

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS**

**PROPOSTA DE UM MÉTODO ALTERNATIVO
PARA REABILITAÇÃO DA FORÇA DA LÍNGUA
UTILIZANDO JOGOS DIGITAIS**

2015

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

F985p

Furlan, Renata Maria Moreira Morais.

Proposta de um método alternativo para reabilitação da força da língua utilizando jogos digitais [manuscrito] / Renata Maria Moreira Morais Furlan. - 2015.

214 f., enc.: il.

Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas.

Coorientadora: Andréa Rodrigues Motta.

Tese (doutorado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f. 199-214.

Bibliografia: f.188-198.

1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Biomecânica - Teses.
3. Fonoaudiologia - Teses. 4. Reabilitação - Teses. 5. Língua - Teses.
I. Las Casas, Estevam Barbosa de. II. Motta, Andréa Rodrigues. III.
Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 624(043)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

**"PROPOSTA DE UM MÉTODO ALTERNATIVO PARA REABILITAÇÃO DA
FORÇA DA LÍNGUA UTILIZANDO JOGOS DIGITAIS"**

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutor em Engenharia de Estruturas".

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
DEES - UFMG (Orientador)

Profa. Dra. Andréa Rodrigues Motta
FONO – UFMG (Coorientadora)

Prof. Dr. Carlos Alberto Cimini Júnior
DEES - UFMG

Prof. Dr. Luiz Chaimowicz
DCC - UFMG

Profa. Dra. Irene Queiroz Marchesan
CEFAC

Prof. Dr. Esteban Walter Gonzalez Clua
UFF

Belo Horizonte, 20 de agosto de 2015

AGRADECIMENTOS

Aos professores Estevam Barbosa de Las Casas, Andréa Rodrigues Motta, Luiz Chaimowicz e Walter Bischof; ao Guilherme André Santana, em especial; aos colegas do Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG, colegas do curso de Ciências da Computação e da Fonoaudiologia e colegas do *Advanced Man-Machine Interface Laboratory*; ao Igor Malaquias, pela ajuda na aquisição e tratamento do sinal; ao Cláudio Gomes, pela contribuição para a calibração do instrumento; aos amigos, em especial Amanda Valentim e Ana Luiza Ribeiro pela valiosa ajuda durante a coleta de dados; à minha família, especialmente a minha mãe pelo apoio nos momentos difíceis; ao colegiado do Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da UFMG; ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer; e às agências de fomento à pesquisa do Brasil: CAPES, FAPEMIG e CNPq, meus agradecimentos sinceros.

RESUMO

A língua desempenha papel importante nas funções de mastigação, deglutição, sucção e fonoarticulação, sendo essencial que sua força esteja adequada para que tais funções sejam desempenhadas de maneira harmoniosa. A fraqueza da língua pode acarretar prejuízos funcionais, alterações ortodônticas e estéticas e exige um trabalho de reabilitação, que consiste na realização de exercícios que promovem a contração da sua musculatura. Poucos instrumentos existem para realização deste trabalho e geralmente os exercícios são repetitivos e cansativos.

A proposta aqui apresentada caracterizou-se pelo projeto e a fabricação de um novo método para reabilitação da força da língua, a fim de facilitar e tornar mais agradável a terapia fonoaudiológica, aumentando a adesão do paciente ao tratamento e, com isso, promovendo o sucesso da terapia. Foram desenvolvidos jogos para computador a serem comandados pela língua e um protótipo a ser encaixado na cavidade oral do usuário com a função de um controlador.

Após o desenvolvimento tecnológico do protótipo, testes foram realizados no Ambulatório de Fonoaudiologia do Hospital das Clínicas da UFMG. Desta maneira, foi possível avaliar o impacto dessa nova tecnologia em ambiente apropriado e em condições reais de trabalho.

Espera-se que esse instrumento aumente a adesão do paciente ao tratamento e possibilite um processo terapêutico mais agradável e eficiente. Trata-se de uma proposta inovadora para o desenvolvimento de instrumentos e técnicas de suporte à ciência fonoaudiológica.

ABSTRACT

The tongue plays an important role in mastication, swallowing, sucking and speech articulation. Adequate tongue strength is essential for these functions to be performed harmoniously. Weakness or lack of coordination of the tongue may cause functional impairment, orthodontic and aesthetic changes, and requires a rehabilitation work, consisting of exercises that promote tongue muscles contraction. There are very few tools to accomplish this work and generally the exercises are repetitive and tiresome.

The proposal presented in this document is the creation of a new method for rehabilitation of tongue strength in order to make the speech therapy easier and more pleasant, to increase patient adherence to treatment and, thus, to promote the therapy success. Computer games controlled by the tongue were developed, as well as a prototype to be embedded in the oral cavity of the user, which will be the controller.

After the technological development of the prototype, tests were conducted in the Speech-Language Pathology Outpatient Clinic of the Hospital of Universidade Federal de Minas Gerais. The impact of this new technology was then analysed in an appropriate environment and in real working conditions.

It is expected that this instrument will increase patient adherence to treatment and enable a more pleasant and efficient therapeutic process. This is an innovative proposal for the development of techniques and devices for the Speech Language-Pathology science.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista lateral da língua com destaque para os músculos extrínsecos	22
Figura 2 - Corte transversal da língua no nível da parte média com destaque para os músculos intrínsecos.....	23
Figura 3 - Instrumento para reabilitar a força da língua desenvolvido por Wajntraub e colaboradores.....	30
Figura 4 - Haltere Lingual Pró-Fono®.....	30
Figura 5 - Exercitador lingual desenvolvido pela Pró-Fono	31
Figura 6 - IOPI.....	32
Figura 7 - Aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua.....	33
Figura 8 - Novo aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua	34
Figura 9 - Instrumento desenvolvido por Furlan e equipe (2011)	34
Figura 10 - Instrumento desenvolvido por Kothari e equipe (2013).....	41
Figura 11 - Jogos computacionais desenvolvidos por Miyauchi e equipe (2013).....	42
Figura 12 - Dispositivo de entrada para computadores desenvolvido por Salem e Zhai (1997).....	44
Figura 13 - Dispositivo de entrada para computadores desenvolvido por Struijk (2006).....	45
Figura 14 - Instrumento desenvolvido por Struijk e equipe (2009).....	46
Figura 15 - Dispositivo desenvolvido por Saponas e equipe (2009)	47
Figura 16 - Dispositivo para controle de cadeira de rodas desenvolvido por Terashima e equipe (2009)	48
Figura 17 - Primeira versão do protótipo	50
Figura 18 - Primeira versão do protótipo com visualização dos componentes internos.....	51
Figura 19 - Ilustração do bocal em vista isométrica	51
Figura 20 - Dimensões do bocal em milímetros	52
Figura 21 - Vista anterior do bocal destacando os recortes para os frênulos labiais superior e inferior e o rasgo frontal	52

Figura 22 - Ilustração da peça de comando em vista isométrica com destaque para suas partes.....	53
Figura 23 - Dimensões, em milímetros, da peça de comando em vista superior.....	54
Figura 24 - Ilustração da estrutura de encaixe do comando em vista isométrica com destaque para as partes.....	55
Figura 25 - Dimensões, em milímetros, da estrutura de encaixe do comando em vista superior.....	55
Figura 26 - Dimensões, em milímetros, da estrutura de encaixe do comando em vista posterior.....	56
Figura 27 - Caixa estática dividida em partes superior, inferior e posterior com destaque para a alça de interface humana, o encaixe para o bocal e o orifício para encaixe da esfera de comando.....	57
Figura 28 - Ilustração da parte inferior da caixa estática, com destaque para as alças de encaixe da mola, canal para encaixe do parafuso, encaixe para o bocal e encaixe para o pino da estrutura de encaixe do comando.....	58
Figura 29 - Detalhe do encaixe para o bocal. Em azul destaca-se o pino de interface lingual.....	58
Figura 30 - Dimensões, em milímetros, da parte superior da caixa estática.....	59
Figura 31 - Dimensões, em milímetros, da parte posterior da caixa estática.....	60
Figura 32 - Ilustração do potenciômetro preso à haste da estrutura de encaixe do comando, sua movimentação é realizada pelo pino de comando.....	60
Figura 33 - Detalhe da extremidade do pino de comando mostrando a alça para encaixe do pino do potenciômetro.....	61
Figura 34 - Detalhe da extremidade da haste da estrutura de encaixe do comando mostrando a alça para encaixe do pino do potenciômetro.....	61
Figura 35 - Alça para encaixe da mola.....	62
Figura 36 - Detalhe da extremidade da haste da estrutura de encaixe do comando presa às molas.....	62
Figura 37 - Primeira versão do protótipo confeccionada pelo método de sinterização seletiva a laser.....	63
Figura 38 - Potenciômetro magnético.....	64

Figura 39 - Segunda versão do instrumento, visualização dos componentes internos	65
Figura 40 - Dimensões em milímetros da parte inferior do segundo protótipo	65
Figura 41 - Travas semiesféricas.....	66
Figura 42 - Parte posterior da caixa estática	66
Figura 43 - Alça para encaixe do potenciômetro	67
Figura 44 - Estrutura de encaixe do comando.....	67
Figura 45 - Peças superior e inferior da caixa estática.....	68
Figura 46 - Segunda versão do protótipo confeccionada em policarbonato por deposição de material fundido	68
Figura 47 - Modelo 3D do terceiro protótipo em vista externa.....	70
Figura 48 - Placa contendo o sensor magnético de efeito hall	70
Figura 49 - Modelo 3D da terceira versão do <i>joystick</i> com destaque para os sensores de efeito hall	71
Figura 50 - Peça de comando do terceiro protótipo com destaque para a superfície de encaixe do ímã	71
Figura 51 - Peça de comando do terceiro protótipo com as dimensões em milímetros.....	72
Figura 52 - Estrutura de encaixe do comando do terceiro protótipo.....	72
Figura 53 - Conjunto formado pela peça de comando, em preto, e estrutura de encaixe do comando, em cinza	73
Figura 54 - Estrutura de encaixe do comando do terceiro protótipo com as novas dimensões em milímetros e destaque para as estruturas de encaixe do ímã e do sensor	73
Figura 55 - Parte inferior da caixa estática com destaque para o batente e para as estruturas de encaixe dos rolamentos	74
Figura 56 - Vista posterior da parte inferior da caixa estática com as novas dimensões em milímetros e destaque para o batente.....	74
Figura 57 - Parte superior com destaque para as estruturas de encaixe do sensor e do rolamento	75
Figura 58 - Peça de comando com destaque para os rolamentos.....	76
Figura 59 - Vista interna da terceira versão do protótipo produzida em ABS por deposição de material fundido, com todos os componentes encaixados.....	76

Figura 60 - Terceira versão do protótipo.....	77
Figura 61 - Diagrama de forças aplicadas à peça de comando	79
Figura 62 - Modelo peça de comando/estrutura de encaixe do comando com os pontos de referência e suas conexões	84
Figura 63 - Detalhe do hinge entre os pontos RP3 e RP4.....	85
Figura 64 - Detalhe do hinge entre os pontos RP5 e RP6.....	85
Figura 65 - Local onde foram simuladas as molas com o sistema de coordenadas de cada mola.....	86
Figura 66 – Malha criada para a peça de comando e estrutura de encaixe do comando	87
Figura 67 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual.....	88
Figura 68 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – vista lateral do modelo	89
Figura 69 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – vista inferior do modelo	90
Figura 70 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – detalhe da estrutura de encaixe do ímã	91
Figura 71 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão	92
Figura 72 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando com filete após aplicação	

de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão.....	93
Figura 73 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando após modificação da geometria do pino de interface lingual.....	94
Figura 74 - Tensões de von Mises na peça de comando, em vista inferior, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão.....	95
Figura 75 - Tensões de von Mises na peça de comando, em vista superior, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão.....	96
Figura 76 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando modificada, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual.....	97
Figura 77 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando modificada, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual – vista inferior.....	98
Figura 78 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando modificada, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual – detalhe da extremidade próxima às alças.....	99
Figura 79 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade.....	100
Figura 80 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade – detalhe da peça de comando modificada.....	101
Figura 81 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade – detalhe do pino de interface lingual.....	102

Figura 82 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da caixa estática inferior com aplicação de força lateral	103
Figura 83 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola na parte inferior da caixa estática com destaque para a alça	104
Figura 84 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola na parte inferior da caixa estática	105
Figura 85 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola modificada.....	106
Figura 86 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da caixa estática inferior com aplicação de força para baixo no pino de interface lingual.....	107
Figura 87 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte inferior da caixa estática após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe para mola inferior	108
Figura 88 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte inferior da caixa estática após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe para mola inferior	109
Figura 89 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na alça da parede inferior da caixa estática após aplicação de 9 N	110
Figura 90 - Deslocamentos na parte inferior da caixa estática sob aplicação de 9 N na alça inferior.....	111
Figura 91 - Deslocamentos na parte inferior da caixa estática sob aplicação de 9 N na alça inferior, detalhe da alça de encaixe para a mola	111
Figura 92 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da parte superior da caixa estática.....	112
Figura 93 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte superior da caixa estática	113
Figura 94 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte superior da caixa estática, detalhe da alça para encaixe da mola superior	114
Figura 95 - Deslocamentos na parte superior da caixa estática.....	115

Figura 96- Placa de aquisição de dados	116
Figura 97 - Interface do programa Phidget Control Panel com destaque para os canais de visualização da saída.....	117
Figura 98 – Interface do programa desenvolvido para controle do mouse	118
Figura 99 - Curva de calibração do sentido para direita	120
Figura 100 - Curva de calibração do sentido para esquerda	120
Figura 101 - Curva de calibração do sentido para cima.....	121
Figura 102 - Curva de calibração do sentido para baixo.....	121
Figura 103 - Jogos desenvolvidos pelos alunos do curso de graduação em Ciências da Computação da UFMG.....	126
Figura 104 - Janela para inserção do nome do paciente.....	128
Figura 105 - Janela para inserção da duração da contração	128
Figura 106- Janela para inserção do número de repetições.....	129
Figura 107 - Janela principal.....	129
Figura 108 - Exercício isométrico de lateralização de língua	131
Figura 109 - Exercício de elevação de língua	132
Figura 110 - Tela indicando que o jogo foi pausado.....	133
Figura 111 - Interface do programa para geração do relatório de desempenho do paciente	134
Figura 112 - Gráfico 3D com informações da força realizada nas duas direções de contração ao longo do tempo.....	135
Figura 113 - Gráfico 2D com informações da força realizada em uma direção de contração ao longo do tempo.....	136
Figura 114 - Teste com pacientes.....	144
Figura 115 - Gráficos 3D de um mesmo indivíduo.....	167
Figura 116. Gráfico 3D para pontuar um alvo para a direita	167

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Ponto de controle e pontos escravos da relação MPC Beam	86
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para direita.....	123
Tabela 2 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para esquerda.....	123
Tabela 3 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para cima	124
Tabela 4 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para baixo.....	124
Tabela 5 – Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para número de tentativas	146
Tabela 6 - Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para o tempo médio de contração	147
Tabela 7 - Medidas descritivas Modelo Marginal Log-Linear para a área	148
Tabela 8 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo total.....	150
Tabela 9 - Avaliação da representatividade dos itens do relatório de desempenho do paciente	153
Tabela 10 - Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para o número de tentativas	157
Tabela 11 - Modelo Marginal Log-Linear para o número de tentativas estratificado por grupo	158
Tabela 12 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo médio de contração	160
Tabela 13 - Modelo marginal log-linear para o tempo médio de contração estratificado por grupo	161
Tabela 14 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo para pontuar	163
Tabela 15 - Modelo Marginal Log-Linear para tempo para pontuar por grupo	165

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABS	Acrinolitrina butadieno estireno
A/D	Analógico-digital
AMMI LAB	Advanced Man Machine Interface Laboratory
ATP	Adenosina trifosfato
COEP	Comitê de ética em pesquisa
CVP	Coefficiente de variação de Pearson
Hz	Hertz
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
IOPI	<i>Iowa oral performance instrument</i>
IVC	Índice de validade de conteúdo
J	Joule
K	Coefficiente de rigidez
KHz	Quilohertz
KB	Quilobyte
LED	Diodo emissor de luz
M	Metro
MHz	Megahertz
Mm	Milímetro
MPa	Megapascal
N	Newton
Pa	Pascal
PLA	Ácido polilático
PC	Computador pessoal
PC/ABS	Polycarbonato/ Acrinolitrina butadieno estireno
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
V	Volt
μA	Microampère

SUMÁRIO

1. Introdução.....	19
1.1 Objetivos.....	20
2. Revisão Bibliográfica.....	22
2.1 Anatomia e fisiologia da língua.....	22
2.2 Avaliação da força da língua.....	25
2.3 Reabilitação da força da língua.....	28
2.4 Jogos computacionais para reabilitação.....	38
2.5 Dispositivos não convencionais acionados pela língua.....	43
3. Metodologia.....	49
3.1 Protótipos.....	50
3.1.1 Primeira versão do instrumento.....	50
3.1.2 Segunda versão do instrumento.....	64
3.1.3 Terceira versão do instrumento (versão final).....	69
3.2 Cálculo das molas.....	77
3.3 Análise da resistência das peças.....	83
3.3.1 Análise das tensões no pino de comando e na estrutura de encaixe do comando... 83	
3.3.2 Análise das tensões na parte inferior da caixa estática.....	103
3.3.3 Análise das tensões na parte superior da caixa estática.....	112
3.4 Sistema de aquisição de dados e tratamento do sinal.....	115
3.5 Calibração do sistema.....	119
3.6 Os jogos eletrônicos.....	125
3.6.1 Jogos desenvolvidos na UFMG.....	125
3.6.2 Jogos desenvolvidos na Universidade de Alberta.....	127

3.7 Relatório de desempenho do paciente	133
3.8 Estudo piloto.....	136
3.9 Avaliação do instrumento por profissionais da área.....	138
3.10 Validação do conteúdo do relatório de desempenho	139
3.11 Testes com pacientes	141
4. Resultados.....	145
4.1 Estudo piloto.....	145
4.1.1 Análise do número de tentativas.....	146
4.1.2 Análise do tempo médio de contração.....	147
4.1.3 Análise da área.....	148
4.1.4 Análise do tempo total.....	149
4.2 Avaliação do instrumento por profissionais da área.....	151
4.3 Validação do conteúdo do relatório de desempenho	153
4.4 Testes com pacientes	155
4.4.1 Análise do número de tentativas.....	156
4.4.2 Análise do tempo médio de contração.....	159
4.4.3 Análise do tempo para pontuar.....	163
5. Discussão.....	168
5.1 Estudo Piloto	169
5.2 Avaliação do instrumento por profissionais da área.....	170
5.3 Validação do conteúdo do relatório de desempenho	173
5.4 Análise das variáveis pesquisadas nos testes.....	175
5.4.1 Análise do desempenho nos diferentes sentidos de movimento.....	175
5.4.3 Análise do desempenho por ordem de aparecimento dos alvos	179
5.4.4 Análise do desempenho por duração de contração.....	179

5.4.5	Análise do desempenho por sexo	180
5.4.6	Análise do desempenho por idade	181
5.4.7	Análise do desempenho por resultado da prova de vibração de língua.....	183
5.4.8	Análise do desempenho por grupo	183
5.5	Considerações finais	184
6	Conclusões.....	187
	Referências Bibliográficas.....	188
	APÊNDICE A - Projeto da mola para treino de força.....	199
	APÊNDICE B - Termo de consentimento livre e esclarecido para profissionais	200
	APÊNDICE C - Questionário sobre a aplicabilidade do instrumento na reabilitação da língua.....	201
	APÊNDICE D - Relatório de desempenho do paciente (primeira versão).....	203
	APÊNDICE E - Protocolo de validação de conteúdo do relatório de desempenho do paciente.....	204
	APÊNDICE F - Termo de assentimento	206
	APÊNDICE G - Termo de consentimento livre e esclarecido para os pais	207
	APÊNDICE H - Protocolo para avaliação da língua.....	208
	APÊNDICE I - Perguntas para o paciente.....	209
	APÊNDICE J - Relatório de desempenho do paciente (versão final).....	210
	APÊNDICE K - Resultados da avaliação clínica da língua de cada participante	211
	ANEXO A - Especificações do sensor de efeito hall	212
	ANEXO B - Especificações do sensor da placa Phidgets®	213
	ANEXO C - Diagrama de ligações do amplificador operacional INA 114AP	214

1

INTRODUÇÃO

A língua participa de várias funções, tais como a mastigação, deglutição, sucção e fonoarticulação (Zemlin, 2000), sendo importante que sua força esteja adequada para que tais funções sejam desempenhadas com sucesso. Do contrário, a fraqueza dos músculos da língua pode acarretar alterações funcionais, ortodônticas e estéticas.

Quando o fonoaudiólogo detecta a fraqueza da musculatura da língua, é preciso que se inicie um trabalho de reabilitação, o qual inclui exercícios que promovem a contração dessa musculatura. Poucos instrumentos existem para realização deste trabalho e geralmente os exercícios são repetitivos e cansativos, principalmente para a população infantil, o que pode prejudicar a adesão do paciente ao tratamento e conseqüentemente comprometer a evolução da terapia. Além disso, o acompanhamento desses pacientes ao longo do processo terapêutico é realizado de maneira subjetiva de acordo com a percepção do fonoaudiólogo, o que dificulta o *feedback* para o paciente e para a família.

Diante disso, a proposta aqui apresentada caracterizou-se pelo projeto, fabricação e teste de um instrumento, a ser utilizado no processo de reabilitação da força da língua, que funciona como um *joystick* controlado pela língua que associa os exercícios a jogos computacionais, a fim de facilitar e tornar mais agradável e eficiente a terapia fonoaudiológica, aumentando a adesão do paciente ao tratamento e, com isso, promovendo o sucesso terapêutico. Além disso, o instrumento permite a customização dos exercícios de acordo com a necessidade do paciente e fornece dados quantitativos sobre a evolução do paciente ao longo do processo terapêutico.

Este trabalho foi organizado em sete capítulos. O primeiro capítulo introduz o tema, aponta sua relevância, justificativa, contribuição para o meio científico e profissional, apresenta a descrição da organização do documento e os objetivos. O capítulo dois apresenta o estado da arte utilizado para embasar o desenvolvimento desta pesquisa. Primeiramente foi abordada a anatomia e fisiologia da língua, seguido pelos métodos de avaliação e reabilitação da força deste órgão. Também foram levantados os valores da força exercida pela língua em tarefas de contração máxima, tanto para a população de indivíduos normais, quanto para indivíduos com diminuição da força lingual. Esses valores foram importantes para o planejamento do instrumento, para as simulações de resistência das peças e para o planejamento das molas. Também foi abordada a temática dos jogos computacionais voltados para reabilitação e, por fim, descritos alguns dispositivos não convencionais acionados pela língua. O capítulo três, metodologia, apresenta o instrumento planejado para reabilitação da força da língua de maneira detalhada em todas as suas versões, o sistema de aquisição de dados e tratamento do sinal e os jogos computacionais desenvolvidos. Os planos de avaliação experimental do instrumento e de validação do conteúdo do seu relatório também encontram-se descritos nesse capítulo. Apresentamos os resultados no capítulo quatro, a discussão no capítulo cinco as conclusões no capítulo seis, seguidas pelas referências bibliográficas. Anexos e apêndices finalizam este documento.

1.1 Objetivos

O objetivo geral desta pesquisa foi desenvolver um método para reabilitação da força da língua.

Como objetivos específicos pretendeu-se:

- Desenvolver um protótipo para reabilitação da força da língua que fosse um dispositivo de entrada não convencional para jogos de computador;
- Desenvolver jogos de computador a serem utilizados no processo de reabilitação da força da língua;

- Verificar a compatibilidade entre os exercícios realizados com o instrumento e os exercícios convencionais para o treino de força da língua;
- Verificar a validade de conteúdo do relatório de desempenho do paciente gerado pelo instrumento;
- Verificar a opinião dos indivíduos quanto ao conforto durante utilização do método;
- Realizar testes preliminares do método em indivíduos adultos;
- Testar o método em indivíduos de 8 a 13 com diminuição da força da língua e em indivíduos da mesma faixa etária, mas sem alterações de força da língua.

2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia e fisiologia da língua

A língua é um órgão muscular situado na cavidade oral que desempenha importante papel em funções do sistema estomatognático, capaz de assumir rapidamente muitas configurações e posições graças à alta inervação e complexa organização de suas fibras musculares. O septo lingual divide a língua em metades direita e esquerda e, assim, sua musculatura é considerada aos pares, sendo que as metades recebem nervos motores e sensoriais e vasos sanguíneos de forma individualizada (Zemlin, 2000).

Os músculos linguais são divididos em extrínsecos e intrínsecos. Os extrínsecos originam-se em estruturas adjacentes e inserem-se na língua e são responsáveis pela movimentação nas diferentes direções e sentidos. São eles, genioglosso, estiloglosso, palatoglosso e hioglosso, os quais estão ilustrados na Figura 1.

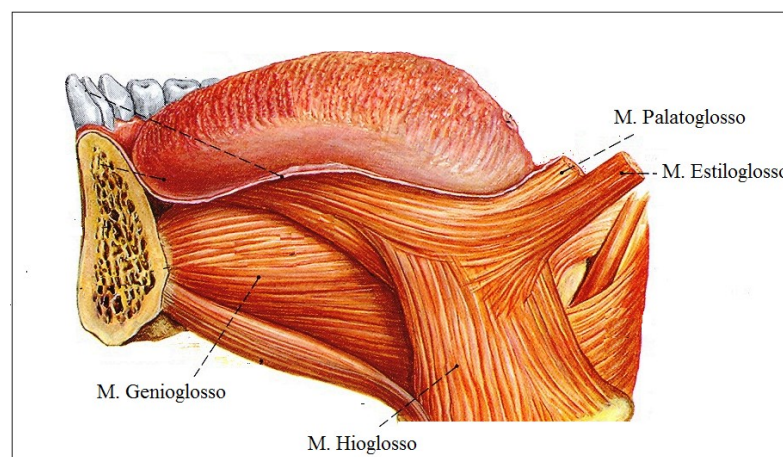


Figura 1 - Vista lateral da língua com destaque para os músculos extrínsecos

Fonte: Sobotta et al., 2000, p. 111

Os músculos intrínsecos estão contidos na própria língua e são responsáveis pela sua mudança de forma. São eles, o longitudinal superior, longitudinal inferior, transverso e vertical (Zemlin, 2000). Tais músculos são mostrados na Figura 2.

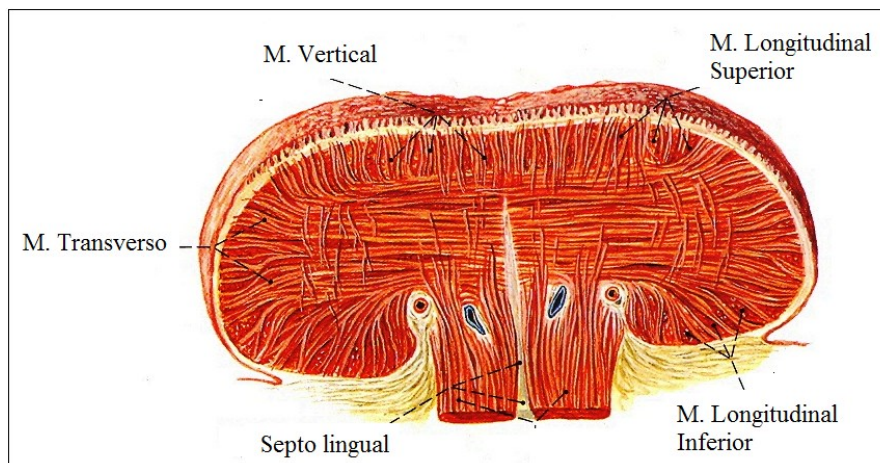


Figura 2 - Corte transversal da língua no nível da parte média com destaque para os músculos intrínsecos

Fonte: Sobotta et al., 2000, p. 109

A ação de cada músculo promove uma consequência na língua. De forma resumida, para a musculatura extrínseca temos que: o músculo genioglosso, quando totalmente contraído, protrui a língua para frente e para baixo e sua contração unilateral provoca o deslocamento lateral da língua para o lado oposto ao do músculo contraído (Morales, 1999). O estiloglosso leva a língua para cima e para trás, o hioglosso retrai e deprime a língua e o palatoglosso levanta a parte posterior da língua sulcando o dorso (Zemlin, 2000).

Em relação à musculatura intrínseca, a contração do músculo longitudinal superior encurta a língua e vira o ápice para cima, sendo que as fibras oblíquas desse músculo auxiliam a virar as margens laterais para cima, deixando o dorso côncavo. Já a contração do músculo longitudinal inferior encurta a língua, empurra o ápice para baixo e deixa o dorso convexo. O músculo vertical, em contração, achata e alarga a língua e o músculo transverso faz com que a língua se estreite e alongue (Zemlin, 2000; Douglas, 2006).

A maioria dos movimentos realizados pela língua, independente da direção, requer a contração de vários grupos musculares simultaneamente (Clark et al., 2009) e, para cada direção que a língua exerce força, grupos diferentes de músculos são ativados, havendo constante interação entre os músculos extrínsecos e intrínsecos da língua em todas as funções por ela desempenhadas (Pittman, Bailey, 2008).

Kier and Smith (1985) descreveram a língua como um hidrostato muscular, assim como a tromba dos elefantes e os tentáculos dos moluscos. O hidrostato muscular apresenta arranjo muscular em três direções e o seu volume é sempre constante. Logo qualquer diminuição do comprimento do órgão em uma direção ocasiona o aumento compensatório em pelo menos uma outra direção. O alongamento é provocado pela contração do músculo transversal, o que diminui a seção transversal; o encurtamento é provocado pela contração do músculo longitudinal; e o dobramento lateral é resultado da contração concomitante dos músculos longitudinal e transversal.

A força muscular e a capacidade de manutenção da força são determinadas pelas características das fibras musculares, especialmente o diâmetro, e por sua capacidade bioenergética para produção de adenosina trifosfato (ATP), a qual fornece energia para a contração. As fibras musculares podem ser categorizadas em tipo I e tipo II. Fibras tipo I são mais lentas na contração, mas são mais resistentes à fadiga devido à maior capacidade de produzir ATP por metabolismo aeróbico. Além disso, são relativamente menores em diâmetro do que fibras tipo II e conseqüentemente têm menor capacidade de geração de força. As fibras tipo II são mais largas em diâmetro e por isso, possuem maior capacidade de geração de força. Podem ser subdivididas em tipo IIa e IIb. O tipo IIb tem a maior capacidade de geração de força, possui rápida contração, mas é facilmente fatigável. O tipo IIa possui características dos tipos I e IIb, tornando-a altamente adaptável e possui capacidade aeróbica e anaeróbica para produção de ATP (Burkhead et al., 2007).

A língua, em geral, contém alta concentração de fibras dos tipos I e IIa na porção anterior. Essa combinação de fibras resistentes à fadiga (tipo I) e de contração rápida (tipo IIa) fornece o suporte estrutural para que a realização dos movimentos da fala, que são rápidos, repetitivos

e não requerem muita força. Fibras tipo IIb encontram-se na base da língua. Tais fibras possuem maior capacidade de geração de força, o que é necessário durante a deglutição. A alta capacidade de produção de ATP das fibras tipo I e IIa, predominantes na língua, tornam-na resistente à fadiga muscular (Burkhead et al., 2007).

Não apenas o tipo da fibra muscular difere entre as regiões da língua, como também as concentrações dos tecidos. A região anterior da língua tem maior concentração de tecido conjuntivo do que as regiões média e posterior. O tecido conjuntivo proporciona resistência e flexibilidade, necessários à rápida sequência de movimentos e mudanças de forma realizada pela região anterior da língua durante a fala. Já a região posterior tem maior concentração de tecido muscular do que as regiões anterior e média, favorecendo a realização de força. Além disso, o diâmetro das fibras musculares mostra-se maior na região posterior. Quanto à concentração de tecido adiposo, a região anterior da língua possui maior quantidade, seguido pelas regiões posterior e média (Miller et al., 2002). Trawitzki et al. (2010) verificaram, em pesquisa com 50 indivíduos saudáveis, diferença de força entre região anterior e dorso da língua, com o dorso produzindo forças de maior magnitude.

Outro fator responsável pela realização de movimentos finos e precisos pelo terço anterior da língua é a maior concentração de unidades motoras nessa região. Uma unidade motora é uma unidade neuromuscular formada por um neurônio motor e pelas fibras musculares por ele inervadas. Os músculos da língua possuem unidades motoras pequenas, sendo que cada unidade funcional é composta por um neurônio e inerva aproximadamente 15 fibras musculares apenas (Fonseca, 2005).

2.2 Avaliação da força da língua

A força da língua é rotineiramente avaliada na prática clínica fonoaudiológica e pode ser realizada por métodos perceptivos (qualitativos) ou instrumentais (quantitativos). A avaliação perceptiva é a mais utilizada. Por este método, a força da língua é geralmente testada

solicitando-se que o paciente protrua a língua contra o dedo enluvado do avaliador ou contra uma espátula, enquanto o avaliador mantém uma resistência (Clark et al., 2003). Este tipo de avaliação é prático e rápido, porém, depende da experiência e bom senso do avaliador e apresenta controvérsias quanto ao diagnóstico. O indivíduo pode ser classificado como apresentando força adequada, aumentada, diminuída nos graus leve, moderado ou severo, ou ainda diminuída apenas no terço anterior ou apenas no ápice.

Outros métodos incluem a palpação da língua, a observação desta na posição habitual e a avaliação da capacidade de realizar movimentos de elevação com estalo, considerando a tensão adequada quando a língua é capaz de produzir som nítido e alto, com movimento simétrico (Motta et al., 2011).

Jardini (2007) propõe a classificação da tonicidade da língua de acordo com o tempo em que permanece afilada. Nessa prova o indivíduo protrui a língua para fora da cavidade oral, mantendo a ponta afilada na direção horizontal pelo maior tempo possível sem ultrapassar 40 segundos. A língua é classificada em flacidez grave quando permanece afilada por menos de 8 segundos. De 9 a 15 segundos considera-se flacidez moderada; de 16 a 30 segundos, flacidez leve; e acima de 30 segundos é considerada normal.

É importante ressaltar que não é possível avaliar a função de cada músculo lingual separadamente, uma vez que os movimentos e funções desempenhadas pela língua são realizados pela contração simultânea de um grupo de músculos (Pittman, Bailey, 2008).

A avaliação instrumental é realizada utilizando-se equipamentos que mostram o valor de força ou de pressão exercido pelo sujeito. Diversos métodos para quantificar a força ou a pressão exercida pela língua foram encontrados na literatura. Pesquisadores utilizaram bocais contendo sensores; sensores fixados nos dentes, palato ou em placas palatais; bulbos preenchidos com fluidos e conectados a sensores de pressão e outras tecnologias (Furlan et al., 2012). O instrumento mais comumente utilizado nas pesquisas denomina-se “*Iowa Oral Performance Instrument*” (IOPI). Trata-se de um bulbo preenchido com ar e ligado a um transdutor de pressão por meio de um tubo plástico. À medida que o usuário pressiona o bulbo

de ar com a língua contra o palato, o aparelho capta e registra a mudança de pressão gerada. O indivíduo visualiza os valores da pressão realizada na tela do instrumento (Clark et al., 2009).

Várias pesquisas mensuraram a força de protrusão da língua e, os valores encontrados em indivíduos sem alterações, durante contração máxima isométrica variaram de 1,66 N (Lambrechts et al., 2010) a 32,9 N (Dworkin et al., 1980). Já em indivíduos com grave diminuição da força da língua, os valores, durante a protrusão, variaram de 1,03 N a 5,61 N (Furlan et al., 2013).

Robbinovitch et al. (1991) mediram a força máxima da língua durante a lateralização em seis indivíduos sem alterações com idades entre 22 e 34 anos, sendo cinco homens e uma mulher e em dois indivíduos com alterações na fase oral da deglutição, sendo uma mulher de 65 anos com hemiparesia à esquerda e um homem de 57 anos com hemiparesia à direita. A força média de um indivíduo sem alterações foi de 13 N. Já o indivíduo com alteração da deglutição exerceu uma força média de apenas 0,91 N.

Blumen et al. (2002) mediram a força máxima da língua durante elevação em oito homens sem alterações com idades entre 25 e 50 anos e obtiveram média de 5,44 N.

Perilo et al. (2007) mediram a força de protrusão da língua durante a contração máxima isométrica de indivíduos de 8 a 12 anos com tensão adequada de língua, hipotensão de língua e hipotensão leve de língua e encontraram valores médios de 7 N, 2 N e 6,4 N, respectivamente. De acordo com Potter e Short, a força da língua aumenta rapidamente entre 3 e 8 anos de idade e depois continua a se desenvolver, porém mais lentamente, até atingir o pico na adolescência. Aos 16 anos a força da língua é similar à do adulto (Potter & Short, 2009).

2.3 Reabilitação da força da língua

Para reabilitar a força da língua geralmente são utilizados exercícios isométricos e exercícios de contra resistência. Os exercícios isométricos são realizados de modo mais lento, mantendo a contração muscular. Na contração isométrica, a fibra muscular mantém o seu comprimento e há um aumento de tensão. Manter a língua afilada por alguns segundos é um exemplo de exercício isométrico para fortalecer a musculatura intrínseca da língua. Os exercícios de contra resistência, são realizados com uma resistência ao movimento. Dessa forma ocorre um trabalho mais intenso na ativação das unidades motoras, com consequente aumento de força. Um exemplo de exercício de contra resistência é pressionar uma espátula com a língua durante alguns segundos (Douglas, 2006; Rahal, 2012).

As primeiras mudanças na força proporcionadas pelo treino muscular são, geralmente, resultado do aumento do número de unidades motoras recrutadas ou do aumento da velocidade e coordenação do recrutamento das unidades motoras. Estas alterações na ativação neural melhoram a produção e coordenação da força, bem como a precisão do movimento. Com o progresso do treino, o ganho de força passa a acontecer devido a mudanças na morfologia dentro do tecido muscular. Os dois tipos de adaptações morfológicas que ocorrem no músculo em resposta ao exercício são mudança no tipo de fibra e hipertrofia. As propriedades contráteis das fibras musculares geralmente tendem a mudar para o tipo mais lento em contração e mais resistente à fadiga, o tipo I. A hipertrofia (aumento de tamanho do músculo) é a adaptação estrutural relacionada à capacidade de geração de força e é geralmente o objetivo primário do treino. Cada uma destas adaptações estruturais ocorre em momentos diferentes do período do treino. Parece que a mudança do tipo de fibra em combinação com a adaptação neural ocorre anteriormente à hipertrofia. Há uma controvérsia sobre o período de tempo necessário para que ocorra a hipertrofia muscular devido ao treino. Sabe-se que a intensidade e o tipo do exercício influenciam na duração desse período (Burkhead et al., 2007).

Dentre os instrumentos disponíveis atualmente para a reabilitação da força da língua, o mais comumente utilizado é a espátula de madeira, também conhecida como abaixador de língua.

Os fonoaudiólogos posicionam a espátula verticalmente frente à cavidade oral, e solicitam ao paciente que a empurre com a língua. Deste modo, tem-se um exercício de contra resistência da musculatura lingual que promove ganho de força muscular (Cunha e Silva, 2012). Apesar do fácil acesso e baixo custo, as espátulas apresentam como desvantagem o fato de que seu posicionamento incorreto frente à cavidade oral pode gerar compensações de grupos musculares adjacentes ou mesmo protrusão ineficiente ou exagerada da língua, agindo pouco sobre o ganho de força. Outra questão é que, ao posicionar a espátula, o terapeuta ou mesmo o paciente utiliza forças de diferentes magnitudes de oposição à língua, por não haver uma maneira eficiente de controle.

Um instrumento destinado a exercitar a língua, patenteado no Brasil em 1983, constitui-se de um circuito eletrônico e um dispositivo removível de interface lingual (Figura 3). No interior do equipamento, encontra-se um transdutor eletromecânico e uma haste circundada por uma mola em espiral cujas extremidades encontram-se apoiadas entre o transdutor e o dispositivo de interface lingual, o qual é fixo à haste. O processo para exercitar a língua consiste no pressionamento do dispositivo de interface lingual pela língua, resultando na compressão da mola e do transdutor. Se o paciente mantém a pressão da língua igual à pressão máxima da mola do aparelho, um relógio digital é disparado, indicando o tempo que a pessoa consegue manter tal pressão. Do contrário, um sinal sonoro é gerado e sua intensidade diminui à medida que a pressão exercida na mola aumenta. Além disso, o relógio para e só volta a funcionar depois de zerado, e assim, o paciente deve recomeçar o processo. Indicadores de controle possibilitam ao paciente avaliar seu desempenho. Os indicadores de controle compreendem o mostrador luminoso, formado por *LEDs*, sendo que cada *LED* indicava o deslocamento de 1 mm do transdutor; o indicador sonoro, que induz o paciente a aumentar a pressão; e o mostrador numérico que indica o tempo (Wajntraub et al., 1983).

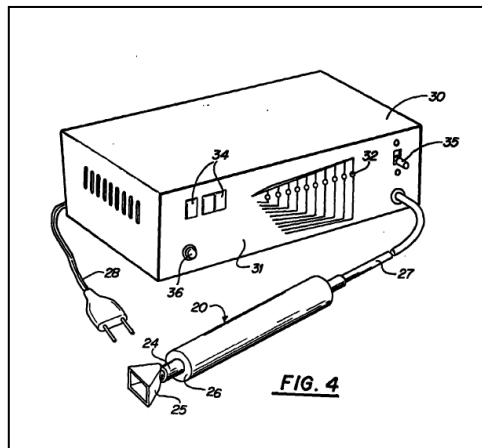


Figura 3 - Instrumento para reabilitar a força da língua desenvolvido por Wajntraub e colaboradores

Fonte: Wajntraub et al., (1983)

O Haltere Lingual, idealizado pela fonoaudióloga Elisa B.C. Altmann e fabricado pela empresa Pró-Fono® (Figura 4), é composto por uma pequena caixa com uma massa em seu interior que pode ser de 15 g, 25 g ou 50 g e com um fio e uma argola presos à caixa. A caixa deve ser posicionada sobre a língua, com sua ponta coincidindo com a ponta da língua, para a realização de exercícios. O fio e a argola presos à caixa devem ficar para fora da boca e servem para segurar o Haltere Lingual, evitando sua queda. O paciente, após posicionar o altere sobre a língua, é solicitado a realizar movimentos de protrusão, elevação e abaixamento ou lateralização (<http://www.profono.com.br/>).



Figura 4 - Haltere Lingual Pró-Fono®

Fonte: <http://www.profono.com.br/>

O Exercitador Lingual desenvolvido pela Pró-Fono® (Figura 5) é um aparato composto por duas bases plásticas. A base superior encaixa-se nos dentes superiores, enquanto a inferior, em formato de U, encaixa-se na língua. As bases estão unidas por duas hastes de fios inoxidáveis com uma helicoidal na metade de cada fio, o que fornece o efeito mola necessário ao treinamento. Os fios ficam do lado de fora da boca, sem entrar em contato com os dentes. O aparelho é introduzido na cavidade oral do paciente e este deve exercer uma força de elevação com a língua de maneira a erguer a base inferior até encostá-la na base superior (Jardini, 2007).



Figura 5 - Exercitador lingual desenvolvido pela Pró-Fono

Fonte: Jardim (2007)

O “*Iowa Oral Performance Instrument*” (IOPI), apresentado na Figura 6, é um aparelho originalmente desenvolvido para medição da pressão exercida pela língua na direção cranial (para cima), mas pode ser utilizado também em terapia com *feedback*. À medida que o usuário pressiona o bulbo de ar com a língua contra o palato, o aparelho capta e registra a mudança de pressão gerada. O indivíduo visualiza os valores da pressão realizada na tela do instrumento (Clark et al., 2009). A maioria dos artigos científicos encontrados na literatura que abordam o ganho de força da língua após treinamento muscular utilizaram o IOPI (Robbins et al., 2005; Robbins et al., 2007; Clark et al., 2009; Steele et al., 2013).

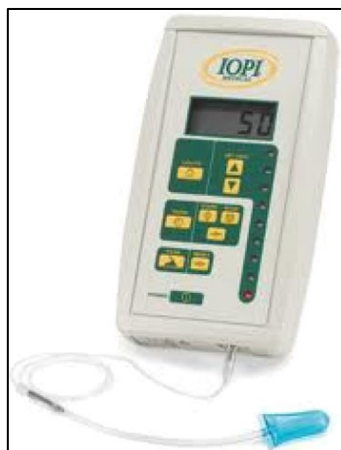


Figura 6 – IOPI

Fonte: Adams et al. (2014)

O Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG também desenvolveu instrumentos para reabilitação da força da língua. O primeiro instrumento desenvolvido pelo grupo (Figura 7) constitui-se de um bocal com uma haste localizada em seu centro e um corpo, que contém uma mola em seu interior. O bocal encaixa-se na arcada dentária do paciente, a haste serve como uma barreira, sua extremidade inicial é o local onde a língua realiza a força durante a protrusão. A haste projeta-se para o interior do corpo do aparelho e tem sua extremidade final apoiada na mola que exerce a força de contra resistência durante o exercício. Um pino indicador mostra a força exercida pela língua durante o exercício e um pino de graduação permite a modificação do grau de força solicitado no exercício. O corpo do aparelho é formado pelo prolongamento central, onde se encontra a haste, a mola e os pinos, e duas alças para apoio das mãos do paciente (Valentim et al., 2010).

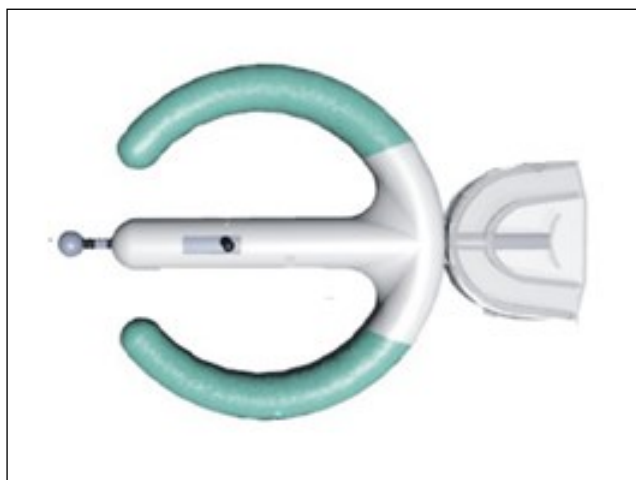


Figura 7 - Aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua

Fonte: Valentim et al. (2010)

O dispositivo desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua acima descrito foi modificado para atender à população adulta. As modificações principais consistiram na redução das dimensões do instrumento, conforme pode ser visualizado na Figura 8. As hastes laterais foram eliminadas e o comprimento do corpo foi reduzido, com conseqüente diminuição do peso do instrumento. O novo modelo, uma vez inserido na arcada dentária, libera as mãos do usuário para a realização de outras tarefas durante o treino. Caso o usuário ache conveniente, poderá colocar um elástico que prenda o aparelho por detrás da cabeça, impedindo a queda durante a retirada ou inserção na cavidade oral e permitindo ao paciente pendurá-lo no pescoço durante o período de descanso (Perilo et al., 2012). Ambos os instrumentos trabalham apenas a força de protrusão, não possuem componente lúdico e ainda não foram testados na população.

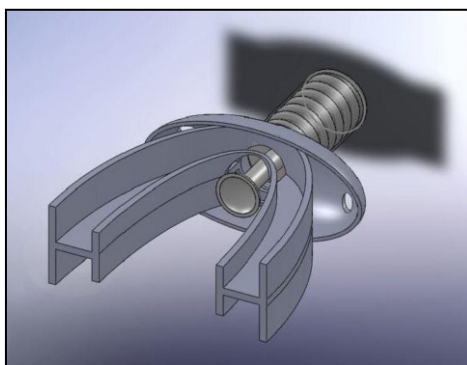


Figura 8 - Aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua

Fonte: Perilo et al. (2012)

Em pesquisa de mestrado, foi desenvolvido, junto ao Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG, um dispositivo (Figura 9) para avaliação da força da língua, o qual podia também ser usado para reabilitação. O dispositivo é composto por um bocal, uma peça base que se encaixa no bocal, uma peça guia que se encaixa na peça base e uma mola que fica inserida na peça base. O instrumento apoia-se exclusivamente nas arcadas dentárias e não há necessidade de segurá-lo com as mãos durante os exercícios. No entanto o fato de a mola encontrar-se integralmente na cavidade oral do paciente diminui o espaço funcional da língua, o que pode dificultar a realização do exercício principalmente em pacientes que apresentam língua anteriorizada, grande ou alargada podendo, inclusive, prender parte da língua entre as espiras da mola. Além disso, há risco de deglutição dos componentes, no caso do desencaixe das peças dentro da cavidade oral (Furlan et al., 2011).



