 7 mostra que uma vez iniciado o aplicativo quantificador, o examinador coleta dados do sujeito e os insere. Posicionado o dispositivo imageador (máscara de mergulho adaptada), inicia-se então a quantificação dos movimentos dos olhos. O examinador induz movimentos de cabeça no paciente e estes movimentos produzem movimentos correspondentes dos olhos. As câmeras da ferramenta adquirem imagens dos olhos e as imagens dos olhos são digitalizadas e processadas no computador. O processamento de cada imagem retorna as coordenadas x e y do centro da pupila, que são mostradas no gráfico que registra o movimento em função do tempo. Os dados do gráfico podem ser salvos (FIGUEIRA, 2007).

Cabe ressaltar que alguns aspectos influenciam negativamente no exame de videonistagmoscopia sendo eles: pacientes com ptose palpebral ou cílios que obscurecem a pupila e cosméticos utilizados nos cílios e pálpebras (GANANÇA; CAOVIALLA; GANANÇA, 2010).

Até o presente momento, tem-se conhecimento do uso de tipos especiais de lentes de contato para a determinação do movimento do olho nas três dimensões datando de 1964 (MARTIN, 1964). Também, há referências do uso de processamento digital de imagens de 1989 (CLARK; TEIWES; SCHERER, 1989) e do uso de detecção automática de padrões em imagens digitais da íris de 1996 (GROEN, 1996). Os algoritmos mais modernos utilizam o padrão de textura da íris para medir os movimentos horizontal, vertical e rotatório dos olhos. Todavia, em condições de baixo contraste ou ruído, a detecção de padrões torna-se ineficaz (JANSEN *et.al.*, 2010).

O desafio desde trabalho é propor uma forma de auxiliar o profissional de saúde na identificação e quantificação do nistagmo rotatório durante a manobra de *Dix-Hallpike*, utilizada no topodiagnóstico da VPPB. Para tanto, foi cogitada a possibilidade de utilizar lentes de contato com figuras geométricas como meio facilitador no processo de quantificação do nistagmo rotatório em indivíduos com VPPB.

7 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve por finalidade desenvolver e testar um algoritmo de identificação de movimentos oculares rotatórios utilizando um protótipo de equipamento de videonistagmoscopia digital com uma lente de contato com figuras geométricas e *software* de processamento digital de imagens, a ser aplicado para apoio ao topodiagnóstico de indivíduos com VPPB.

Na criação do algoritmo, foi utilizado o processamento digital de imagem e para a criação da interface, conceitos avançados de Engenharia do Software. Foram realizadas várias tentativas de identificação do movimento ocular, sem sucesso, diante da dificuldade de detecção da rotação do olho e a falta de marcas robustas na imagem. Para resolver o difícil problema de captação do movimento rotatório ocular, utilizou-se uma lente de contato com figuras geométricas, dispositivo de captura de imagens e algoritmo criado para esta finalidade.

O algoritmo desenvolvido foi testado em vídeos artificiais e em pacientes. O teste nos vídeos artificiais serviu para demonstrar que o *software* tem capacidade de identificar de forma correta a tendência de movimento rotatório horário e anti-horário. Os vídeos artificiais também serviram para testar a identificação do olho em repouso adequadamente.

O exame foi realizado em 8 pacientes (4 c-VPPB e 4 s-VPPB), extraído-se 40 vídeos para análise da taxa de acerto do software ao determinar a direção do fenômeno do movimento ocular rotacional, bem como a sensibilidade, especificidade e acurácia para identificar a ROI na lente.

Dos 40 vídeos avaliados, 23 apresentaram movimento anti-horário e o software foi capaz de acertar a direção em 20 deles. Apresentaram movimento rotatório horário 10 vídeos, e o software foi capaz de acertar em 7 vídeos. E nos 7 vídeos restantes, o olho estava em repouso e o software identificou este estado sem erros.

Se considerados os quarenta vídeos, é possível afirmar que a taxa de acerto do software foi de 85%, com intervalo de confiança de 70 a 94%. Se forem considerados apenas os vídeos horário e anti-horário, a taxa de acerto foi de 81%, com intervalo de confiança de 64 a 93% quando utilizado o Teste Exato de *Fisher*.

Os 40 vídeos possuem 14637 frames, cada frame foi avaliado pelo software e esta avaliação do software foi conferida frame a frame pelo pesquisador, com a finalidade de classificar se o software identificou de forma correta a ROI em cada frame. Verificou-se que do total de frames, 11486 foram classificados como verdadeiros positivos, 539 como verdadeiros negativos, 1311 como falsos negativos e 1301 como falsos positivos. Com isso, é possível afirmar que a sensibilidade encontrada foi de 89,8%, com intervalo de confiança de 89,2 a 90,3%. A especificidade de 29,3% com intervalo de confiança de 27,2 a 31,4%. Acurácia de 82,2%, com intervalo de confiança de 81,5 a 82,8%. O nível de significância adotado foi de alfa = 0,05 ($p < 0,05$).