Figura 9 - Instrumento desenvolvido por Furlan e equipe (2011)

Fonte: Furlan et al. (2011)

No que se refere ao treinamento muscular em si, não existe um padrão quanto à duração da contração tanto para exercícios isométricos, quanto para exercícios de contra resistência. Na literatura encontramos valores de 1 s (Clark et al., 2009), 3 s (Rahal, 2012), 10 s (Berretin-Félix et al., 2012), 20 s (Cunha e Silva, 2012). Na prática clínica, iniciamos os exercícios com pequena duração, como 1 s por exemplo, e aumentamos gradativamente esse tempo (Rahal, 2012). Não foi encontrado registro científico do tempo ideal que se deseja atingir. Também não há um consenso quanto ao número de repetições para cada exercício, nem quanto à frequência de realização do exercício.

Ferreira et al. (2011) realizaram um levantamento bibliográfico sobre a fisiologia do exercício fonaudiológico e verificaram que existem poucos estudos sobre o tema, sendo que os estudos experimentais descrevem os exercícios, especificam quantas vezes por semana o programa foi realizado e por quanto tempo, mas não descrevem o número de repetições de cada exercício e nem quais os objetivos do exercício. Além disso, os autores geralmente não discutem quais músculos são ativados durante a prática dos exercícios, a fisiologia de ativação, e sua relação com os objetivos fisiológicos a serem alcançados.

De acordo com os princípios do treinamento motor, a força desenvolvida por um músculo estriado esquelético é proporcional à quantidade de unidades motoras ativadas durante a contração muscular. Os ganhos iniciais de força da musculatura submetida a um treinamento incluem aumento do recrutamento das fibras, aumento da frequência de descarga dos potenciais de ação, diminuição na co-contração da musculatura antagonista e aumento da área de secção transversa do músculo. A magnitude destas mudanças depende do tipo de contração muscular, da intensidade do exercício, da ordem dos exercícios, do período de repouso entre as séries e da frequência de realização (Kraemer et al., 2002). Os músculos linguais são músculos esqueléticos, porém possuem particularidades como o tamanho reduzido das fibras, disposição interconectada dessas, ausência de inserção óssea na musculatura intrínseca. Por isso, a treino de força da língua é diferenciado, sendo importante a realização de estudos específicos sobre o tema.

Em uma pesquisa, dez indivíduos sem alterações de deglutição, com idades entre 70 e 89 anos, foram submetidos a um programa de exercícios para aumento da força de língua com duração de 8 semanas. Os exercícios consistiam na compressão do bulbo do IOPI com a língua contra o palato e foram executados 30 vezes, três vezes ao dia, três dias na semana. Todos os participantes tiveram um aumento da força da língua na contração máxima isométrica e na deglutição. Diferença significativa na força da língua dos indivíduos foi observada já na quarta semana de treino. Os autores concluíram que os exercícios foram efetivos, não apenas para prevenção dos distúrbios de deglutição secundários à sarcopenia (perda de massa muscular devido ao envelhecimento), como também, como estratégia terapêutica para pacientes com fraqueza da língua (Robbins et al., 2005).

A equipe de Robbins também verificou aumento da força da língua e melhora da disfagia (dificuldade de deglutição) em 10 indivíduos, com idades entre 51 e 90 anos, que sofreram acidente vascular encefálico e apresentavam fraqueza do ápice e do corpo da língua e sinais de disfagia como penetração, aspiração ou permanência de alimento em orofaringe após a deglutição. O protocolo de reabilitação incluiu oito semanas de realização do exercício isométrico de pressionar com a língua um bulbo plástico preenchido com ar contra o palato, em 10 repetições, três vezes ao dia e três dias na semana, nas regiões anterior e posterior da língua. O maior ganho de força aconteceu nas quatro primeiras semanas de treino, tanto para a região anterior quanto para a região posterior da língua. A pressão máxima de deglutição também apresentou aumento significativo após quatro semanas de treino. Houve redução significativa de resíduos em faringe após oito semanas. Além disso, houve redução da frequência de aspiração e penetração laríngea e diminuição do tempo de trânsito oral (Robbins et al., 2007).

Clark et al. (2009) investigaram a eficácia de exercícios para treino de força da língua. Participaram desta pesquisa 39 indivíduos adultos saudáveis (17 homens e 22 mulheres) entre 18 e 67 anos, média de 37,8 anos, sem alterações nas estruturas ou funções do sistema estomatognático. Os indivíduos realizaram exercícios de elevação, protrusão e lateralização de língua com contra resistência. Um grupo realizou os exercícios de maneira combinada durante nove semanas, e o outro grupo realizou cada exercício isoladamente durante três

semanas, totalizando nove semanas de treino. A força da língua foi medida periodicamente por meio do IOPI. Ao final do período de treinamento, observou-se aumento geral de 6% na força da língua na elevação e 13,4% na protrusão e 26,5% na lateralização. Não houve diferença de ganho de força entre indivíduos que realizaram os exercícios de maneira concomitante ou isolada. Os participantes que realizaram exercícios em apenas uma direção obtiveram aumento de força em todas as direções. Isso pode ser explicado pela anatomia diferenciada da língua em que a maioria dos movimentos realizados pela língua, independente da direção, requer a contração de vários grupos musculares simultaneamente. Um achado peculiar na pesquisa de Clark e sua equipe foi que a direção trabalhada no exercício não necessariamente obteve o maior ganho de força.

Steele et al. (2013) realizaram terapia para reabilitação da força da língua em seis indivíduos adultos, com idades entre 32 e 54 anos, com disfagia adquirida após lesão cerebral. Os indivíduos completaram 24 sessões de exercícios de pressão de língua em um período de 12 semanas. O exercício consistia em comprimir o bulbo do IOPI com a língua. *Feedback* visual era fornecido ao participante com a pressão a ser atingida, ajustada para 20 a 90% da pressão isométrica máxima realizada por este. Em cada sessão foram realizadas 10 séries de seis exercícios, com períodos de descanso de 10 segundos entre eles. Após o período de tratamento, observou-se aumento da pressão da língua dos participantes, tanto na deglutição quanto na contração máxima isométrica, e diminuição da penetração/aspiração para vias aéreas inferiores.

Ray (2002) realizou um programa de terapia orofacial miofuncional em 12 indivíduos com disartria do neurônio motor superior devido a lesão cerebral direita, com média de idade de 74,7 anos. O programa terapêutico envolveu estimulação sensorial e exercícios para aumento da força de língua, lábios, músculos elevadores da mandíbula e bochechas. Não foram realizadas atividades diretamente relacionadas à fala. As sessões terapêuticas ocorreram na frequência de duas vezes por semana. Os exercícios para fortalecimento da língua incluíram: pressionar a língua contra espátula; pressionar a língua contra os lábios em movimentos circulares; abrir a boca e manter a língua tocando o lábio superior. Os indivíduos tiveram significativa melhora na produção de palavras isoladas após dois meses de terapia. Foi notada

melhora também na fala encadeada, postura habitual de órgãos fonoarticulatórios, controle do bolo alimentar e deglutição.

Marson et al. (2012) comprovaram a eficácia da terapia fonoaudiológica em crianças respiradoras orais. A pesquisa foi realizada com uma amostra de 40 crianças, entre 5 e 12 anos, com respiração oral. A terapia incluiu exercícios para melhora de força e mobilidade da língua, associados à conscientização da respiração nasal, manobras para aquecimento e vascularização da musculatura orofacial, aplicação de pontos e zonas motoras na face, dentre outras estratégias. Os exercícios linguais realizados foram: varrer palato com a ponta da língua, pressão da ponta da língua contra o palato, estalo da ponta da língua e estalo completo, elevação da ponta da língua até lábio superior, abaixamento da língua até lábio inferior, empurrar a língua contra a espátula, treino do movimento de vibração, tocar com a ponta da língua o último dente da arcada superior do lado direito e esquerdo. Após o tratamento, os autores verificaram, por avaliação clínica, adequação da função respiratória, aumento da força de língua e melhora nas praxias: vibração e estalo de língua. O tempo com maior ganho terapêutico foi de 12 semanas.

2.4 Jogos computacionais para reabilitação

Jogos computacionais constituem um importante recurso motivacional para pacientes em reabilitação (Machado et al., 2010). Por aumentarem a adesão dos pacientes ao tratamento, estão sendo cada vez mais explorados nos programas de treinamento motor (Johnson, 2006; Mirelman et al., 2009). Os jogos representam um modo efetivo para fortalecer programas de reabilitação, não apenas pelo aumento do efeito motivacional, mas também porque desencadeiam um sistema de aprendizado mais eficiente baseado no reforço positivo que é fornecido quando o movimento correto é executado. Esse sistema capaz de fornecer recompensas melhora a retenção de ações que garantem a recompensa, facilita modificações no planejamento das ações e a generalização das habilidades (Schmid, 2009). Na Fisioterapia, os jogos têm sido bastante utilizados como ferramenta de reabilitação. Entretanto, os jogos disponíveis comercialmente não são sempre adequados para os objetivos terapêuticos, e por

isto jogos específicos foram e continuam sendo desenvolvidos (Lange et al., 2010). Apesar dos benefícios, os jogos ainda são pouco explorados na Fonoaudiologia, especialmente na área de Motricidade Orofacial (Sousa et al., 2010).

Sousa, em 2011, realizou um levantamento bibliográfico dos aplicativos que auxiliavam fonoaudiólogos na avaliação, diagnóstico e tratamento de pacientes. Foram encontrados 18 programas computacionais, porém apenas sete possuíam características lúdicas. Os demais eram ferramentas auxiliares para avaliação e diagnóstico. Nenhum desses aplicativos possuía acesso gratuito ou percepção 3D. Dentre os aplicativos encontrados três estavam relacionados à área de Linguagem, dois à Audiologia, um à área de Voz e um à área de Motricidade Orofacial (Sousa, 2011). Atualmente, com a expansão do uso de *smartphones* e *tablets* pela população, existem cada vez mais ferramentas disponíveis para reabilitação fonoaudiológica.

O programa *Motrisis* contém jogos computacionais indiretamente associados a exercícios para reabilitação da musculatura orofacial. Durante a realização dos jogos pelo paciente há pausas programadas pelo fonoaudiólogo, em intervalos regulares, onde são introduzidos vídeos com os exercícios a serem repetidos pelo paciente (Sousa, 2011).

Sousa (2011) desenvolveu um jogo computacional para terapia na área de motricidade orofacial, o *MOtrilha*. Trata-se de um jogo terapêutico de tabuleiro para computadores e em forma de trilha, tela 2D, em terceira pessoa, com 40 casas contendo desafios em que são apresentados modelos de exercícios, os quais devem ser imitados pelo jogador que, em seguida, precisa escolher, dentre três alternativas, a que melhor representa o que ele fez. Para cada acerto, o personagem avança na trilha e/ou ganha itens. Quando erra, ele recua, perde itens adquiridos ou pode até mesmo retornar ao início do jogo.

Sousa (2011) também realizou uma pesquisa sobre o uso de computadores e aplicativos pelos fonoaudiólogos como ferramenta na prática terapêutica junto aos pacientes. Dos 26 fonoaudiólogos entrevistados 77% (n=20) afirmaram utilizar computador para atendimento e 23% (n=6) informaram não fazer uso dessa ferramenta, por falta de acesso ou por não acharem necessário. Dos 20 fonoaudiólogos que afirmaram utilizar computador, 55% (n=11)

o utilizam para terapia, porém nenhum dos entrevistados utiliza ou conhece algum programa da área de motricidade orofacial. Observou-se que, na maioria das vezes, os jogos computacionais não são empregados diretamente no plano terapêutico do paciente; ao invés disto, são utilizados como reforço lúdico ao final do atendimento. Os profissionais acreditam que o uso do computador na terapia é importante (65%) ou muito importante (35%). De acordo com os profissionais entrevistados, todas as áreas da Fonoaudiologia apresentam carência de aplicativos que auxiliem a terapia, dentre elas, a Audiologia e a Motricidade Orofacial foram as mais citadas 58% e 50%, respectivamente. Observou-se que o fato de os programas possuírem custo elevado contribui para sua pouca utilização dentre os profissionais. A autora defende a terapia fonoaudiológica computadorizada devido à relação que atualmente as crianças apresentam com a informatização.

Jogos computacionais voltados para reabilitação podem utilizar dispositivos de entrada não-convencionais que permitam a interação do usuário com o mundo virtual. Os dispositivos de entrada possibilitam que ações do usuário sejam transmitidas em tempo real ao sistema de realidade virtual. Essas ações são processadas e seus parâmetros influenciam a exibição do ambiente virtual (Machado, 2010).

Kothari et al. (2013b) desenvolveram o *Tongue Drive System* (TDS), um dispositivo de entrada para jogos computacionais acionado pela língua. O dispositivo (Figura 10) reconhece diferentes posições da língua dentro da cavidade oral e as transforma em comandos. Para tanto, um pequeno ímã é colado na ponta da língua do indivíduo, o que gera um campo magnético no interior da cavidade oral. Sensores magnéticos são posicionados em um aparato externo preso à cabeça do indivíduo. O instrumento foi projetado para reconhecimento de quatro posições da língua. Tocar com a ponta da língua o primeiro pré-molar superior direito ativa o comando para cima, tocar o primeiro pré-molar superior esquerdo ativa o comando para baixo, tocar o primeiro pré-molar inferior direito ativa o comando para direita e tocar o primeiro pré-molar inferior esquerdo ativa o comando para esquerda. Os autores realizaram testes com 12 pacientes disfágicos e/ou disátricos (6 homens e 6 mulheres com idades entre 18 e 73 anos) e compararam os resultados com um grupo controle de mesma distribuição de sexo e faixa etária. Os testes envolveram jogar um jogo computacional

(<http://www.icq.com/greetings/cards/142>), utilizando o TDS durante 30 minutos. No jogo, o usuário é um mergulhador que precisa coletar o maior número de moedas (pontos) no fundo do mar, desviando de obstáculos como peixes, garrafas e pedras. Os indivíduos do grupo controle apresentaram melhor desempenho na atividade do que os do grupo de estudo, como era esperado. A melhora no desempenho com a experiência de jogo não foi diferente entre os grupos. Também não foram observadas diferenças no desempenho considerando-se motivação, divertimento, dor ou fadiga, relatados pelo participante. Os autores demonstraram que a utilização de jogos computacionais para reabilitação da língua foi factível em indivíduos disfágicos e disártricos.



Figura 10 - Instrumento desenvolvido por Kothari e equipe (2013)

Fonte: Kothari et al. (2013b)

Miyauchi et al. (2013) desenvolveram um novo método de treinamento da mobilidade da língua associado a jogos computacionais, o *Simple Interface for Tongue Motion Acquisition* (SITA). O método dispensa o uso de qualquer instrumento dentro da cavidade oral do paciente. O Kinect (Microsoft®), posicionado a 70 cm do paciente, captura os movimentos faciais. Um suporte para apoio do queixo foi desenvolvido para manter fixa a cabeça do usuário. Os autores desenvolveram dois jogos. No primeiro, apresentado na Figura 11-A, o jogador é representado pelo círculo verde ao centro, o qual atira balas continuamente. A direção dos tiros é controlada pelo movimento da língua do usuário. Os alvos são

representados pelos círculos cor de rosa ao redor do jogador. Quatro indivíduos do sexo masculino e três do sexo feminino com diferentes quadros clínicos, incluindo Síndrome de Down, foram convidados a testar o jogo. Os autores notaram que o jogo não foi suficientemente atrativo aos usuários e criaram um segundo jogo, apresentado na Figura 11-B. Neste, o usuário é representado pelo o círculo cor-de-rosa e o objetivo é capturar os peixes do cenário. O jogo foi testado em quatro crianças com Síndrome de Down, sendo três meninas e um menino, com idades de 6, 10, 11 e 7 anos, respectivamente. A atividade teve duração de 3 a 5 minutos. As crianças apresentaram grande interesse e divertimento com a atividade. Os autores ressaltaram a necessidade de se criar jogos com diferentes níveis de dificuldades, dado os diferentes graus de comprometimento motor dos pacientes e que os cenários devem ser simples para não se tornarem um fator de distração para os pacientes. Efeitos visuais e auditivos são desejáveis para atrair a atenção.

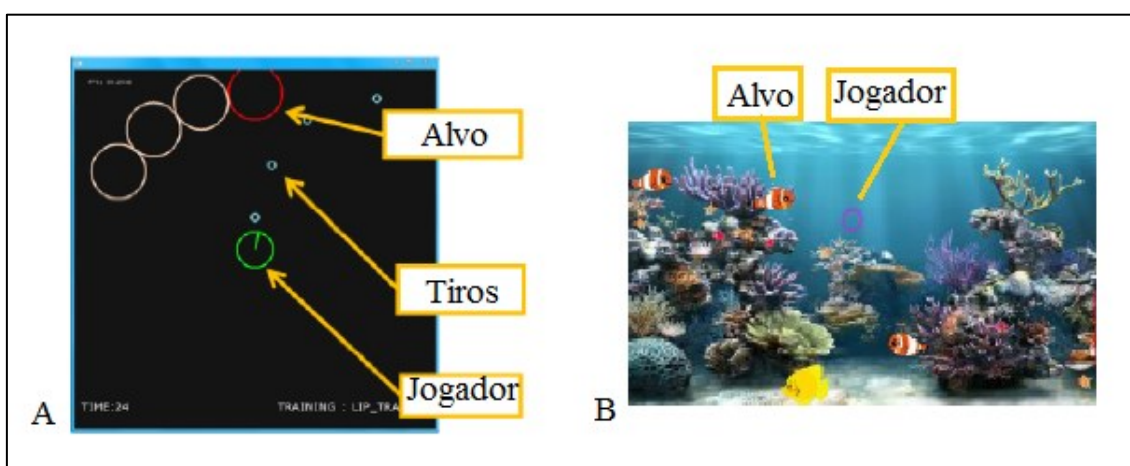


Figura 11 - Jogos computacionais desenvolvidos por Miyauchi e equipe (2013)

Fonte: Miyauchi et al. (2013)

No estado da arte também podemos encontrar dispositivos de entrada não convencionais com acionamento pela língua. Tratam-se de instrumentos destinados a deficientes físicos, para controle de computadores, cadeira de rodas ou como meio de comunicação alternativa. A seguir encontram-se descritos alguns desses dispositivos.

2.5 Dispositivos não convencionais acionados pela língua

Clayton et al., (1992) desenvolveram um controlador para cadeira de rodas, computadores ou sistemas de comunicação alternativa, a ser utilizado por pessoas com graves comprometimentos motores, como por exemplo, indivíduos tetraplégicos. O sistema consistia de uma placa palatal conectada a uma pequena unidade de processamento eletrônica portátil programada para reconhecer padrões de movimento da língua, podendo ser personalizada conforme as habilidades do usuário. A placa palatal continha sete canais ativados pelo toque da língua em uma peça de aço inoxidável, o que provocava mudança na resistência elétrica em relação a um sistema de referência no topo da placa, e uma série de pulsos de amplitude modulada era transmitida para a bobina receptora da unidade de processamento. A unidade de processamento poderia ser posicionada na cadeira de rodas, ao lado da cama ou em volta do pescoço do usuário, sob a roupa. Havia uma parte do sistema responsável pela conversão do sinal da unidade de transmissão/recepção para emulação de um mouse convencional ou outros sistemas eletrônicos. O sistema deveria ser utilizado em três etapas. Na primeira etapa, treinamento, o usuário praticava, em casa, a realização de diversos movimentos linguais, com *feedback* visual fornecido por uma matriz de LED. A segunda etapa, programação, consistia no armazenamento de padrões de movimentos da língua para posterior reconhecimento e recuperação na memória do sistema. E na terceira etapa, o sistema era utilizado para acessar vários dispositivos. De acordo com os autores, o sistema poderia ser utilizado durante todo o dia, não sendo necessário removê-lo durante as funções orais. Um interruptor acionado pelo movimento da cabeça desligava o sistema durante a mastigação e fala e havia também um sistema de reconhecimento de padrões de deglutição involuntária de saliva programado para ignorar tais movimentos.

Salem e Zhai (1997) desenvolveram um dispositivo de entrada para computadores destinado a pessoas com deficiência física incapazes de utilizar os dispositivos convencionais (mouse ou teclado). O dispositivo, apresentado na Figura 12, também podia ser usado em situações em que ambas as mãos do usuário encontravam-se ocupadas, como por exemplo, ao dirigir, pilotar ou mergulhar. O dispositivo consistia de um *trackpoint*, montado em um bocal,

posicionado no palato próximo à papila palatina. O *trackpoint* apresentava um eixo longitudinal de 1 cm, direcionado para baixo e para dentro da boca e uma ponta de borracha. Para a função selecionar, havia dois interruptores. O primeiro encontrava-se entre os dentes superiores e inferiores, de modo a permitir a seleção pelo ato de morder. O segundo interruptor, posicionado do lado de fora da boca, podia ser acionado por outro órgão do corpo (mão ou pé). O bocal, confeccionado em plástico, moldado para cada indivíduo, constituía-se de uma plataforma estável para operação do *trackpoint*.

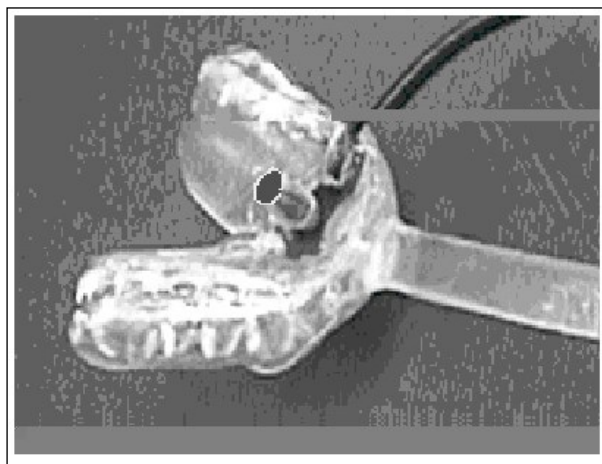


Figura 12 - Dispositivo de entrada para computadores desenvolvido por Salem e Zhai (1997)

Fonte: Salem e Zhai (1997)

Struijk (2006) apresentou o dispositivo de entrada para computadores, o *Inductive tongue computer interface* (ITCI), comandado pela língua, apresentado na Figura 13. O método de detecção utilizava a técnica de indutância variável, em que a indutância de uma bobina de indução a ar tubular (indutor) modificava-se ao se mover um material ferro magnético (unidade ativadora), preso à língua, para o núcleo das bobinas. A unidade ativadora consistia de uma peça cilíndrica de material magnético (aço inoxidável), sendo colada sobre a língua do indivíduo por meio da resina n-butil-2-cianoacrilato. Cinco indutores compostos por fio de cobre foram posicionados em uma placa palatal. Os indutores, conectados em série, apresentavam quantidades diferentes de espiras e conseqüente capacidade de induzir diferentes mudanças de tensão, tornando possível determinar qual era ativado quando o indivíduo encaixava a unidade de ativação em seu centro. O instrumento foi testado em uma voluntária de 37 anos, a qual foi solicitada a ativar indutores em uma ordem predeterminada

com *feedback* visual fornecido pelo programa computacional. Os autores verificaram desempenho satisfatório.

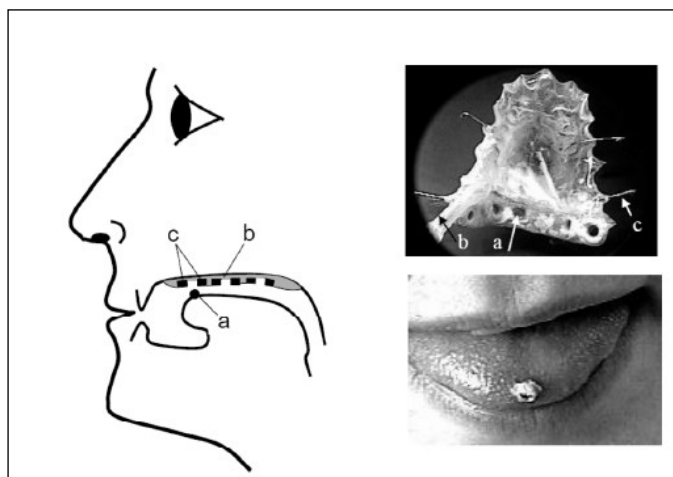


Figura 13 - Dispositivo de entrada para computadores desenvolvido por Struijk (2006)
À esquerda: a) unidade de ativação; b) placa palatal; c) bobinas/indutores. No canto superior direito: a) bobinas/indutores; b) fios condutores; c) fios para fixação. No canto inferior direito, a unidade de ativação. Fonte: Struijk (2006)

Posteriormente, Struijk e sua equipe aperfeiçoaram o método incorporando 18 sensores indutivos e eliminando a fiação. O novo instrumento, mostrado na Figura 14, apresentava um teclado e um *mousepad* acionados pela língua, sendo que o teclado apresentava dez sensores e o *mousepad*, oito. Os sensores consistiram de bobinas com um núcleo de material de placa de circuito impresso, em que, semelhante ao sistema anterior, a permeabilidade do núcleo da bobina modificava-se pelo movimento de uma unidade ativadora, de material ferromagnético, próximo à bobina. O sinal analógico era amplificado, retificado e filtrado por filtro passa-baixa. O microprocessador amostrava o sinal e alimentava o transmissor. Foi utilizada uma bateria recarregável de lítio, a qual alimentava o sistema por 15 horas de uso. O programa desenvolvido em MatLab® fornecia *feedback* visual em tempo real. O *mousepad* era formado pela combinação do sinal de oito sensores usando lógica *fuzzy* para obter movimento em múltiplas direções e com velocidade variável. Para selecionar, o sujeito precisava ativar os sensores frontais do teclado. O instrumento foi testado por um indivíduo do sexo masculino com 38 anos. Primeiramente a unidade de ativação foi colada na língua do indivíduo com

resina Histoacryl®. Depois o instrumento foi encaixado na boca do indivíduo, sendo-lhe solicitado a digitar uma determinada sequência de caracteres no teclado, com e sem *feedback* fornecido pelo computador. A taxa média de digitação foi de 50 caracteres por minuto, ou seja, 1,2 segundos para ativação e a média de erro foi de 16%. Nos testes de sequência, o indivíduo apresentou 17% de erro com *feedback* e 0% de erro sem *feedback* visual. Nos testes envolvendo o *Keypad*, a taxa de erro foi de 11% e a velocidade média de ativação 5,5 segundos (Struijk et al., 2009).

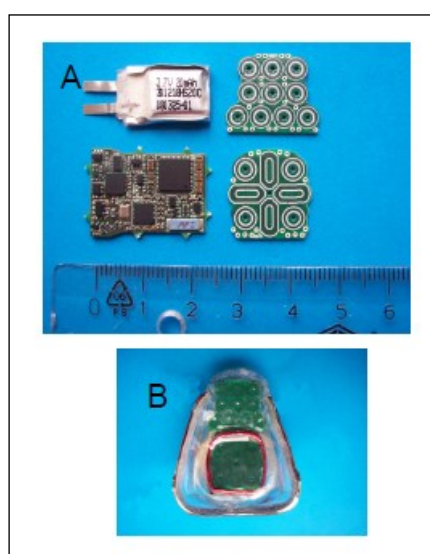


Figura 14 - Instrumento desenvolvido por Struijk e equipe (2009)

A) bateria e sensores. B) Instrumento em vista inferior mostrando o teclado e o *mousepad*.

Fonte: Struijk et al. (2009)

Saponas et al. (2009) desenvolveram um instrumento de entrada para computadores composto por quatro sensores ópticos infravermelhos incorporados a uma placa palatal customizada em acrílico para cada indivíduo, mantida fixa por meio de fios de aço inoxidável que prendiam-se nos dentes molares posteriores. Os sensores detectavam quatro tipos de movimentos realizados pela língua (mover a língua para esquerda, mover a língua para direita, mover a língua para cima, mover a língua para cima e manter) e transmitiam os sinais, por meio de fios encapsulados em acrílico dentário, para uma placa de aquisição de dados contendo um amplificador e microcontrolador. Em seguida, por meio de uma conexão serial, o sinal era transmitido para um computador para ser processado por um programa desenvolvido

especificamente para o instrumento em questão. O instrumento, apresentado na Figura 15, foi testado em quatro indivíduos e permitiu-lhes jogar o popular *Tetris* com a língua.

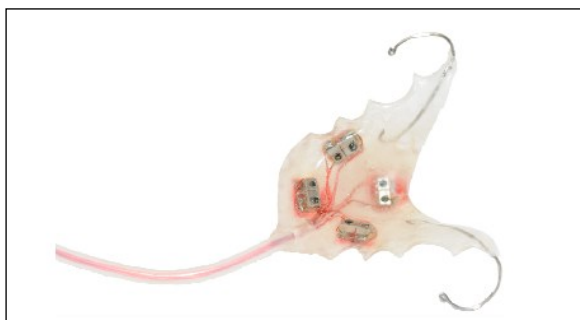


Figura 15 - Dispositivo desenvolvido por Saponas e equipe (2009)

Fonte: Saponas et al. (2009)

Terashima e sua equipe desenvolveram um instrumento (Figura 16) a ser usado por indivíduos com lesão da medula espinhal, para controle da cadeira de rodas. O instrumento, ao invés de bateria, utilizava um sistema de identificação de frequência de rádio e era capaz de gerar eletricidade por indução eletromagnética. Consistia de um bocal acoplado ao palato e acionado pela língua por meio de quatro tipos de movimentos: para frente, para trás, para direita e para esquerda. Para tanto, o bocal continha quatro chips para identificação de frequências de rádio e quatro interruptores. Se o usuário desejasse mover a cadeira para frente, deveria manter pressionado o interruptor correspondente durante o tempo de duração do movimento. O bocal apresentava 45 mm de profundidade e 40 mm de largura. Cada interruptor consistia de um botão de 6 mm de diâmetro, sendo que o interruptor que acionava o comando para frente apresentava altura de 4 mm, o que acionava o comando para direita e esquerda, 3 mm, e o que acionava o comando para para trás, 2 mm. Havia uma antena interna e uma antena externa, a qual ficava posicionada ao lado da bochecha do usuário ou sob o queixo, numa distância máxima de 30 mm do instrumento. A comunicação entre o bocal e antena acontecia sem presença de fios. Outra parte do sistema, posicionada na parte posterior da cadeira de rodas e alimentada pela bateria, era responsável pela identificação das frequências de rádio, classificação do comando em para frente, para trás, para direita e para esquerda e envio do sinal de tensão correspondente para que a cadeira de rodas elétrica se

movesse na direção desejada. O instrumento foi testado em 10 indivíduos do sexo masculino, de 22 e 23 anos, utilizando dois tipos de interruptores que se diferenciavam apenas quanto à rigidez. Melhor desempenho foi obtido com o interruptor mais macio (95,1%), em comparação com mais rígido (88,2%). O desempenho dos indivíduos que utilizaram o tipo mais rígido decresceu com o tempo, provavelmente devido à fadiga. Os autores verificaram que a força ideal para acionamento dos interruptores era de até 0,5 N. O sistema foi testado em um supermercado e mostrou ser adequado para a finalidade proposta (Terashima et al., 2009).

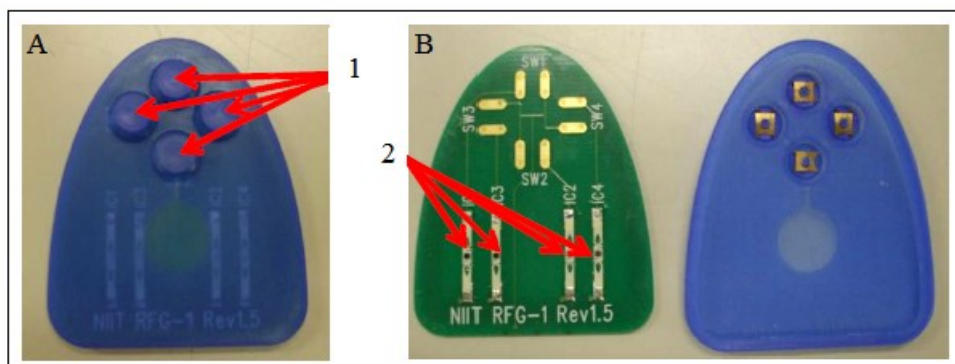


Figura 16 - Dispositivo para controle de cadeira de rodas desenvolvido por Terashima e equipe (2009)

Fonte: Terashima et al. (2009)

Os instrumentos citados por Clayton et al. (1992), Salem e Zhai (1997), Struijk (2006), Struijk et al. (2009), Saponas et al. (2009) e Terashima et al (2009) não foram planejados para a reabilitação da força da língua, mas sim para serem utilizados como dispositivo de entrada para computadores ou outros equipamentos eletrônicos. Tais instrumentos possuem localização intraoral no palato, por isso são acionados por movimentos de elevação da língua apenas. Os instrumentos de Kothari et al. (2013b) e Miyauchi et al. (2013) foram projetados para o treino de mobilidade de língua. Embora capturem movimentos em vários sentidos, não há realização de força contra resistência. No entanto, todos eles podem servir de inspiração para o desenvolvimento de novos equipamentos a serem utilizados na reabilitação da força da língua.

3

METODOLOGIA

Nesta pesquisa, um método para reabilitação da força da língua foi desenvolvido. Os protótipos, a serem utilizados como controladores para jogos digitais, foram idealizados para permitir ao usuário executar comandos com a língua durante atividades de jogo. Durante a fase de planejamento de cada protótipo, foram elencadas as características fundamentais do equipamento. O controlador idealizado deveria ser capaz de receber movimentos da língua nos sentidos para cima, para baixo, para direita e para esquerda e também a combinação destes, ou seja, em movimentos oblíquos e permitir o ajuste da quantidade de força a ser realizada pelo paciente. Além disso, o protótipo precisava ser de material plástico, de fácil higienização, desmontável, leve, portátil, confortável, simples no manuseio e apresentar baixo custo.

O modelo tridimensional de cada versão do protótipo foi criado por meio do programa SolidWorks®. A seguir as partes foram confeccionadas por prototipagem rápida. Os componentes eletrônicos foram adicionados ao protótipo e este foi testado pela autora da pesquisa e profissionais envolvidos. Em seguida, foram identificados os problemas do protótipo, soluções foram propostas e as modificações necessárias ao novo modelo foram enumeradas. Um novo modelo foi, então, recriado no programa SolidWorks®. O ciclo de planejamento, confecção e ajustes repetiu-se três vezes, até que foi obtido o modelo final. Neste capítulo optou-se por descrever a evolução do instrumento, não apenas a versão final utilizada nos testes.

3.1 Protótipos

Três protótipos foram desenvolvidos. Cada nova versão do instrumento foi planejada buscando-se eliminar os problemas detectados na versão anterior. A seguir encontra-se uma descrição detalhada de cada uma das versões.

3.1.1 Primeira versão do instrumento

O primeiro protótipo desenvolvido é apresentado na Figura 17.

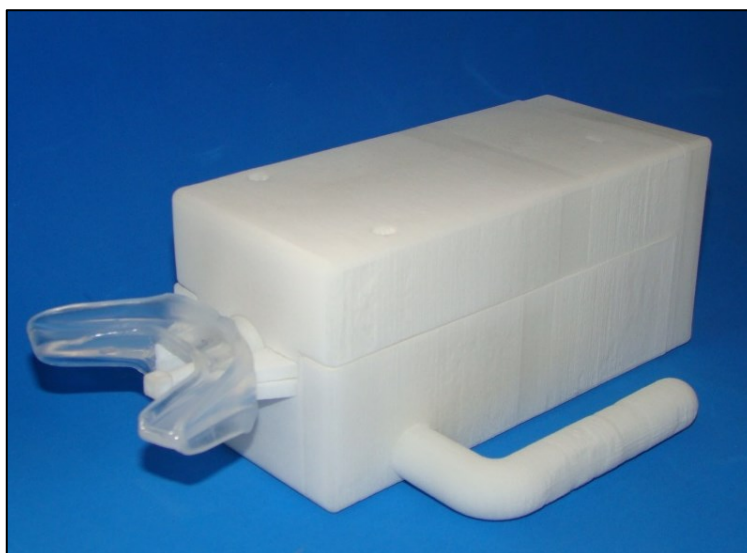


Figura 17 - Primeira versão do protótipo

A Figura 18 apresenta o modelo que permite a visualização dos componentes internos do protótipo.

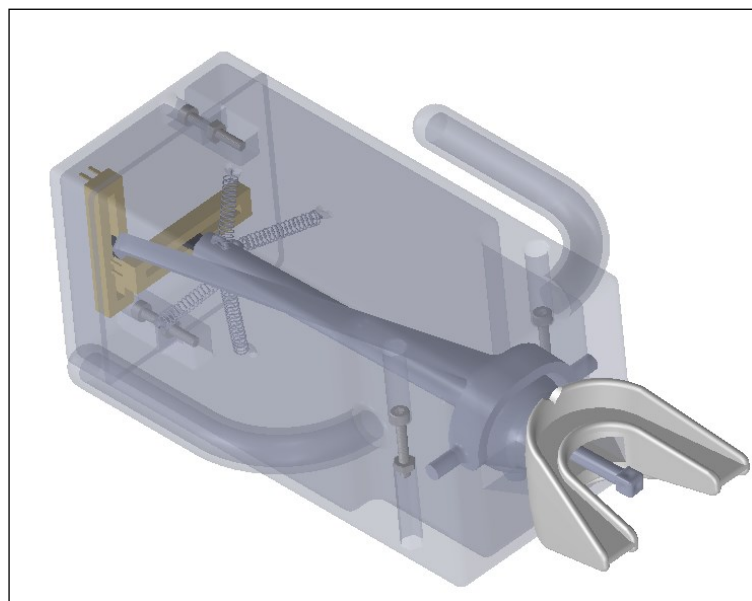


Figura 18 - Primeira versão do protótipo com visualização dos componentes internos

A primeira versão do protótipo foi composta pelas seguintes peças principais: bocal, peça de comando, estrutura de encaixe do comando, caixa estática, potenciômetros e molas.

O bocal (Figura 19) constituiu-se de um protetor oral duplo utilizado pelos boxeadores, de formato anatômico, da marca Everlast®.

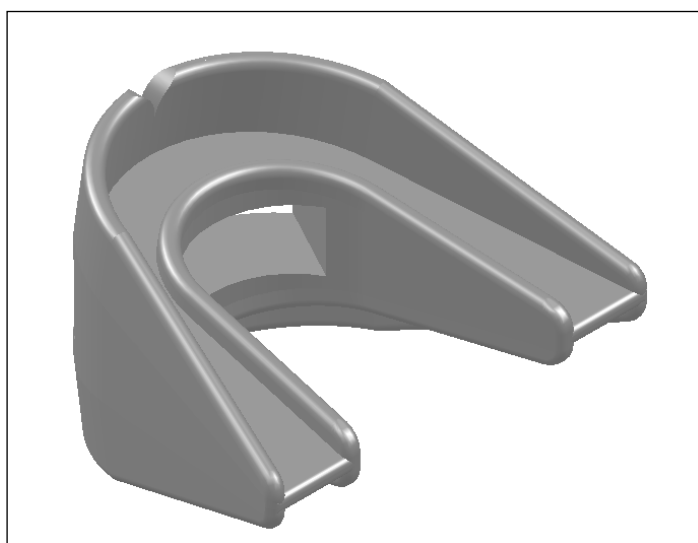


Figura 19 - Ilustração do bocal em vista isométrica

A função do bocal é manter o aparelho fixo à boca e garantir que a posição do pino de interface lingual seja sempre a mesma para um determinado paciente. O bocal também é importante para que o movimento relativo do corpo do paciente não interfira nos movimentos da língua. A Figura 20 apresenta as dimensões do bocal.

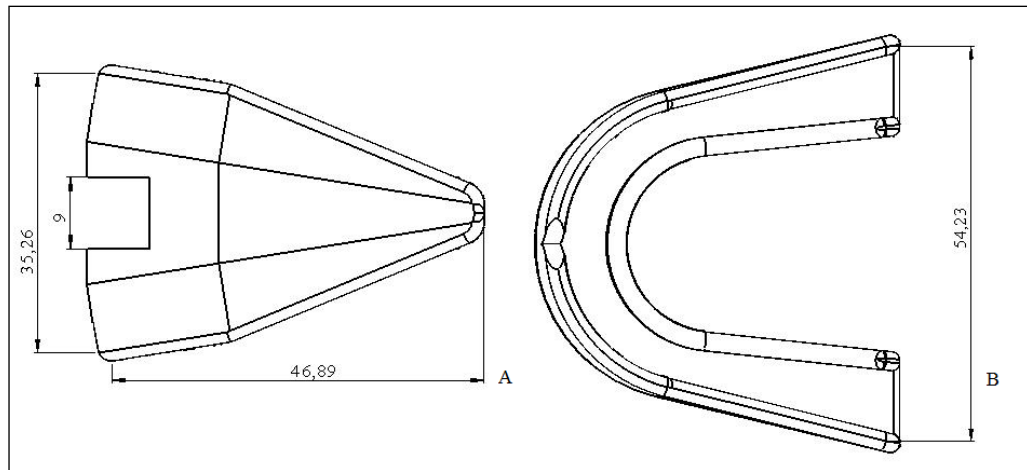


Figura 20 - Dimensões do bocal em milímetros

A) Altura e comprimento do bocal e altura do rasgo frontal; B) Largura do bocal

O bocal possui dois recortes para acomodação dos frênuos labiais superior e inferior e uma abertura, o rasgo frontal, como mostrado na Figura 21.

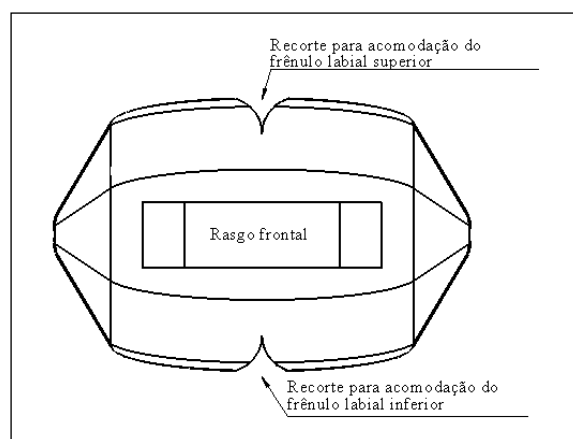


Figura 21 - Vista anterior do bocal destacando os recortes para os frênuos labiais superior e inferior e o rasgo frontal

O rasgo frontal do bocal encaixa-se na caixa estática. Na face interna do bocal, encontra-se a extremidade do pino de interface lingual, posicionado de maneira que possa ser movimentado pela língua.

A peça de comando, apresentada na Figura 22, é composta pelo pino de comando, esfera de comando, pino de interface lingual e cubo de interface lingual.

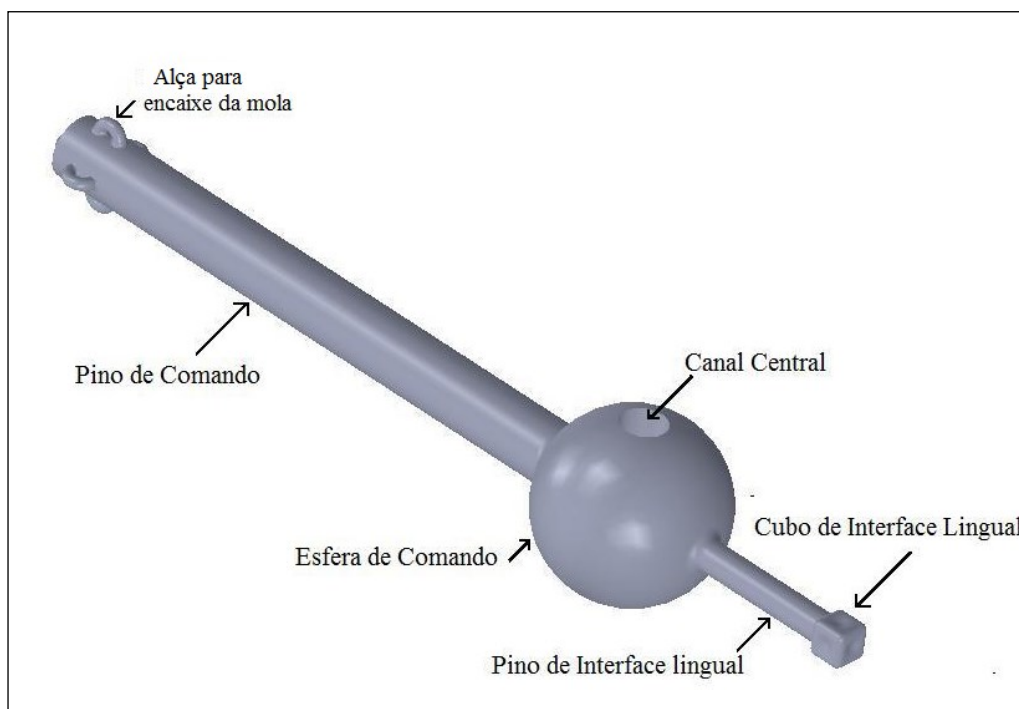


Figura 22 - Ilustração da peça de comando em vista isométrica com destaque para suas partes

O pino de interface lingual fica anterior à esfera de comando e apresenta, em sua extremidade, um cubo de faces côncavas denominado cubo de interface lingual, pois é este o local de contato com a língua. A concavidade da face do cubo destina-se a melhor acomodar a língua. O cubo apresenta arestas arredondadas para garantir o conforto durante o movimento. O pino de comando fica posterior à esfera. Em sua extremidade encontram-se alças que se prendem a molas. A esfera apresenta um canal central para encaixe de um pino de outra peça, a estrutura de encaixe do comando. Essa peça restringe os movimentos de translação da esfera. A peça de comando e a estrutura de encaixe foram projetadas para fazer o papel de uma junta universal na qual são permitidos dois graus de liberdade, rotação em relação ao eixo do pino central e

rotação em relação ao eixo dos pinos laterais da estrutura de encaixe. O movimento para direita do pino de interface lingual resulta em um movimento para esquerda do pino de comando. O movimento máximo realizado pelo pino de interface lingual é de aproximadamente 10° para cada sentido de movimento.

As dimensões de cada parte da peça de comando encontram-se na Figura 23.

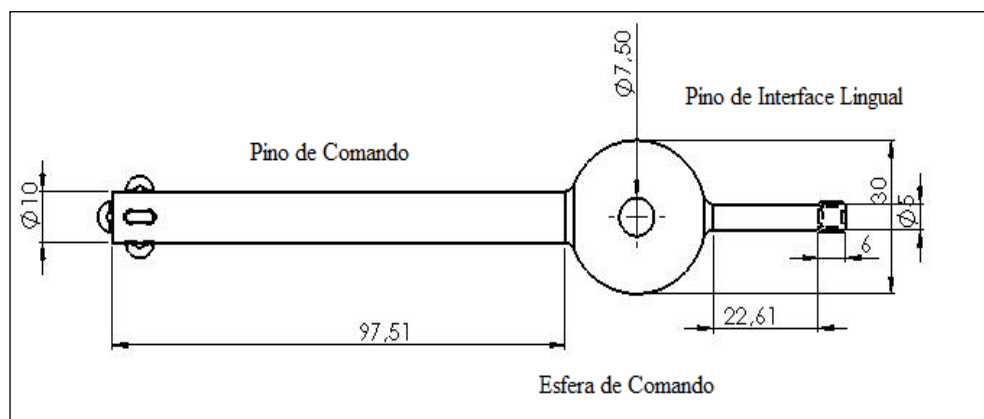


Figura 23 - Dimensões, em milímetros, da peça de comando em vista superior

A estrutura de encaixe do comando apresenta um pino central que se encaixa na esfera, dois pinos laterais que se encaixam na caixa estática e um prolongamento, cuja extremidade final aloja um potenciômetro. Cada uma destas partes pode ser visualizada na Figura 24.

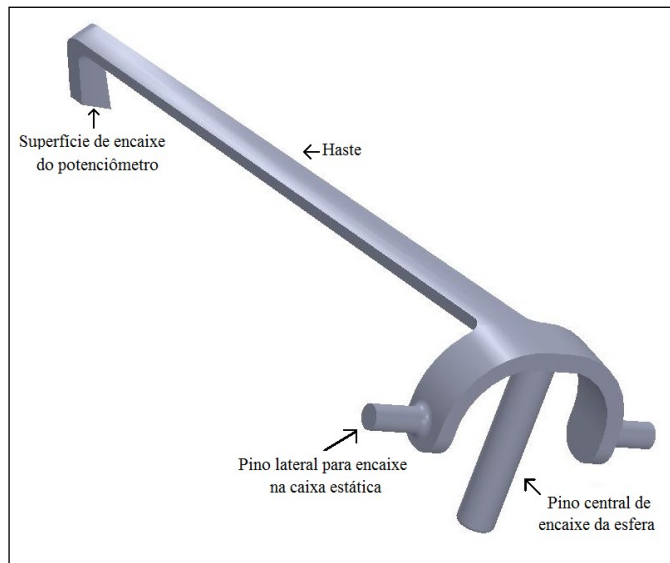


Figura 24 - Ilustração da estrutura de encaixe do comando em vista isométrica com destaque para as partes

As dimensões da estrutura de encaixe do comando encontram-se na Figura 25 e na Figura 26.

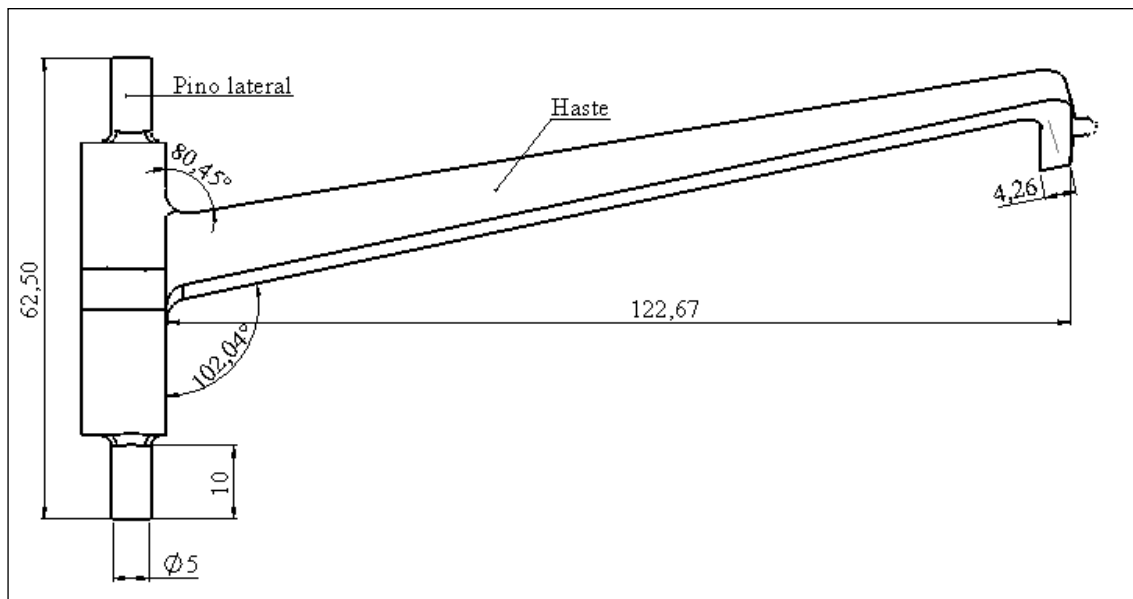


Figura 25 - Dimensões, em milímetros, da estrutura de encaixe do comando em vista superior

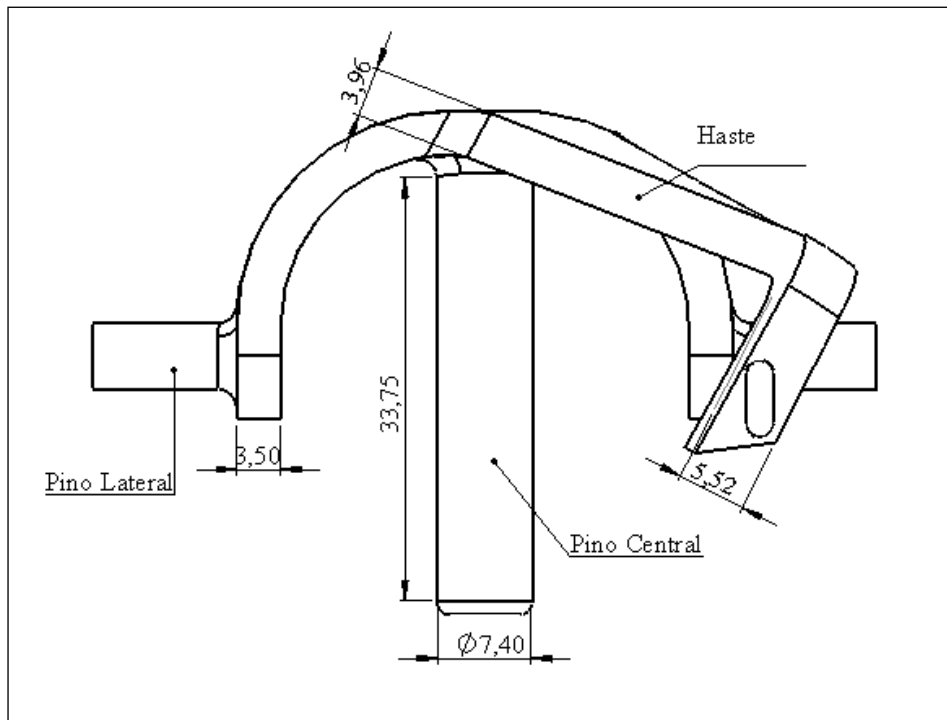


Figura 26 - Dimensões, em milímetros, da estrutura de encaixe do comando em vista posterior

A caixa estática, apresentada na Figura 27, é a estrutura que envolve externamente os componentes do instrumento. Apresenta três partes, superior, inferior e posterior, que se encaixam e são presas por quatro parafusos sextavados M3 com 20 mm de comprimento.

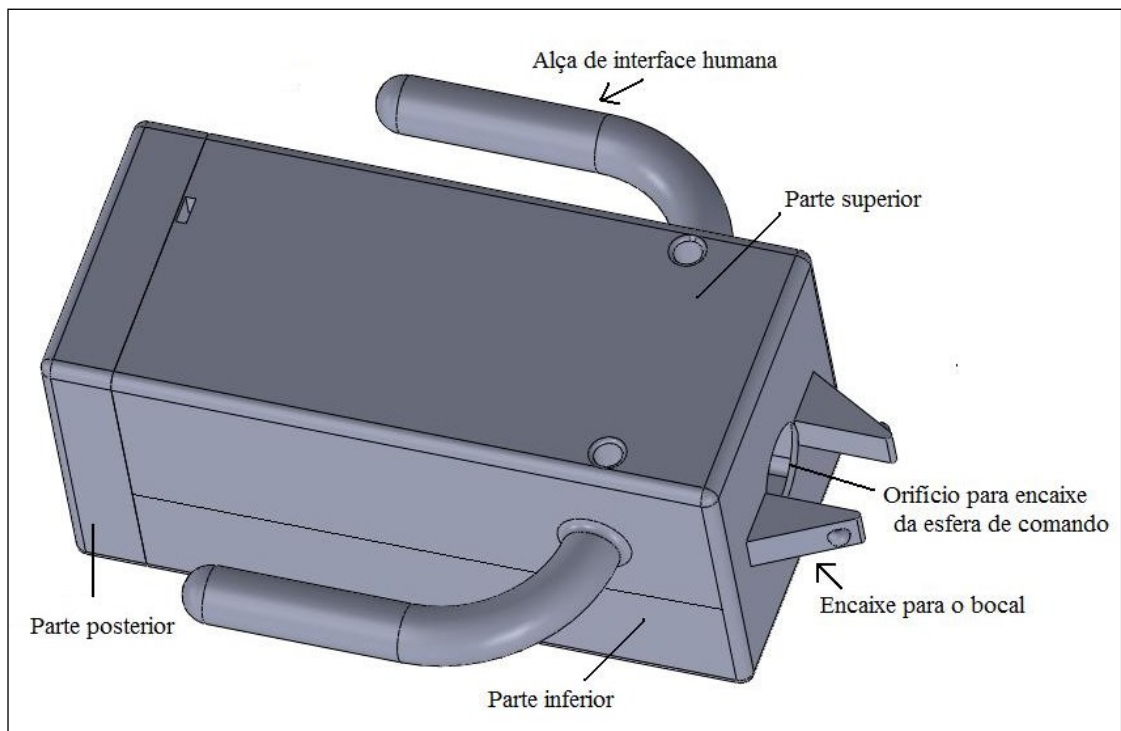


Figura 27 - Caixa estática dividida em partes superior, inferior e posterior com destaque para a alça de interface humana, o encaixe para o bocal e o orifício para encaixe da esfera de comando

A parte superior contém as alças de interface humana, para que o usuário segure o instrumento com as mãos. Na sua superfície interna, a caixa apresenta quatro alças para encaixe de molas e dois encaixes para os pinos laterais da estrutura de encaixe do comando, como apresentado na Figura 28, que contém uma ilustração da parte inferior da caixa.

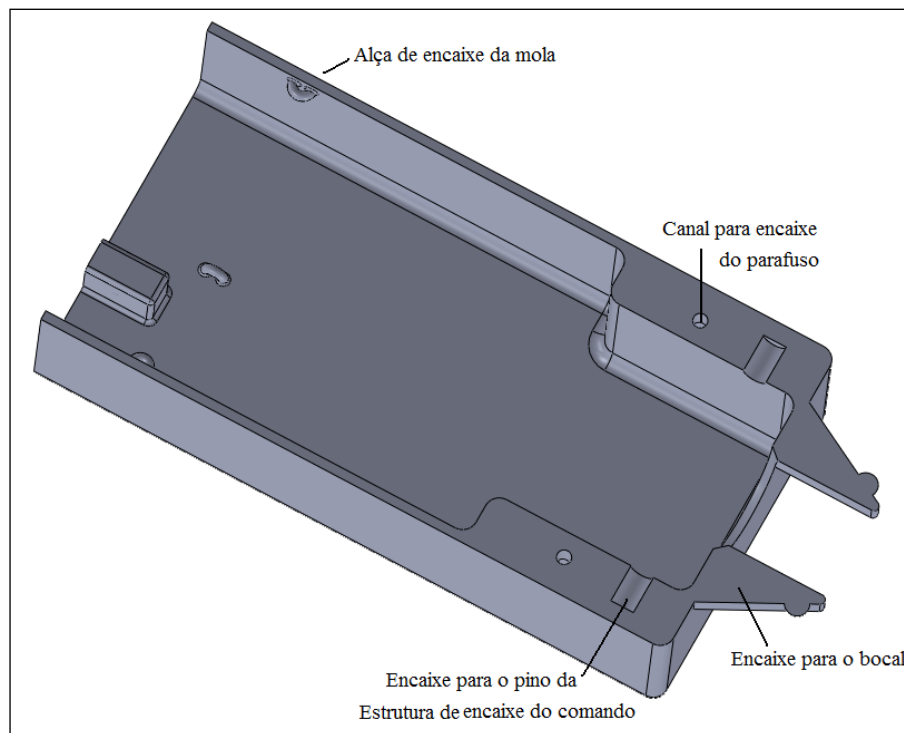


Figura 28 - Ilustração da parte inferior da caixa estática, com destaque para as alças de encaixe da mola, canal para encaixe do parafuso, encaixe para o bocal e encaixe para o pino da estrutura de encaixe do comando

Na superfície externa anterior da caixa, encontra-se o encaixe para o bocal. Trata-se de duas estruturas triangulares, apresentadas na Figura 29, que se encaixam no rasgo frontal do bocal. Essas estruturas dividem-se ao meio, estando uma metade na parte superior da caixa estática e a outra na parte inferior. Nas extremidades dessas estruturas, duas massas semiesféricas impedem que o bocal se desencaixe.

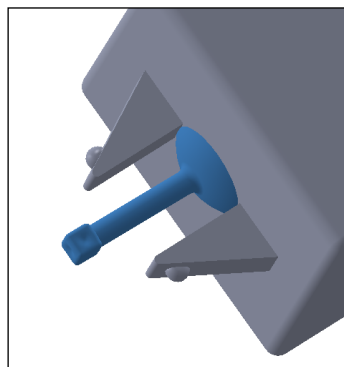


Figura 29 - Detalhe do encaixe para o bocal. Em azul destaca-se o pino de interface lingual

O bocal, antes da primeira utilização pelo usuário, era submerso em água fervente e, em seguida, inserido no seu respectivo encaixe na caixa estática. Por ser constituído de material termoplástico, e, uma vez que o encaixe para o bocal localizado na caixa estática apresentava dimensões maiores do que o próprio rasgo frontal do bocal, ao ser encaixado, o bocal sofria imediatamente a ampliação das dimensões do seu rasgo frontal para se adequar às dimensões do encaixe. O aumento das dimensões do rasgo frontal do bocal possibilita maior amplitude de movimento do pino de comando em todos os sentidos de movimento. O aumento corresponde a aproximadamente 20% da largura do rasgo frontal, que passa de 21,5 mm para cerca de 26 mm. Mas o ganho maior se dá na altura do rasgo frontal (aproximadamente 100%) que passa de 4,5 mm para cerca de 9 mm.

As dimensões, em milímetros, da caixa estática são apresentadas na Figura 30 e na Figura 31.

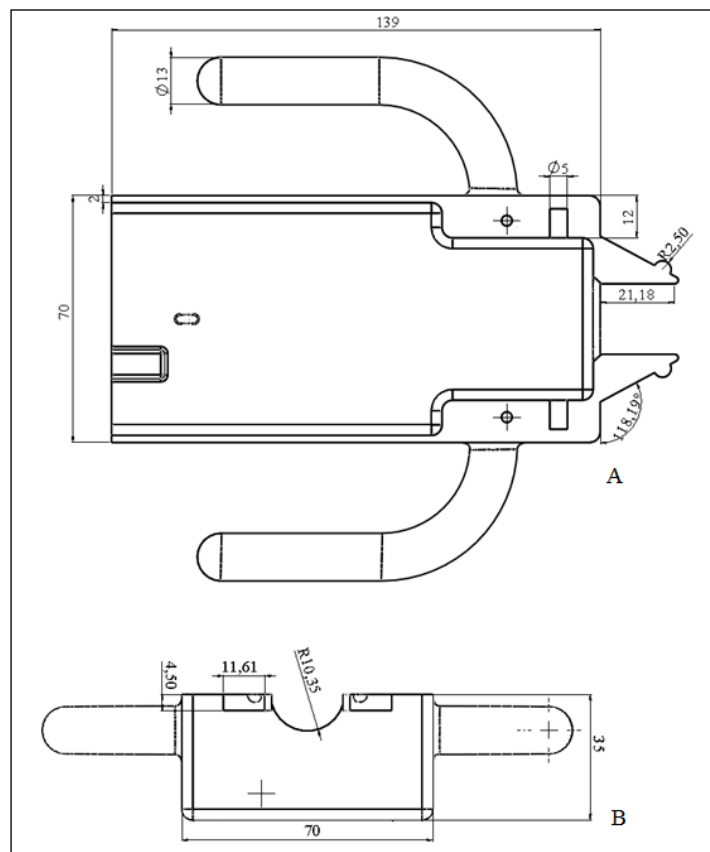


Figura 30 - Dimensões, em milímetros, da parte superior da caixa estática

A) Vista inferior; B) Vista anterior

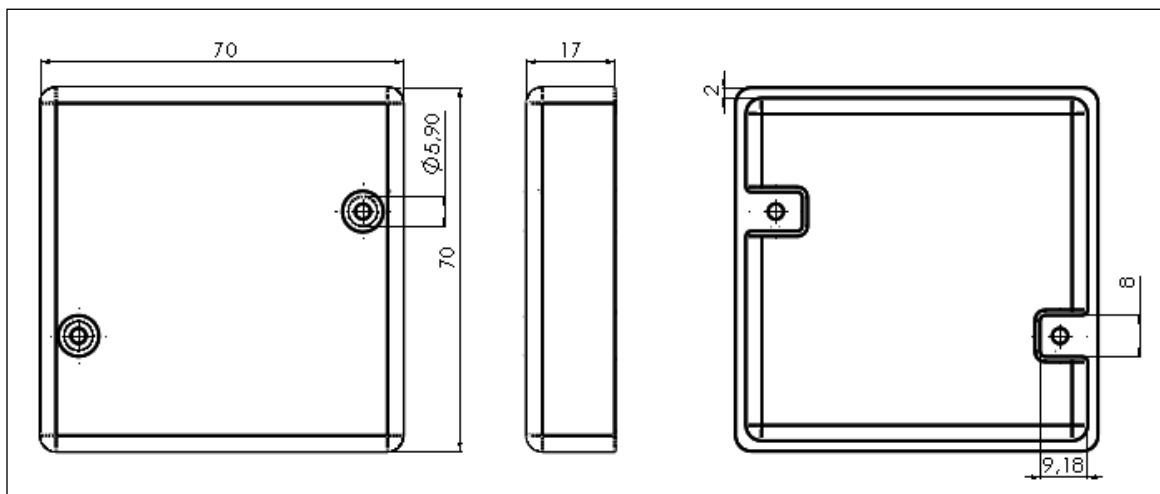


Figura 31 - Dimensões, em milímetros, da parte posterior da caixa estática

A) Vista posterior; B) Vista lateral; C) Vista anterior

Dois potenciômetros deslizantes foram utilizados neste protótipo. O primeiro, fixado na haste da estrutura de encaixe do comando, como mostrado na Figura 32, foi conectado ao pino de comando por meio de uma alça localizada na extremidade do próprio pino de comando (Figura 33) que se encaixa no pino móvel do potenciômetro. Este potenciômetro capta movimentos horizontais do pino de comando.

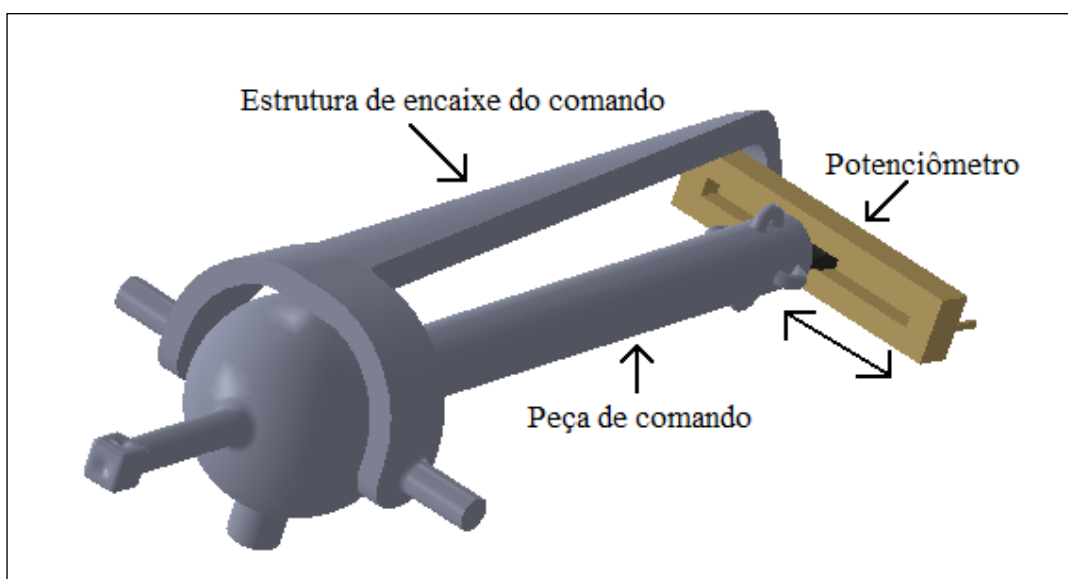


Figura 32 - Ilustração do potenciômetro preso à haste da estrutura de encaixe do comando, sua movimentação é realizada pelo pino de comando

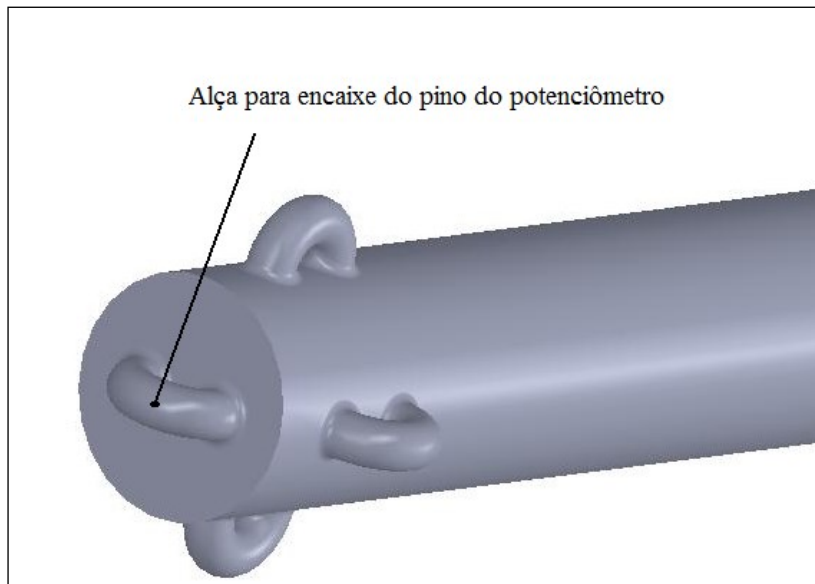


Figura 33 - Detalhe da extremidade do pino de comando mostrando a alça para encaixe do pino do potenciômetro

Outro potenciômetro encontra-se fixo na parede interna da parte posterior da caixa estática, sendo movido pela estrutura de encaixe do comando. Uma alça localizada nesta estrutura (Figura 34) encaixa-se no pino móvel do potenciômetro.

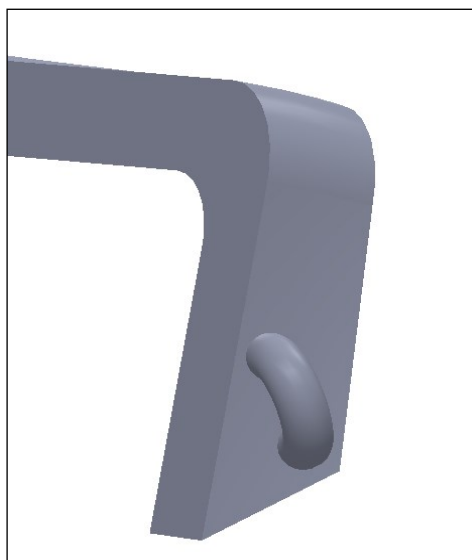


Figura 34 - Detalhe da extremidade da haste da estrutura de encaixe do comando mostrando a alça para encaixe do pino do potenciômetro

Quatro molas de tração foram utilizadas. As molas encaixam-se em alças localizadas nas paredes internas da caixa estática e no pino de comando, conforme ilustrado na Figura 35A e B, respectivamente.

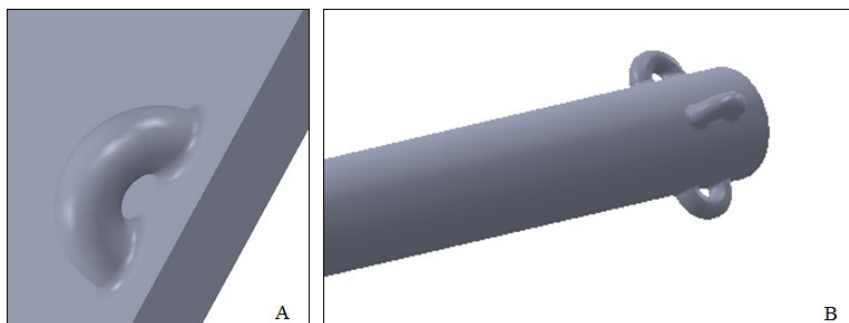


Figura 35 - Alça para encaixe da mola

A) Na superfície interna da caixa; B) No pino de comando

As molas são responsáveis por oferecer uma resistência ao movimento do pino de comando. Quando em repouso, as quatro molas do instrumento encontram-se tracionadas. Ao mover o pino de interface lingual para um sentido, a mola localizada no lado ipsilateral é estendida, enquanto a mola contralateral é comprimida. A Figura 36 ilustra a disposição das molas no interior do instrumento.

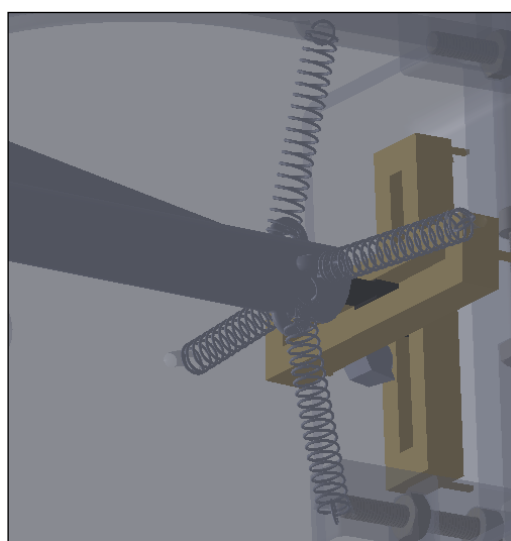


Figura 36 - Detalhe da extremidade da haste da estrutura de encaixe do comando presa às molas

O instrumento foi confeccionado em nylon pelo processo de sinterização seletiva a laser, no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas SP. As peças acima descritas são apresentadas na Figura 37.



Figura 37 - Primeira versão do protótipo confeccionada pelo método de sinterização seletiva a laser

O maior problema identificado na primeira versão do protótipo foi atribuído ao atrito próprio do potenciômetro, durante o deslizamento do seu pino, que era alto com relação à força a ser medida, o que inviabilizava a utilização do instrumento.

3.1.2 Segunda versão do instrumento

Para solucionar o problema identificado no primeiro protótipo, os potenciômetros deslizantes foram substituídos por potenciômetros magnéticos, Magnetopot da Spectra Symbol®, como o apresentado na Figura 38.



Figura 38 - Potenciômetro magnético

Fonte: Magnetopot Spectra Symbol datasheet.

Trata-se de um potenciômetro linear, com conteúdo ferromagnético em seu interior, movido por um ímã exterior, sem necessidade de contato entre o ímã exterior e o potenciômetro. O potenciômetro magnético apresentava 50 mm de comprimento de área ativa, 65 mm de comprimento total adicionado a 12,70 mm de comprimento de cauda. Essas medidas eram superiores às do antigo potenciômetro deslizante (apenas 37 mm de comprimento de área ativa e 45 mm de comprimento total) o que resultou na necessidade de se ampliar as dimensões do protótipo.

Os componentes básicos do instrumento foram mantidos. A segunda versão, assim como a primeira, apresentava uma peça de comando, estrutura de encaixe do comando, caixa estática, bocal, molas e potenciômetros (Figura 39). No entanto, cada uma dessas partes foi remodelada para se adaptar ao novo sensor.

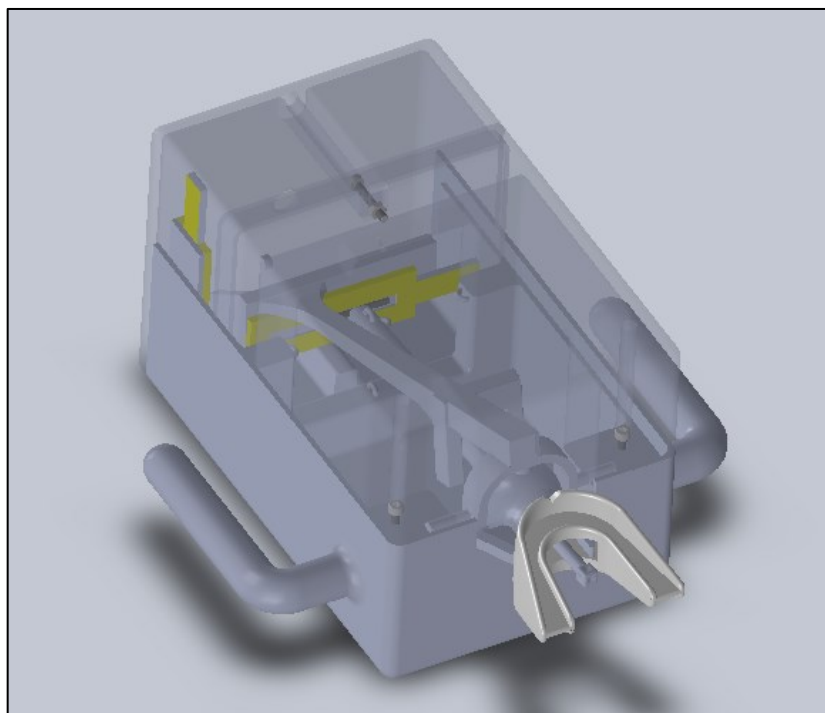


Figura 39 - Segunda versão do instrumento, visualização dos componentes internos

A caixa estática teve suas dimensões modificadas como mostrado na Figura 40.

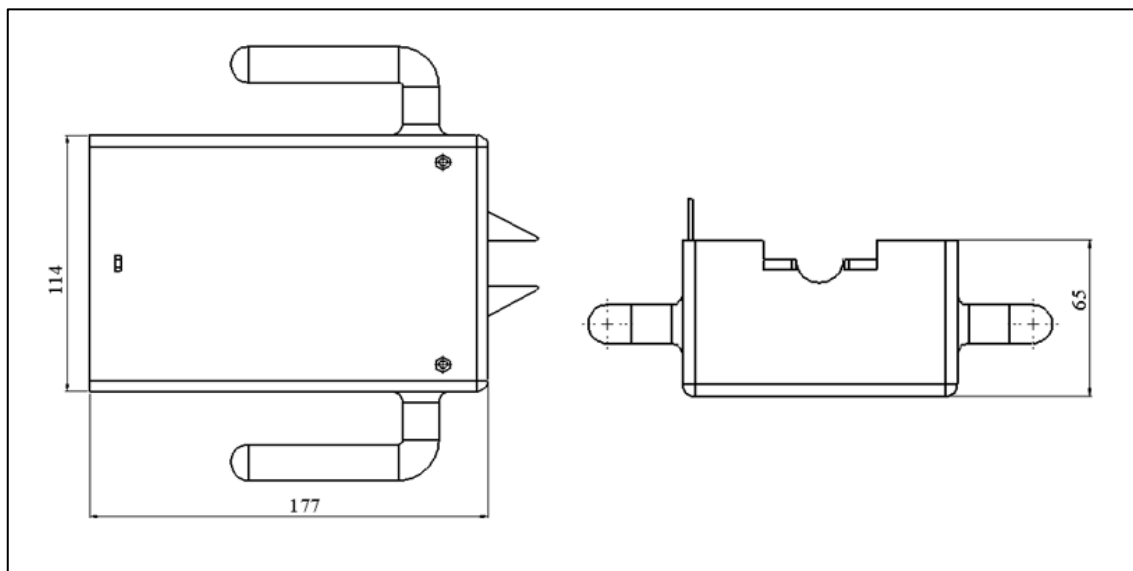


Figura 40 - Dimensões em milímetros da parte inferior do segundo protótipo

As travas semiesféricas para encaixe do bocal foram retiradas, pois percebeu-se que estavam dificultando o encaixe do bocal na caixa estática (Figura 41).

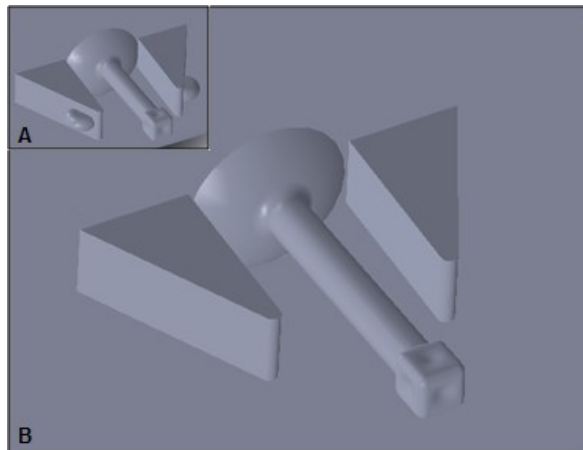


Figura 41 - Travas semiesféricas

A) Presentes na primeira versão do instrumento; B) Removidas na segunda versão do instrumento.

O encaixe entre as partes posterior e superior foi alterado, de modo que, na segunda versão, a junção dessas duas partes acontece próximo ao encaixe das molas, a fim de facilitar a troca destas (Figura 42).

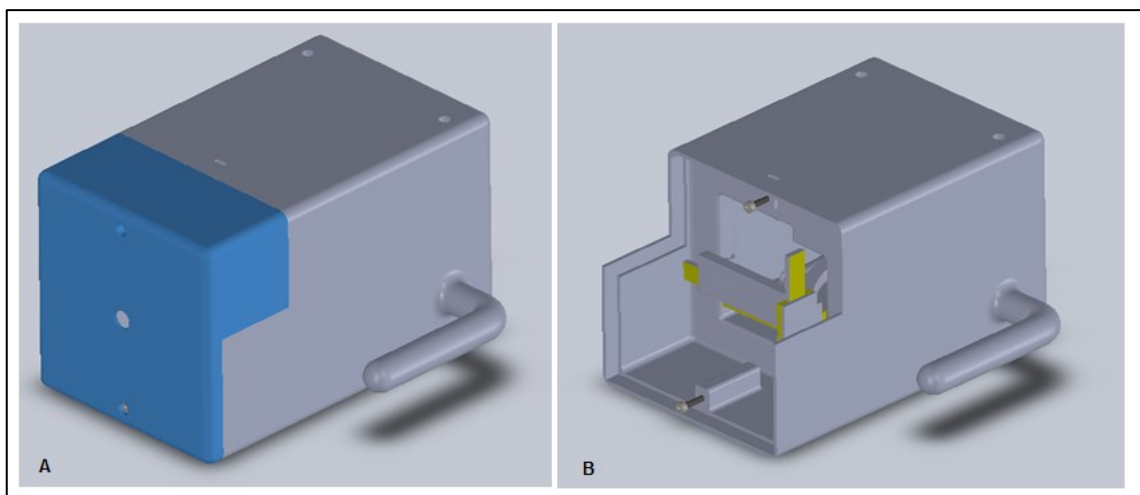


Figura 42 - Parte posterior da caixa estática

A) Parte posterior da caixa estática em azul; B) O novo *design* da parte posterior facilita a manipulação das molas antes do encaixe desta.

A peça de comando foi modificada apenas na sua extremidade distal, onde se retirou a alça para encaixe do potenciômetro (Figura 43).

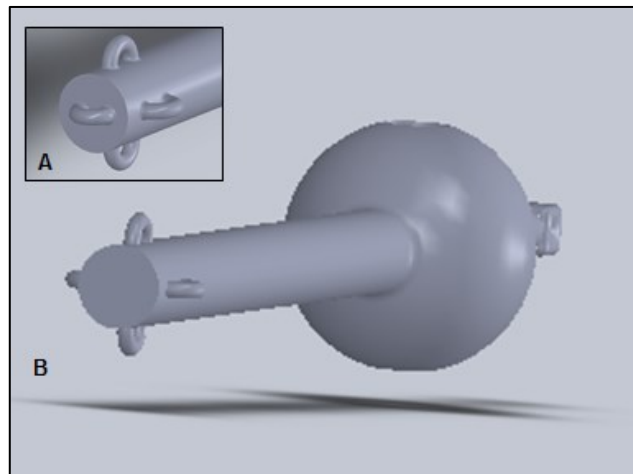


Figura 43 - Alça para encaixe do potenciômetro

A) Presente na primeira versão do instrumento; B) Removida na segunda versão do instrumento

A estrutura de encaixe de comando sofreu um aumento nas dimensões da base de acomodação do potenciômetro e, na sua haste, foram construídos os batentes para limitar os movimentos horizontais da peça de comando, para que não ultrapassassem os limites da área sensível do potenciômetro magnético (Figura 44).

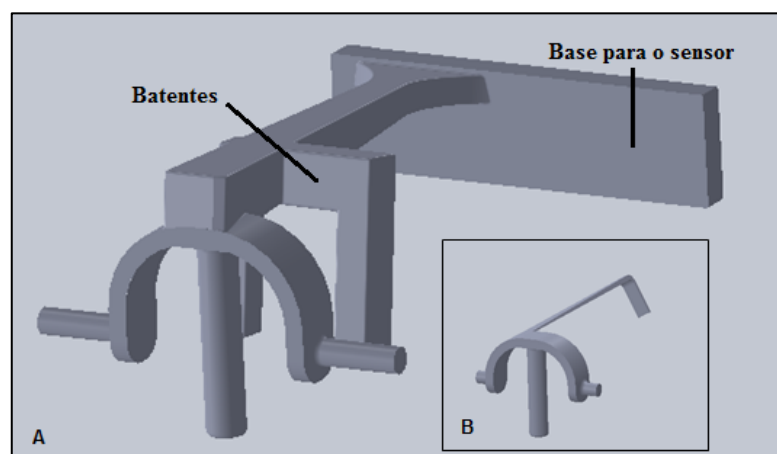


Figura 44 - Estrutura de encaixe do comando

A) Na segunda versão do instrumento; B) Na primeira versão do instrumento.

As partes superior e posterior da caixa estática também receberam batentes para restringir a amplitude dos movimentos verticais da peça de comando, como mostrado na Figura 45.

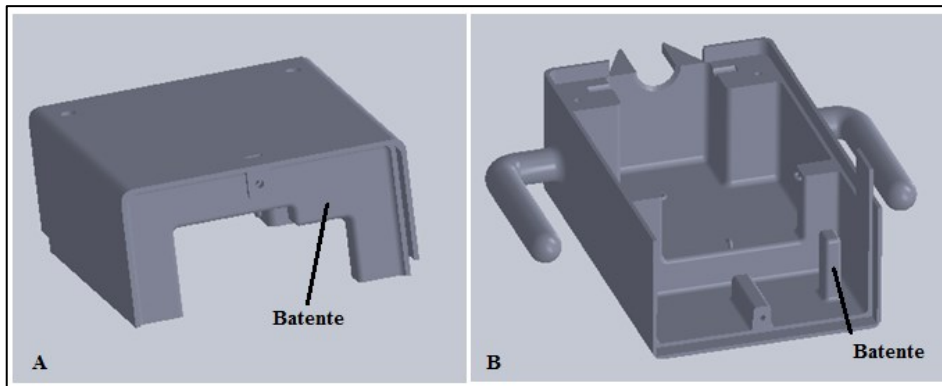


Figura 45 - Peças superior e inferior da caixa estática
 A) Peça superior; B) Peça inferior com destaque para os batentes

A segunda versão do protótipo foi confeccionada em policarbonato pelo processo de deposição de material fundido. As partes confeccionadas são mostradas na Figura 46.

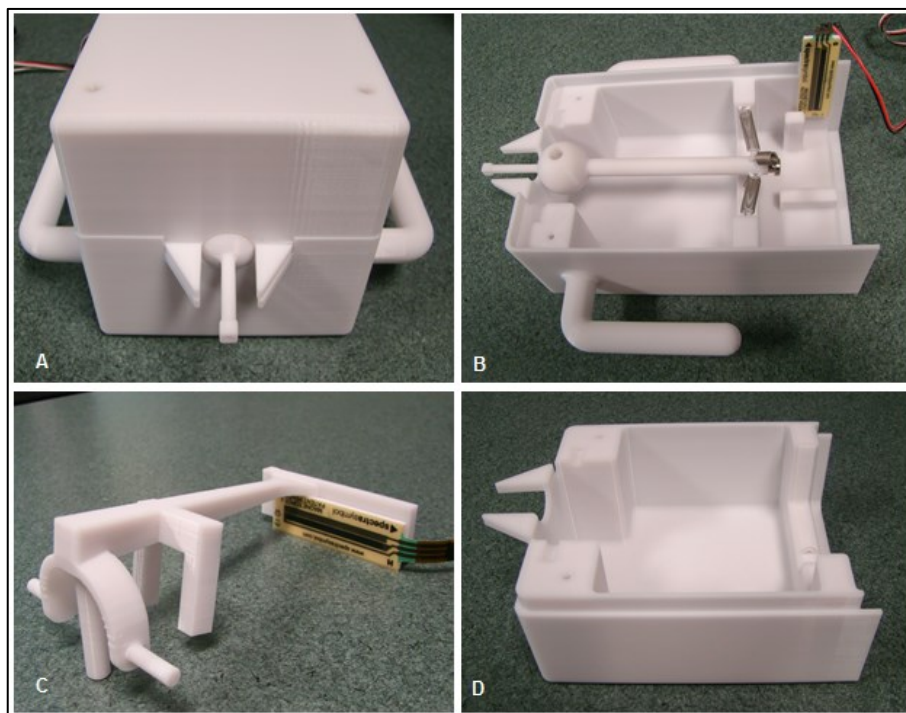


Figura 46 - Segunda versão do protótipo confeccionada em policarbonato por deposição de material fundido
 A) Vista externa; B) Parte inferior e peça de comando; C) Estrutura de encaixe do comando;
 D) Parte superior

Os problemas identificados na segunda versão do instrumento referiram-se ao tamanho e peso deste (aproximadamente 750 gramas), o que o tornou inadequado à população infantil. Percebeu-se também que o atrito não havia sido inteiramente eliminado, embora não houvesse contato entre o ímã e o sensor, forças com magnitudes entre 0,4 e 0,5 N eram necessárias para ativação do potenciômetro. Notou-se presença de atrito também nos encaixes da estrutura de encaixe do comando com a caixa-estática e com a peça de comando, mesmo após essas peças terem sido lixadas e lubrificadas. O atrito criou uma zona morta na região central dos sensores. Após a inserção das molas, ao se mover o pino do comando em todo o seu curso para direita e soltá-lo, ele não retornava ao centro, mas permanecia em uma posição mais à direita do centro. Da mesma forma, ao se mover o pino de comando em todo o seu curso para esquerda e soltá-lo, ele não retornava ao centro, mas sim a uma posição mais à esquerda do centro. Toda essa região central, na qual o sensor poderia se encontrar quando não estivesse sobre efeito de nenhuma força foi chamada de zona morta. Quanto menor o coeficiente de rigidez das molas, maior era a zona morta no sensor. Para molas com $k = 192 \text{ N/m}$, a zona morta consistia de 27% da área sensível do potenciômetro horizontal e 21% da área sensível do potenciômetro vertical.

3.1.3 Terceira versão do instrumento (versão final)

O terceiro protótipo (Figura 47) foi projetado visando eliminar os problemas dos dois anteriores. Para que as dimensões pudessem ser reduzidas e o atrito do sensor de posição pudesse ser eliminado, foi necessário mudar os sensores. Foram escolhidos sensores magnéticos de efeito hall (Figura 48), da marca Phidgets®, modelo 1108, pelo tamanho reduzido destes. O sensor de efeito hall é um transdutor que varia sua tensão de saída proporcionalmente em resposta à intensidade de um campo magnético (Ramsden, 2006). As especificações do sensor encontram-se no anexo A.

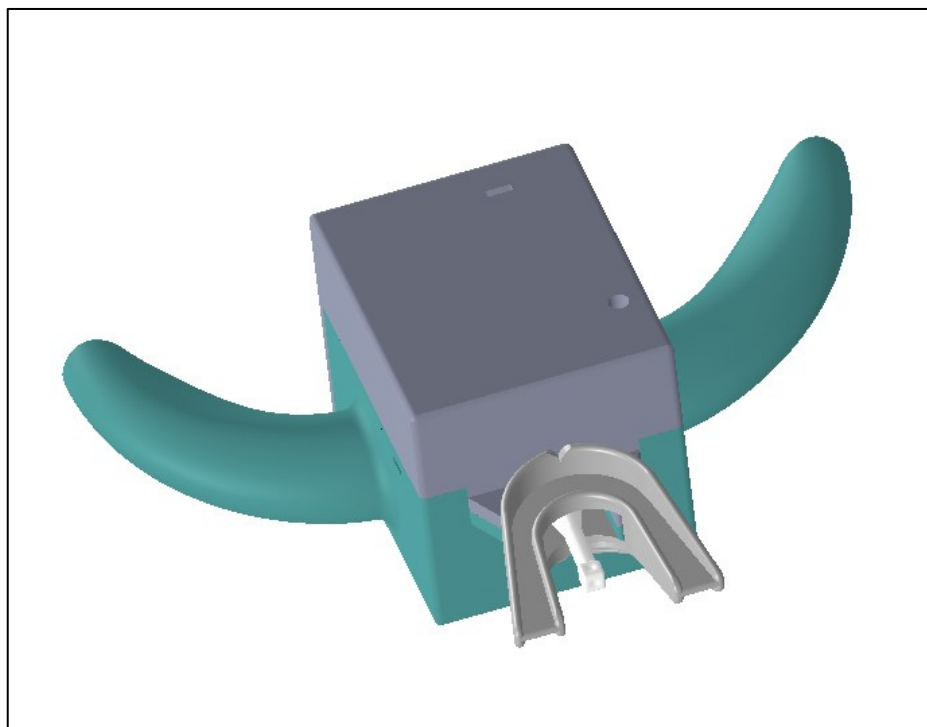


Figura 47 - Modelo 3D do terceiro protótipo em vista externa

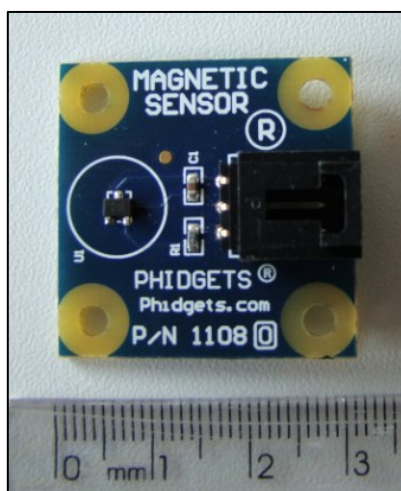


Figura 48 - Placa contendo o sensor magnético de efeito hall

Dois sensores de efeito hall foram posicionados no instrumento, um para captação de movimentos verticais e outro para captação de movimentos horizontais da peça de comando, conforme apresentado na Figura 49. Para cada sensor, há um ímã correspondente. O sensor 1, para captação de movimentos verticais da peça de comando, foi posicionado na parede interna lateral esquerda da parte superior da caixa estática e o ímã correspondente, ímã 1, foi

posicionado na estrutura de encaixe do comando. O sensor 2, para captação de movimentos horizontais da peça de comando, foi posicionado na estrutura de encaixe de comando e o ímã correspondente, ímã 2, foi posicionado na peça de comando.

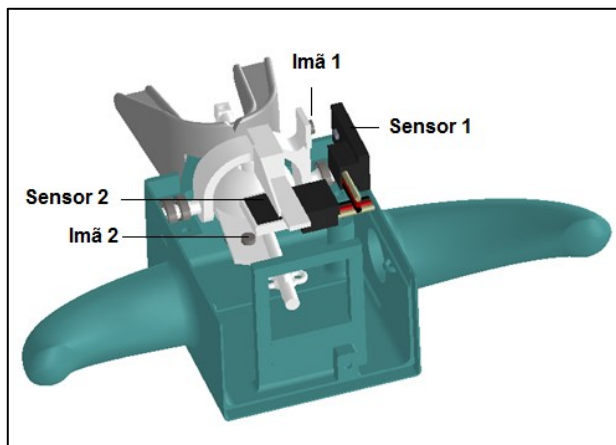


Figura 49 - Modelo 3D da terceira versão do *joystick* com destaque para os sensores de efeito hall

A peça de comando foi projetada novamente conforme apresentado na Figura 50. Uma superfície para encaixe do ímã foi adicionada ao modelo e o pino de interface lingual foi modificado de maneira a apresentar um formato cônico em sua porção mais próxima à esfera de comando com o objetivo de reforçá-lo evitando a quebra. As dimensões da peça de comando sofreram reduções (Figura 51).

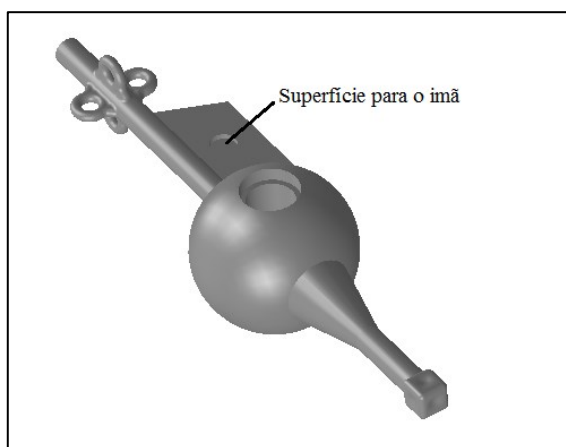


Figura 50 - Peça de comando do terceiro protótipo com destaque para a superfície de encaixe do ímã

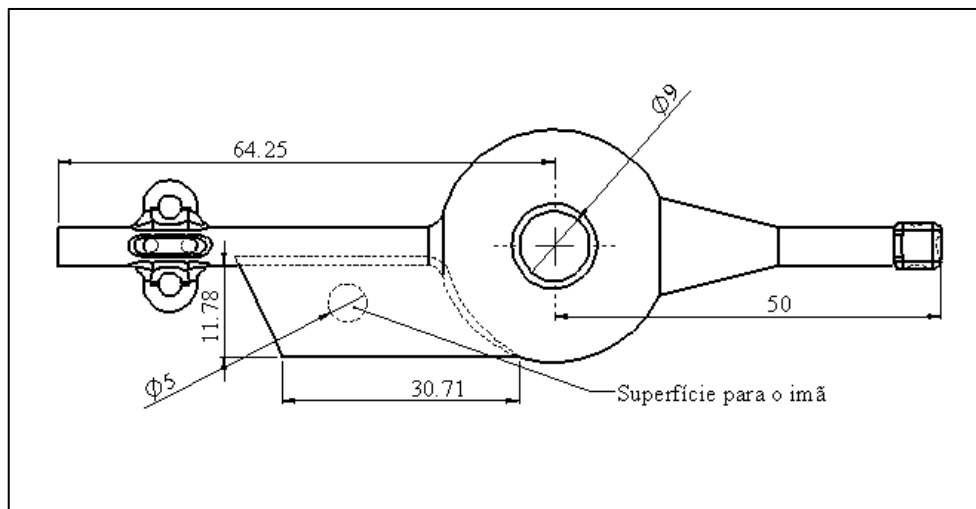


Figura 51 - Peça de comando do terceiro protótipo com as dimensões em milímetros

À estrutura de encaixe de comando foi acrescentada uma estrutura para encaixe do ímã para o sensor que capta os movimentos verticais da peça de comando e uma estrutura para encaixe do sensor que capta os movimentos horizontais da peça de comando (Figura 52). A haste que se encaixa na esfera de comando apresenta um orifício para acoplamento de uma peça, por meio de um parafuso para evitar a movimentação da peça de comando em relação à estrutura de encaixe de comando (Figura 53).