Tais achados demonstram que o *software* apresenta alta sensibilidade, em razão da grande quantidade de valores verdadeiros positivos encontrados. Porém a especificidade apresentou um valor baixo decorrente da grande quantidade de falsos positivos presentes. A baixa especificidade denota que o software necessita de alguns ajustes antes de ser usado para apoio ao diagnóstico da VPPB.

Para auxiliar no topodiagnóstico da VPPB, de forma complementar, foi desenvolvida uma *WebApp* com ferramentas que facilitam a realização da Escala de Equilíbrio de *Berg* e do questionário DHI brasileiro. A utilização da *WebApp* e de todas as suas ferramentas demonstrou que a funcionalidade está de acordo com o esperado.

Apesar de não existir técnica robusta para identificação do nistagmo rotatório, pode-se afirmar que os dados acima demonstram que o modelo de identificação do nistagmo desenvolvido é promissor e poderá auxiliar o profissional da saúde no topodiagnóstico da VPPB.

8. TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para trabalhos futuros, vale destacar.

Considerando a necessidade de aumentar os valores de especificidade, sugere-se que seja feita uma análise frame a frame comparando o tamanho da reta identificada na ROI. Tal comparação deve se basear na variação do tamanho da reta de cada frame e excluir da análise, por exemplo, os frames que apresentarem uma reta com variação superior a 2 desvios padrão.

O desenvolvimento de um desenho de lente com marcas geométricas, especificamente para este tipo de avaliação, poderia facilitar o processo de identificação do movimento ocular rotacional.

Acréscimo de modelo tridimensional do olho para facilitar os ajustes do dispositivo imageador para aplicar o *Template Matching* (*distorcer a imagem utilizada para o template*).

Aplicação de registro de imagens (correlação cruzada de imagens com diferentes magnificações, translações e rotações) no algoritmo do *Template Matching*.

REFERÊNCIAS

- BALOH, R. W.; HONRUBIA, V. *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System*. Philadelphia: F.A. Davis, 1990. 301 p.
- BICKLEY, L. S.; HOEKELMAN, R. A. *Bates Propedêutica Médica*. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A, 2001. 732 p.
- BITTAR, R. S. M.; GANANÇA, F. F. *Decifrando a Tontura*. São Paulo: Segmento Farma Editores, 2008. 58 p.
- BITTAR, R. S. M. Vestibulopatias periféricas. In: CALDAS NETO, S. et al. *Tratado de otorrinolaringologia e cirurgia cervicofacial*. 2. ed. São Paulo: Roca, v. 2. p. 487-504. 2011.
- BRADSKI, G.; KAEHLER, A. *Learning OpenCV Computer Vision with the OpenCV Library*. Massachusetts: O'Reilly Media, 2008. 555 p.
- BRASIL, L. M. (Org). *Informática em Saúde*. Brasília: Universa, 2008.
- BREGOLIN, A. D. P. *Instrumento de quantificação de movimentos de cabeça durante a avaliação de equilíbrio*. Porto Alegre: PUCRS, 2013. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2013. 86 p.
- BURD, B. *Começando a Programar em JAVA para leigos*. Rio de Janeiro: Alta Books, 2014. 452 p.
- CASTRO, A.N.O. et al. Versão brasileira do *Dizziness Handicap Inventory*. Pró-Fono *Revista de Atualização Científica*. Barueri (SP), v. 19, n. 1, p.97-104, jan.-abr. 2007.
- CLARK, A. H.; TEIWES, W.; SCHERER, H. *Registering eye movements using digital image processing*. Biomed Tech.1983, 34 Supplement n. 22-3
- CLEAR COLORS. Responsável técnico Pedro Paulo Ribeiro Bertolini. Rio de Janeiro: Koryo Eyeteck CO, 2014. Bula de produto destinado a uso humano.
- CORREIA, J. H.; CARMO, J. P. *Introdução a Instrumentação Médica*. Lisboa: Lidel, 2013. 263 p.
- COSTA, S. S.; CRUZ, O. L. M.; OLIVEIRA, J. A. (Org.). *Otorrinolaringologia Princípios e Prática*. Porto Alegre: Artmed, 2006. 558 p.
- DORIGHETO, R. S. et al. Vertigem posicional paroxística benigna. In: GANANÇA, F. F. PONTES, P. et. al. (Org.). *Manual de otorrinolaringologia e cirurgia de cabeça e pescoço*. Barueri: Manole, 2011. p. 505-522

FIGUEIRA, M. V. *Instrumento de aquisição e processamento de imagens de olhos*. Porto Alegre: PUCRS, 2007. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica). Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. 2007. 56 p.