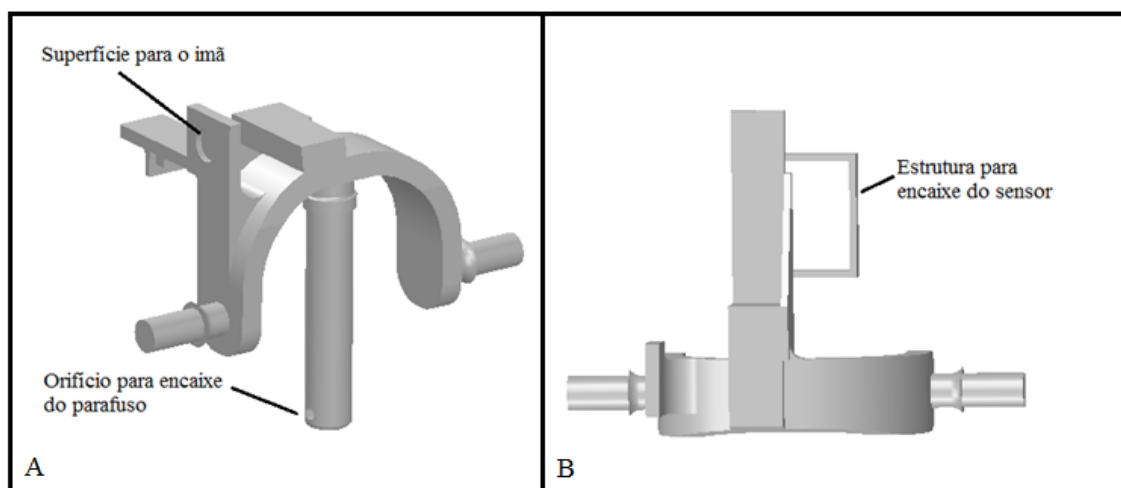


Figura 52 - Estrutura de encaixe do comando do terceiro protótipo

- A) Vista isométrica com destaque para a superfície de encaixe do ímã e o orifício para encaixe do parafuso; B) vista superior com destaque para a estrutura de encaixe do sensor.

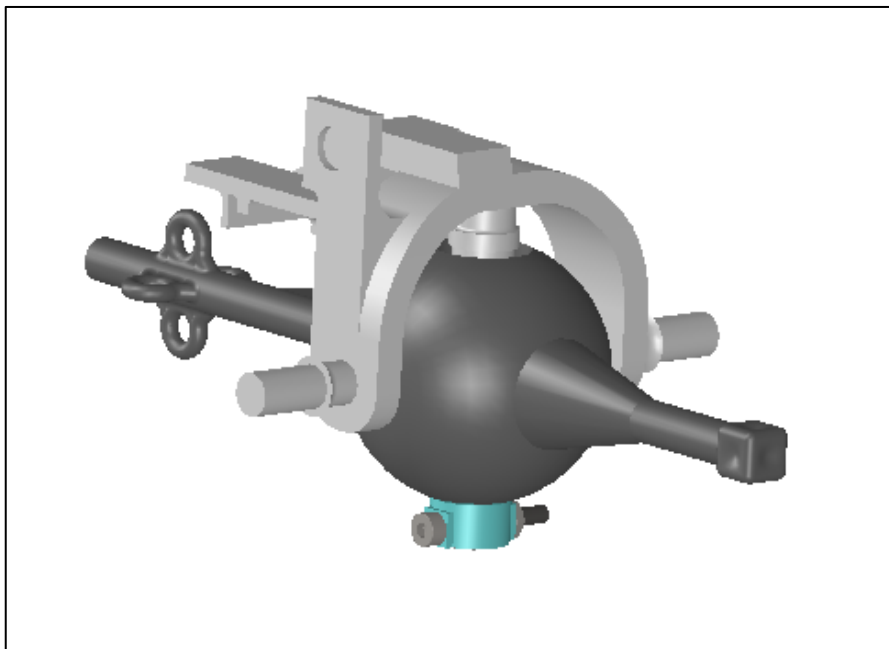


Figura 53 - Conjunto formado pela peça de comando, em preto, e estrutura de encaixe do comando, em cinza

Destacado em azul, observa-se a peça de contenção da peça de comando

As novas dimensões da estrutura de encaixe de comando encontram-se na Figura 54.

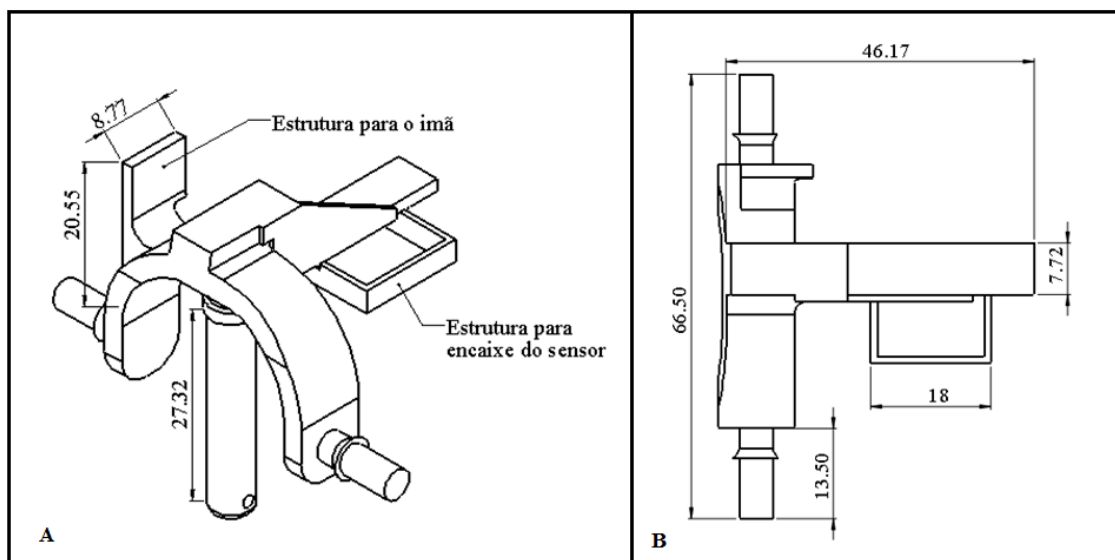


Figura 54 - Estrutura de encaixe do comando do terceiro protótipo com as novas dimensões em milímetros e destaque para as estruturas de encaixe do ímã e do sensor

A parte inferior da caixa estática (Figura 55) teve as suas dimensões reduzidas, conforme apresentado na Figura 56, e um batente foi adicionado a esta parte. O batente tem a finalidade de conter movimentos muito amplos da peça do comando, os quais poderiam danificar as molas. As alças de interface foram remodeladas para um formato mais anatômico. Duas estruturas, posicionadas nas paredes laterais, bilateralmente, destinam-se ao encaixe de dois rolamentos cada.

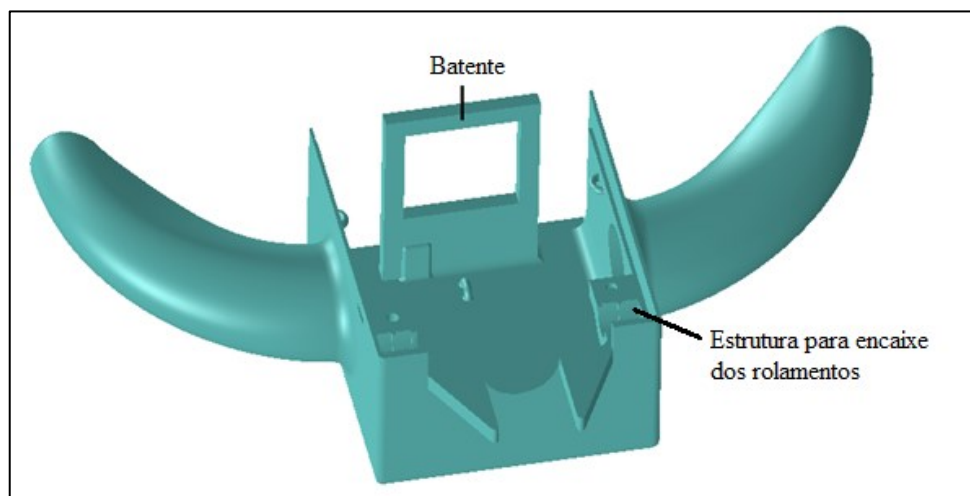


Figura 55 - Parte inferior da caixa estática com destaque para o batente e para as estruturas de encaixe dos rolamentos

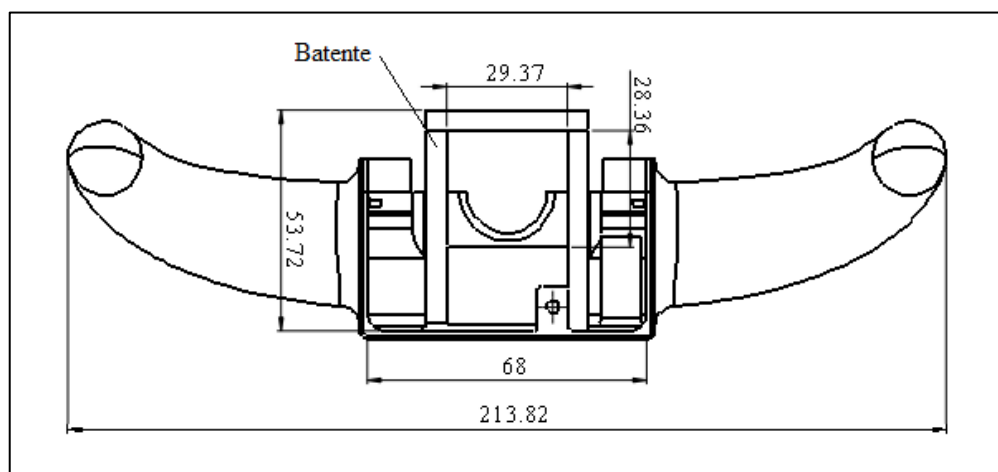


Figura 56 - Vista posterior da parte inferior da caixa estática com as novas dimensões em milímetros e destaque para o batente

As partes superior e posterior sofreram modificações em suas dimensões de forma a acompanhar as dimensões da parte inferior. Uma estrutura para encaixe do sensor foi acrescentada na superfície interna esquerda da parte superior conforme Figura 57, bem como duas estrutura para encaixe de dois rolamentos em cada, foram acrescentadas bilateralmente nas paredes laterais da peça superior.

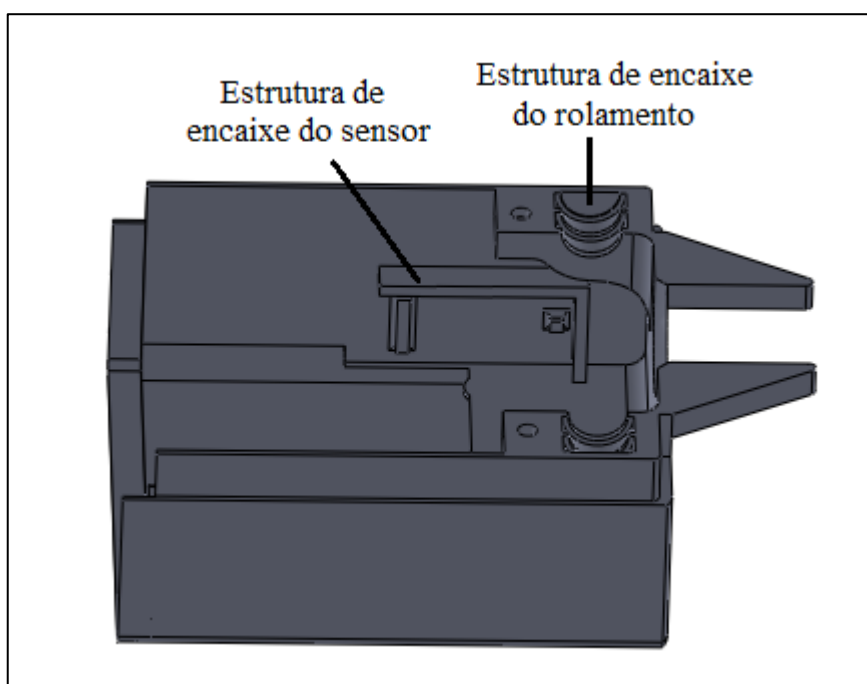


Figura 57 - Parte superior com destaque para as estruturas de encaixe do sensor e do rolamento

Para redução do atrito entre a peça de comando e a estrutura de encaixe de comando, durante movimentos horizontais do pino de comando, foram utilizados dois rolamentos de metal, do tipo fechado, com dimensões de 7 mm de diâmetro interno x 11 mm de diâmetro externo x 3,5 mm de espessura. Para redução de atrito entre a estrutura de encaixe de comando e a caixa estática, durante movimentos verticais da peça de comando, foram utilizados dois rolamentos do mesmo tipo, com dimensões de 5 mm de diâmetro interno, 11 mm de diâmetro externo e 3 mm de espessura. A Figura 58 apresenta a peça de comando com destaque para os quatro rolamentos.

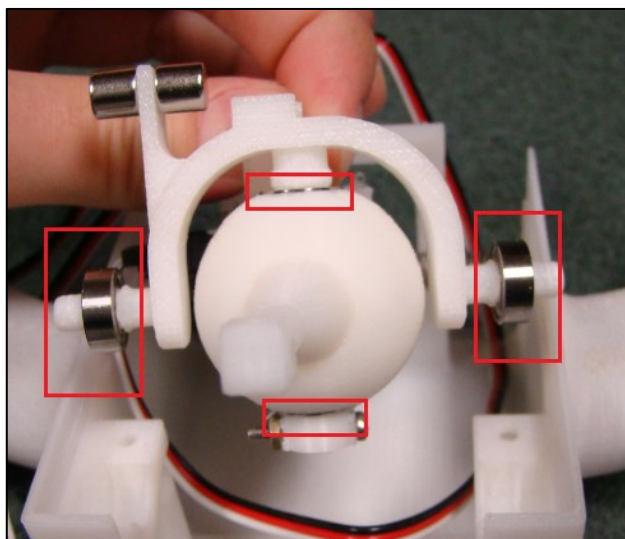


Figura 58 - Peça de comando com destaque para os rolamentos

A terceira versão do protótipo foi produzida em plástico ABS (acrilonitrina butadieno estireno) por meio do processo de deposição de material fundido, sendo apresentada na Figura 59 e na Figura 60. O peso do protótipo é de aproximadamente 150 gramas.

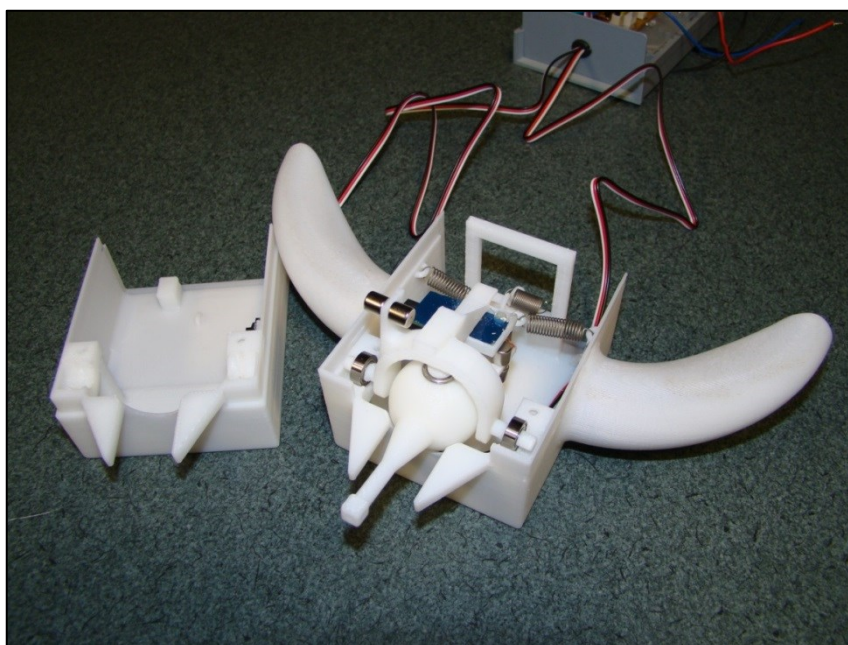


Figura 59 - Vista interna da terceira versão do protótipo produzida em ABS por deposição de material fundido, com todos os componentes encaixados

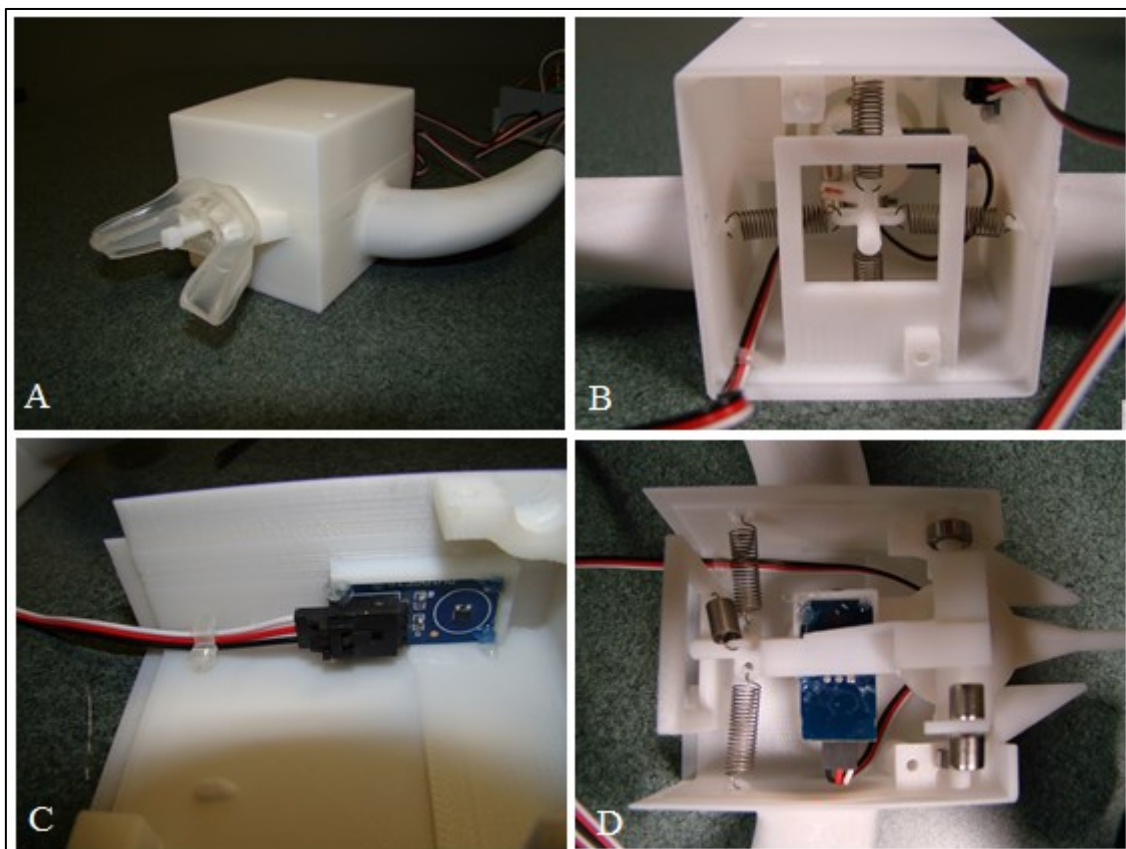


Figura 60 - Terceira versão do protótipo

A) Vista externa; B) Vista posterior mostrando as molas; C) Vista interna da peça superior mostrando o sensor encaixado na estrutura apropriada; D) Vista interna da parte inferior com todos os componentes encaixados

O depósito do pedido de patente do instrumento foi realizado em maio de 2013 no Instituto Nacional de Propriedade Industrial - INPI.

3.2 Cálculo das molas

Pouco se sabe sobre a força realizada pela língua em tarefas de lateralização. A maioria dos estudos na literatura sobre a força da língua investiga-a no sentido cranial. Existe também um número razoável de pesquisas que mediram a força durante a protrusão. Quando nos

restringimos à população infantil, nenhum estudo que medisse a força da língua em sentido lateral foi encontrado.

O estudo de Furlan et al. (2011) comparou a força de protrusão de língua em contração isométrica máxima entre adultos e crianças entre 8 e 12 anos saudáveis. O grupo de adultos apresentou força média de 15,9 N e máxima de 22,8 N, enquanto que o grupo de crianças apresentou força média de 7,3 N e máxima de 10,4 N, portanto menor que 50% do valor gerado pelos adultos.

Se transferirmos essa relação para estudos que avaliaram a força de lateralização da língua de adultos, como por exemplo, o de Robinovitch et al. (1991), que encontraram valores de força média de 13 N e máxima de 14,1 N, podemos inferir que as crianças sem alterações produziram menos que 7 N de força. Este mesmo estudo verificou força média de 0,91 N e máxima de 1,75 N realizada por indivíduo disfágico com alteração na força da língua durante a lateralização lingual, o que indicaria que se pode encontrar crianças com comprometimento tal que não consiga realizar 0,5 N. Diante disso, as forças de lateralização exigidas no treino não poderiam ser baseadas em tarefas de protrusão, mas sim deveriam apresentar magnitudes bem menores. Não foram encontrados na literatura valores de força que pudessem servir de referências para o desenvolvimento das molas. Com base nos estudos acima citados, e em outros estudos que avaliaram a força da língua em indivíduos com hipotensão lingual (Furlan et al., 2013), optou-se por criar níveis de dificuldade de 0,5 N; 1 N; 2 N e 3 N.

As molas foram dimensionadas de maneira que, durante o treino de força, para mover todo o curso do pino de comando com as duas molas de mesma direção em série, para cada grau de liberdade, fosse necessária a realização de uma força de 3 N pela língua.

O cálculo para determinação dos coeficientes de rigidez (k) das molas encontra-se apresentado a seguir. A Figura 61 apresenta o diagrama de forças aplicadas na peça de comando. Temos que F_L é a força da língua, F_{M1} e F_{M2} são as forças das molas, D é a distância entre as alças para encaixe das molas e o centro da esfera e d é a distância entre o cubo de interface lingual e o centro da esfera.

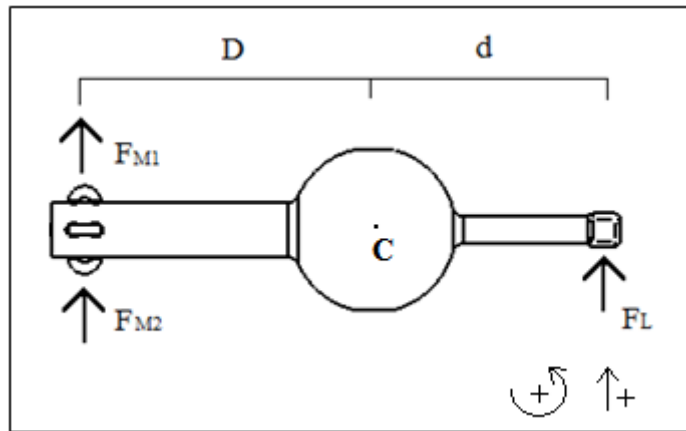


Figura 61 - Diagrama de forças aplicadas à peça de comando

Tem-se, pela equação de equilíbrio de momentos em C, que:

$$\sum M_C = 0 \quad (1)$$

$$(F_L \cdot d) - (F_{M1} \cdot D) - (F_{M2} \cdot D) = 0 \quad (2)$$

$$F_L \cdot d = (F_{M1} + F_{M2}) \cdot D \quad (3)$$

Porém, sabe-se que:

$$F_{M1} = F_0 - k\Delta x \quad (4)$$

$$F_{M2} = -F_0 - k\Delta x \quad (5)$$

onde F_0 é a força realizada pela mola na haste quando a haste está em posição central em relação à caixa estática, k é o coeficiente de rigidez da mola e Δx é a variação do comprimento da mola.

Substituindo as equações (4) e (5) na equação (3)

$$F_L d = (F_0 - k\Delta x - F_0 - k\Delta x) D \quad (6)$$

$$F_L d = -2k\Delta x D \quad (7)$$

$$k = \frac{F_L \cdot d}{-2D \cdot \Delta x} \quad (8)$$

Analisando o modelo 3D do protótipo, sabe-se que D é 49,75 mm e d é 47 mm. Δx é 17 mm, sendo obtido por meio da subtração entre o comprimento da mola quando a haste está no centro (34 mm) e o comprimento mínimo da mola quando a haste está defletida ao máximo

(17 mm). F_L foi considerada 3 N. Dessa forma, se $F_L < 3$, Δx diminui à medida que F_L aumenta e, se $F_L \geq 3$, Δx é 17 mm.

Substituindo-se estes valores na equação (8), tem-se:

$$k \cong 83,36 \text{ N/m}$$

O cálculo da mola foi realizado com programa desenvolvido no programa MatLab®, utilizando teoria presente em Juvinall (1991). O material escolhido para as molas foi o aço inox, devido à alta resistência e rigidez dentre os materiais disponíveis no mercado e ausência de corrosão. Um programa foi especialmente desenvolvido para essa finalidade. Primeiramente, é necessário fornecer ao programa os valores das seguintes variáveis de entrada:

- Comprimento máximo de funcionamento da mola ($L_{\text{máx}}$);
- Comprimento mínimo de funcionamento da mola (L_{min});
- Força máxima da mola ($F_{\text{máx}}$);
- Diâmetro máximo permissível ao arame da mola ($\text{espessura_maxima_mola}$);
- Tensão de cisalhamento para escoamento (T_{auy});
- Módulo de elasticidade ao cisalhamento (G);
- Diâmetro da estrutura na qual o gancho da mola se encaixa ($\text{espessura_alca_encaixe_estrutura}$);
- Bitola máxima da mola ($D_{\text{max_mola}}$);
- Altura máxima externa do gancho de centro a centro do arame (diam_gancho_max);
- Seleciona-se o input “up” para começar tentando o menor diâmetro do arame ou “down” para começar tentando o maior diâmetro de arame.

Para o cálculo da mola, considerou-se como tensão de cisalhamento máxima, um valor de 50% da tensão de escoamento do material, assim como, um valor máximo de 15° para ângulo de hélice da mola estendida (Juvinall, 1991). Tenta-se um valor inicial de espessura do arame e calcula-se o número de voltas da mola, em função do comprimento mínimo de entrada, e o diâmetro externo da mola, em função da rigidez necessária e dos dois parâmetros anteriores.

Repete-se o cálculo, aumentando o diâmetro da mola, até que a tensão de cisalhamento seja menor que o limite imposto, o ângulo de hélice seja menor que 15° e o diâmetro da mola menor que o valor imposto. O número de voltas do gancho é calculado considerando-se que o material não falhará à flexão. O programa retorna os valores das seguintes variáveis de saída:

- Diâmetro do gancho (diam_gancho);
- Espessura do arame (d_mola);
- Número de voltas (Nvoltas);
- Diâmetro externo da mola (D_mola);
- Número de voltas do gancho (voltas_gancho);
- Ângulo de hélice quando a mola está estendida (lambda);
- Fator de segurança para tensão de cisalhamento (FOS_taux);
- Fator de segurança para tensão de tração devido à flexão do gancho (FOS_sigma);
- Força máxima da mola calculada para a extensão de entrada (Fmax).

Para cálculo da mola, que seria utilizada no treino de força, utilizou-se como valores das variáveis de entrada:

- Lmax: 0,034 m;
- Lmin: 0,017 m;
- Fmax: 3,2 N;
- espessura_maxima_mola: 0,002 m;
- Tauy: 595000000 N/m²;
- G: 7,7e+10 N/m²;
- espessura_alca_encaixe_estrutura: 0,002 m;
- D_max_mola: 0,01 m;
- diam_gancho_max: 0,003 m;
- opt: 'up'

Os valores das variáveis de saída obtidos foram:

- diam_gancho: 0,0032 m;
- d_mola: 0,0006 m;
- Nvoltas: 16;
- D_mola: 0,007 m;
- voltas_gancho: 1;
- lambda: 4,4417;
- FOS_taux: 1,0739;
- FOS_sigma: 2,5587;
- Fmax: 3,2 N.

A mola foi fabricada de acordo com as especificações encontradas. O projeto da mola encontra-se no apêndice A.

A literatura indica que indivíduos com importante fraqueza da musculatura da língua podem produzir valores de força em contração isométrica máxima próximos a 1,75 N durante a lateralização (Robbinovitch et al., 1991). Diante disso estabeleceu-se níveis de dificuldade dentro dos jogos. Cada jogo apresenta quatro níveis de dificuldade com base na movimentação do pino de comando. No nível 1, basta a realização de 0,5 N de força, para tanto o paciente necessita mover o pino de comando em 2,7 mm. No nível 2, o paciente precisa realizar uma força de 1 N, o que significa mover o pino de comando 5,4 mm; No nível 3, o paciente deve realizar 2 N de força com a língua, o que corresponde ao movimento de 10,7 mm do pino de comando; e, por fim, no nível 4, o paciente necessita realizar 3 N de força com a língua, o que corresponde ao deslocamento de 16,1 mm, ou seja, quase todo o curso do pino de comando que é de aproximadamente 19 mm para cada lado.

Além disso, pensou-se em uma maneira de se trocar facilmente as molas. A parte de trás da caixa estática é removível justamente para se conseguir versatilidade para cada tipo de tratamento. Assim, podemos ter um conjunto de molas com diferentes constantes elásticas.

3.3 Análise da resistência das peças

As peças que compõem o protótipo foram analisadas quanto ao seu desempenho estrutural por meio do método de elementos finitos utilizando-se o programa Abaqus/CAE 6.12-1. A análise considera as peças fabricadas por processo de moldagem por injeção, pois este será o processo de fabricação do produto final. O material escolhido foi o polímero termoplástico PC/ABS (policarbonato/acrinolitrina butadieno estireno). O polímero ABS apresenta alta resistência mecânica, bom aspecto superficial e boa resistência à tração, e quando combinado com o policarbonato, torna-se mais fácil de processar e mais resistente ao impacto (Wiebeck, Harada, 2005).

Adotou-se o método de von Mises como critério de falha. Embora tal critério nem sempre seja preciso para todos os tipos de plásticos, Arriaga et al. (2007) verificou boa correlação entre simulação e experimentos envolvendo testes de flexão e perfuração com corpos de prova de material PC/ABS. De acordo com os autores, o alongamento até a falha desse material é aproximadamente 30%, valor normalmente considerado para materiais dúcteis, o que corrobora a utilização do critério de falha de von Mises. Entretanto, uma vez que alguns autores defendem o uso do critério de von Mises apenas para metais dúcteis, foi apresentado também o critério de tensões máximas principais (Christensen, 2003).

Considerou-se, para o material PC/ABS, módulo de elasticidade de 1 GPa, coeficiente de Poisson de 0,3 e tensão de escoamento de 13 MPa, sendo escolhidos valores menores do que os apresentados por Arriaga et al. (2007) para o material em questão (módulo de elasticidade de 2 GPa e tensão de escoamento de 40 MPa), para que fosse realizada uma abordagem conservadora.

3.3.1 Análise das tensões no pino de comando e na estrutura de encaixe do comando

Foi simulada a aplicação de uma força de 9 N na face lateral direita do cubo de interface lingual, num modelo constituído pela peça de comando e estrutura de encaixe do comando. O

valor da força foi definido multiplicando-se 3 N, que é o valor da máxima força necessária para se pontuar no nível 4 dos jogos, por um fator de segurança de 3, considerado suficiente para critérios de fadiga. As condições de contorno utilizadas na simulação podem ser observadas na Figura 62. Nos pontos RP1 e RP2, foi deixado livre apenas o grau de liberdade de rotação em y. Utilizou-se o conector *hinge* (articulação) permitindo apenas rotação entre os pontos RP3 e RP4 (Figura 63) e entre RP5 e RP6 (Figura 64). Os conectores do tipo *hinge* nesta simulação permitem apenas rotação relativa de um ponto de referência com outro. O eixo de rotação é a reta que liga os dois pontos. A distância entre estes pontos mantém-se constante.

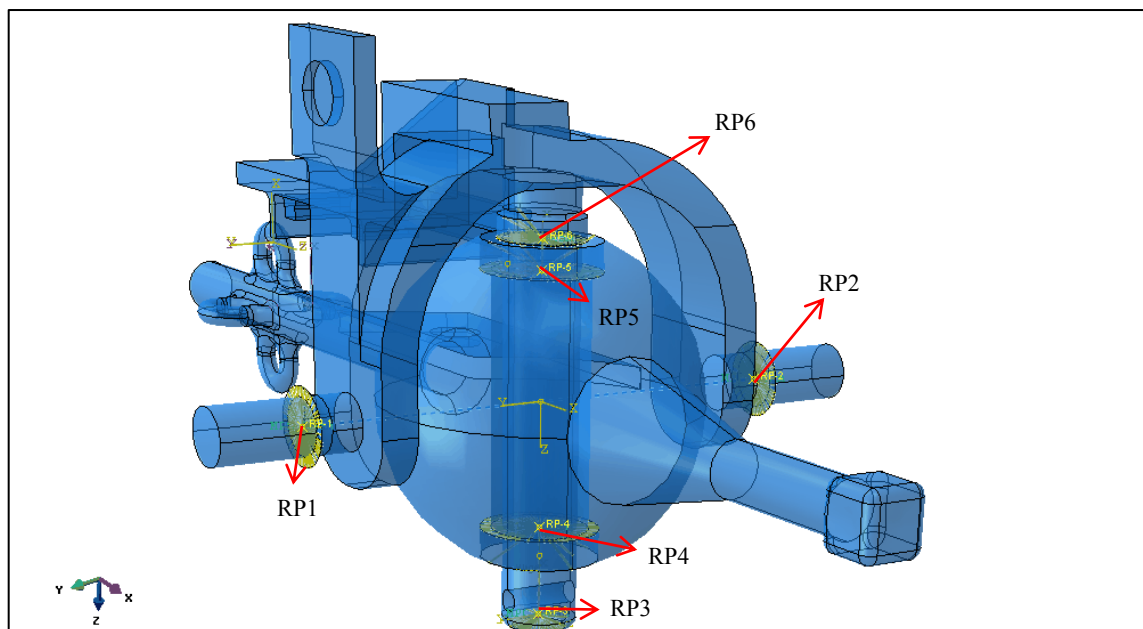


Figura 62 - Modelo peça de comando/estrutura de encaixe do comando com os pontos de referência e suas conexões

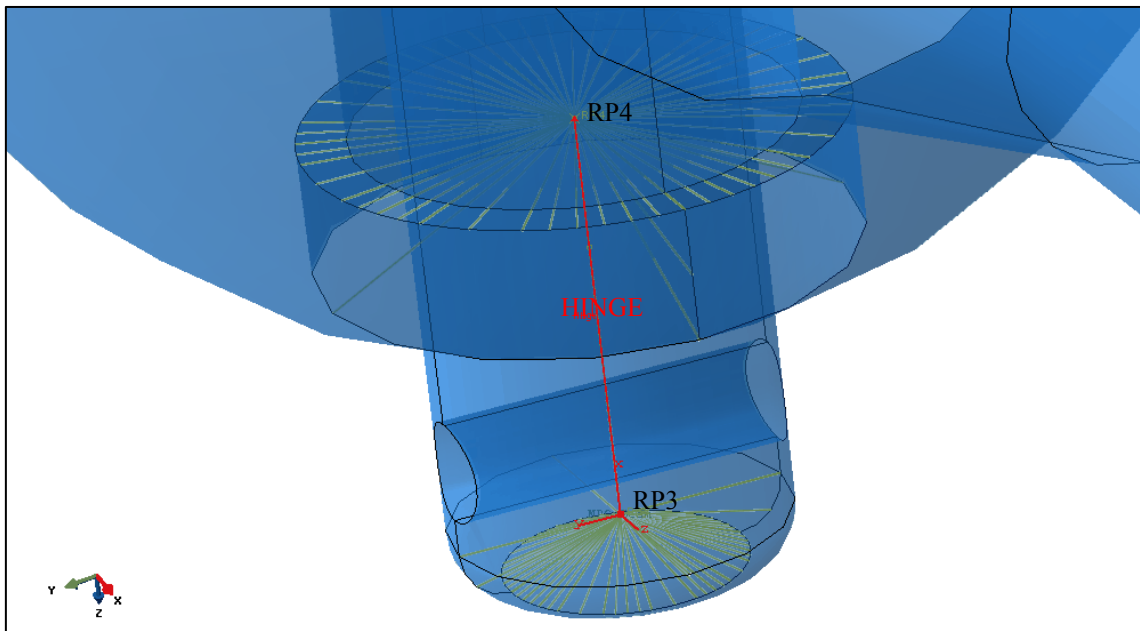


Figura 63 - Detalhe do hinge entre os pontos RP3 e RP4

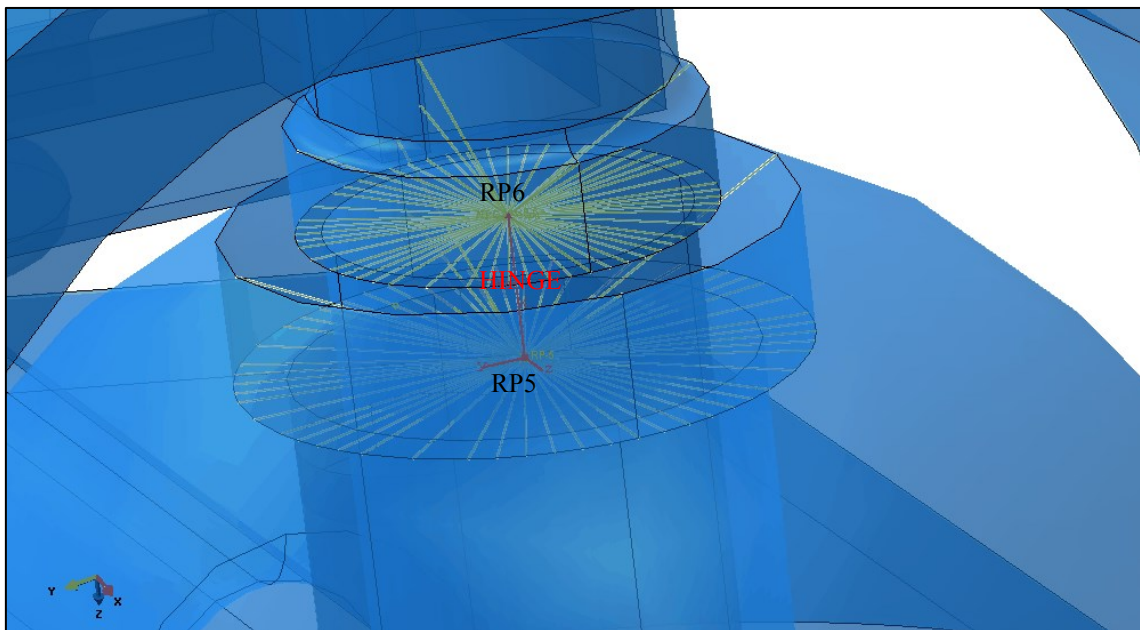


Figura 64 - Detalhe do hinge entre os pontos RP5 e RP6

Foram utilizados *constraints* do tipo *MPC Beam*, relacionando os pontos de controle com seus pontos escravos conforme apresentado no Quadro 1. Esse tipo de conexão relaciona o deslocamento e a rotação de cada ponto escravo ao deslocamento e rotação do ponto controle. Tais conexões podem ser visualizadas na Figura 63 e na Figura 64.

Quadro 1 - Ponto de controle e pontos escravos da relação MPC Beam

Ponto de Controle	Pontos Escravos
RP1	Pontos do pino lateral esquerdo da estrutura de encaixe de comando
RP2	Pontos do pino lateral direito da estrutura de encaixe de comando
RP3	Pontos do pino central da estrutura de encaixe do comando
RP4	Pontos da face do orifício central da esfera de comando
RP5	Pontos da face do orifício central da esfera de comando
RP6	Pontos do pino central da estrutura de encaixe do comando

As molas presas às alças da peça de comando foram acrescentadas ao modelo, conforme apresentado na Figura 65.

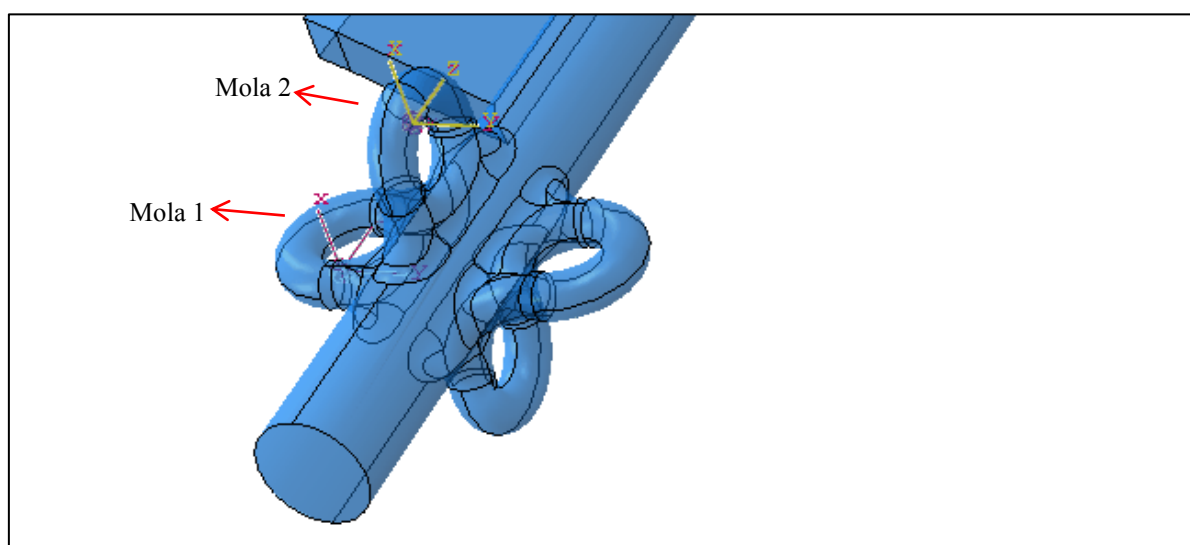


Figura 65 - Local onde foram simuladas as molas com o sistema de coordenadas de cada mola

A malha criada na peça de comando apresentou 62560 elementos tetraédricos quadráticos e 94.873 nós e foi refinada na região das alças (Figura 66). A malha gerada na estrutura de encaixe de comando apresentou 10228 elementos tetraédricos quadráticos e 17616 nós.

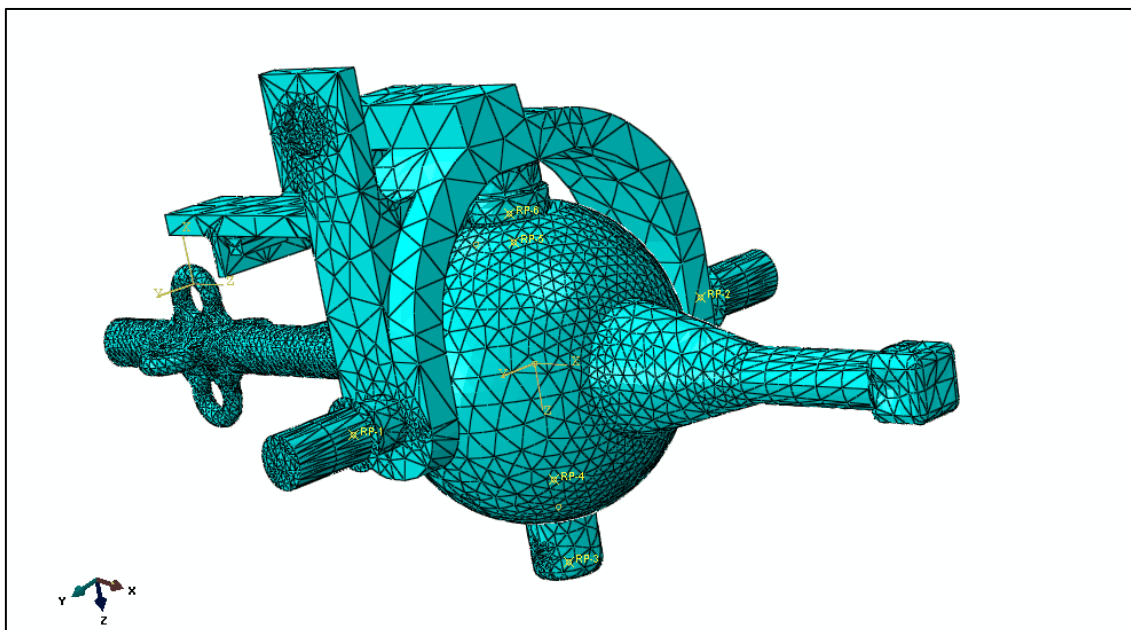
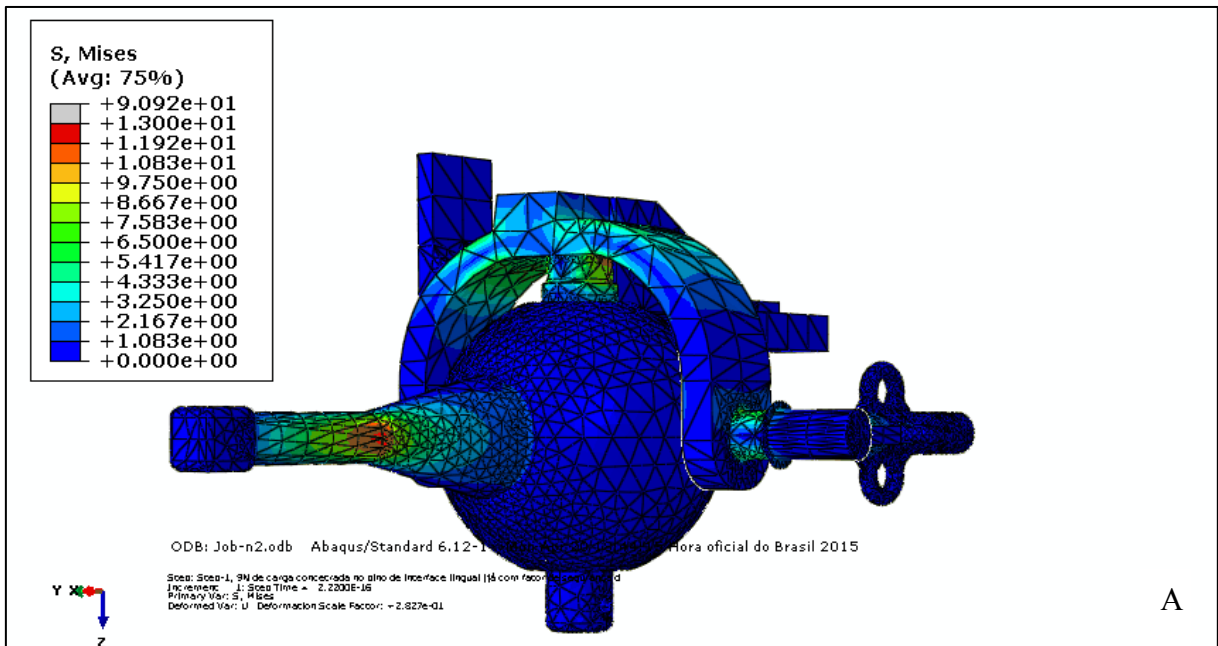
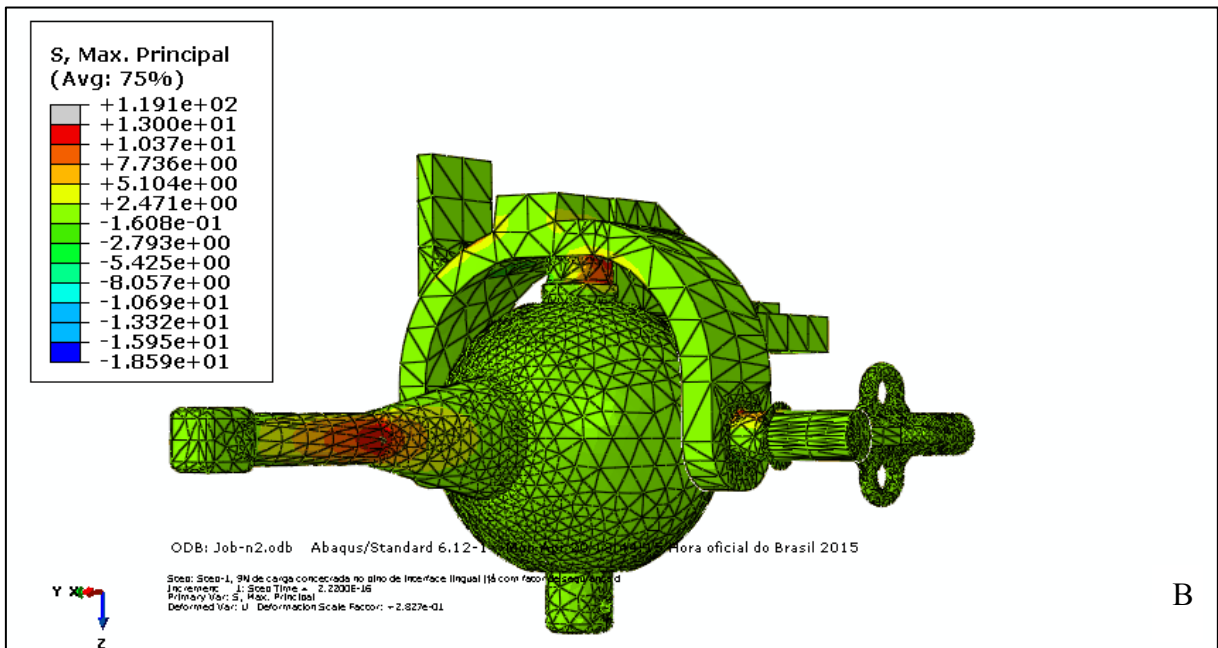


Figura 66 – Malha criada para a peça de comando e estrutura de encaixe do comando

As ilustrações presentes na Figura 67 até a Figura 70 apresentam a distribuição das tensões de von Mises e tensões máximas principais no conjunto peça de comando/estrutura de encaixe. Foi identificado um local de concentração de tensões no pino de interface lingual da peça de comando, em cuja região média há uma mudança abrupta da geometria. Essa região concentra tensões em torno de 13 MPa.



A



B

Figura 67 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual

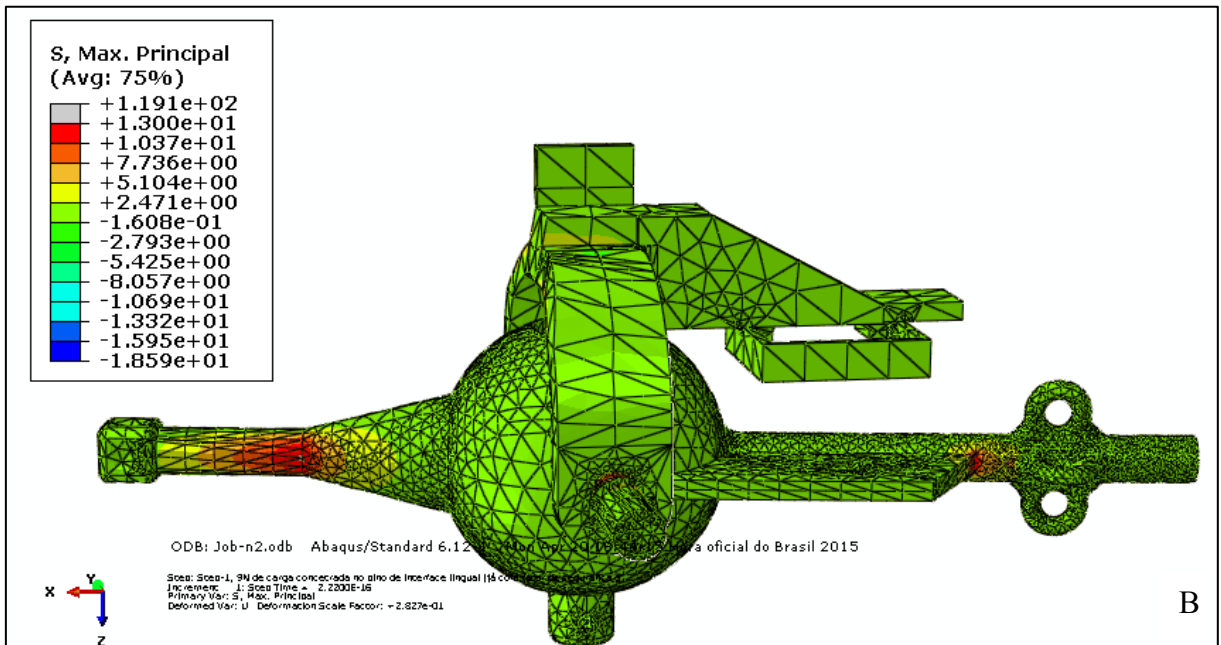
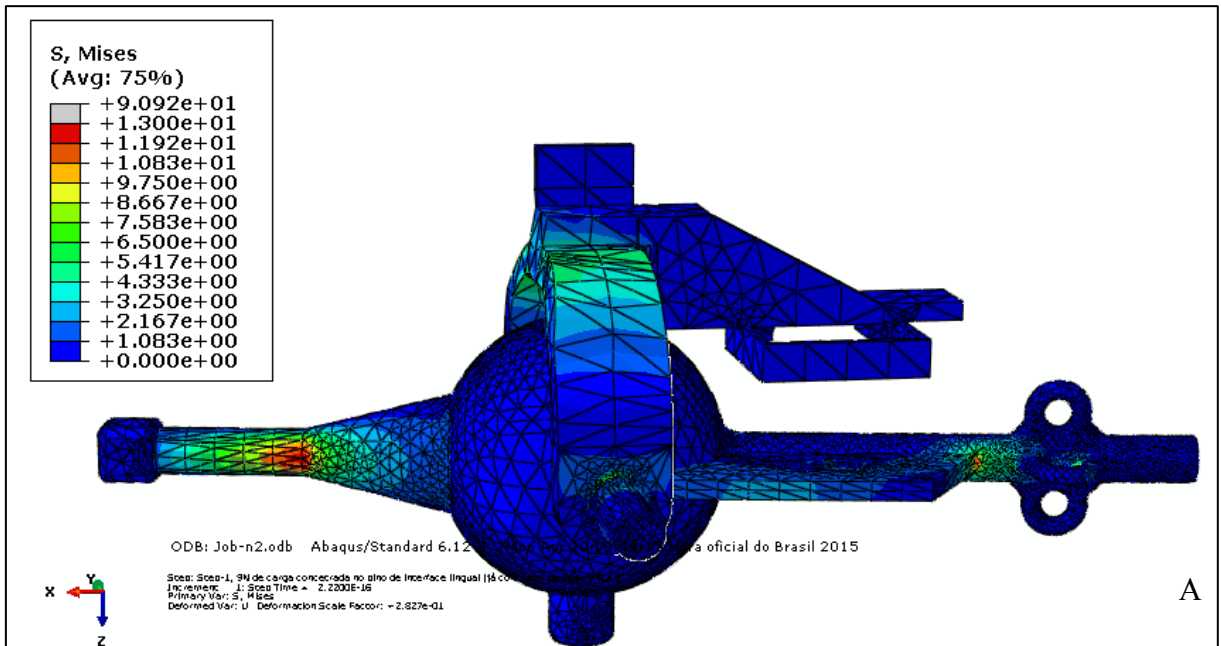


Figura 68 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – vista lateral do modelo

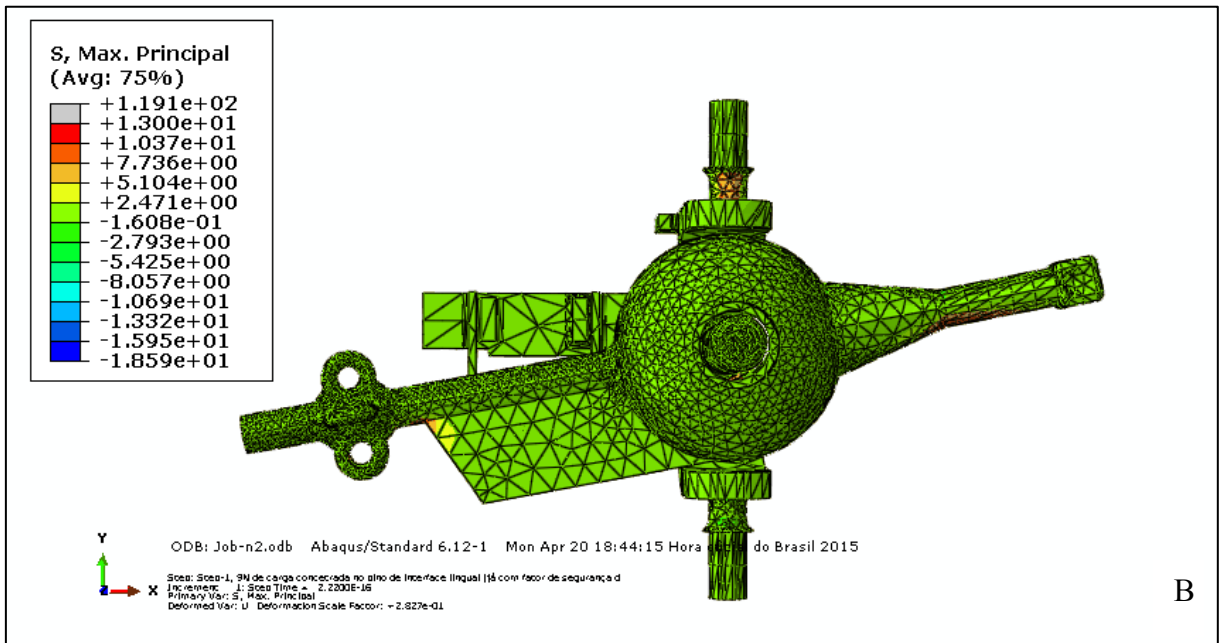
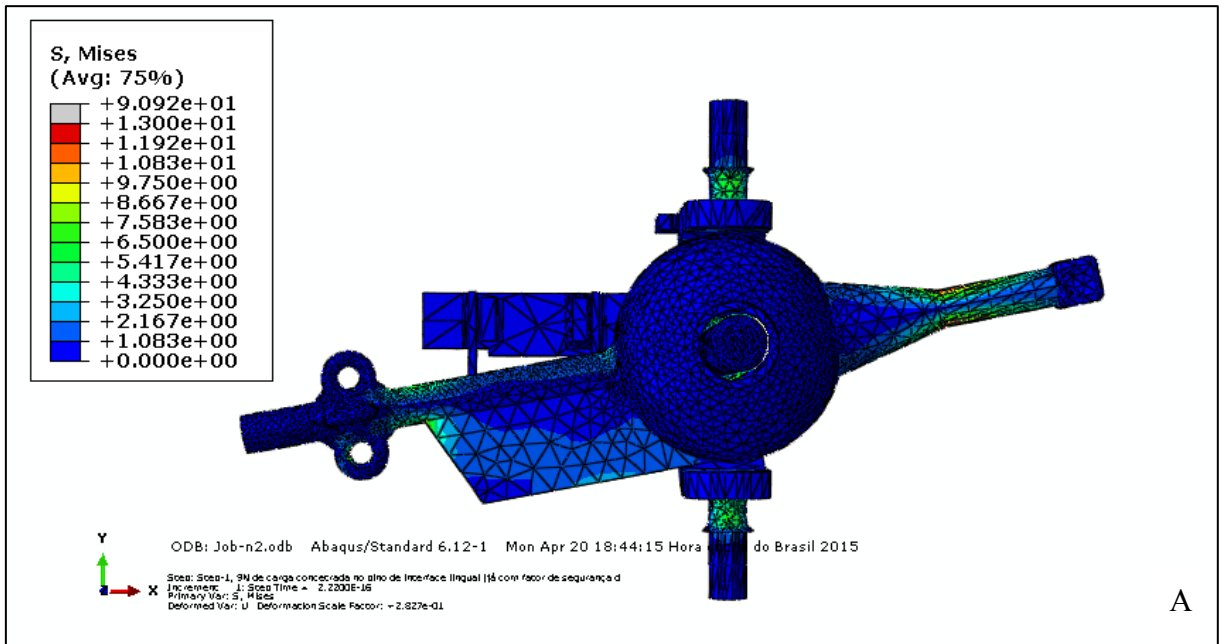


Figura 69 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – vista inferior do modelo

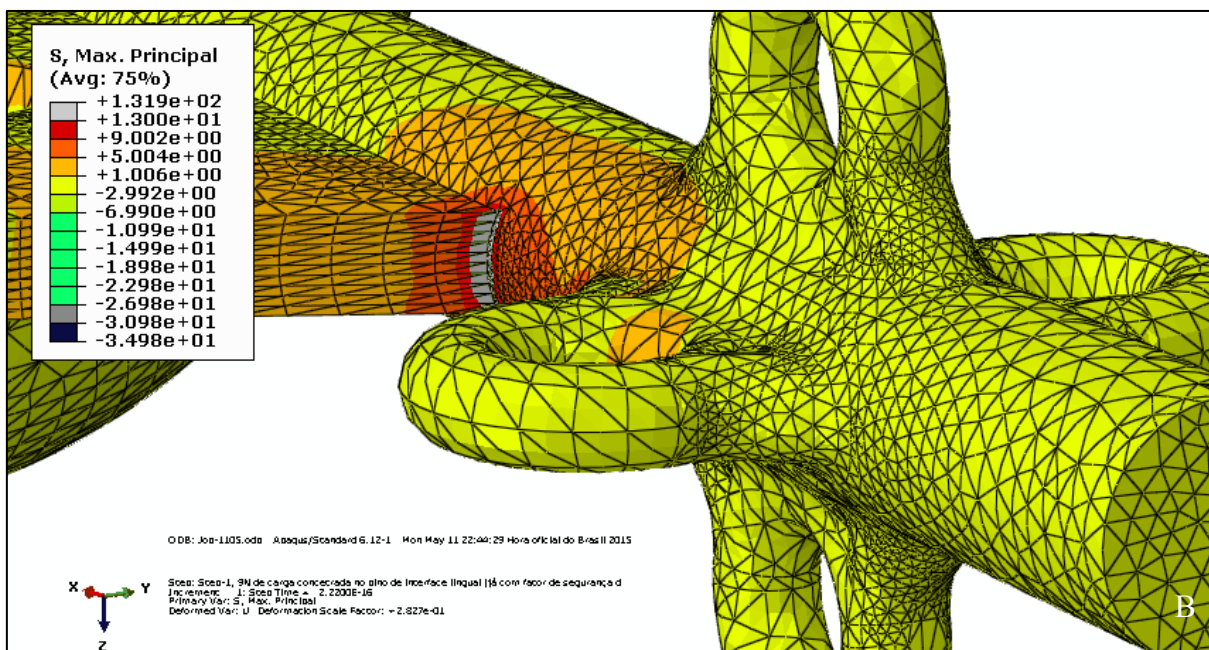
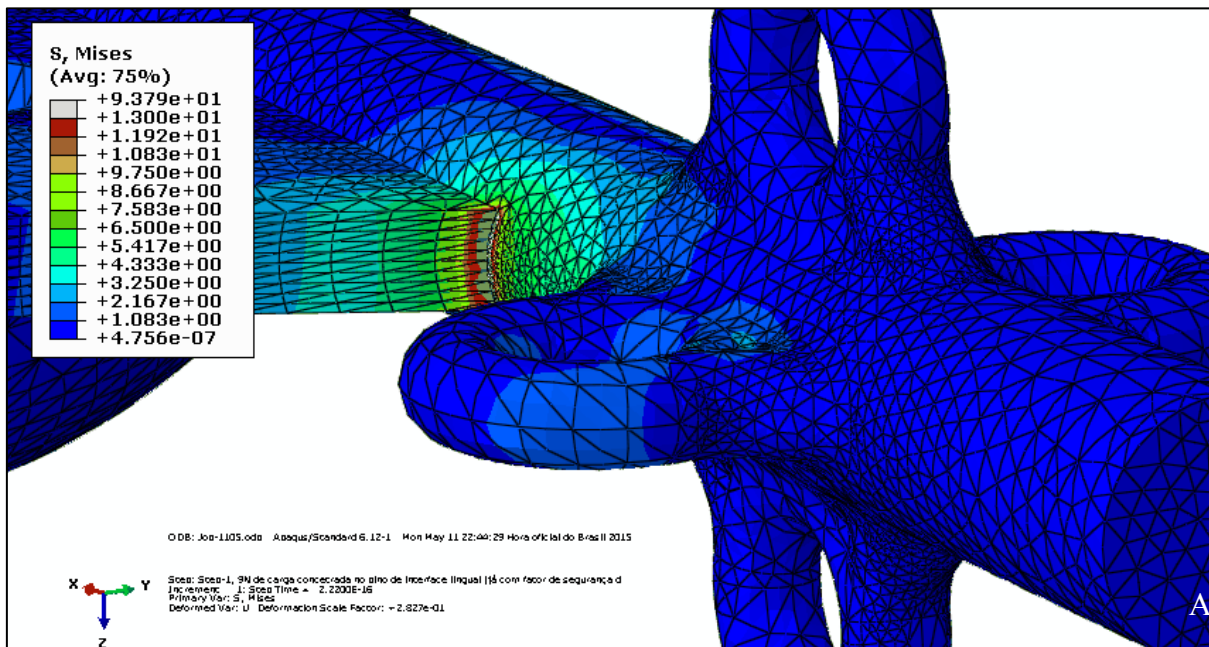


Figura 70 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface linguai – detalhe da estrutura de encaixe do ímã

Verificou-se um local de concentração de tensões localizado no canto vivo existente entre o pino que se encaixa na esfera e o restante da estrutura de encaixe do comando (Figura 71). Essa tensão foi maior que a tensão de escoamento do material e seria o ponto de falha.

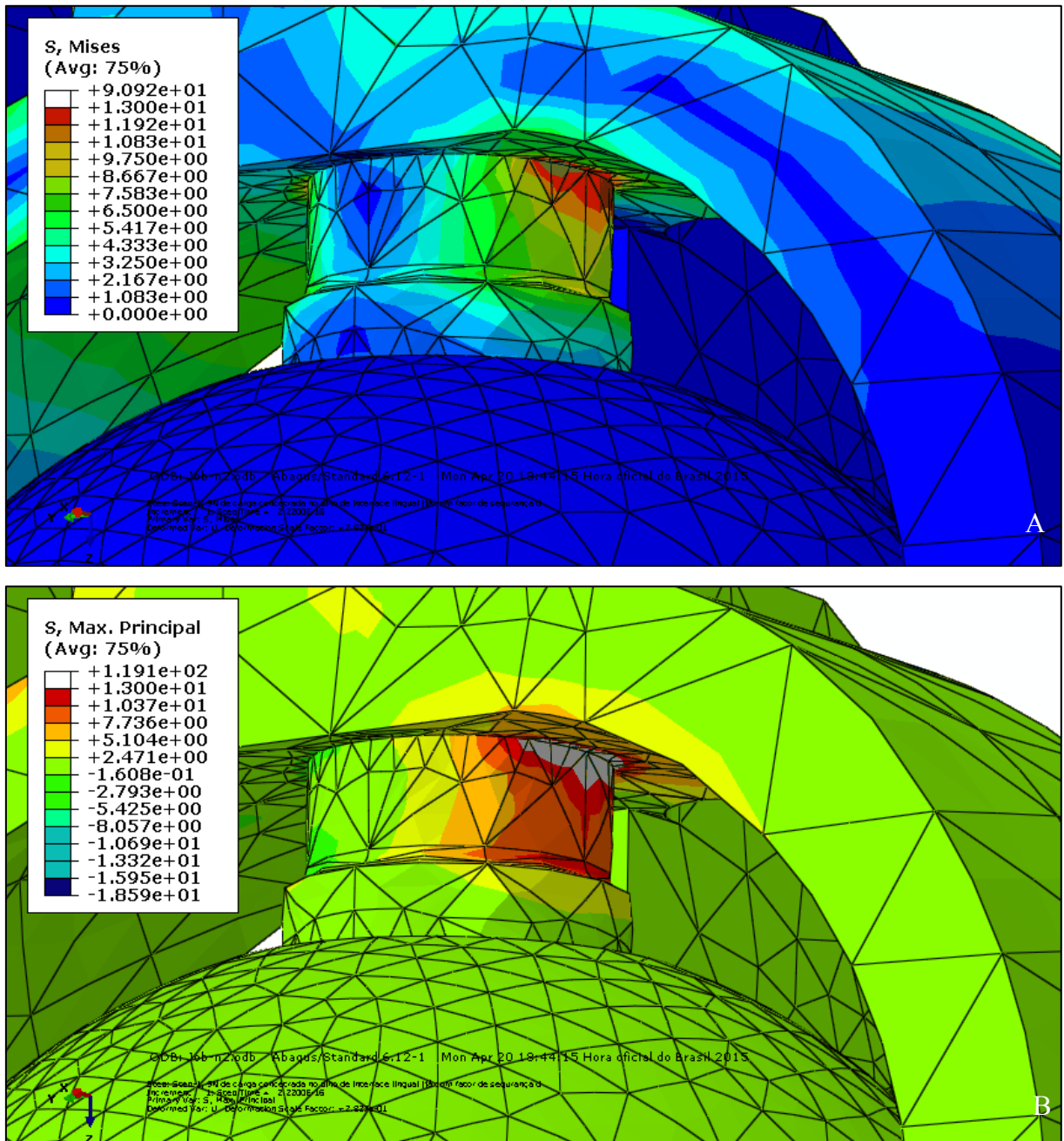


Figura 71 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão

Acrescentando um filete na região de conexão do pino central com a estrutura de encaixe do comando e refazendo a simulação conseguiu-se reduzir as tensões para abaixo de 12 MPa nessa região, conforme mostrado na Figura 72 .

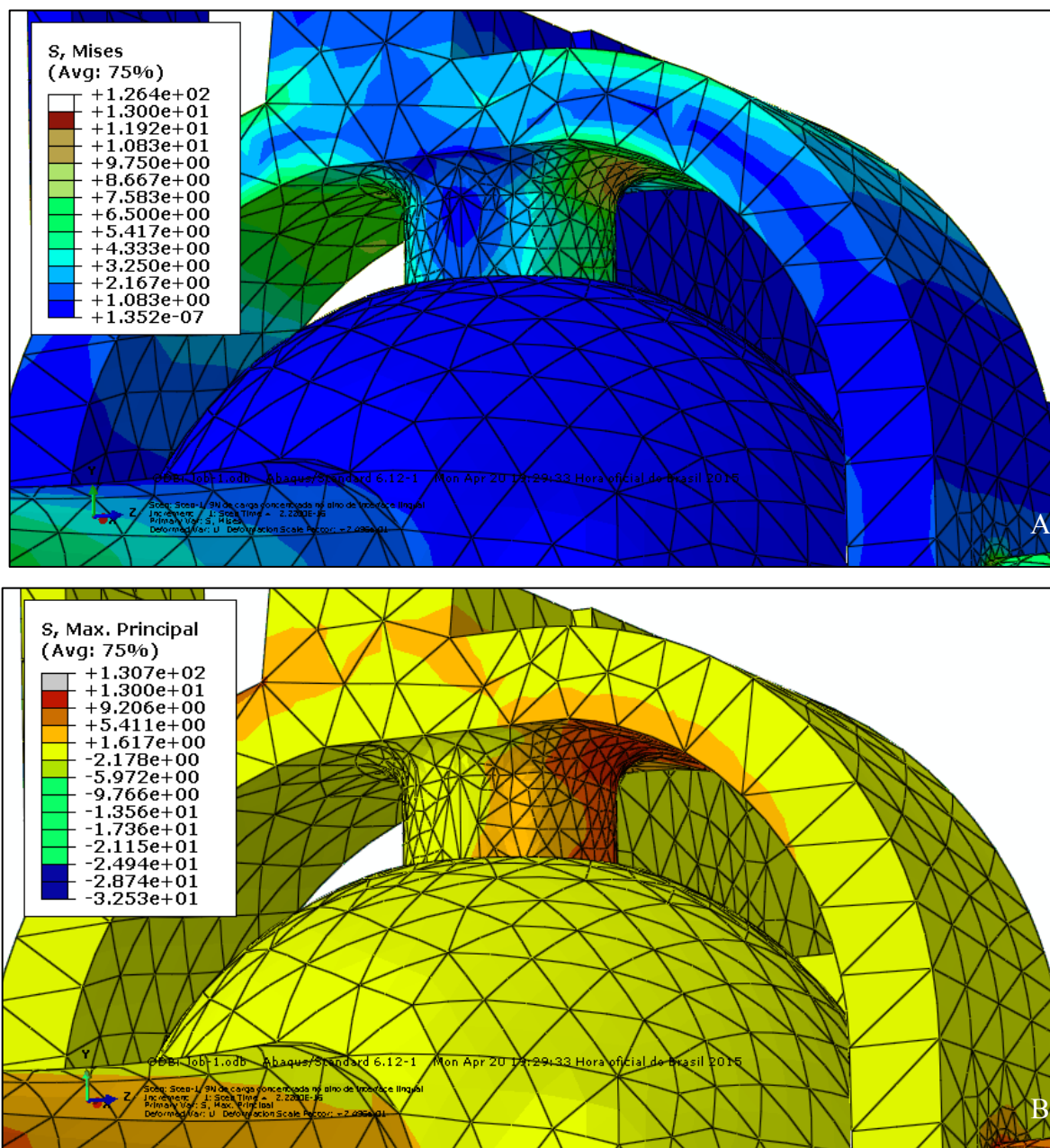


Figura 72 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando e na estrutura de encaixe do comando com filete após aplicação de 9 N de força na superfície lateral direita do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão

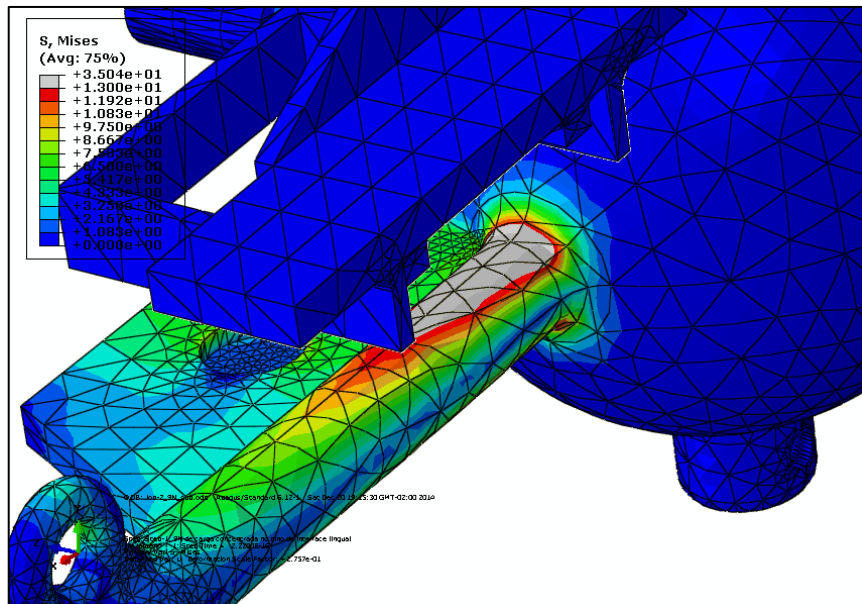


Figura 75 - Tensões de von Mises na peça de comando, em vista superior, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual – detalhe da região de maior concentração de tensão

Para diminuir as tensões concentradas nesses locais, foi proposta uma modificação na peça de comando, com inserção de estruturas para reforço da mesma, tanto na face inferior quanto na posterior. Tal modificação e a simulação da peça modificada são apresentadas da Figura 76 até a Figura 78. Observou-se redução das concentrações de tensões após tal modificação.

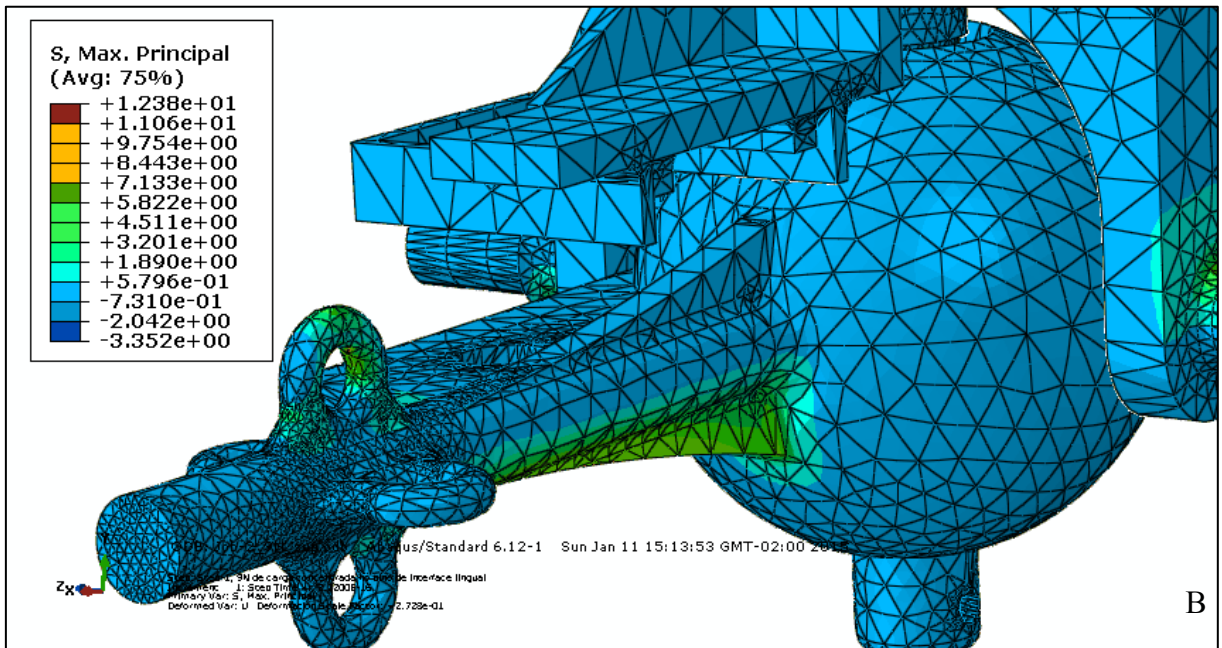
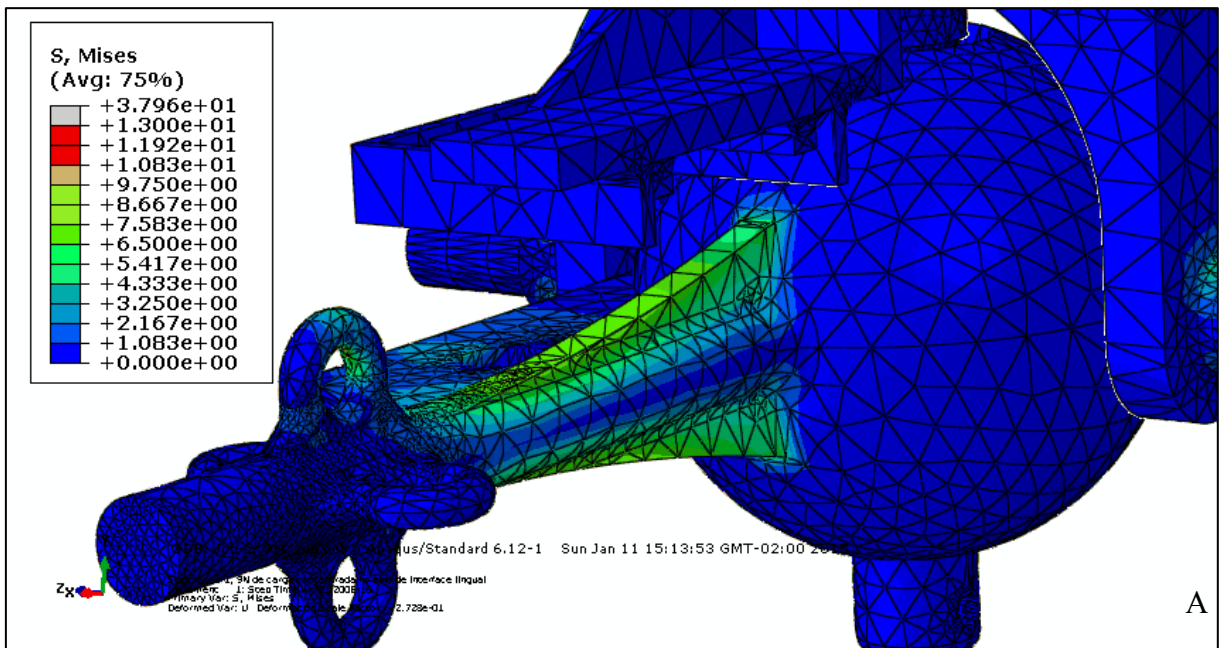


Figura 76 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na peça de comando modificada, após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual

Para análise da sensibilidade, a malha foi refinada. O tamanho médio dos elementos foi modificado de 3 mm para 1 mm e, o parâmetros de curvatura de 0,1 mm para 0,05 mm. A nova malha da estrutura de encaixe de comando apresentou 88.443 elementos tetraédricos quadráticos e 135.906 nós e a nova malha da peça de comando apresentou 170.704 elementos tetraédricos quadráticos e 251.031 nós. Os resultados do teste de sensibilidade, apresentados da Figura 79 até a Figura 81 revelaram que a malha utilizada foi adequada para a simulação realizada não sendo necessário refiná-la mais.

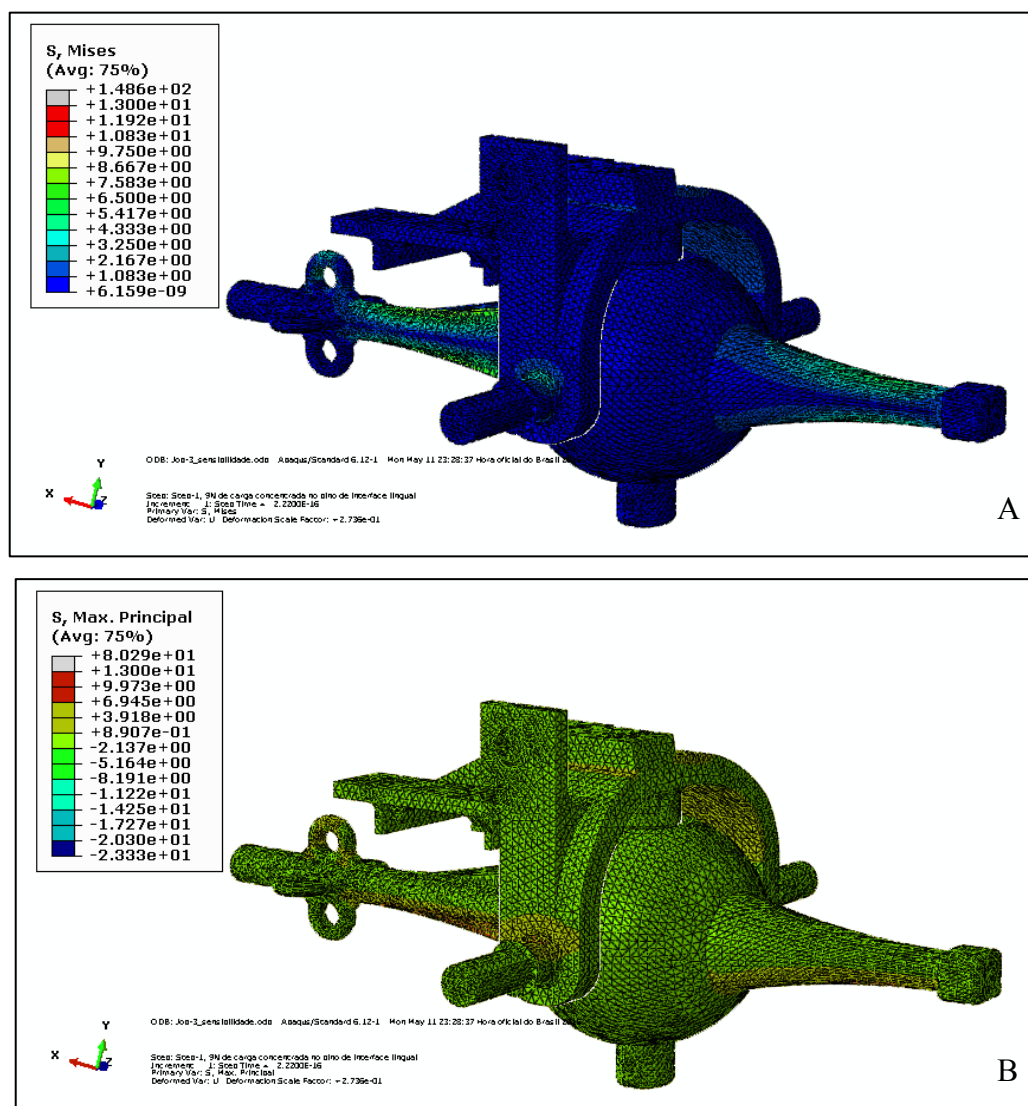


Figura 79 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade

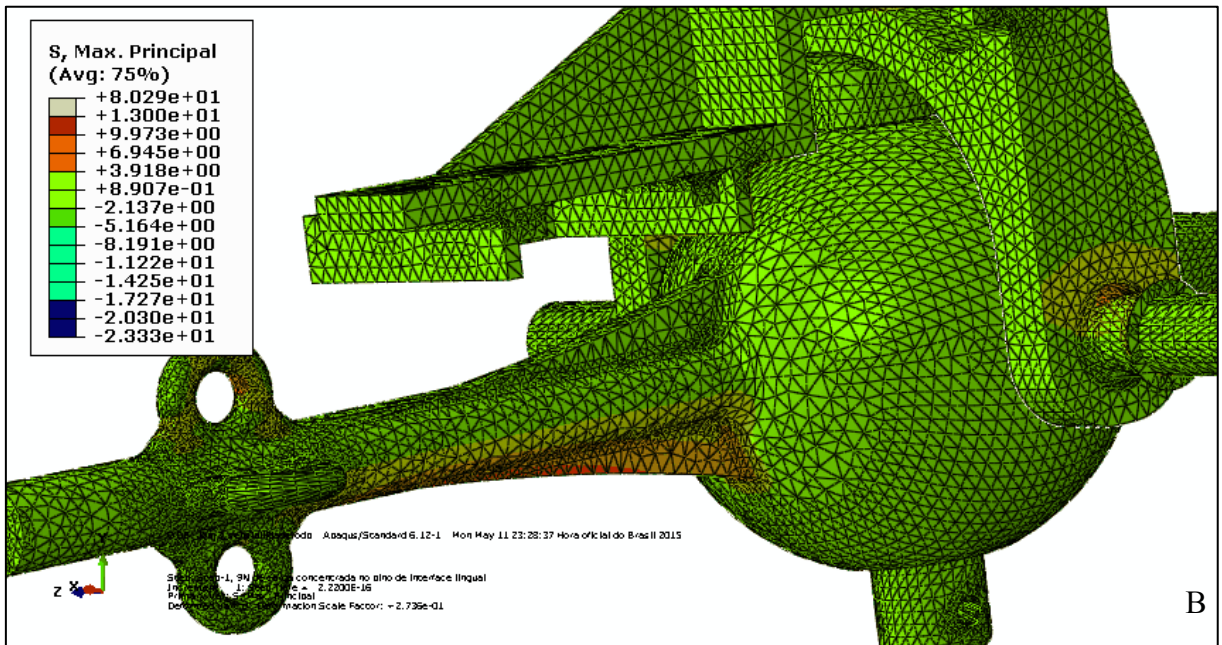
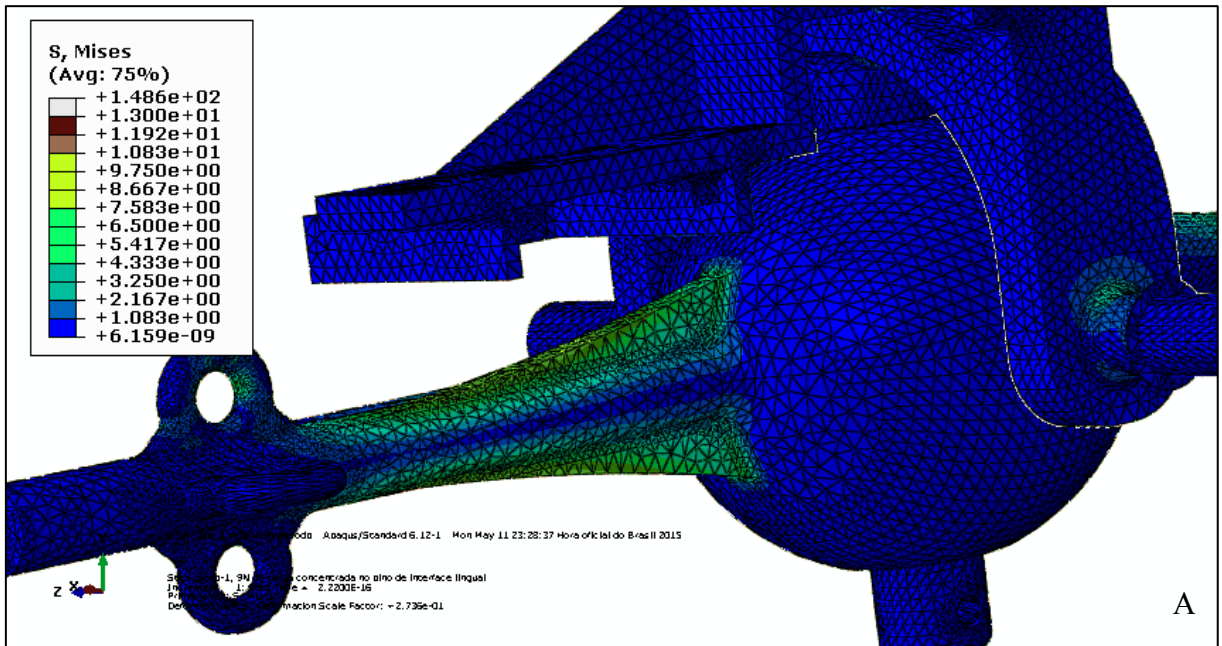


Figura 80 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade – detalhe da peça de comando modificada

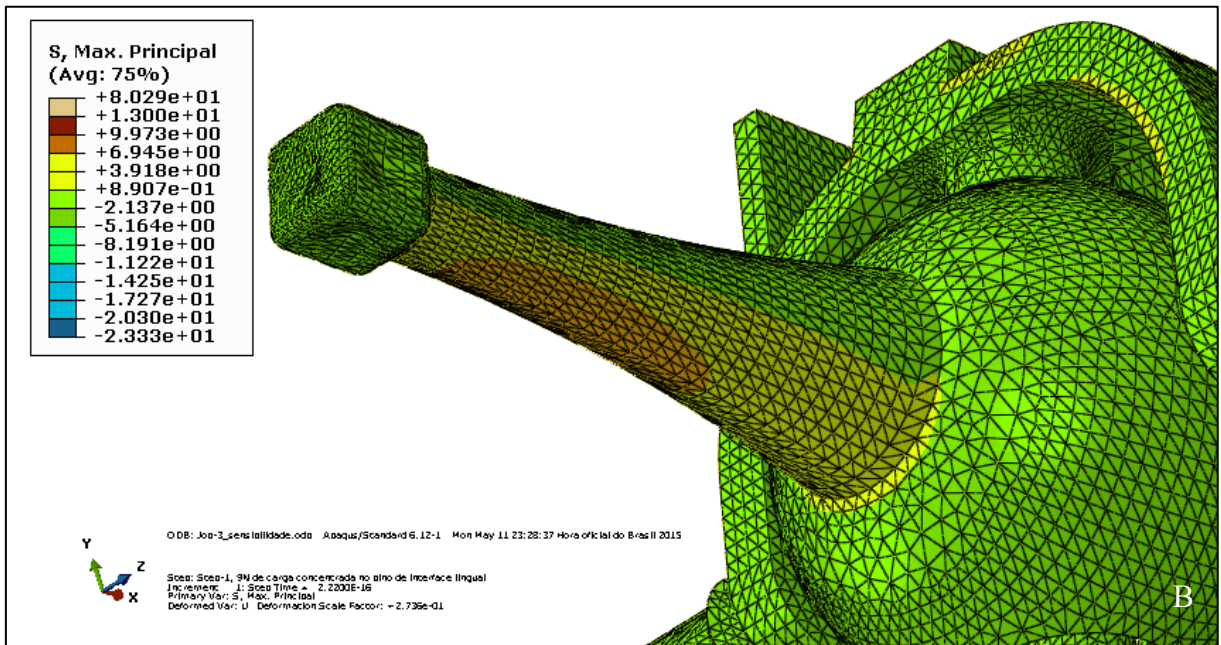
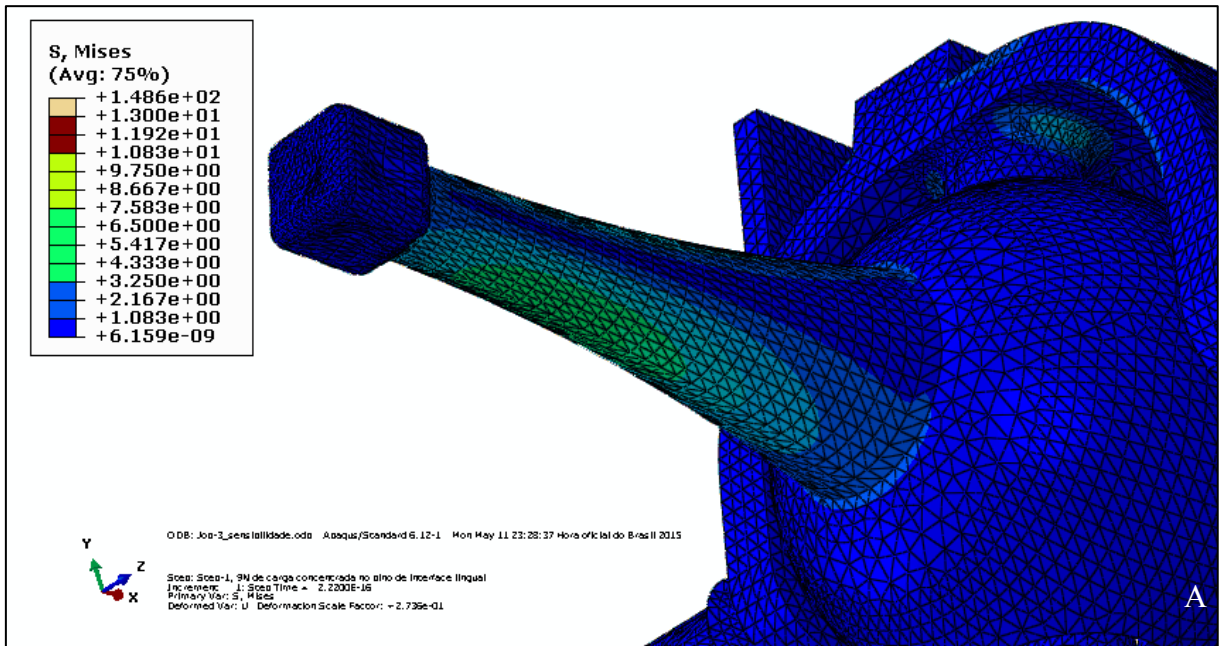


Figura 81 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na superfície inferior do cubo de interface lingual no modelo com malha modificada para análise de sensibilidade – detalhe do pino de interface lingual

3.3.2 Análise das tensões na parte inferior da caixa estática

A parte inferior da caixa estática foi submetida a análise de tensões para uma força de 9 N aplicada lateralmente à direita no pino de interface lingual. Nestas condições, tem-se uma força de reação de aproximadamente a mesma magnitude na alça para encaixe da mola direita e outra força de reação de 18 N na parede do encaixe do pino lateral direito. Tais condições simuladas são mostradas na Figura 82. Como condição de contorno, foi realizado o engaste das alças de interface com o usuário. A malha criada para esta peça foi composta por 226040 nós e 135497 elementos tetraédricos quadráticos.