GANANCA, M. M.; CAOVILO, H. H.; GANANCA, F. F. *Eletronistagmografia versus videonistagmografia*. *Braz. j. otorhinolaryngol. (Impr.)*, São Paulo. v. 76, n. 3, p. 399-403. 2010.

GROEN, E. et al. Determination of Ocular Torsion by Means of Automatic Pattern Recognition. In: *IEEE Transactions on biomedical engineering*, v. 43, n. 5, p. 471-479. 1996.

GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. *Processamento de Imagens Digitais*. 3. ed. Brasil: Pearson Education do Brasil, 2011. 624 p.

_____. *Digital Image Processing*. United States: Prentice Hall, 2007.

_____. *Digital Image Processing*. United States: Addison Wesley Publishing Company Inc. 1992.

HERDMAN, S. J. Vestibular Rehabilitation. *Current Opinion in Neurology*. Philadelphia: F. A. Davis Company. p. 96-111. 2007.

HOGARTH, M. Informática médica: um pouco da história. *Revista de Informática Médica*. v.1, n. 5, Set./Out.1998.

JANSEN, S. N.; KINGMA, H.; PEETERS, R. M.; WESTRA, R. L. *A torsional eye movement calculation algorithm for low contrast images in video-oculography*. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. p. 5628-5631. 2010.

LEIGH, R. J.; ZEE, D. S. *The Neurology of Eye Movements*. New York: Oxford University Press. 763 p. 2006.

MAIA, F. C. Z. *Elementos práticos em Otoneurologia*. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter. 207 p. 2011.

MARTIN, L. Measurement of Eye Movements by Contact Lens Techniques: Analysis of Measuring Systems and Some New Methodology For Three-Dimensional Recording. *Journal of The Optical Society of America*. Maryland, v. 54, n. 8, p. 1008-1018, 1964.

MEZZALIRA, R.; BITTAR, R. S. M. ALBERTINO, S. (Org.). *Otoneurologia Clínica*. Rio de Janeiro: Revinter. 204 p. 2014.

NUNES, A. A. N. et al. *Introdução a processadores de sinais digitais*. Disponível em: <http://www.cbpf.br/~rastuto/pdf/NT-CBPF001-2006.pdf>. >. Acesso em: 23 nov. 2015

PRESMAN, R. S. *Engenharia de Software: uma abordagem profissional*. 7. ed. Porto Alegre: AMGH Editora. 780 p. 2011.

PRESTES, L. P. *Instrumento portátil para aquisição, digitalização e processamento de imagens a ser aplicado na avaliação do sistema de equilíbrio humano*. Porto Alegre: PUCRS, 2013. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. 97 p. 2013.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL. Biblioteca Central Ir. José Otão. *Modelo para apresentação de trabalhos acadêmicos, teses e dissertações elaborado pela Biblioteca Central Irmão José Otão*. Disponível em: <www.pucrs.br/biblioteca/trabalhosacademicos>. Acesso em: 08 jan. 2016.

QUEIROZ, J. E. R.; GOMES, H. M. Introdução ao Processamento Digital de Imagens. *Revista RITA*. Porto Alegre, v. 8. 31p. 2001.

RENU SENSITIVE. Responsável técnico Ana Paula Ganzer. Porto Alegre: Bausch & Lomb Incorporated, 2014. Bula de remédio.

RUSS, J. C. *The Image Processing Handbook*. 2.ed. North Carolina: CRC Press, 1994.

SANTOS, L. C. O que é uma vertigem postural paroxística benigna (VPPB)? In: LAVINSKY, L. (Org.). *Tratamento em Otologia*. Rio de Janeiro: Revinter. p. 567-573. 2006.

SHORTLIFFE, E.H.; PERREAULT, E. Medical informatics: computer applications in health care. In: *Artificial Intelligence In Medicine*. vol. 2(4). Wesley Publishing Company, Adisson, p. 231-232. 1990.

SILVA, A. et al. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. In: *Rev Bras Med Esporte*. Niterói, v. 14, n. 2. p. 88-93. 2008.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO. Programa de engenharia biomédica da UFRJ. *Apresentação: visão geral*. Rio de Janeiro, [2011]. Disponível em: <<http://www.peb.ufrj.br/eb.htm>>. Acesso em: 28 jan. 2016.

WILDFLY. Disponível em: <http://wildfly.org/downloads/>. Acesso em: 12 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (23 s). Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=P2Jdb8h9MHo>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (1m22s) Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=lh72suV2p20>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (1m23s) Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=z2KUrQoZ-sU>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (1m42s) Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=A72UjulJSzE>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (1m40s) Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=z2KUrQoZ-sU>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (1m42s) Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=A72UjulJSzE>. Acesso em: 10 abr. 2016

YOUTUBE. *Vídeo* (2m40s) Disponível em: https://www.youtube.com/results?search_query=https%3A%2F%2Fwww.youtube.com%2Fwatch%3Fv%3DmwTmM6uF5yA. Acesso em: 10 abr. 2016