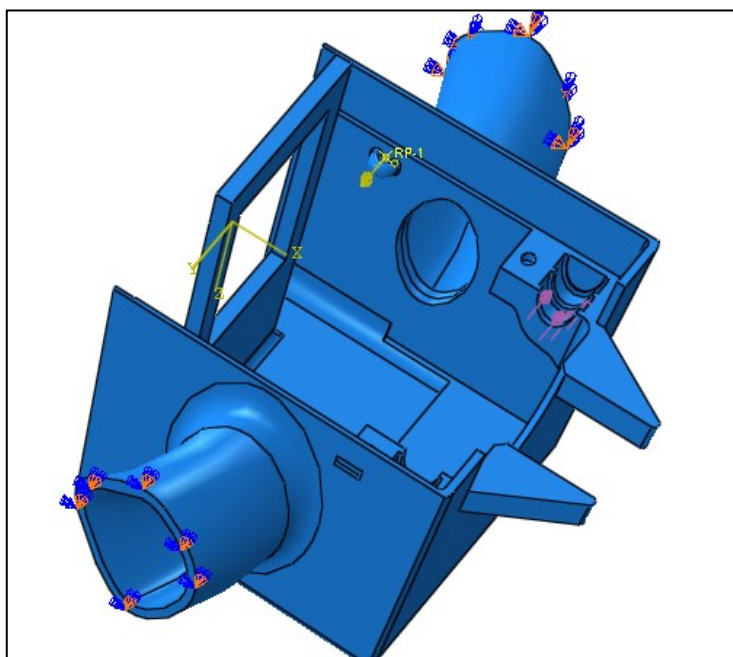


Figura 82 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da caixa estática inferior com aplicação de força lateral

O resultado desta simulação revelou falha da alça de encaixe da mola, como mostrado na Figura 83. A região cinza representa o local da falha.

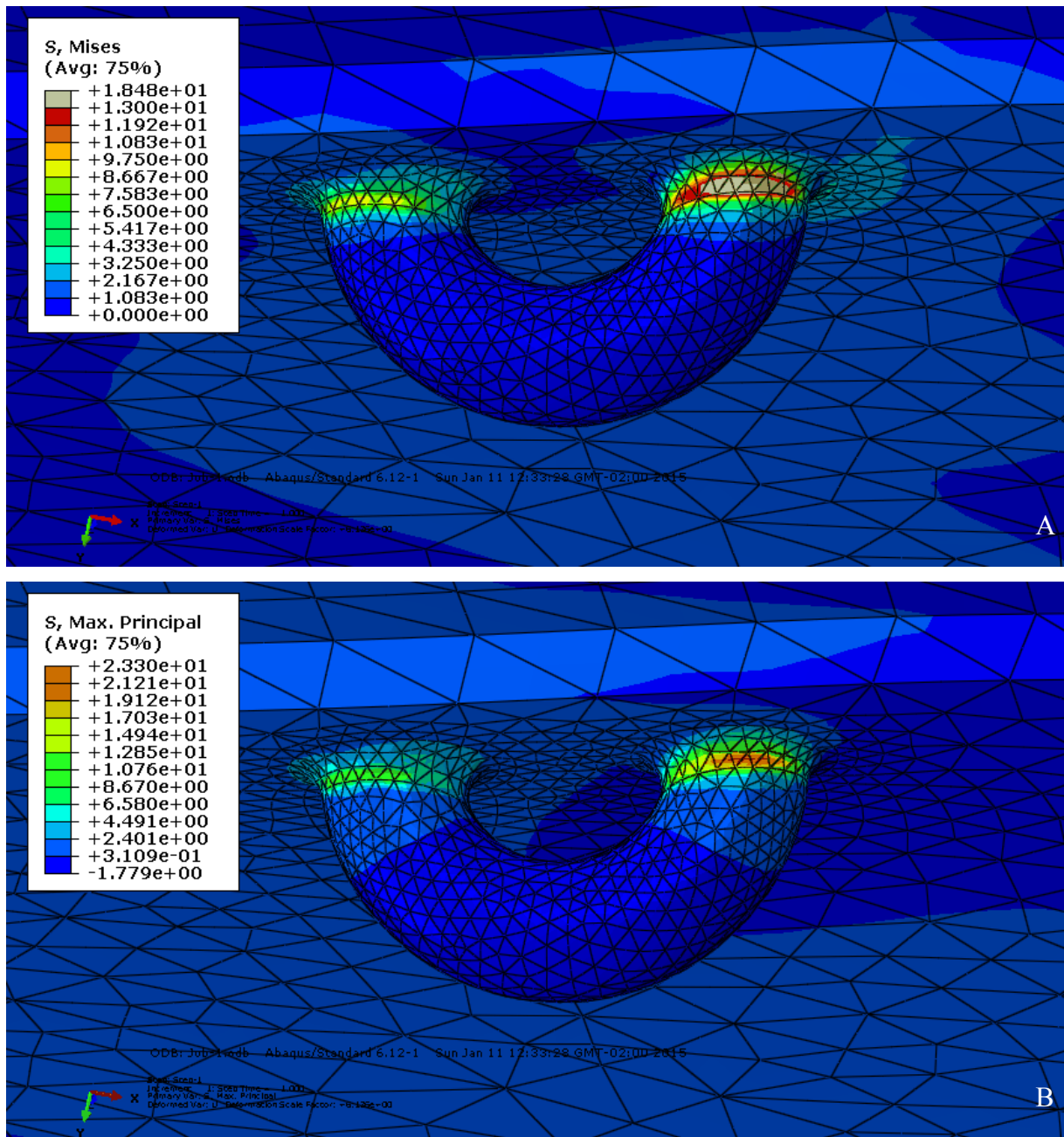


Figura 83 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola na parte inferior da caixa estática com destaque para a alça

Na Figura 84, observa-se uma região de concentração de tensões próximo à junção da alça de interface com o usuário, maior do lado contralateral à direção da força do que no lado ipsilateral. Tais tensões não são suficientes para provocar a falha do material nessa região.

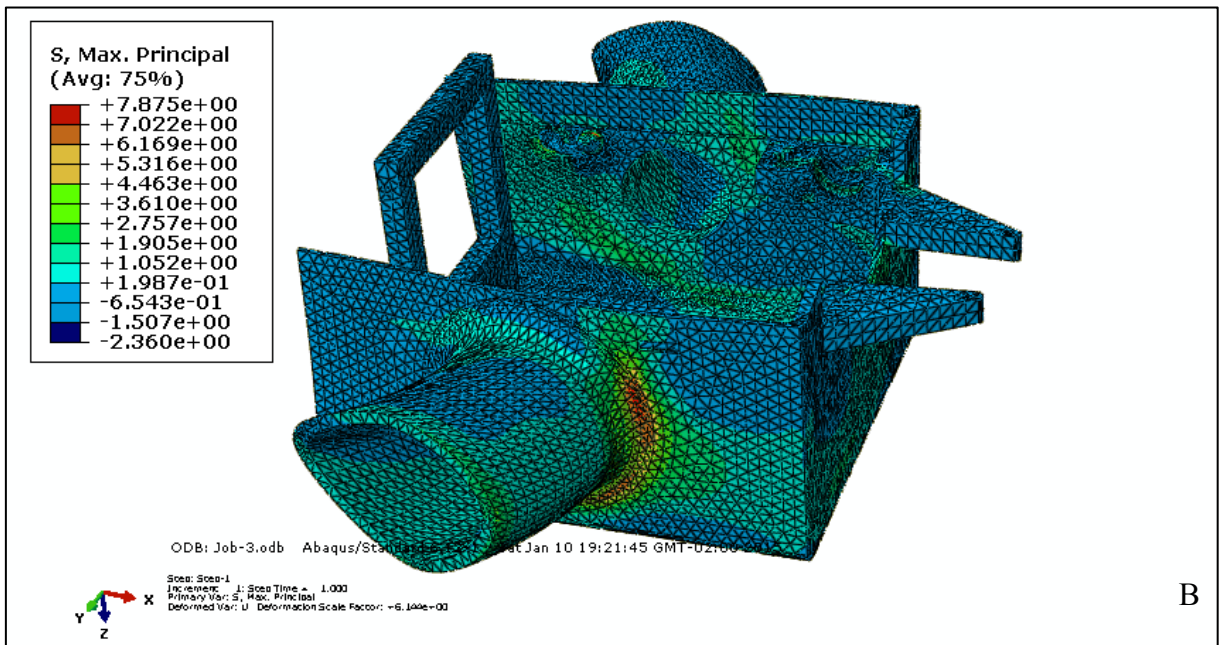
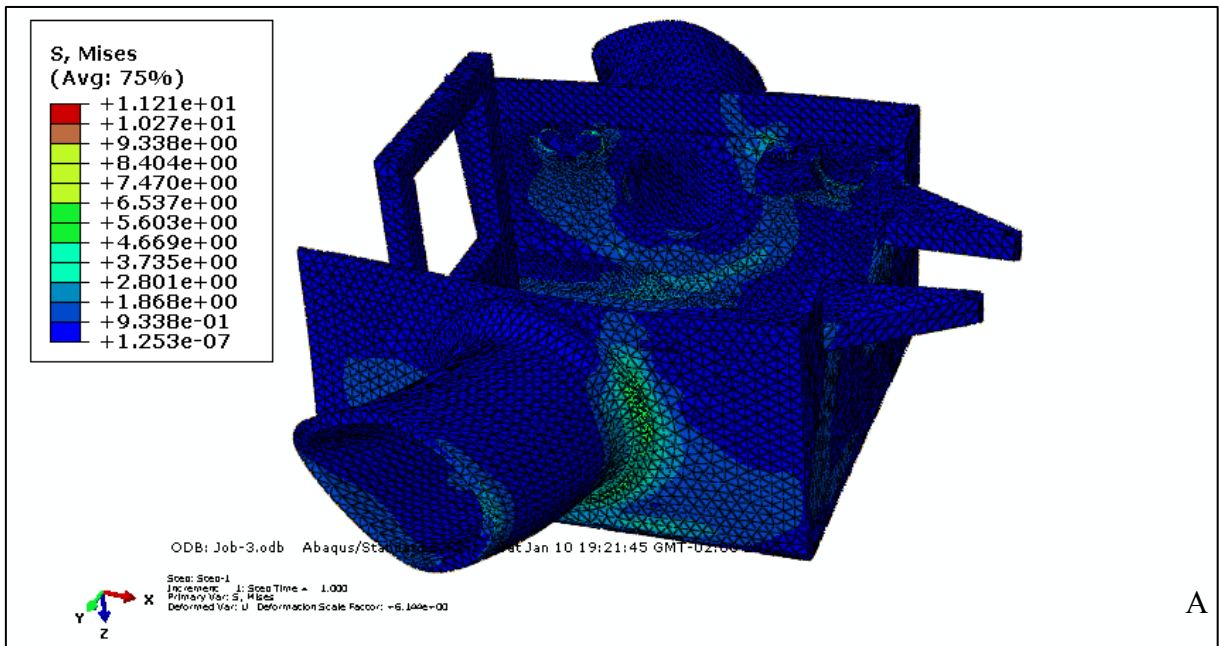


Figura 84 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola na parte inferior da caixa estática

Para solucionar o problema da falha da alça de encaixe da mola, foi proposta uma modificação que consiste no aumento da sua espessura, especialmente na região de conexão com a parede da caixa estática. A análise do modelo, após tal modificação, mostrou que não existe mais falha nesta região (Figura 85).

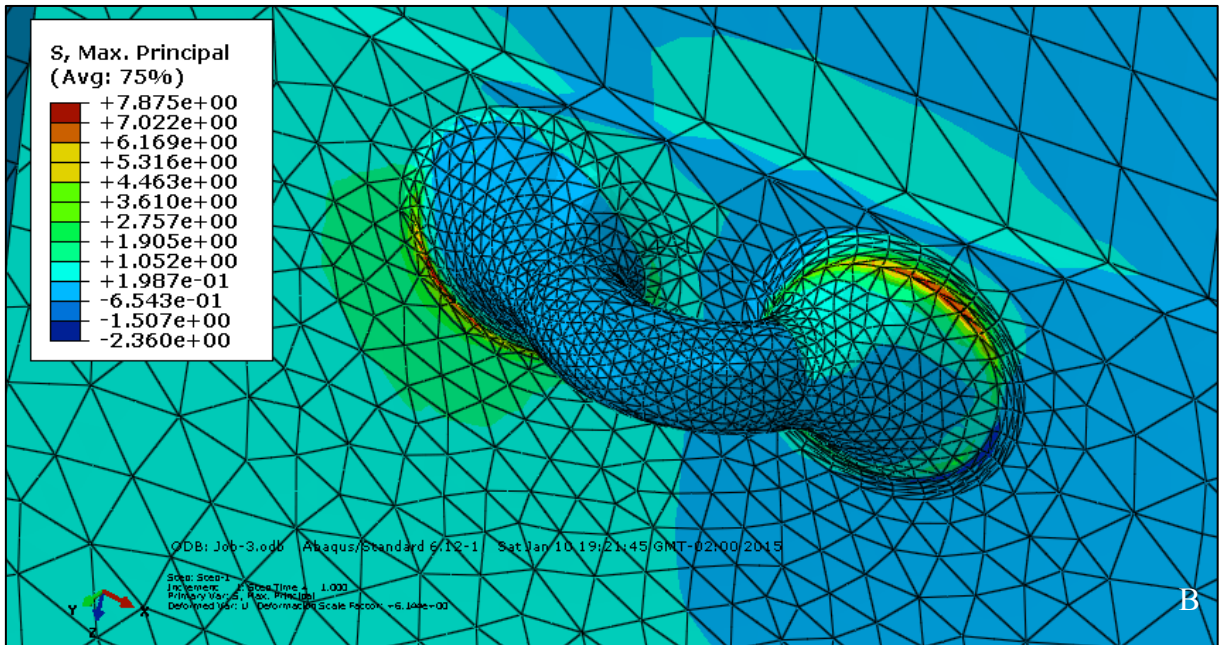
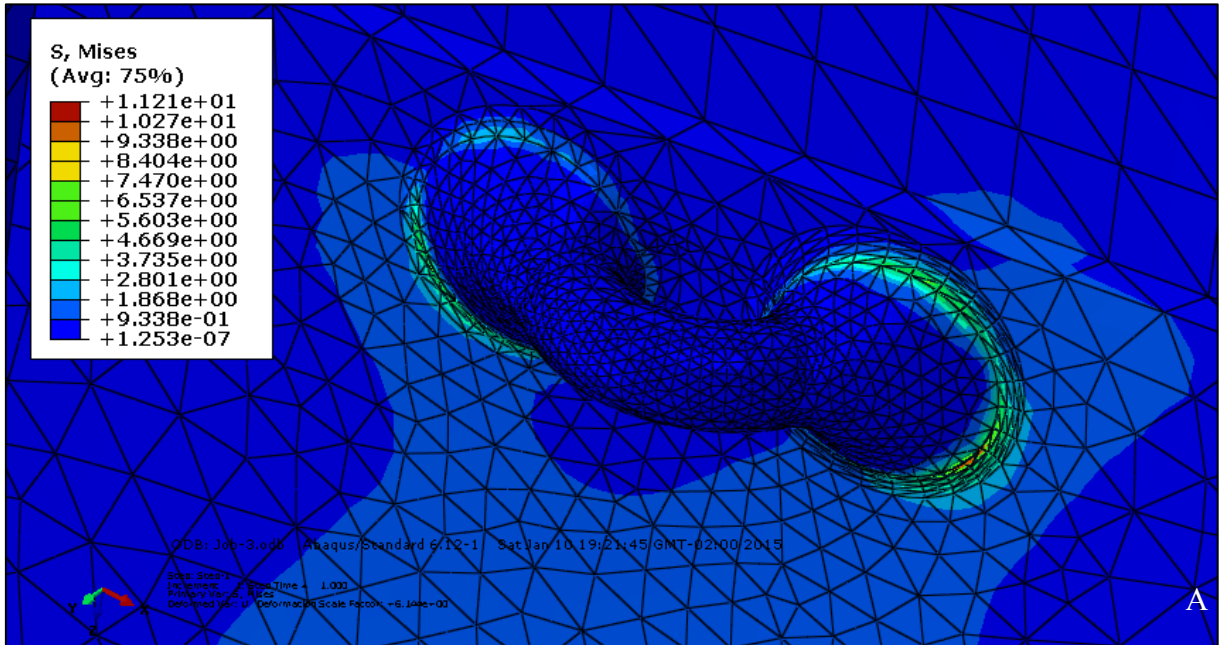


Figura 85 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe da mola modificada

Um deslocamento de 2,3 mm de magnitude máxima foi evidenciado pela simulação nas paredes laterais desta peça.

Também foi simulada a aplicação de uma força de 9 N de baixo para cima no pino de interface lingual. Em tal situação, a alça da parede inferior da caixa estática é submetida a uma força de aproximadamente a mesma magnitude. A reação de apoio na superfície em contato com os rolamentos foi calculada obtendo-se um valor de 18 N (9 N de cada lado). As alças de interface humana foram engastadas. As condições de contorno e cargas aplicadas ao modelo nesta simulação são apresentadas na Figura 86. Como optou-se por realizar uma abordagem conservadora, não foi acrescentado nesta simulação a parte posterior da caixa estática, a qual constitui um reforço às paredes das partes inferior e superior desta caixa.

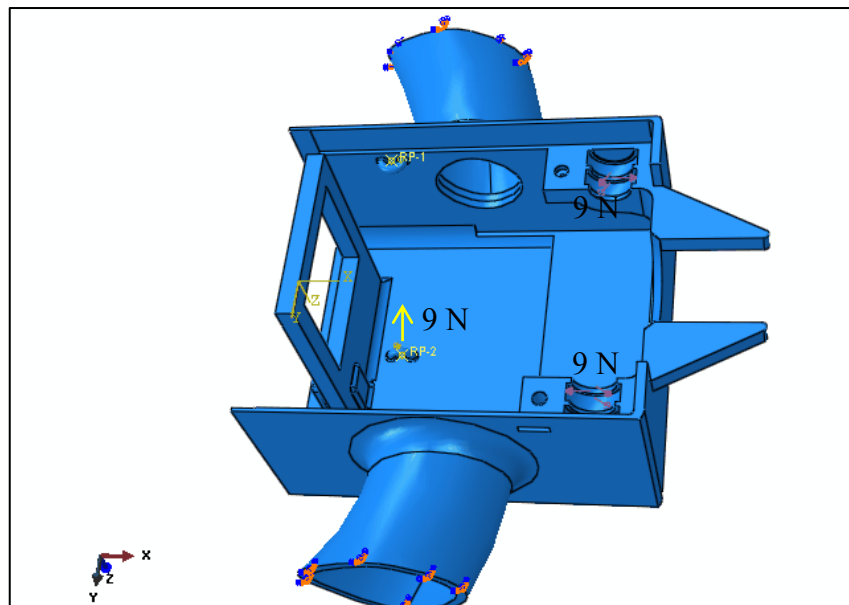
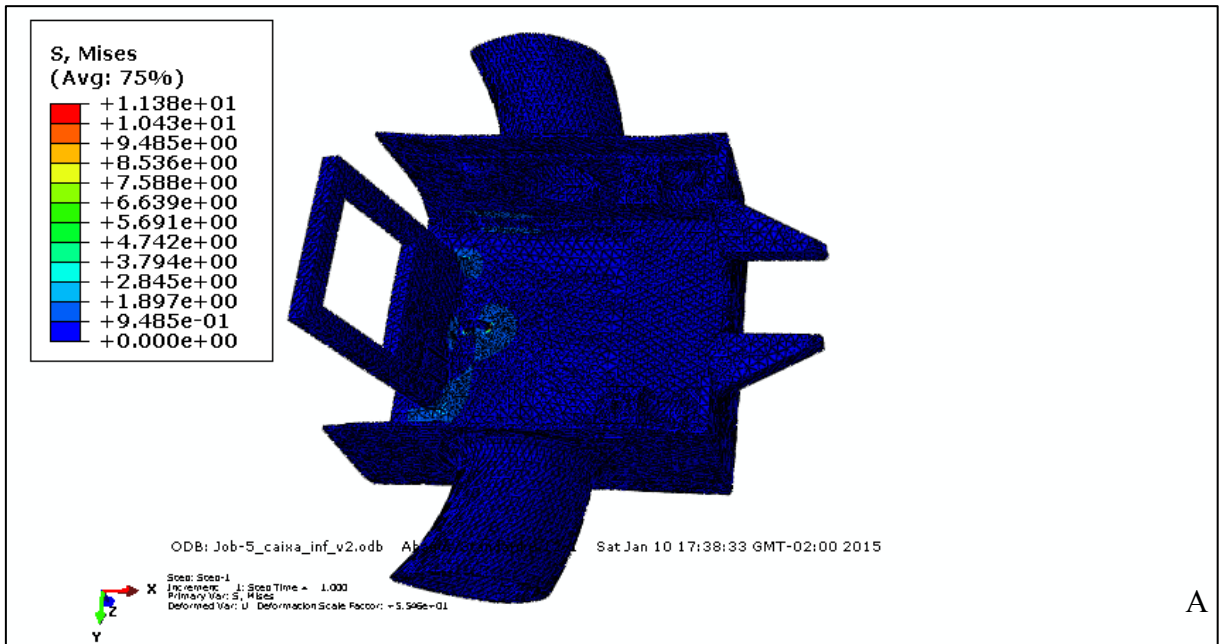
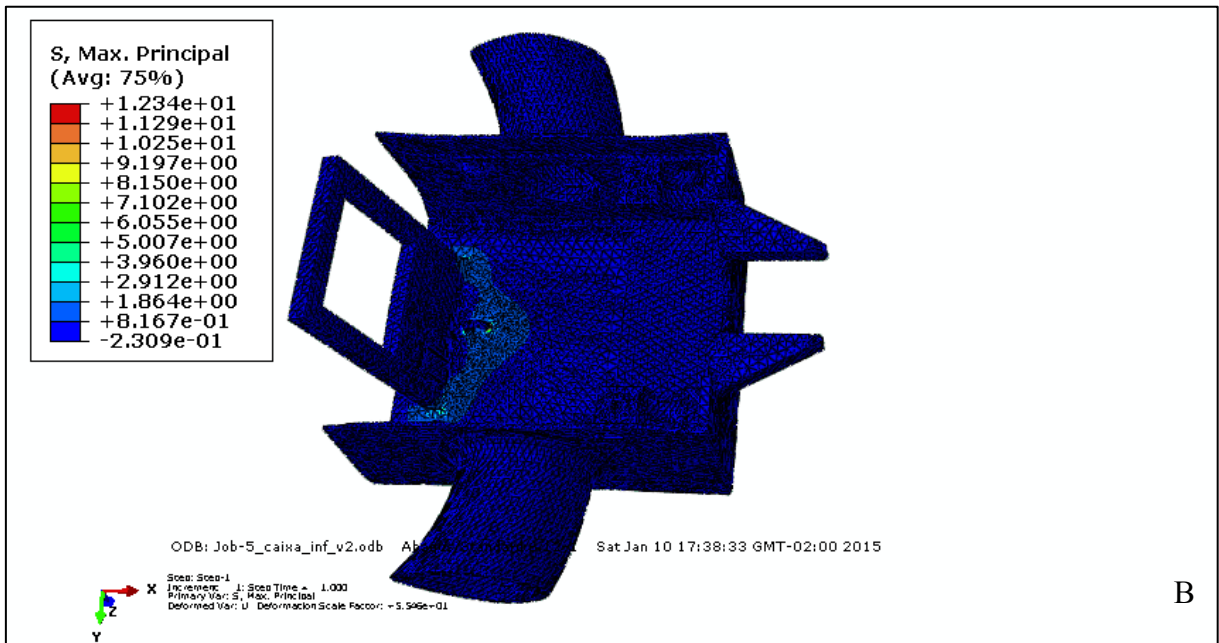


Figura 86 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da caixa estática inferior com aplicação de força para baixo no pino de interface lingual

O resultado da simulação revelou concentração de tensões na alça para encaixe da mola inferior e nas quinas laterais do batente, como mostram a Figura 87 e a Figura 88.



A



B

Figura 87 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte inferior da caixa estática após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe para mola inferior

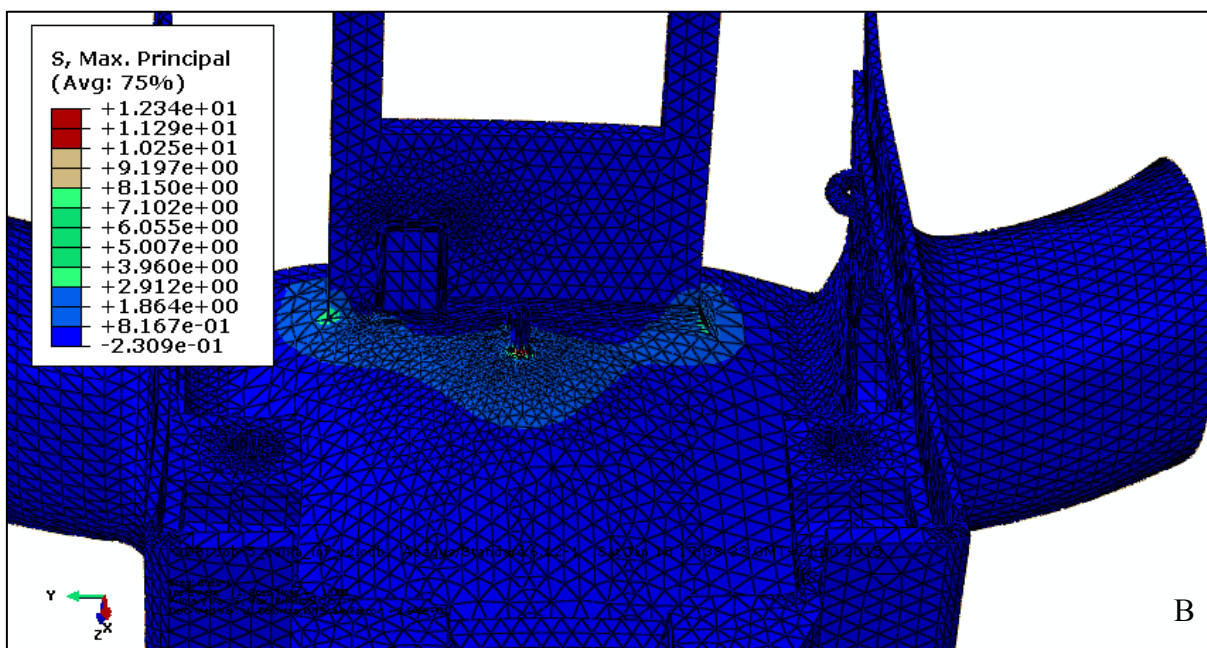
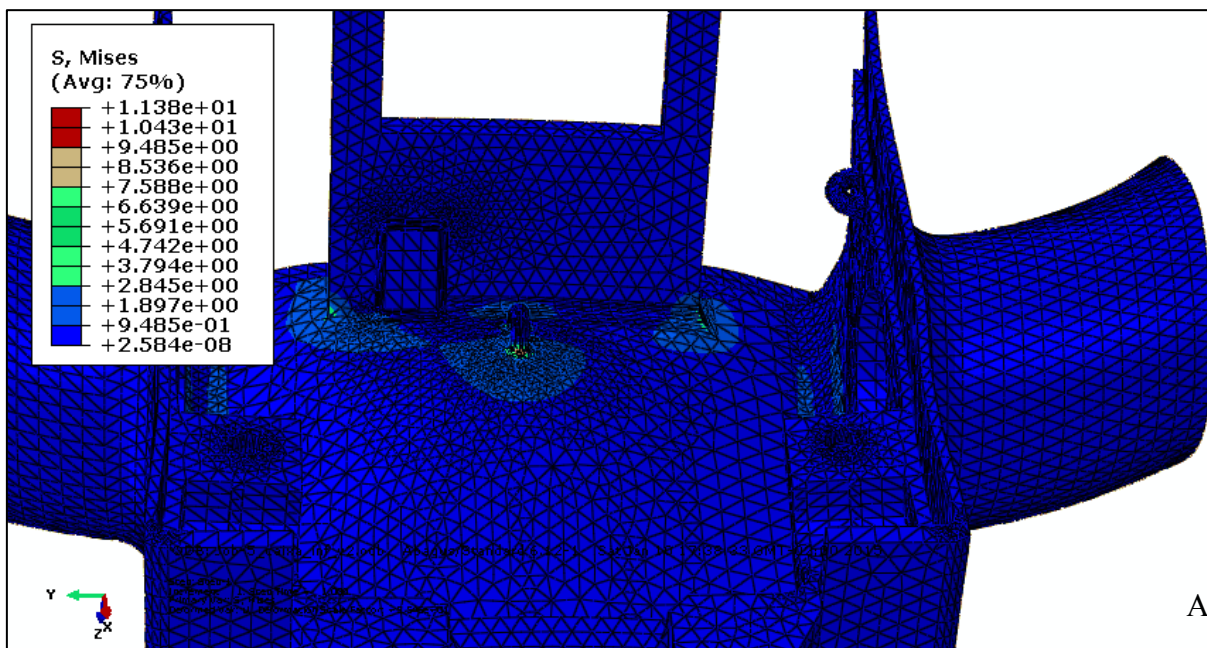


Figura 88 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte inferior da caixa estática após aplicação de 9 N de força na alça de encaixe para mola inferior

O detalhe da alça é apresentado na Figura 89. Observa-se que as tensões na alça não ultrapassam o limite de escoamento do material.

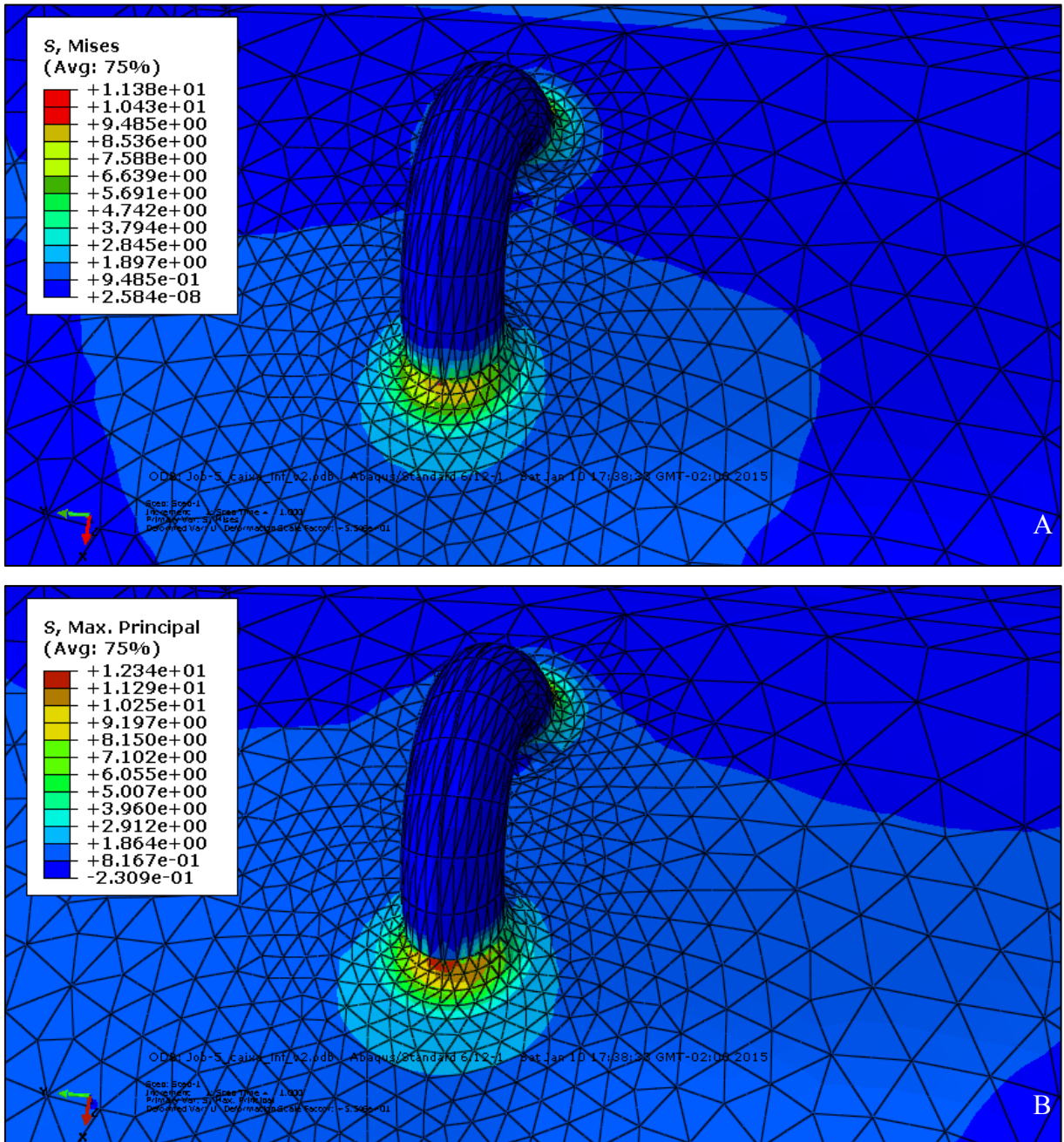


Figura 89 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na alça da parede inferior da caixa estática após aplicação de 9 N

O deslocamento máximo da alça inferior foi de 0,2 mm, conforme apresentado na Figura 90 e na Figura 91.

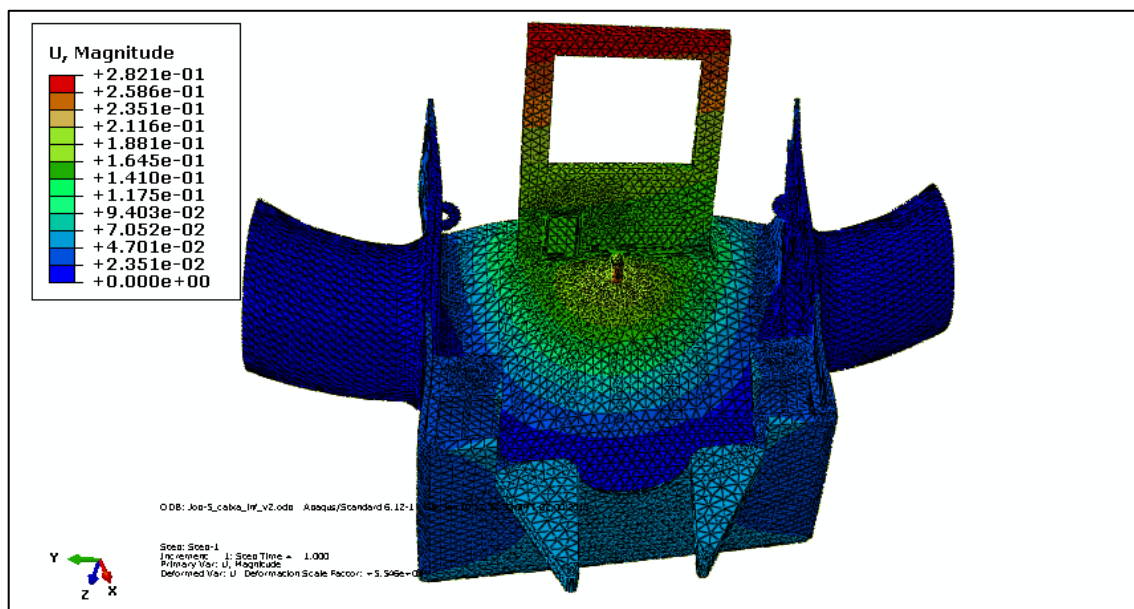


Figura 90 - Deslocamentos na parte inferior da caixa estática sob aplicação de 9 N na alça inferior

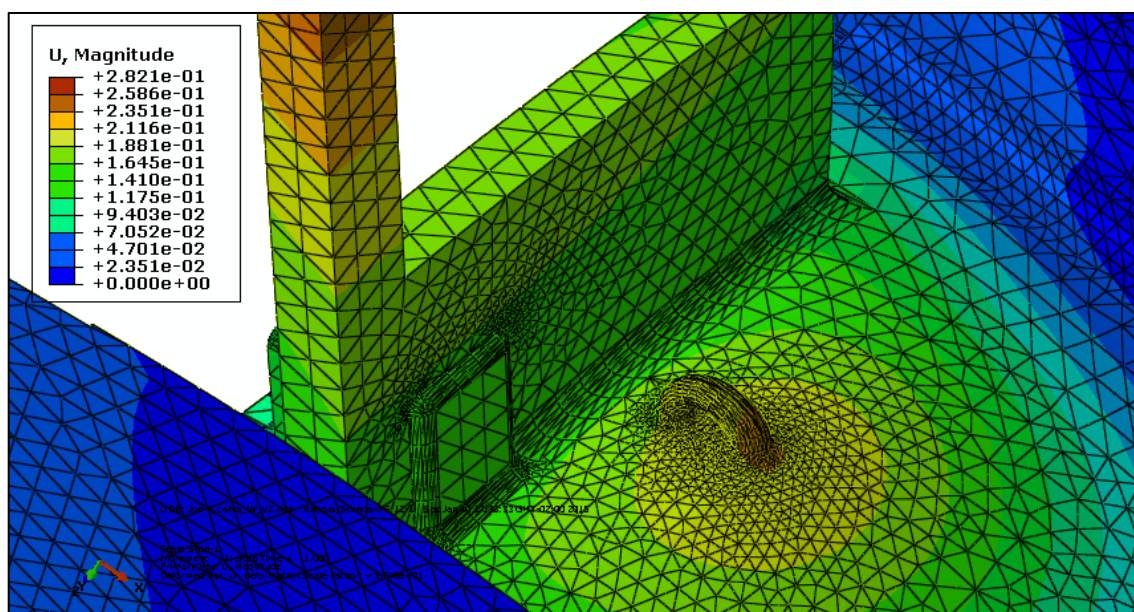


Figura 91 - Deslocamentos na parte inferior da caixa estática sob aplicação de 9 N na alça inferior, detalhe da alça de encaixe para a mola

3.3.3 Análise das tensões na parte superior da caixa estática

A simulação na parte superior da caixa estática foi realizada por meio da aplicação de uma carga concentrada de 9 N na alça para encaixe da mola superior, sentido para baixo, uma força total de 18 N na região em contato com os rolamentos, sendo 9 N de cada lado, e engaste na região dos parafusos, como mostrado na Figura 92.

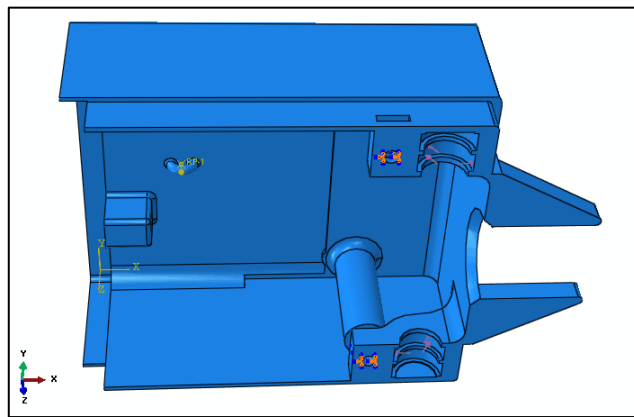


Figura 92 - Condição de contorno e cargas aplicadas no modelo da parte superior da caixa estática

Após a simulação foram observadas tensões concentradas nas regiões dos parafusos e da alça para encaixe da mola, conforme apresentado na Figura 93 e na Figura 94.

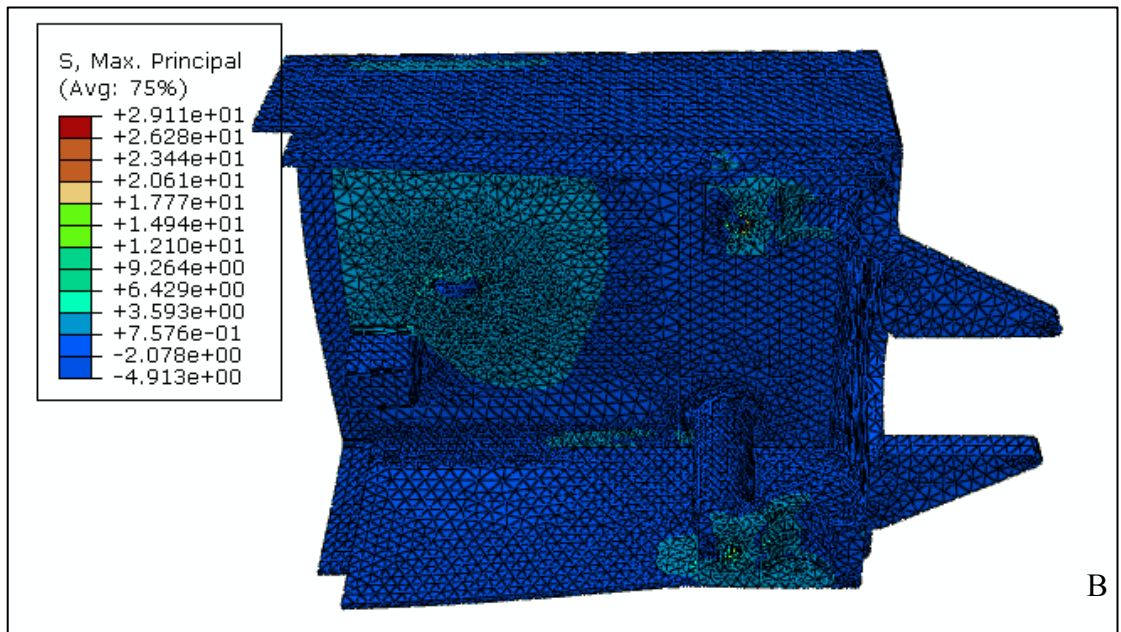
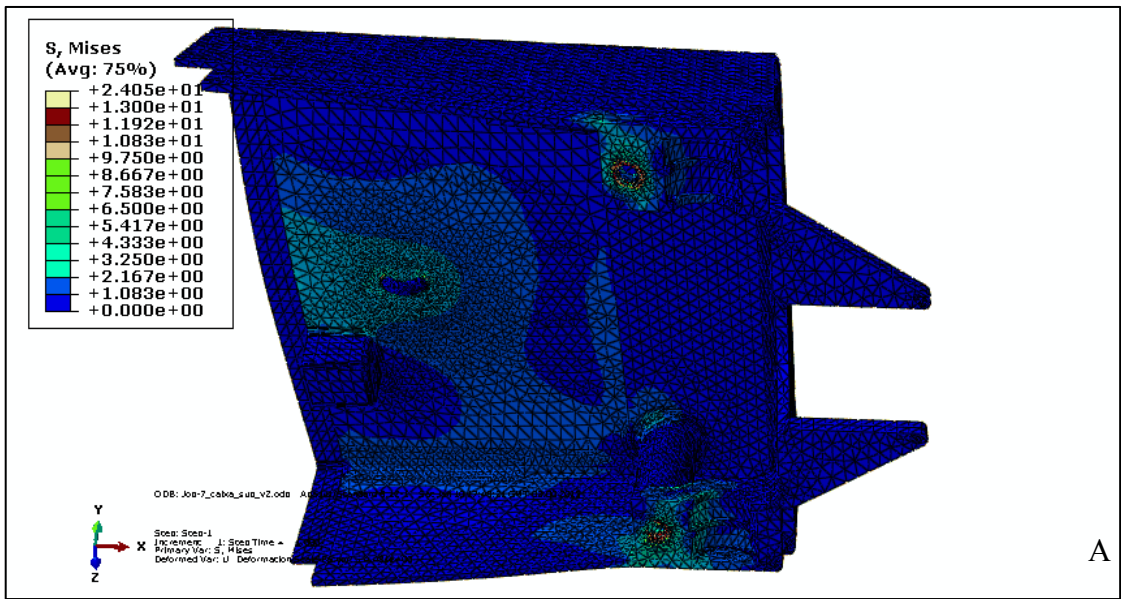


Figura 93 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte superior da caixa estática

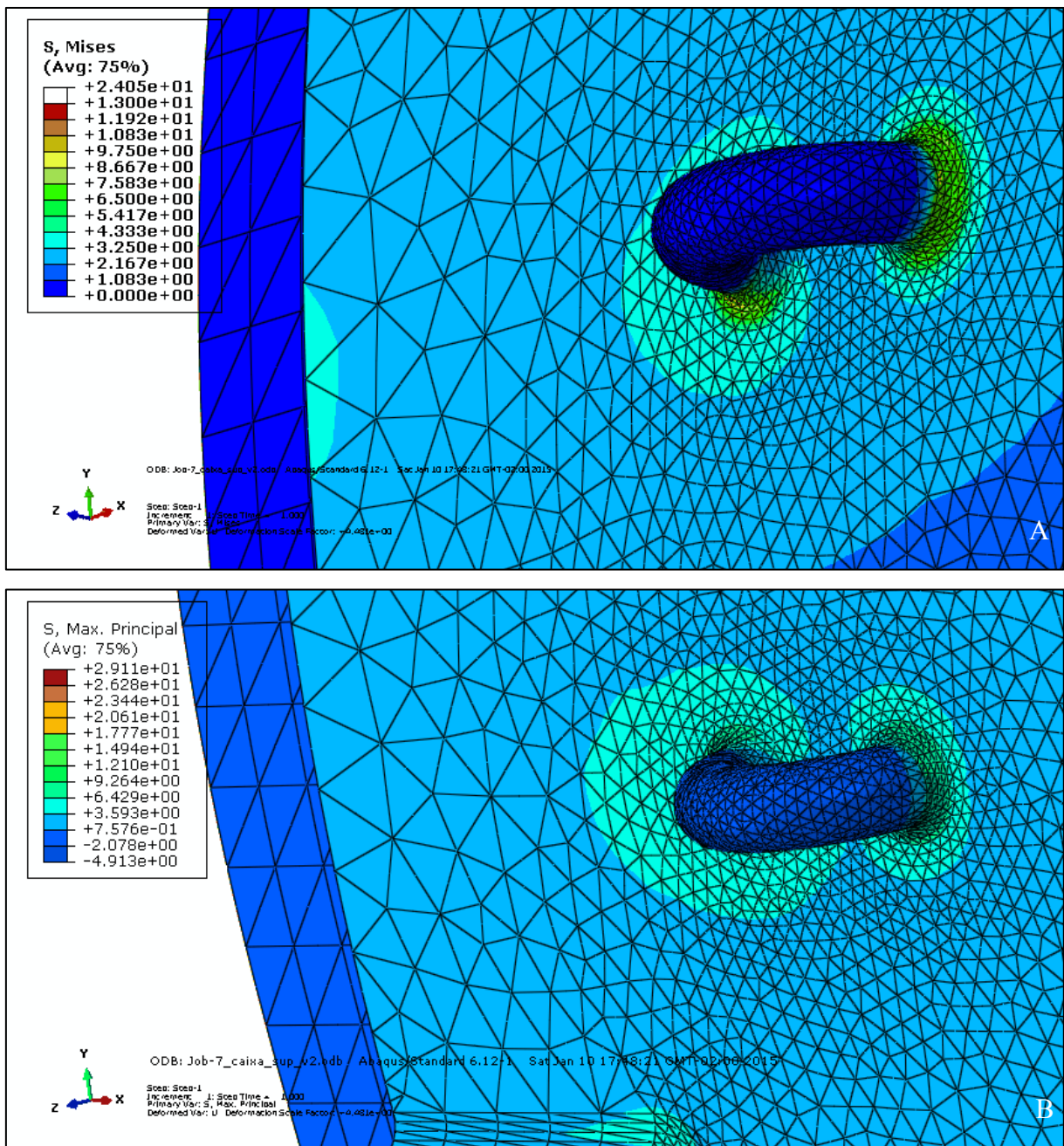


Figura 94 - Tensões de von Mises (A) e tensões principais máximas (B) na parte superior da caixa estática, detalhe da alça para encaixe da mola superior

A alça para encaixe das molas não apresentou tensões suficientes para provocar falha do material, porém a região de encaixe dos parafusos mostrou tensões acima do limite de escoamento do material. Essas tensões, na verdade, estão acima dos valores reais, pois apenas

a superfície interna do orifício foi engastada na simulação enquanto que na realidade há uma região maior de engastamento devido ao parafuso.

Com relação ao deslocamento da alça para encaixe da mola superior, verificou-se o valor máximo de 2,1 mm, conforme mostra a Figura 95. Vale destacar que, com o encaixe da parte posterior da caixa, os deslocamentos nas demais partes da caixa serão reduzidos.

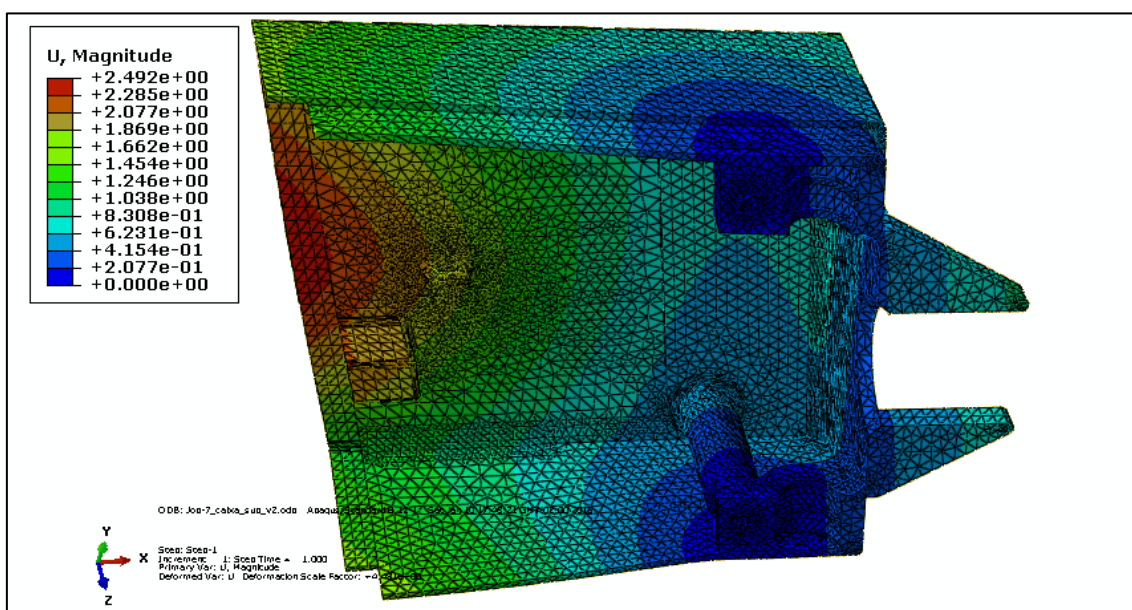


Figura 95 - Deslocamentos na parte superior da caixa estática

3.4 Sistema de aquisição de dados e tratamento do sinal

Para a aquisição do sinal dos sensores, utilizou-se uma placa comercial de aquisição de marca Phidgets® do tipo PhidgetInterfaceKit2/2/2, com entrada para 2 canais analógicos, 2 canais digitais, conversor A/D de 10 bits e 2 saídas digitais, suas especificações encontram-se no anexo B. A foto desta placa se encontra na Figura 96.

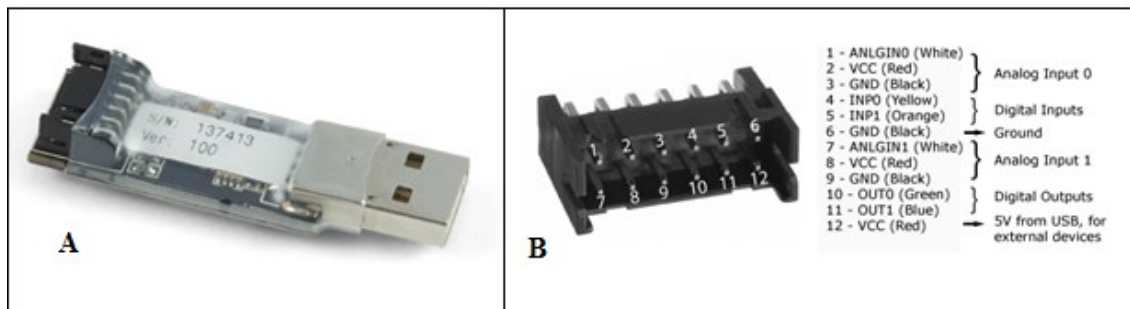


Figura 96- Placa de aquisição de dados

A) Placa de aquisição de dados; B) Entradas e saídas da placa

Utilizaram-se apenas os 2 canais de entrada analógicos. Tais canais possuem mínimo de 0V de entrada, correspondendo ao valor de dígito 1, e 5 V de entrada, correspondendo ao valor de dígito 1024 (2^{10}).

Como os dispositivos de efeito Hall produzem sinais de nível muito baixo e fora da faixa de tensão de entrada da placa de aquisição, houve a necessidade do uso de amplificadores operacionais. Utilizaram-se amplificadores de instrumentação INA 114AP, com capacidade para amplificação e *offset* (coeficientes angular e linear da reta de tensão de saída vs tensão de entrada). Para a configuração do ganho e do *offset*, em campo, utilizou-se uma placa de condicionamento do INA e potenciômetros do tipo trimpot. A alimentação do circuito do INA foi realizada por meio de dois adaptadores de 12V, com dois reguladores de tensão de 9V. O diagrama da placa do INA encontra-se no anexo C.

Um programa computacional, desenvolvido em C#, pela própria empresa Phidgets®, o *Phidget Control Panel*, foi utilizado para obtenção e visualização dos valores de saída do sensor. A Figura 97 apresenta a interface do programa. A seta indica o local de visualização dos valores de saída do sensor. O canal 0 corresponde ao sensor que capta movimentos horizontais da peça de comando e o canal 1 corresponde ao sensor que capta movimentos verticais da peça de comando.

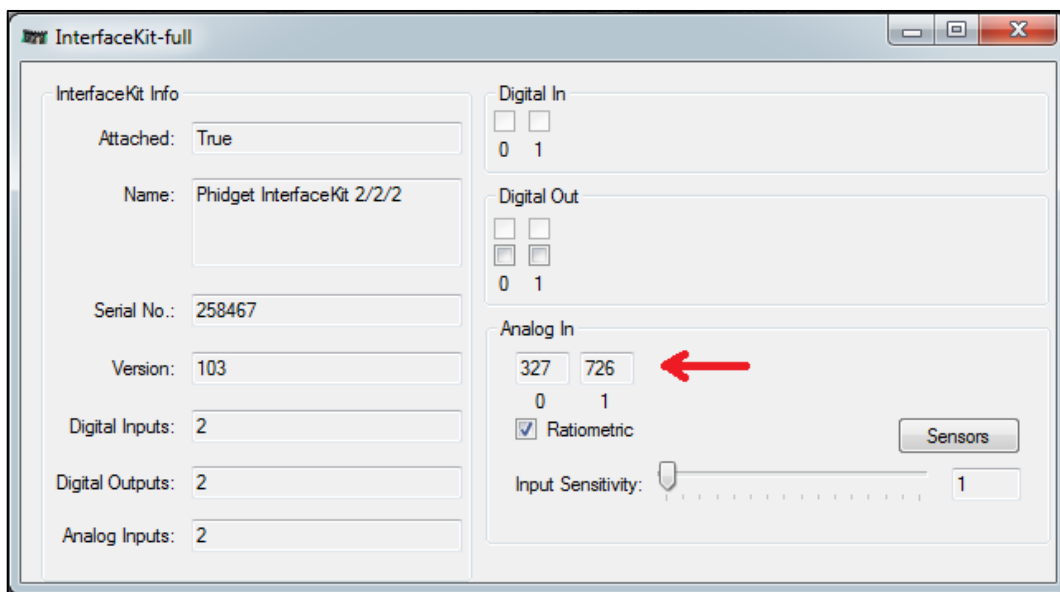


Figura 97 - Interface do programa Phidget Control Panel com destaque para os canais de visualização da saída

O sinal de saída dos sensores foi utilizado para permitir que o instrumento desenvolvido realize funções do mouse. Para tanto um programa foi desenvolvido em linguagem C#. A interface é composta por uma janela com único botão que habilita ou desabilita o programa, conforme apresentado na Figura 98. Na região inferior da janela, é possível visualizar os valores mínimos e máximos fornecidos pelo sensor (*Sensor Mapping*), ou seja, os valores limítrofes do sensor e os valores da zona morta do sensor (*Dead Zone*). Tais valores podem ser modificados facilmente por meio dos arquivos de texto que fornecem tais informações ao programa. Cada vez que uma nova calibração é realizada, faz-se necessário mudar os valores de *Sensor Mapping* e *Dead Zone* pelos valores obtidos na nova calibração.



Figura 98 – Interface do programa desenvolvido para controle do mouse

As equações que relacionam o sinal de entrada com o sinal de saída do programa encontram-se descritas a seguir. As equações 9 e 10 referem-se à movimentação do mouse no eixo das abscissas. As equações 11 e 12 referem-se à movimentação do mouse no eixo das ordenadas. A equação 9 refere-se ao movimento do mouse na metade esquerda da tela do computador. A equação 10 refere-se ao movimento do mouse na metade direita da tela. A equação 11 refere-se ao movimento do mouse na região superior da tela e, por fim, a equação 12 refere-se ao movimento do mouse na região inferior da tela.

$$X_{mouse} = \frac{X_{sensor} - L_E}{ZM_E - L_E} \left(\frac{LT}{2} \right) \quad (9)$$

$$X_{mouse} = \left[\frac{X_{sensor} - ZM_D}{L_D - ZM_D} \left(\frac{LT}{2} \right) \right] + \left(\frac{LT}{2} \right) \quad (10)$$

$$Y_{mouse} = \frac{L_S - Y_{sensor}}{L_S - ZM_S} \left(\frac{AT}{2} \right) \quad (11)$$

$$Y_{mouse} = \frac{ZM_i - Y_{sensor}}{ZM_i - L_i} \left(\frac{AT}{2} \right) + \left(\frac{AT}{2} \right) \quad (12)$$

Temos que:

X_{mouse} = Posição do mouse na tela do computador, referente ao eixo x.

Y_{mouse} = Posição do mouse na tela do computador, referente ao eixo y.

X_{sensor} = Valor fornecido pelo sensor que capta movimentos horizontais. O valor é extraído do programa *Phidget Control Pannel*.

Y_{sensor} = Valor fornecido pelo sensor que capta movimentos verticais. O valor é extraído do programa *Phidget Control Pannel*.

L_E (Limite esquerdo) = Menor valor absoluto fornecido pelo sensor que capta movimentos horizontais. O valor é fornecido ao programa pelo arquivo de texto “*Sensor Mapping*”.

L_D (Limite direito) = Maior valor absoluto fornecido pelo sensor que capta movimentos horizontais. O valor é fornecido ao programa pelo arquivo de texto “*Sensor Mapping*”.

L_S (Limite superior) = Maior valor absoluto fornecido pelo sensor que capta movimentos verticais. O valor é fornecido ao programa pelo arquivo de texto “*Sensor Mapping*”.

L_i (Limite inferior) = Menor valor absoluto fornecido pelo sensor que capta movimentos verticais. O valor é fornecido ao programa pelo arquivo de texto “*Sensor Mapping*”.

ZM_E (Zona morta esquerda) = Valor da zona morta à esquerda, fornecido pelo arquivo de texto “*Dead Zone*”.

ZM_D (Zona morta direita) = Valor da zona morta à direita, fornecido pelo arquivo de texto “*Dead Zone*”.

ZM_S (Zona morta superior) = Valor superior da zona morta, fornecido pelo arquivo de texto “*Dead Zone*”.

ZM_i (Zona morta inferior) = Valor inferior da zona morta, fornecido pelo arquivo de texto “*Dead Zone*”.

L_T (Largura da tela) = Resolução horizontal da tela do computador. Valor constante de 1366.

A_T (Altura da tela) = Resolução vertical da tela do computador. Valor constante de 768.

3.5 Calibração do sistema

Para calibrar o sistema, em cada um dos quatro sentidos de medição, forças conhecidas foram aplicadas ao sistema, por meio de pesos padrões de calibração, e equiparou-se o valor de saída do sensor com essa força. O procedimento foi repetido seis vezes para cada força conhecida, num total de quatro forças conhecidas. Uma pré-carga foi aplicada ao sistema antes da calibração.

O sistema foi calibrado para uma faixa de força entre 0 e 3 N. Foram utilizados pesos de calibração de 50 g e 100 g. A histerese foi considerada nos resultados, por meio da realização de três séries de medições, compostas por uma sequência crescente seguida por uma sequência decrescente.

Foram obtidas as curvas de calibração para cada sentido de medição, representadas da Figura 99 até a Figura 102. Uma linha de tendência polinomial foi adicionada a cada curva. A qualidade do ajuste foi melhor na linha de tendência polinomial do que a linha de tendência linear. O polinômio obtido por meio da curva de calibração descreve, em estado estacionário, a relação entre a força produzida pela aplicação do padrão utilizado na calibração e a resposta retornada pelo sistema. O polinômio de cada sentido de calibração foi inserido no programa computacional anteriormente à coleta de dados.

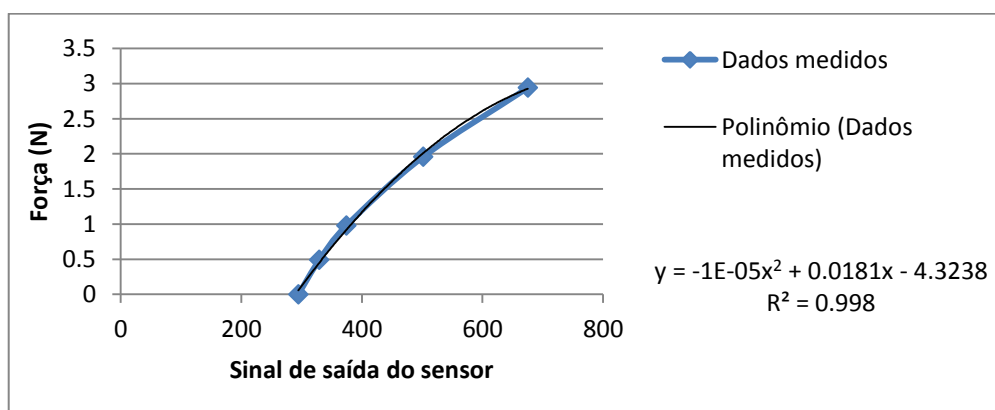


Figura 99 - Curva de calibração do sentido para direita

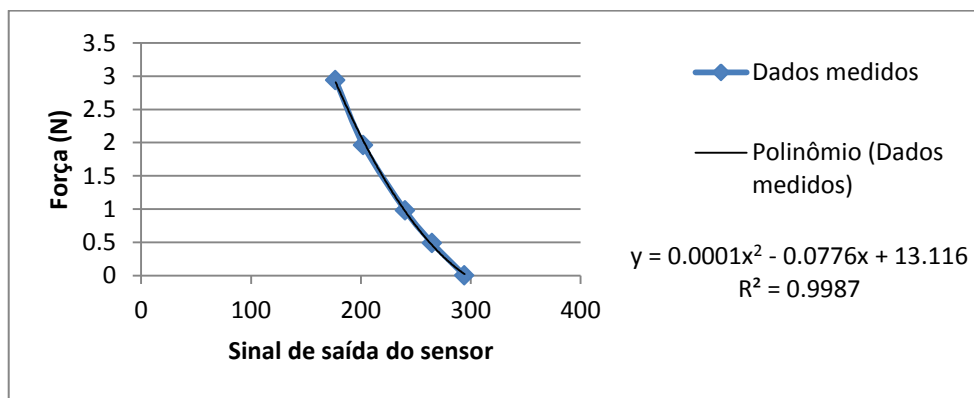


Figura 100 - Curva de calibração do sentido para esquerda

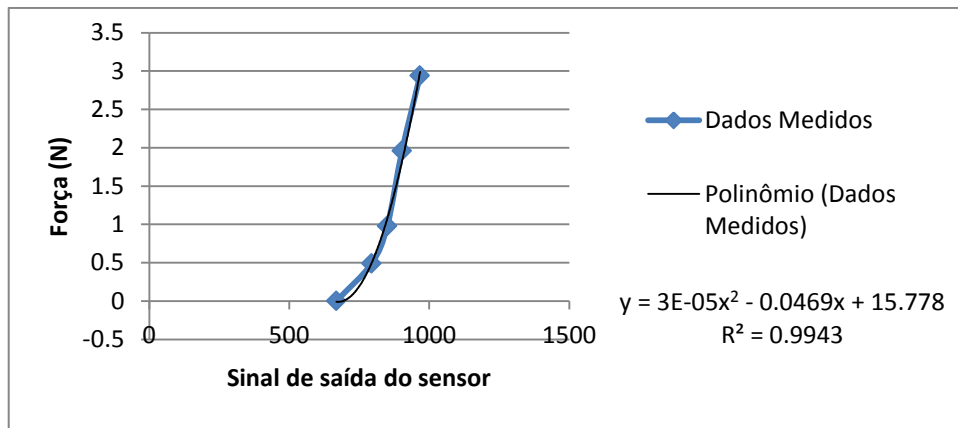


Figura 101 - Curva de calibração do sentido para cima

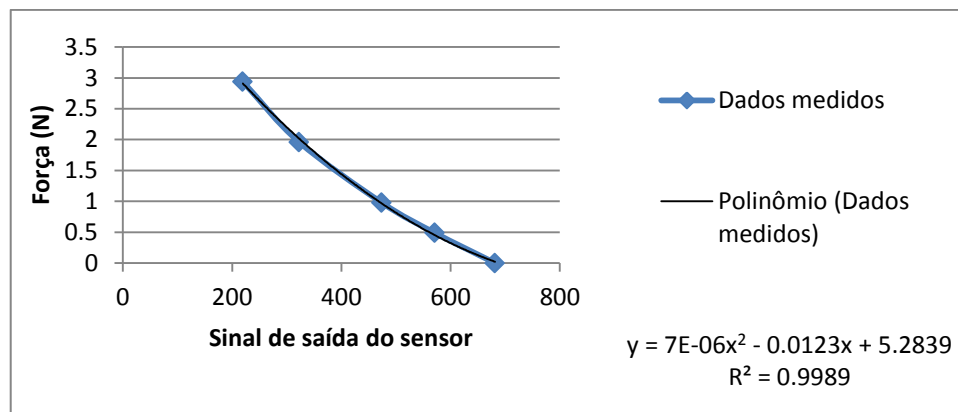


Figura 102 - Curva de calibração do sentido para baixo

A incerteza-padrão combinada ($u_{\%}$) foi obtida pela combinação das incertezas-padrão devido à reprodutibilidade (u_1), histerese (u_2), padrão de referência (u_3), resolução do instrumento mostrador (u_4) e regressão linear (u_5), como mostrado na equação 13.

$$u_{\%} = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 + u_4^2 + u_5^2} \quad (13)$$

A incerteza-padrão devido à reprodutibilidade (u_1) foi obtida pela equação 14:

$$u_1 = \frac{DP_c \times 100}{m_c} \times \frac{1}{\sqrt{n_c}} \quad (14)$$

onde DP_c é o desvio padrão das medições em escala crescente, m_c é a média dos valores de saída obtidos nas medições crescentes e n_c é o número de medições, sendo n_c igual a 3, pois foram realizadas três medições crescentes.

A incerteza-padrão devido à histerese (u_2) foi obtida pela equação 15:

$$u_2 = \frac{|m_d - m_c|}{\sqrt{3}} \times \frac{100}{m} \quad (15)$$

em que m_d é a média dos valores de saída obtidos nas medições decrescentes. A divisão por raiz de três é realizada devido ao fato da distribuição ser retangular. O resultado dessa divisão é, então, dividido pela média e multiplicado por 100 para que seja percentual.

A incerteza-padrão devido ao padrão de referência (u_3) foi obtida pela pesagem dos padrões em uma balança de precisão 0,001g, seguido do cálculo do coeficiente de variação de Pearson (CVP), o qual foi usado na equação 16.

$$u_3 = \Sigma \frac{CVP/\sqrt{n}}{Peso} \quad (16)$$

onde n é o número de medições dos padrões.

A incerteza-padrão devido à resolução do instrumento mostrador (u_4) foi obtida pela equação 17 utilizada para instrumentos indicadores digitais:

$$u_4 = \frac{r}{2\sqrt{3}} \quad (17)$$

onde r é a resolução do instrumento indicador.

A incerteza-padrão devido à regressão linear (u_5) foi pela equação 18.

$$u_5 = \frac{\sqrt{s_1^2 + s_2^2 + \dots + s_n^2}}{n-f} \quad (18)$$

onde S_n é a diferença do valor real do ponto a ser calibrado para o valor fornecido pela curva de calibração após a regressão linear; n é o número de pontos de calibração; f é o número de coeficientes do polinômio de regressão linear.

A incerteza expandida de medição (U) é declarada como a incerteza-padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k , sendo $k = 2$ devido ao número efetivo de graus de liberdade, o que corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza-padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

Os valores médios de saída do sensor em mV e as incertezas-padrão e incerteza expandida de medição são apresentados para cada sentido de medição da Tabela 1 até a Tabela 4.

Tabela 1 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para direita

Força	Saída média	u_1	u_2	u_3	u_4	u_5	$u_{\%}$	U95%
0,49	329,33	0,366045815	0,350617572	8,34E-05	8,77E-02	0,08695309	0,521696	1,04
0,98	374,33	0,179533214	0,925405596	0,008746	7,71E-02	0,102311832	0,951367	1,90
1,96	502,00	0,292543553	1,22677348	0,00875	5,75E-02	0,360439346	1,312957	2,63
2,94	675,33	0,130589897	0	0,00875	4,27E-02	0,513192895	0,531342	1,06

u_1 = incerteza padrão devido à reprodutibilidade; u_2 = incerteza padrão devido à histerese; u_3 = incerteza padrão devido ao padrão de referência; u_4 = incerteza padrão devido à resolução do instrumento mostrador; u_5 = incerteza padrão devido à regressão linear; $u_{\%}$ = incerteza padrão combinada; U = incerteza de medição expandida correspondente a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

Tabela 2 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para esquerda

Força	Saída média	u_1	u_2	u_3	u_4	u_5	$u_{\%}$	U95%
0,49	266,00	0,216236056	0,434097947	8,34E-05	1,09E-01	1,329765618	1,419596	2,84
0,98	241,33	0,137551582	0,478467074	0,008746	1,20E-01	1,085906003	1,200595	2,40
1,96	203,00	0,163666121	0,379211999	0,00875	1,42E-01	0,674284851	0,803459	1,61
2,94	177,00	0	0	0,00875	1,63E-01	0,602879242	0,624611	1,25

u_1 = incerteza padrão devido à reprodutibilidade; u_2 = incerteza padrão devido à histerese; u_3 = incerteza padrão devido ao padrão de referência; u_4 = incerteza padrão devido à resolução do instrumento mostrador; u_5 = incerteza padrão devido à regressão linear; $u_{\%}$ = incerteza padrão combinada; U = incerteza de medição expandida correspondente a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

Tabela 3 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para cima

Força	Saída média	u_1	u_2	u_3	u_4	u_5	$u_{\%}$	U95%
0,49	793,83	0,374713087	0,460619572	8,34E-05	3,64E-02	0,260923094	0,649603	1,30
0,98	876,17	0,038037277	0,021965009	0,008746	3,29E-02	0,330484191	0,335129	0,67
1,96	902,67	0,037023325	0,298482414	0,00875	3,20E-02	0,483634086	0,570494	1,14
2,94	967,00	0	0	0,00875	2,99E-02	0,138649498	0,142097	0,28

u_1 = incerteza padrão devido à reprodutibilidade; u_2 = incerteza padrão devido à histerese; u_3 = incerteza padrão devido ao padrão de referência; u_4 = incerteza padrão devido à resolução do instrumento mostrador; u_5 = incerteza padrão devido à regressão linear; $u_{\%}$ = incerteza padrão combinada; U = incerteza de medição expandida correspondente a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

Tabela 4 - Valores das incertezas medição obtidos na calibração para baixo

Força	Saída média	u_1	u_2	u_3	u_4	u_5	$u_{\%}$	U95%
0,49	570,67	0,209869108	0,404684768	8,34E-05	5,06E-02	0,076307655	0,464969	0,93
0,98	473,50	0,304392384	0,934815642	0,008746	6,10E-02	0,077618894	0,988106	1,98
1,96	322,67	0,205549846	0,596436229	0,00875	8,95E-02	0,114342149	0,647412	1,29
2,94	219,33	0,402089865	0	0,00875	1,32E-01	0,024765055	0,423897	0,85

u_1 = incerteza padrão devido à reprodutibilidade; u_2 = incerteza padrão devido à histerese; u_3 = incerteza padrão devido ao padrão de referência; u_4 = incerteza padrão devido à resolução do instrumento mostrador; u_5 = incerteza padrão devido à regressão linear; $u_{\%}$ = incerteza padrão combinada; U = incerteza de medição expandida correspondente a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%.

As incertezas expandidas de medição foram consideradas baixas, menor que 3%. A histerese foi a maior fonte de incerteza.

3.6 Os jogos eletrônicos

3.6.1 Jogos desenvolvidos na UFMG para a pesquisa

Inicialmente, quatro jogos eletrônicos foram desenvolvidos com o auxílio dos alunos do curso de graduação em Ciência da Computação no decorrer da disciplina “Desenvolvimento de jogos digitais” do primeiro semestre de 2012. Tais jogos foram inspirados nos famosos *Temple Run*, *Gravity Guy* e *Mario Kart*.

Os jogos, acionados pelo dispositivo controlador, utilizam movimentos da língua em quatro direções: para cima, para baixo, para direita e para esquerda. Cada jogo constitui de um personagem em uma situação de corrida e a regra básica é conseguir chegar até o final do percurso desviando dos obstáculos que aparecem em diferentes direções.

Os jogos foram desenvolvidos para computadores com foco no sistema operacional Windows, com possibilidade de portá-los para IOS e Linux. A plataforma foi escolhida por ser utilizada no ambiente de trabalho de muitos fonoaudiólogos brasileiros. A linguagem de programação foi C++, a *engine* para renderização foi a Irrlicht, a biblioteca utilizada para implementar som e efeitos 3D foi a IrrKlang, a biblioteca utilizada para implementar o tratamento de arquivos XML foi a irrXML. Foi utilizado o programa de edição e manipulação de imagem Photoshop e Gimp. A edição de modelos 3D foi feita no Blender e no Maya.

Os jogos foram desenvolvidos em escala natural de 1:1 onde as portas e objetos possuem tamanho real em relação aos personagens. Apresentam cenários e personagens voltado para público infantil e adolescente. Para isto procurou-se um visual, com estilo cartunistas e modelagem em três dimensões.

Abaixo, a Figura 103 mostra os jogos desenvolvidos:

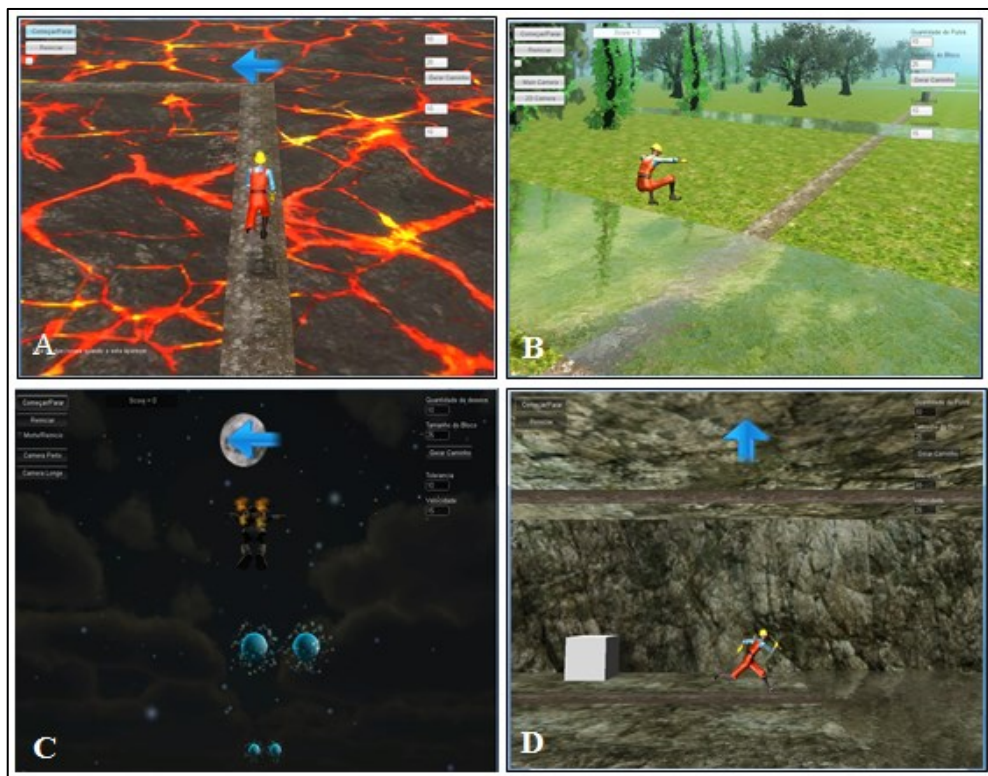


Figura 103 - Jogos desenvolvidos pelos alunos do curso de graduação em Ciências da Computação da UFMG

A) Labirinto; B) Corrida; C) Voando; D) O dia em que a gravidade mudou. A seta indica a direção da contração muscular.

Ao chegar próximo de uma curva ou de um obstáculo, o jogador é alertado quanto à direção e sentido do movimento que deve realizar por meio de uma seta verde, a qual se torna azul quando o usuário executa corretamente o movimento. Os jogos podem ser realizados pelo simples pressionamento do pino de interface lingual na direção indicada pela seta, ou pelo pressionamento do pino de interface lingual durante todo o tempo de permanência da seta na tela, sendo esse tempo controlável pelo fonoaudiólogo. A magnitude da força da língua necessária ao comando é previamente estipulada pelo fonoaudiólogo. Este também pode alterar o caminho a ser percorrido pelo herói, mudando a quantidade e a sequência dos movimentos; a tolerância (intervalo de tempo disponível para que o jogador realize o comando após aparecimento da seta); e a velocidade do herói. Estas variáveis podem ser modificadas por meio das janelas situadas no canto superior direito da tela. O jogador pode escolher se prefere jogar em 2D ou 3D.

Esse conjunto de jogos não chegou a ser utilizado nos testes, bem como não foram relacionados ao relatório de desempenho do paciente. Novos jogos foram desenvolvidos para os primeiros testes, durante meu período de estágio de doutorado na Universidade de Alberta, Canadá.

3.6.2 Jogos desenvolvidos na Universidade de Alberta

Foram desenvolvidos por meio do programa *Gamemaker® Professional Edition v1.2.1279*, no meu estágio no *Advanced Men Machine Interface Laboratory (Ammi Lab)*, laboratório do Departamento de Ciências da Computação da Universidade de Alberta, no Canadá. O *gameplay* é simples e foi inspirado no jogo FruitNinja®. Alvos (frutas) aparecem em diferentes regiões da tela do computador e devem ser alcançados pelo usuário (representado pelo objeto mão) que se encontra posicionado no centro da tela. Quando a mão toca o alvo, aparece na tela a figura de um relógio marcando o tempo, sendo que o indivíduo deve manter a contração muscular durante o tempo em que o relógio estiver na tela para que o alvo seja pontuado. Quando o alvo é pontuado ele desaparece da tela e reaparece dentro de uma cesta de frutas, a pontuação aumenta uma unidade e um novo alvo aparece em outro ponto da tela. O nível do jogo muda quando o usuário atinge uma determinada pontuação, sendo que com o aumento do nível, há um aumento da força necessária para atingir o alvo. Se um alvo não for atingido em um tempo de 30 segundos, ele desaparece da tela e outro alvo aparece em outro ponto da tela. Se o nível não for completado em 10 minutos, temos o fim da atividade. O fonoaudiólogo pode ajustar o número e as direções de aparecimento dos alvos, a força a ser realizada para alcançá-los e a duração em que o relógio permanece na tela.

Ao se clicar no executável dos jogos, primeiramente aparece uma janela para que o profissional digite o nome do paciente (Figura 104).

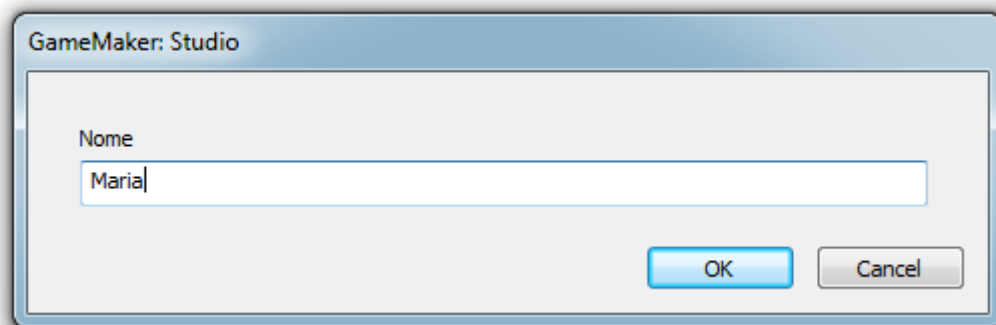


Figura 104 - Janela para inserção do nome do paciente

Em seguida, na próxima janela (Figura 105), deve ser digitado o tempo de duração da contração muscular em segundos, sendo que o programa também aceita frações de segundo. Essa janela aparece apenas em jogos para treino de força.

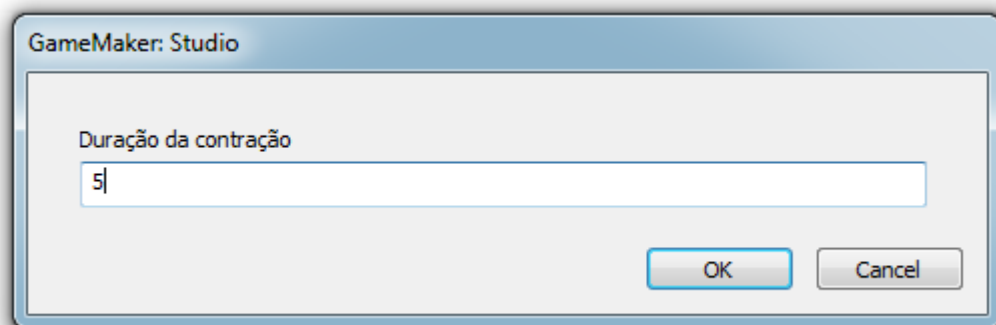


Figura 105 - Janela para inserção da duração da contração

A janela seguinte (Figura 106) solicita o número de repetições, ou seja, o número de alvos que aparecerão no jogo em cada sentido de movimento.

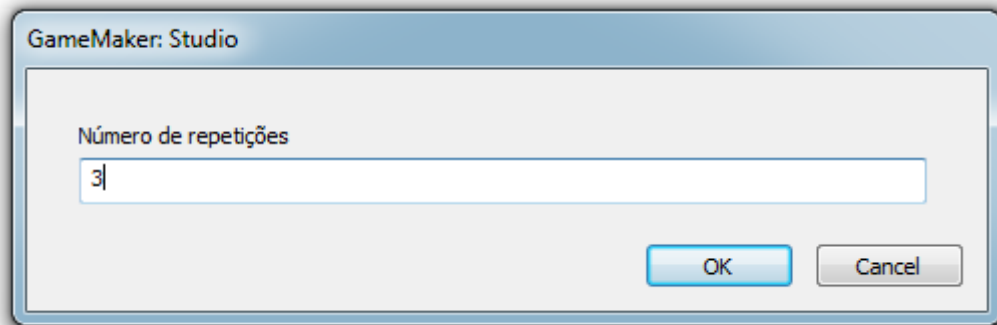


Figura 106- Janela para inserção do número de repetições

Após preenchidas as janelas iniciais, surge a janela principal do jogo (Figura 107). Nela, podem ser observados o nome do jogo, que, no exemplo da Figura é “Exercício isométrico de elevação, abaixamento e lateralização de língua”; o nome do paciente, no caso, “Maria”; a duração da contração, “5s”; e o nível de dificuldade, que são ícones variando de 1 a 3, sendo 1 o nível mais fácil e 3 o mais difícil. Ao final da tela temos o ícone “Jogar” que inicia o jogo pelo nível 1.

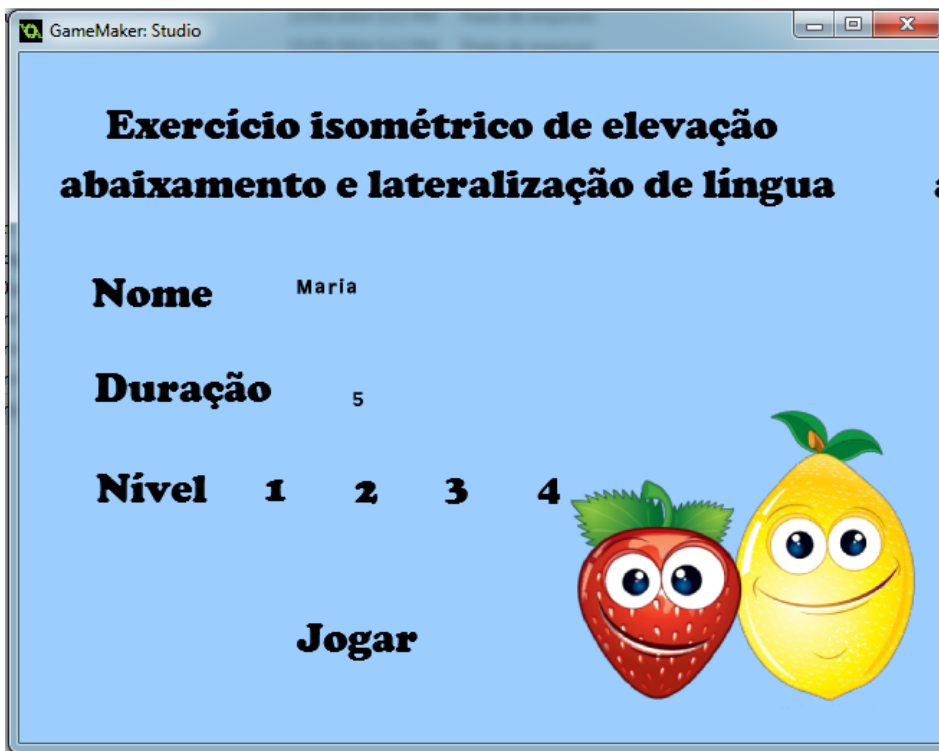


Figura 107 - Janela principal

Cinco tipos diferentes de jogos foram criados, diferindo-se apenas com relação ao sentido dos movimentos trabalhados:

1. Jogos baseados em exercícios de elevação e abaixamento da língua: os alvos aparecem alternadamente de maneira sistemática nas regiões superior e inferior da tela;
2. Jogos baseados em exercícios de lateralização de língua: os alvos aparecem alternadamente de maneira sistemática nas regiões direita e esquerda da tela;
3. Jogos baseados em exercícios de elevação, abaixamento e lateralização de língua: os alvos aparecem de maneira sistemática nas regiões esquerda, direita, superior e inferior da tela, respectivamente;
4. Jogos baseados em exercícios de elevação de língua: os alvos aparecem sempre na região superior da tela de maneira aleatória quanto à direção;
5. Jogos baseados em exercícios de elevação e abaixamento associados a lateralização de língua. Os alvos aparecem nas diagonais de maneira sistemática (canto superior direito e esquerdo da tela, ou canto inferior direito ou esquerdo da tela).

O nível de dificuldade está relacionado à distância do alvo em relação ao centro da tela do computador. Quanto mais distante o alvo se encontra do centro da tela do computador, maior deve ser a amplitude do movimento realizado pela língua para alcançar o alvo, logo maior é o deslocamento do pino de comando e também o deslocamento da mola e, conseqüentemente, maior força deve ser realizada para provocar este deslocamento.

A Figura 108 apresenta três níveis do exercício isométrico de lateralização de língua no momento em que aparece um alvo na região esquerda da tela, o que exige um movimento de lateralização da língua para esquerda. Observa-se que, no nível 1, o alvo (maçã) encontra-se bem próximo ao centro da tela. O alvo do nível 2 (banana) já se encontra um pouco mais distante do centro. Por fim, o alvo do nível 3 (morango) é o que se encontra mais distante do centro, dentre todos os níveis. Observa-se, também, na tela referente ao nível 2, que a banana foi atingida pelo jogador e, abaixo dela, o relógio marca o tempo de duração da contração. Ao se alcançar o alvo, se a contração muscular for mantida pelo tempo estimulado, o alvo é pontuado.

A posição dos alvos na tela foi escolhida de maneira que, para se alcançar alvos do nível 1, é necessário realizar força mínima de 0,5 N; para se alcançar alvos do nível 2, é necessário realizar força mínima de 1 N; para se alcançar alvos do nível 3, é necessário realizar força mínima de 2 N; Tais valores de força podem ser modificados pelo fonoaudiólogo, respeitando-se os limites de força que podem ser aplicados à mola que está no equipamento. Uma função do MatLab foi desenvolvida para calcular a posição de cada alvo em função da mola e da força que se deseja que o paciente realize para atingir o alvo. De posse dos valores de posição do alvo, basta realizar a substituição, nos jogos, dos valores antigos pelo novos.



Figura 108 - Exercício isométrico de lateralização de língua

O jogo de elevação de língua (Figura 109) apresenta também um componente de lateralização, pois os alvos não aparecem sempre no centro superior, mas, por vezes, nas laterais superiores.

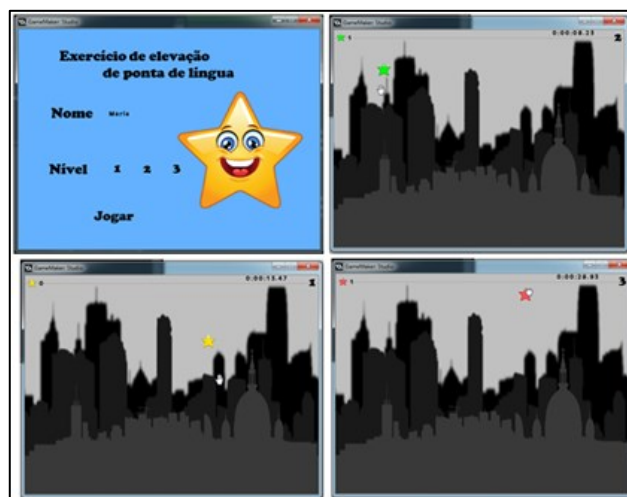


Figura 109 - Exercício de elevação de língua

Os cenários e os *sprites* (imagens presentes no cenário), utilizados na criação dos jogos fazem parte da biblioteca do Gamemaker®. Algumas figuras foram compradas em um site especializado em venda de figuras (canstockphoto.com.br). Foram utilizadas algumas músicas da biblioteca do Gamemaker® e outras foram adquiridas nos sites <http://www.flashkit.com/> e <http://www.nosoapradio.us/>.

Os jogos apresentam a possibilidade de se pausar e retomar a atividade, em qualquer momento, bastando pressionar a tecla P do teclado do computador. A Figura 110 apresenta um exemplo de tela que indica que o jogo foi pausado. Há também a possibilidade de reiniciar o jogo a qualquer momento, podendo-se, dessa forma, reajustar os parâmetros nome, duração da contração e número de repetições. A reiniciação do jogo está vinculada ao pressionamento da tecla Capslock.

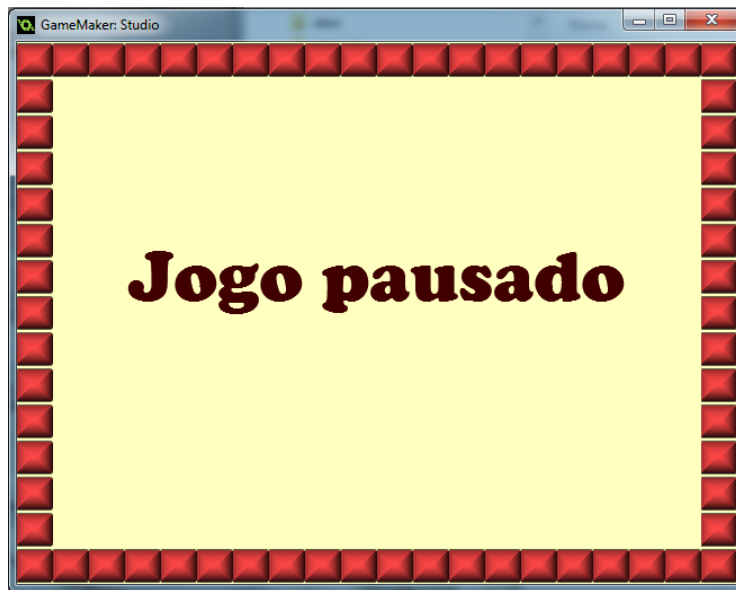


Figura 110 - Tela indicando que o jogo foi pausado

Durante o decorrer do jogo, um arquivo de texto é gerado, com informações do tempo e posição de cada objeto na tela. Este será o arquivo analisado na próxima etapa para geração do relatório de desempenho do paciente.

3.7 Relatório de desempenho do paciente

Foi desenvolvido um programa em MatLab® para análise dos arquivos de texto gerados durante as atividades. A interface do programa pode ser visualizada na Figura 111. Há apenas dois ícones a serem utilizados: gerar relatório e gerar gráficos.

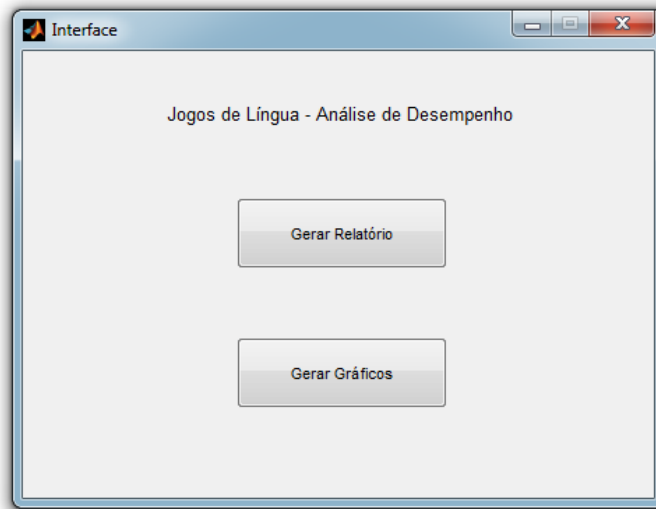


Figura 111 - Interface do programa para geração do relatório de desempenho do paciente

Ao se clicar em gerar relatório, o programa gera, em arquivo docx, um relatório contendo um cabeçalho com espaço destinado a informações do paciente (nome, idade, sexo e data de nascimento), nome do terapeuta e data da terapia, informações do jogo (nome, duração de contração e número de alvos), e, finalmente, os parâmetros descritos abaixo para cada alvo do jogo, separado por nível de dificuldade. Para jogos de treino de força o relatório contem os parâmetros:

- Número de tentativas: número de vezes que o paciente atingiu o alvo, mesmo que não tenha pontuado;
- Força máxima: maior força, em newton, realizada pelo indivíduo para cada alvo;
- Força média: média da força, em newton, realizada pelo indivíduo para cada alvo;
- Tempo máximo de contração: maior tempo, em segundos, em que o indivíduo foi capaz de manter pressionado o pino de interface lingual para cada alvo;
- Tempo médio de contração: média do tempo, em segundos, que o paciente manteve pressionado o pino de interface lingual, para cada alvo;
- Alvos pontuados: número de alvos atingidos com a força estipulada, sendo a força, mantida pelo tempo estipulado;
- Área: área sob o gráfico de força ao longo do tempo, em N.s, obtida pela multiplicação da força pelo tempo.

- Tempo para pontuar: tempo, em segundos, gasto pelo paciente para aumentar a pontuação em uma unidade a partir do aparecimento do alvo na tela. Inicialmente havia sido denominado “tempo total”.

Voltando à interface do programa, ao se clicar em gerar gráficos, o programa gera, em arquivo jpg, os gráficos da força ao longo do tempo, em perspectiva 2D e 3D.

O gráfico em 3D, mostrado na Figura 112, apresenta, no eixo y, os valores de tempo em segundos e, nos eixos x e z, os valores de força, em newtons, na direção vertical e horizontal, respectivamente. Por meio deste gráfico, pode-se visualizar a trajetória do movimento realizado pela língua, iniciada no tempo 0, com informações da força realizada em cada sentido de movimento ao longo do tempo. O gráfico indica também, o nível de dificuldade (*level 2* indicando nível 2 de dificuldade) e o sentido de contração para atingir o alvo (*up* indicando sentido para cima). O círculo vermelho ao final da trajetória indica que o alvo foi pontuado e o valor impresso próximo ao círculo refere-se ao tempo total gasto para atingir o referido alvo.

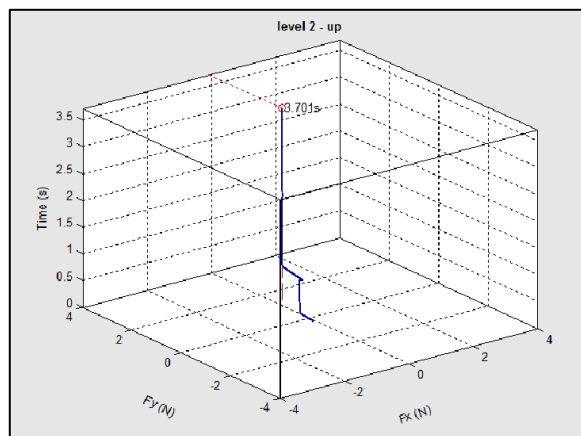


Figura 112 - Gráfico 3D com informações da força realizada nas duas direções de contração ao longo do tempo

O gráfico 2D, apresentado na Figura 113, refere-se ao mesmo alvo referido na figura anterior. A diferença é que este gráfico apresenta apenas a informação da força na direção do movimento realizado, no caso, vertical. O eixo x deste tipo de gráfico representa o tempo e o

eixo y a força. A área hachurada sob o gráfico é calculada e o valor é apresentado na parte superior do gráfico ($J = 3.3723 \text{ N.s}$).

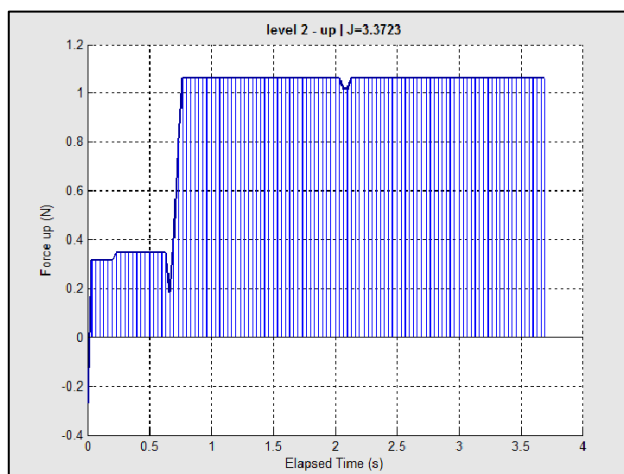


Figura 113 - Gráfico 2D com informações da força realizada em uma direção de contração ao longo do tempo

3.8 Estudo piloto

Foi realizado um estudo piloto na Universidade de Alberta, com oito indivíduos adultos, sendo quatro do sexo masculino e quatro do sexo feminino, com idades entre 22 e 38 anos (média de 28,1 anos e desvio padrão de 5,19), todos alunos de pós-graduação em Ciências da Computação selecionados aleatoriamente dentre os integrantes do AMMI LAB.

Embora o instrumento tenha sido desenvolvido para crianças, na fase preliminar, a avaliação de adultos foi considerada importante, por permitir um *feedback* mais fidedigno e direcionar os primeiros ajustes necessários. Os critérios de inclusão consistiram em apresentar força e mobilidade da língua consideradas adequadas na avaliação clínica, frênulo lingual classificado como normal e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido. Optou-se por iniciar os testes com indivíduos sem alterações orofaciais miofuncionais para se entender primeiramente

o desempenho dessa população. Consistiu critério de exclusão não completar todas as etapas do teste.

Na avaliação clínica foram verificados os seguintes aspectos pela pesquisadora autora da tese: força da língua durante a protrusão e lateralização, aspectos morfológicos, posição habitual, frênulo lingual e mobilidade. Apenas indivíduos com força e mobilidade consideradas normais participaram do estudo.

O instrumento era apresentado ao participante, higienizado com álcool 70% e coberto por um filme plástico. Durante os testes, o instrumento era encaixado na cavidade oral e o participante solicitado a alcançar os alvos que apareciam na tela nas posições direita, esquerda, superior e inferior. As forças requeridas para atingir os alvos foram de 1 e 2 Newtons e, a duração da contração, de 3 e 6 segundos. Dessa forma cada indivíduo realizou quatro testes: um jogo com força de 1 N e duração de 3 s, um com força de 1 N e duração de 6 s, um com força de 2 N e duração de 3 s e um com força de 2 N e duração de 6 s. Em cada jogo apareciam três alvos para cada direção, totalizando 12 alvos. A ordem dos jogos foi aleatória entre os participantes. Aguardou-se um período de descanso de 5 minutos entre os jogos.

Os seguintes dados foram obtidos a partir do relatório de desempenho de cada participante, para cada teste, em cada direção e constituíram as variáveis dependentes: número de tentativas realizadas para pontuar, área do gráfico, tempo médio e tempo para pontuar. Pesquisou-se a relação entre essas variáveis dependentes e os parâmetros dos jogos (variáveis independentes): sentido, força e duração da contração. Para análise estatística, foram utilizados modelos marginais log-lineares (Fitzmaurice, et al., 2011).

Os modelos marginais conhecidos também por método GEE (*Generalized Equations Estimating*) (Liang e Zeger, 1986) podem ser considerados uma extensão de Modelos Lineares Generalizados (McCullagh e Nelder, 1989) que permitem incorporar a correlação esperada entre as medidas realizadas no mesmo indivíduo. As Regressões Marginais, por sua facilidade na interpretação e ausência de suposições distribucionais, têm sido preferidas como extensão dos Modelos Lineares Generalizados para dados dependentes (Fitzmaurice et al., 2011).

Os modelos marginais ajustados consideraram, para computar a correlação existente intra-indivíduo, uma matriz de trabalho de simetria composta. É interessante destacar que independentemente da estrutura proposta para modelar a estrutura de correlação entre as medidas do mesmo indivíduo, as estimativas para a estrutura da média serão consistentes (Liang e Zeger, 1986).

Foi utilizado o nível de 5% de significância. O programa utilizado na análise foi o R versão 3.0.3.

3.9 Avaliação do instrumento por profissionais da área

Esta pesquisa recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa sob o número 18614313.3.0000.5149.

Nesta etapa, 10 fonoaudiólogos foram convidados a fazerem parte da pesquisa e aqueles que concordaram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido participaram do estudo. Os critérios de inclusão dos fonoaudiólogos nessa pesquisa seguiram as recomendações de Grant e Davis (1997) para a escolha de *experts* para validação de conteúdo de um instrumento. Foram incluídos fonoaudiólogos com experiência de pelo menos cinco anos na área de motricidade orofacial e/ou disfagia, com publicações em revistas de referência na área e/ou em congressos, residentes na cidade de Belo Horizonte, que estivessem atuando na área de motricidade orofacial e/ou disfagia no momento e que aceitassem participar da pesquisa e concordassem em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (apêndice B). Constituíram critério de exclusão não responder todas as questões dos dois formulários apresentados.

Foi agendada com cada fonoaudiólogo participante uma conversa em que a autora da pesquisa apresentou o método, explicou o mecanismo de funcionamento do instrumento, apresentou os jogos que foram desenvolvidos e todos os parâmetros dos jogos passíveis de ajustes pelo fonoaudiólogo, a saber: duração da contração, tipo de contração muscular requerida, sentido e direção do movimento e força. Em seguida, instrumento foi higienizado com álcool 70% e

coberto com filme plástico. O fonoaudiólogo participante encaixou o instrumento em sua própria cavidade oral e foi realizado um teste, o qual consistia da realização de um jogo para treino de força. O fonoaudiólogo participante foi incentivado a modificar e testar todos os parâmetros do jogo. Após o uso, o instrumento foi retirado da cavidade oral do participante, o filme plástico removido e o instrumento foi esterilizado, exceto o bocal, o qual foi descartado. A esterilização foi realizada por meio de imersão das peças do instrumento em glutaraldeído 2% por período de 10 horas. Para cada participante foi utilizado um novo bocal.

Ao fonoaudiólogo foi solicitado a responder um questionário (apêndice C) sobre a aplicabilidade do instrumento na reabilitação da força da língua. Este questionário continha 12 perguntas sobre a compatibilidade dos exercícios utilizando o instrumento com os exercícios convencionais utilizados para reabilitação de força da língua, facilidade de operação do instrumento, conforto, facilidade de realizar os movimentos solicitados, utilidade do instrumento para a Fonoaudiologia. Os profissionais foram incentivados a sugerir modificações.

3.10 Validação do conteúdo do relatório de desempenho

O relatório de desempenho gerado pelo programa computacional (apêndice D) passou por processo de validação de conteúdo pelos profissionais da área.

A validação de conteúdo é um processo em que um grupo de especialistas estabelece um consenso quanto à adequação entre o domínio de interesse e o instrumento. Vários métodos foram propostos para esse processo. Dentre eles, o índice de validade de conteúdo (IVC) é muito utilizado devido à facilidade do cálculo e possibilidade de julgamento de cada item do instrumento separadamente e também do conjunto de itens (Polit e Beck, 2006).

Para a validação de conteúdo, os profissionais participantes responderam um questionário (apêndice E) em que cada item do relatório de avaliação do desempenho do paciente, para cada sentido de realização da força, foi julgado quanto a sua representatividade (relevância em relação ao domínio de interesse) por meio de uma escala ordinal de 1 a 4 como

recomendado por Grant e Davis (1997) e Polit e Beck (2006). Nessa escala, a pontuação 1 indica que o item não é representativo, 2 indica que o item é pouco representativo, 3 indica que o item é suficientemente representativo e 4 indica que o item é altamente representativo. As opções de resposta três e quatro foram consideradas adequadas. O IVC de cada item foi calculado como o número de especialistas que forneceu a classificação 3 ou 4 ao item, dividido pelo número total de especialistas. O valor inferior a 0,78 indica que o item não é relevante para o domínio de interesse (Polit e Beck, 2006). O IVC para o conjunto de itens foi calculado pela média dos valores de IVC de cada item. O valor mínimo para que o instrumento seja adequado ao seu domínio de interesse é 0,8 (Grant e Davis, 1997) .

As avaliações de todos os especialistas foram consideradas e cuidadosamente analisadas. O coeficiente Kappa Modificado também foi calculado. Trata-se de um teste complementar ao IVC, que avalia o grau de concordância de relevância entre os especialistas para cada item, levando-se em consideração o fato de que a concordância pode ocorrer por acaso (Polit et al., 2007). Para o cálculo de kappa modificado utilizou-se a fórmula abaixo:

$$k = (IVC - pc)/(1 - pc) \quad (19)$$

onde pc é a probabilidade de a concordância ocorrer por acaso.

O cálculo de pc foi realizado pela fórmula abaixo:

$$pc = \left[\frac{M!}{A!} (N - A)! \right] * 0.5^N \quad (20)$$

onde N é o número de especialistas e A é o número de especialistas que concordaram que o item é relevante.

O valor de Kappa foi considerado excelente acima de 0,74, bom entre 0,60 e 0,74 e moderado entre 0,40 e 0,59 (Polit et al., 2007).

Os profissionais também foram solicitados a avaliar a clareza dos itens (possibilidade de compreensão da sua redação pelos fonoaudiólogos que vierem a utilizar o instrumento) e a

sugerir modificações, propor a adição e/ou a exclusão de itens e apontar qualquer sugestão que julgassem pertinente.

Apenas os itens que obtiverem nível de concordância aceitável para todas as características investigadas, tanto para o IVC como para os índices de *Kappa* modificado, foram incluídos na segunda versão do instrumento (Polit et al., 2007).

3.11 Testes com pacientes

Na segunda etapa, testes foram realizados com 20 indivíduos, sendo dez com comprometimento de força da língua (grupo de estudo) e dez sem comprometimento de força da língua (grupo controle), selecionados dentre os pacientes em atendimento fonoaudiológico no Hospital das Clínicas da UFMG. Os indivíduos do grupo de estudo constituíram-se de pacientes em atendimento na área de motricidade orofacial e os indivíduos do grupo controle, dentre os pacientes em atendimento nas áreas de linguagem oral e escrita. Primeiramente foi realizado um levantamento do número de pacientes na faixa etária desejada nos Ambulatórios de motricidade orofacial e linguagem infantil, a partir do qual, os pacientes foram selecionados aleatoriamente.

Os critérios de inclusão foram: ter idade entre 8 e 13 anos, apresentar todos os dentes incisivos centrais e laterais, não apresentar comprometimentos cognitivos que comprometessem a realização do teste ou transtornos invasivos do desenvolvimento, comprometimentos visuais, glossectomias e/ou pelvectomias ou paralisia de língua, e concordar em participar da pesquisa: assinatura do termo de assentimento pelos participantes (apêndice F) e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido pelos pais ou responsáveis legais (apêndice G). Os critérios de exclusão foram: não conseguir jogar nenhum dos jogos determinados pelo pesquisador.

Primeiramente foi realizada uma avaliação clínica da língua do paciente. O protocolo de avaliação utilizado encontra-se no apêndice H e aborda os seguintes aspectos: força, mobilidade e aspecto morfológico da língua. O protocolo foi construído com base no

protocolo MBGR (Marchesan et al., 2012) que é comumente utilizado em pesquisas e também na prática clínica do fonoaudiólogo. Apenas o aspecto força foi modificado em relação ao protocolo MBGR, pois este abrangia apenas as categorias normal, diminuído e aumentado. No protocolo utilizado neste estudo optou-se por dividir a categoria diminuído em: diminuição leve de força ou diminuição grave de força. Ainda no aspecto força, acrescentou-se uma nova tarefa, força de lateralização, para verificar presença de assimetrias. A avaliação da força, devido ao seu alto teor de subjetividade, foi realizada por duas fonoaudiólogas com especialização em motricidade orofacial de maneira independente em 40% da amostra. Cada fonoaudióloga classificou a língua e escreveu o seu parecer em um papel. Os pareceres foram comparados e o índice de concordância entre as avaliadoras foi calculado. Indivíduos com diferentes pareceres foram excluídos da amostra.

A avaliação da força da língua foi realizada durante a protrusão e lateralização. Para avaliar a força de protrusão da língua foi solicitado ao participante protruir a língua e empurrá-la contra uma espátula posicionada verticalmente em frente aos lábios, durante 5 s. O avaliador classificava a língua como normal, quando a língua era capaz de realizar a protrusão, imprimir força contra uma resistência firme feita pela espátula e manter a força sem tremores e sem deformação; diminuição leve de força quando a musculatura era capaz de realizar a protrusão, imprimir força contra uma resistência firme feita pela espátula e pelo dedo e manter a força, havendo tremores leves e/ou dobramento da ponta da língua para cima ou para baixo; diminuição grave de força quando a musculatura era fraca, conseguindo resistir levemente contra uma resistência firme feita pela espátula e pelo dedo, havendo tremores, deformação, podendo ou não ser capaz de realizar protrusão para fora da cavidade oral; e força aumentada quando a musculatura era capaz de realizar a protrusão e imprimir excessiva força contra uma resistência firme feita pela espátula e pelo dedo.

Para avaliar a força de lateralização da língua, o indivíduo foi solicitado a empurrar a parede interna da sua própria bochecha com a língua enquanto o examinador realizava uma força de contra resistência com o dedo enluvado posicionado externamente na bochecha do paciente em ambos os lados, direito e esquerdo. O examinador verificava se havia assimetria de força nos diferentes sentidos de contração e anotava o lado mais forte.

A avaliação dos aspectos morfológicos era realizada por inspeção visual e englobava a posição habitual, simetria, largura, altura, mucosa e frênulo lingual. Na avaliação da posição habitual, o examinador classificava a posição da língua como: no assoalho, ponta baixa e dorso alto, interdental ou não observável. Quanto à simetria marcava-se sim, para língua simétrica, e não, para assimétrica. A largura era classificada em adequada, diminuída ou aumentada e a altura em adequada ou aumentada. A mucosa era classificada em: normal, geográfica, fissurada, ferida, marcada por dentes ou marcada por aparelho. Para avaliar o frênulo lingual, foi solicitado ao paciente protrair a língua e elevar sua ponta na região média do palato. Na avaliação do frênulo lingual a extensão podia ser classificada como adequada, longa ou curta; a fixação na língua como, na parte média, entre a parte média e o ápice e no ápice; a fixação no assoalho como, entre as carúnculas ou na crista alveolar. Outras características do frênulo lingual também podiam ser marcadas, como por exemplo, ausência do frênulo, frênulo submerso, espesso ou com fibrose.

Para avaliar a mobilidade foi solicitado ao paciente abrir a boca e protrair a língua; tocar o ápice língua sucessivamente nas comissuras direita e esquerda e nos lábios superior e inferior; tocar o ápice na papila incisiva, tocar o ápice na bochecha direita; tocar o ápice na bochecha esquerda; estalar o ápice, sugar a língua no palato e vibrar a língua. O examinador classificava cada uma destas tarefas como adequada, alterada ou ausente.

Após a avaliação clínica qualitativa, o instrumento foi apresentado ao paciente e ao seu responsável. Depois foi higienizado com álcool 70% e coberto por um filme plástico. Então foi encaixado na cavidade oral do paciente, o qual realizou seis atividades que englobaram os quatro sentidos de movimento, com forças de 0,5 N, 1 N e 2N. Os tempos de duração da contração muscular utilizados foram 3 e 5 segundos (Rahal, 2012). Durante as atividades, os participantes permaneceram sentados de frente para a tela do computador, segurando o equipamento com as mãos, estando os cotovelos apoiados na mesa. A Figura 114 mostra a realização do teste por um paciente.



Figura 114 - Teste com pacientes

Após o uso, o instrumento foi retirado da cavidade oral do paciente participante, o filme plástico removido do instrumento, o instrumento foi esterilizado e o bocal descartado. A esterilização foi realizada por meio de imersão das peças do instrumento em glutaraldeído 2% por período de 10 horas. O paciente foi, então, solicitado a preencher, em escalas de 0 a 10, o nível de conforto, divertimento, cansaço e dor que sentiu durante a utilização do método (apêndice I).

Foram obtidos, por meio do relatório de desempenho do paciente, os dados referentes ao número de tentativas, tempo médio de contração e tempo para pontuar de cada indivíduo por duração, sentido de contração e força. Modelos marginais log-lineares (Fitzmaurice et al., 2011) foram utilizados para verificar se as variáveis dependentes (número de tentativas, tempo médio de contração e tempo para pontuar) variavam significativamente por grupo (controle x estudo), força de contração (0,5 N x 1 N x 2 N), alvo (primeiro x segundo x terceiro de cada direção), duração de contração (3 s x 5 s), desempenho na tarefa de vibrar a língua, sexo e idade.

4

RESULTADOS

Primeiramente serão apresentados os resultados do estudo piloto. Depois, os resultados da pesquisa realizada com os profissionais, seguidos pela validação de conteúdo e, por fim, os resultados do estudo com crianças e adolescentes. Esta foi a ordem em que as etapas do presente trabalho foram executadas.

4.1 Estudo piloto

O número de tentativas, tempo médio de contração, área e tempo para pontuar, foram analisados e relacionados às variáveis independentes: sentido de contração, nível (1 N x 2 N), ordem de aparecimento do alvo (1^a x 2^a x 3^a), duração de contração (3 s x 6 s), sexo e idade dos participantes.

Em relação ao número de tentativas, quanto menor melhor é o desempenho, pois mostra que o indivíduo precisou de menos tentativas para pontuar. O tempo médio de contração é melhor quanto maior for, pois é calculado pela média do tempo em que o participante atingiu o alvo e manteve a contração. Observa-se que a análise da variável tempo para pontuar, por si só não nos diz muito sobre o desempenho do participante, pois quando aumentada pode ser reflexo tanto de um maior número de tentativas, o que seria ruim, quanto de um maior tempo de manutenção da contração, o que seria desejável. Por isso, recomenda-se, analisar o número de tentativas e o tempo médio de contração na interpretação do tempo para pontuar.

4.1.1 Análise do número de tentativas

As principais medidas descritivas para o número de tentativas por sentido e duração de contração, nível, ordem de aparecimento do alvo, sexo e idade encontram-se na Tabela 5. Para verificar se o número de tentativas variou significativamente para cada uma das variáveis independentes, foi ajustado um modelo marginal log-linear, o qual é apresentado nesta tabela.

Tabela 5 – Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para número de tentativas

Variáveis	N	Média	DP	1ºQ	2ºQ	3ºQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Sentido	Baixo	96	1,25	0,63	1,0	1,0	1,0	1	-
	Cima	96	1,84	2,77	1,0	1,0	1,0	0,027	1,476 [1,05; 2,08]
	Direita	96	1,69	2,14	1,0	1,0	1,0	0,033	1,351 [1,02; 1,78]
	Esquerda	96	1,85	1,18	1,0	1,0	2,0	<0,001	1,484 [1,26; 1,75]
Nível	Nível-2	192	1,67	2,06	1,0	1,0	2,0	1	-
	Nível-3	192	1,65	1,69	1,0	1,0	2,0	0,903	0,984 [0,76; 1,27]
Alvo	Primeiro	128	1,90	2,07	1,0	1,0	2,0	1	-
	Segundo	128	1,59	1,75	1,0	1,0	1,0	0,239	0,839 [0,63; 1,12]
	Terceiro	128	1,48	1,79	1,0	1,0	1,0	0,055	0,782 [0,61; 1,01]
Duração	3-segundos	192	1,35	0,80	1,0	1,0	1,0	1	-
	6-segundos	192	1,97	2,50	1,0	1,0	2,0	0,002	1,460 [1,15; 1,85]
Sexo	Feminino	192	1,73	2,01	1,0	1,0	2,0	1	-
	Masculino	192	1,59	1,75	1,0	1,0	2,0	0,429	0,790 [0,44; 1,42]
Idade	≤ 27	192	1,46	1,09	1,0	1,0	2,0	1	-
	> 27	192	1,86	2,41	1,0	1,0	2,0	0,003	1,055 [1,02; 1,09]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) = erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Com os resultados apresentados na tabela, pode-se concluir que:

- Nos sentidos para cima, direita e esquerda, o valor médio do número de tentativas, de forma significativa, aumentou respectivamente em 47,6%, 35,1% e 48,4%, se comparado ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas na comparação entre os sentidos para cima e para direita (valor-p=0,561), para cima e para esquerda (valor-p=0,970), bem como direita e esquerda (valor-p=0,573);

- Não houve diferenças significativas entre os níveis 2 e 3, ou seja entre os jogos que exigiam 1 N de força e os que exigiam 2 N;
- Não houve diferença significativa na ordem de aparecimento do alvo no jogo;
- Nos jogos com duração de contração de 6 segundos, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 46,0%, se comparado aos jogos com duração de 3 segundos;
- Não houve influência significativa do sexo na variável número de tentativas;
- A cada ano que se aumenta na idade do indivíduo, dentro da faixa etária estudada, espera-se um aumento de 5,5% no número médio de tentativas.

4.1.2 Análise do tempo médio de contração

Na Tabela 6, pode-se verificar as principais medidas descritivas para o tempo médio de contração por nível, ordem de aparecimento do alvo, sentido e duração de contração, sexo e idade. Para verificar se o tempo médio de contração variou significativamente para cada uma dessas variáveis foi ajustado um modelo marginal log-linear apresentado nesta mesma tabela.

Tabela 6 - Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para o tempo médio de contração

Variáveis		N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Sentido	Baixo	96	4,21	1,48	3,0	3,0	6,0	1	-	
	Cima	96	3,94	1,52	3,0	3,0	6,0	0,105	0,935	[0,86; 1,01]
	Direita	96	4,06	1,51	3,0	3,0	6,0	0,243	0,963	[0,90; 1,03]
	Esquerda	96	3,43	1,70	2,1	3,0	5,6	<0,001	0,815	[0,76; 0,87]
Nível	Nível-2	192	3,94	1,60	3,0	3,0	6,0	1	-	
	Nível-3	192	3,89	1,55	3,0	3,0	6,0	0,760	0,987	[0,91; 1,07]
Alvo	Primeiro	128	3,55	1,60	2,6	3,0	5,7	1	-	
	Segundo	128	4,09	1,55	3,0	3,0	6,0	<0,001	1,151	[1,11; 1,20]
	Terceiro	128	4,09	1,52	3,0	3,0	6,0	<0,001	1,150	[1,11; 1,19]
Duração	3-segundos	192	2,73	0,54	3,0	3,0	3,0	1	-	
	6-segundos	192	5,09	1,38	4,1	6,0	6,0	<0,001	1,861	[1,77; 1,95]
Sexo	Feminino	192	3,95	1,59	3,0	3,0	6,0	1	-	
	Masculino	192	3,87	1,56	3,0	3,0	6,0	0,911	0,991	[0,84; 1,16]
Idade	<=27	192	3,96	1,58	3,0	3,0	6,0	1	-	
	>27	192	3,86	1,58	3,0	3,0	6,0	0,257	0,993	[0,98; 1,00]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) = erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Com os resultados apresentados do modelo marginal log-linear, pode-se concluir que:

- Não houve diferença significativa no valor de tempo médio de contração entre os sentidos para cima e para baixo ou entre os sentidos para direita e para baixo. No sentido para esquerda, o valor médio do tempo médio de contração, de forma significativa, diminuiu respectivamente em 18,5%, se comparado ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas entre os sentidos para cima e direita (valor-p=0,281), porém houve diferença significativa entre os sentidos direita e esquerda (valor-p<0,001), e entre os sentidos para cima e esquerda (valor-p=0,016), sendo que o valor médio do sentido para esquerda foi em média 15,4% e 12,9% abaixo do sentido para direita e para cima, respectivamente;
- Não houve diferença significativa entre os níveis 2 e 3;
- Houve diferença significativa no tempo médio de contração do segundo e terceiro alvo comparados com o primeiro, sendo que, para o segundo e terceiro alvos, houve um aumento no tempo médio de contração de aproximadamente 15%;
- Nos jogos com duração de contração de 6s, o valor médio do tempo médio de contração aumentou de forma significativa em 86,1%, se comparado aos de duração de 3s;
- Sexo e idade não influenciaram significativamente o tempo médio de contração.

4.1.3 Análise da área

Na Tabela 7 pode-se verificar as principais medidas descritivas para área por grupo, sentido e duração de contração, nível, ordem de aparecimento do alvo, sexo e idade. Para verificar se a área variou significativamente para cada uma das variáveis independentes foi ajustado um modelo marginal log-linear apresentado nesta tabela.

Tabela 7 - Medidas descritivas Modelo Marginal Log-Linear para a área

Variáveis	N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Sentido	Baixo	96	8,61	5,46	4,3	6,6	12,2	1	-
	Cima	96	10,22	9,38	5,8	6,6	12,7	0,025	1,187 [1,02; 1,38]
	Direita	96	9,66	10,80	5,2	6,1	11,9	0,147	1,122 [0,96; 1,31]
	Esquerda	96	9,29	4,62	6,7	7,3	13,5	0,204	1,078 [0,96; 1,21]
Nível	Nível-2	192	6,08	4,76	3,3	5,8	6,9	1	-
	Nível-3	192	12,81	9,09	6,8	12,0	14,2	<0,001	2,106 [1,81; 2,45]
Alvo	Primeiro	128	9,76	7,20	5,9	7,1	12,9	1	-
	Segundo	128	9,17	6,94	5,8	6,8	12,1	0,270	0,939 [0,84; 1,05]
	Terceiro	128	9,41	9,61	5,0	6,6	12,2	0,547	0,964 [0,86; 1,09]
Duração	3-segundos	192	5,81	3,18	3,3	6,0	6,9	1	-
	6-segundos	192	13,08	9,56	6,8	12,0	14,1	<0,001	2,251 [2,07; 2,45]
Sexo	Feminino	192	10,05	9,58	5,9	6,9	12,2	1	-
	Masculino	192	8,84	5,96	4,3	6,8	12,3	0,199	0,743 [0,47; 1,17]
Idade	≤ 27	192	8,69	6,24	5,5	6,6	12,0	1	-
	> 27	192	10,20	9,38	5,9	7,0	12,6	0,091	1,027 [1,00; 1,06]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) = erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Com os resultados apresentados do modelo marginal log-linear, pode-se concluir que:

- Somente houve diferença significativa entre os sentidos para cima e para baixo, sendo que o valor médio da área para cima foi em média 18,7% acima do sentido para baixo;
- O valor médio da área para o nível 3, foi em média 2,1 vezes acima do nível 2;
- Em jogos com duração de contração de 6 segundos, o valor médio da área aumentou de forma significativa em 2,25 vezes, se comparado aos com duração de 3 segundos;
- Ordem de aparecimento do alvo, sexo e idade não influenciaram significativamente a área.

4.1.4 Análise do tempo para pontuar

Na Tabela 8, pode-se verificar as principais medidas descritivas para o tempo para pontuar por sentido e duração de contração, nível, ordem de aparecimento do alvo, sexo e idade. Para verificar se o tempo para pontuar variou significativamente por direção, nível, alvo, duração de contração, sexo e idade, foi ajustado um modelo marginal log-linear, apresentado nesta tabela.

Tabela 8 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo para pontuar

Variáveis		N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Sentido	Baixo	95	8,92	8,83	4,2	7,0	9,2		1	-
	Cima	96	9,50	11,15	3,9	6,7	8,5	0,666	1,067	[0,80; 1,43]
	Direita	95	7,56	7,12	3,8	6,7	7,1	0,088	0,851	[0,71; 1,02]
	Esquerda	96	8,04	7,07	3,9	6,9	9,5	0,305	0,902	[0,74; 1,10]
Nível	Nível-2	190	7,92	8,69	3,8	6,7	7,4		1	-
	Nível-3	192	9,09	8,71	4,0	6,9	9,4	0,407	1,146	[0,83; 1,58]
Alvo	Primeiro	128	9,83	10,39	4,2	7,0	10,2		1	-
	Segundo	127	7,56	6,13	3,8	6,8	7,8	0,006	0,769	[0,64; 0,93]
	Terceiro	127	8,11	8,93	3,8	6,6	7,9	0,024	0,826	[0,70; 0,97]
Duração	3-segundos	192	5,21	4,53	3,7	3,9	5,1		1	-
	6-segundos	190	11,84	10,48	6,9	7,5	12,1	<0,001	2,266	[2,01; 2,55]
Sexo	Feminino	192	8,81	8,56	3,9	6,9	9,3		1	-
	Masculino	190	8,20	8,86	3,9	6,7	8,3	0,647	0,894	[0,55; 1,44]
Idade	≤ 27	191	7,91	7,62	3,8	6,7	7,7	0,077	1,028	[1,00; 1,06]
	> 27	191	9,10	9,65	4,1	6,8	9,4			

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) = erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Com os resultados apresentados do modelo marginal log-linear, pode-se concluir que:

- Não houve diferenças significativas no tempo para pontuar ao se comparar o sentido para baixo, com os sentidos para cima, direita e esquerda. Houve somente diferença significativa entre os sentidos para cima e direita (valor-p=0,013), sendo que o valor médio para cima foi em média 25,4% acima do obtido para direita. Não houve diferença significativa no valor do tempo para pontuar entre esquerda com as sentidos para direita e para cima;
- Não houve diferença significativa no tempo para pontuar entre os níveis 2 e 3;
- Houve diferença significativa dos segundos e terceiros alvos comparados com os primeiros, sendo que nos segundos e terceiros o tempo para pontuar diminuiu em 23,1% e 17,4%, respectivamente. Não houve diferença significativa entre terceiros e segundos alvos (valor-p=0,318);
- Em jogos com duração de contração de 6 segundos, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 2,27 vezes, se comparado aos de 3 segundos;
- Sexo e idade não influenciaram significativamente o tempo para pontuar.

4.2 Avaliação do instrumento por profissionais da área

Dez profissionais foram selecionados para responder um questionário de avaliação do instrumento. Dos profissionais selecionados, 60% apresentava especialização *lato sensu* em motricidade orofacial e 30% especialização *lato sensu* em disfagia, 30% apresenta mestrado e 40% doutorado. Os profissionais possuíam, em média, 13,9 anos de atuação nas áreas de motricidade orofacial e/ou disfagia, publicações em congressos e revistas de referência, ainda atuavam na área e residiam na cidade de Belo Horizonte.

A primeira pergunta do questionário foi: “*Os exercícios realizados para reabilitação da força da língua, nos sentidos direita e esquerda, utilizando este instrumento são compatíveis com os exercícios convencionais que você utiliza para reabilitação da força da língua nos sentidos direita e esquerda?* Setenta por cento dos profissionais responderam que eram totalmente compatíveis, 20% respondeu que eram moderadamente compatíveis e 10% que eram pouco compatíveis.

A segunda pergunta foi: *Os exercícios realizados para reabilitação da força da língua, no sentido para cima, utilizando este instrumento são compatíveis com os exercícios convencionais que você utiliza para reabilitação da força da língua no sentido para cima?* Nesta pergunta, 60% dos profissionais responderam que eram totalmente compatíveis e 40% que eram moderadamente compatíveis.

A quarta terceira foi: *Você apresentou alguma dificuldade para operar o instrumento?* Apenas um profissional (10%) relatou ter apresentado pouca dificuldade. Os demais (90%) relataram não ter apresentado qualquer dificuldade para operar o instrumento. O profissional que relatou ter apresentado dificuldade redigiu o seguinte trecho “*Achei que tem que abrir muitas janelas para operar e depois para ver os relatórios. Poderia ter um botão que juntasse esses procedimentos*”.

Na quarta pergunta, “*Você sentiu dor ou desconforto enquanto utilizava o instrumento?*”, 50% dos profissionais relataram não ter sentido nenhuma dor ou desconforto. Os outros 50%

relataram pouco desconforto, mas não dor. Dois profissionais (20%) ainda relataram que o desconforto principal foi para deglutir saliva.

A quinta pergunta foi: *“Você apresentou alguma dificuldade para realizar os movimentos de lateralização, elevação ou abaixamento da língua?”* Quarenta por cento dos profissionais relataram nenhuma dificuldade, 40% pouca dificuldade (sendo que 20% relataram que a pouca dificuldade foi no movimento de abaixamento e 20% durante o movimento de elevação) e, por fim, 20% relataram dificuldade moderada (sendo 10% relatou dificuldade moderada para baixo e 10% para cima).

A sexta pergunta, *“Na sua opinião, o instrumento pode ser utilizado para reabilitação da força da língua?”*, teve 100% de resposta positiva, bem como a sétima pergunta, *“Na sua opinião, o instrumento pode ser utilizado para reabilitação da mobilidade da língua?”* e a oitava pergunta, *“Você gostaria de ter esse instrumento no seu trabalho?”*.

Na nona pergunta, *“Quanto você pagaria pelo instrumento?”*, 40% dos profissionais responderam até R\$500,00, 40% responderam até R\$1000,00 e apenas 20% respondeu mais de R\$1000,00.

Na última pergunta, *“Você saberia relatar alguma outra aplicação para este instrumento?”*
As respostas foram transcritas abaixo:

1. *“Disartria”*
2. *“Avaliação da fadiga para movimentos repetitivos”*
3. *“Coordenação dos movimentos”*
4. *“Biofeedback na terapia”*
5. *“Avaliação, reavaliação e acompanhamento da evolução do paciente. O software poderia ser utilizado em muitas outras situações de terapia, por exemplo, treino da respiração nasal, interações de comunicação, terapia de linguagem, etc”*
6. *“Adequar postura de língua”*

7. “Pista visual para pacientes com alteração neurológica que resultam em diminuição dos movimentos da língua”
8. “Para trabalhar a coordenação dos movimentos, reabilitação de pacientes neurológicos com compreensão para comandos simples preservada”
9. “Medir a força da língua nas quatro direções”
10. “Avaliar a força da língua”

4.3 Validação do conteúdo do relatório de desempenho

O relatório de desempenho do paciente foi submetido à avaliação da sua validade de conteúdo por um comitê formado por 10 especialistas com reconhecimento na área de interesse desta pesquisa. O tempo de experiência dos especialistas na área de conteúdo do instrumento variou entre 6 e 25 anos, com média de 13,9 anos. A Tabela 9 apresenta o resultado da validade de conteúdo dos itens do relatório no que diz respeito à representatividade de cada um.

Tabela 9 - Avaliação da representatividade dos itens do relatório de desempenho do paciente

Item	Sentido	Especialista										IVC	Kappa
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Número de tentativas	Direita	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	3	4	3	4	4	0,9	0,90
Força máxima	Direita	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	3	4	4	3	4	0,9	0,90
Força média	Direita	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	3	4	4	3	4	0,9	0,90
Tempo máximo de contração	Direita	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	3	4	4	2	4	0,8	0,79

Tempo médio de contração	Direita	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	3	4	4	2	4	0,8	0,79
Alvos Pontuados	Direita	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	4	4	3	4	4	0,9	0,90
Área	Direita	4	4	4	1	4	4	4	2	2	3	0,7	0,66
	Esquerda	4	4	4	1	4	4	4	2	2	3	0,7	0,66
	Para cima	4	4	4	1	4	4	4	2	2	3	0,7	0,66
	Para baixo	4	4	4	1	4	4	4	2	2	3	0,7	0,66
Tempo total	Direita	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1
	Esquerda	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1
	Para cima	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1
	Para baixo	4	4	4	2	4	4	4	4	4	4	0,9	0,90
Gráfico 2D		4	4	4	2	4	3	4	2	4	4	0,8	0,79
Gráfico 3D		3	4	4	2	4	4	4	4	2	4	0,8	0,79

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Para cálculo do IVC para o conjunto de itens do instrumento, conforme proposto por Polit e Beck (2006) e Polit et al. (2007), utilizou-se a média dos valores de IVC dos itens do instrumento. O IVC para o conjunto de itens foi de 0,93.

Conforme observado na Tabela 9, a maioria dos itens obteve pontuação satisfatória, exceto o item “área”, o qual foi, portanto, retirado da versão final do relatório. Os itens que se referiam ao movimento para baixo receberam pontuações menores no IVC e no índice Kappa do que os mesmos itens nos demais sentidos de movimento.

Quanto à clareza dos itens, 90% dos profissionais classificaram os itens como bem redigidos. Apenas um profissional reprovou a clareza do item “tempo total”, definido como o tempo gasto pelo paciente para pontuar cada alvo. O especialista em questão acredita que a expressão “tempo total” confunde o profissional, pois passa a ideia de que seja o tempo total do jogo e sugere que a expressão seja substituída por “tempo para alcançar o alvo”. A sugestão foi considerada na versão final do relatório, sendo modificada para “tempo para pontuar”.

Três profissionais realizaram sugestões para adição ou retirada de itens. Foi sugerido inserir o tempo total de jogo, acrescentar valores de normalidade para as variáveis, e retirar o item área. Das sugestões indicadas pelos profissionais apenas foi retirado o item área. O tempo de jogo é mostrado parcialmente e pode ser obtido pela soma dos valores de tempo para pontuar. Os valores de normalidade ainda não estão disponíveis e poderão ser definidos em pesquisas futuras.

A versão final do relatório, após sugestões dos especialistas e retirada do item não relevante, encontra-se no apêndice J.

4.4 Testes com pacientes

Participaram da amostra 20 indivíduos, dez com alteração de força de língua, as quais constituíram o grupo de estudo, e dez sem alteração de força de língua, as quais compuseram o grupo controle. O resultado da avaliação clínica da língua encontra-se detalhado no Apêndice K.

O grupo controle foi constituído por 5 indivíduos do sexo masculino e 5 do sexo feminino, com idade média de 10,4 anos e desvio padrão de 1,8 anos. Todos os participantes apresentaram postura habitual de língua não observável devido à postura de lábios ocluídos, língua simétrica, com altura e largura adequadas, mucosa normal, frênulo com extensão e fixação na língua consideradas adequadas e força normal. Todos os participantes incluídos neste grupo obtiveram desempenho adequado nas tarefas de protrair a língua, tocar o ápice sequencialmente nas comissuras labiais direita e esquerda e nos lábios superior e inferior, tocar o ápice na papila incisiva e nas bochechas direita e esquerda, estalar o ápice e sugar a língua no palato. Dois indivíduos (20%) apresentaram alteração na tarefa de vibrar a língua e dois indivíduos (20%) apresentaram fixação do frênulo lingual anteriorizada no assoalho.

O grupo de estudo foi composto por dois indivíduos do sexo feminino e oito do sexo masculino, com idade média de 9,8 anos e desvio padrão de 2,0 anos. Os participantes deste

grupo apresentaram simetria lingual, altura adequada, mucosa normal, frênulo com extensão e fixação na língua adequadas, força de língua com diminuição leve, e desempenho adequado nas tarefas de protrair a língua, tocar o ápice sequencialmente nas comissuras labiais direita e esquerda e nos lábios superior e inferior, tocar o ápice na papila incisiva e nas bochechas direita e esquerda, estalar o ápice. Em relação à posição habitual de língua 60% dos participantes do grupo de estudo apresentaram posição baixa, no assoalho, e o 40% apresentaram posição não observável. Um participante (10%) apresentou largura aumentada da língua e um participante (10%) apresentou fixação anteriorizada do frênulo no assoalho. A tarefa de sugar a língua no palato apresentou-se alterada em 20% da amostra e a tarefa de vibrar a língua apresentou alteração em 60% dos participantes deste grupo.

A avaliação da força, devido ao seu alto teor de subjetividade, foi realizada por duas fonoaudiólogas com especialização em motricidade orofacial de maneira independente em 40% da amostra. Houve 100% de concordância na classificação da força de língua pelas fonoaudiólogas examinadoras.

Os indicadores de desempenho número: de tentativas, tempo médio de contração e tempo para pontuar foram analisados e relacionados às variáveis independentes sentido de contração, nível (0,5 N x 1 N x 2 N), ordem de aparecimento do alvo (1° x 2° x 3°), duração da contração (3 s x 5 s), sexo e idade, classificação qualitativa da força da língua, posição habitual da língua e desempenho na prova de vibração de língua. Os resultados encontram-se detalhados a seguir.

4.4.1 Análise do número de tentativas

Na Tabela 10, pode-se verificar as principais medidas descritivas para o número de tentativas por grupo, sentido e duração de contração, nível, ordem de aparecimento do alvo, desempenho na prova de vibração de língua, classificação da força da língua, sexo e idade. Para verificar se o número de tentativas variou significativamente por cada um dessas variáveis, foi ajustado um modelo marginal log-linear, cujos resultados são apresentados nesta tabela.

Tabela 10 - Medidas descritivas e Modelo Marginal Log-Linear para o número de tentativas

Variáveis		N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Grupo	Controle	720	1,70	1,80	1,0	1,0	2,0		1	-
	Estudo	719	2,53	3,17	1,0	1,0	3,0	0,014	1,441	[1,08; 1,93]
Sentido	Baixo	360	1,37	1,03	1,0	1,0	1,0		1	-
	Cima	359	2,21	2,58	1,0	1,0	2,0	<0,001	1,617	[1,35; 1,93]
	Direita	360	2,66	3,74	1,0	1,0	3,0	<0,001	1,941	[1,55; 2,42]
	Esquerda	360	2,23	2,20	1,0	2,0	3,0	<0,001	1,628	[1,46; 1,81]
Nível	Nível-1	479	1,71	1,73	1,0	1,0	2,0		1	-
	Nível-2	480	2,00	2,12	1,0	1,0	2,0	0,104	1,172	[0,97; 1,42]
	Nível-3	480	2,64	3,54	1,0	1,0	3,0	0,001	1,548	[1,19; 2,02]
Alvo	Primeiro	479	2,21	2,35	1,0	1,0	2,0		1	-
	Segundo	480	2,07	2,96	1,0	1,0	2,0	0,334	0,938	[0,82; 1,07]
	Terceiro	480	2,07	2,49	1,0	1,0	2,0	0,325	0,938	[0,83; 1,07]
Duração	3-segundos	720	1,91	2,21	1,0	1,0	2,0		1	-
	5-segundos	719	2,33	2,95	1,0	1,0	2,0	0,026	1,220	[1,02; 1,45]
Vibração	Adequada	864	2,03	2,54	1,0	1,0	2,0		1	-
	Alterada	575	2,24	2,71	1,0	1,0	2,0	0,982	0,997	[0,76; 1,31]
Sexo	Feminino	503	1,66	1,63	1,0	1,0	2,0		1	-
	Masculino	936	2,36	2,98	1,0	1,0	2,0	0,033	1,361	[1,02; 1,81]
Idade	≤ 10	792	2,34	2,79	1,0	1,0	3,0			
	> 10	647	1,84	2,35	1,0	1,0	2,0	0,773	0,989	[0,92; 1,06]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

- No grupo de estudo, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 44,1%, se comparado ao grupo controle;
- Nas direções para cima, direita e esquerda, o valor médio do número de tentativas, de forma significativa, aumentou respectivamente em 61,7%, 94,4% e 62,8%, se comparado à direção para baixo. Não houve diferenças significativas entre as direções cima e direita (valor-p=0,165) e para cima e esquerda (valor-p=0,934), porém também houve diferença significativa entre as direções direita e esquerda, sendo que o valor médio da direção para direita foi em média 19,2% acima do valor médio da direção esquerda;
- No nível 3, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 54,8%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2, porém também houve diferenças significativas entre os níveis 2 e 3 (valor-p=0,011), sendo que o valor médio do nível 3 foi em média 32,1% acima do nível 2;

- Não houve diferenças significativas entre a ordem de aparecimento dos alvos;
- Nos jogos com duração de contração de 5 segundos, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 22%, se comparado aos jogos com duração de contração de 3 segundos;
- No sexo masculino, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 36,1%, se comparado ao sexo feminino;
- Vibração e idade não influenciaram significativamente o número de tentativas.

Na Tabela 11, o modelo foi apresentado estratificado por grupo.

Tabela 11 - Modelo Marginal Log-Linear para o número de tentativas estratificado por grupo

Variáveis	Grupo controle			Grupo de estudo			
	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	
Sentido	Baixo		1	-		1	-
	Cima	0,004	1,508	[1,14; 1,99]	<0,001	1,699	[1,35; 2,13]
	Direita	0,001	1,750	[1,25; 2,44]	<0,001	2,084	[1,54; 2,81]
	Esquerda	<0,001	1,546	[1,32; 1,81]	<0,001	1,690	[1,46; 1,96]
Nível	Nível = 1		1	-		1	-
	Nível = 2	0,278	1,152	[0,89; 1,49]	0,222	1,187	[0,90; 1,56]
	Nível = 3	0,020	1,346	[1,05; 1,73]	0,011	1,699	[1,13; 2,55]
Alvo	Primeiro		1	-		1	-
	Segundo	0,001	0,873	[0,80; 0,95]	0,880	0,985	[0,80; 1,21]
	Terceiro	0,174	0,909	[0,79; 1,04]	0,667	0,959	[0,79; 1,16]
Duração	3-segundos		1	-		1	-
	5-segundos	0,448	1,061	[0,91; 1,24]	0,027	1,342	[1,03; 1,74]
Vibração	Adequada		1	-		1	-
	Alterada	0,752	1,087	[0,65; 1,82]	0,845	0,960	[0,64; 1,44]
Sexo	Feminino		1	-		1	-
	Masculino	0,713	0,898	[0,51; 1,59]	0,195	0,707	[0,42; 1,20]
Idade	<=10		1	-		1	-
	>10	0,167	0,930	[0,84; 1,03]	0,804	1,013	[0,92; 1,12]

Legenda: exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

- Para ambos os grupos, controle e estudo, nas direções para cima, direita e esquerda, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa se comparado à direção para baixo. Não houve diferenças significativas entre as direções para cima e direita (valor-p=0,255 para grupo de estudo e valor-p=0,489 para grupo controle), para cima e esquerda (valor-p=0,963 para grupo de estudo e valor-p=0,821 para grupo

controle) e direita e esquerda (valor-p=0,069 para grupo de estudo e valor-p=0,349 para grupo controle);

- Para o grupo de estudo, no nível 3, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 69,9%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2 (valor-p=0,222), porém também houve diferenças significativas entre os níveis 2 e 3 (valor-p=0,011), sendo que o valor médio do nível 3 foi em média 30,2% acima do nível 2. Já para o grupo controle, no nível 3, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 34,6%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2 (valor-p=0,278) ou entre os níveis 2 e 3 (valor-p=0,342);
- Para o grupo de estudo, não houve diferenças significativas entre os alvos. Já para o grupo controle, no alvo 2, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 87,3%, se comparado ao alvo 1. Não houve diferenças significativas entre os alvos 1 e 3 ou entre os alvos 2 e 3 (valor-p=0,255);
- Para o grupo de estudo, nos jogos com duração de contração de 5 segundos, o valor médio do número de tentativas aumentou de forma significativa em 34,2%, se comparado aos jogos com duração de contração de 3 segundos. Já para o grupo controle, a duração da contração não influenciou significativamente no número de tentativas;
- Para ambos os grupos, de estudo e controle, o sexo, a vibração e idade não influenciaram significativamente no número de tentativas.

4.4.2 Análise do tempo médio de contração

Na Tabela 12, pode-se verificar as principais medidas descritivas para o tempo médio de contração por grupo, direção, nível, alvo, duração de contração, vibração, sexo e idade. Para verificar se o tempo médio de contração variou significativamente por cada uma dessas variáveis foi ajustado um modelo marginal log-linear apresentado nesta tabela.

Tabela 12 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo médio de contração

Variáveis		N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Grupo	Controle	720	3,48	1,21	3,0	3,0	5,0		1	-
	Estudo	720	3,12	1,25	2,2	3,0	4,4	0,002	0,893	[0,83; 0,96]
Sentido	Baixo	360	3,67	1,13	3,0	3,0	5,0		1	-
	Cima	360	3,27	1,22	2,5	3,0	5,0	<0,001	0,892	[0,86; 0,93]
	Direita	360	3,27	1,25	2,6	3,0	5,0	<0,001	0,890	[0,85; 0,94]
	Esquerda	360	2,99	1,27	1,9	3,0	3,4	<0,001	0,813	[0,78; 0,85]
Nível	Nível-1	480	3,42	1,19	3,0	3,0	5,0		1	-
	Nível-2	480	3,33	1,24	2,5	3,0	5,0	0,305	0,974	[0,93; 1,02]
	Nível-3	480	3,16	1,29	2,3	3,0	5,0	0,019	0,924	[0,87; 0,99]
Alvo	Primeiro	480	3,14	1,27	2,3	3,0	5,0		1	-
	Segundo	480	3,36	1,25	2,8	3,0	5,0	<0,001	1,073	[1,05; 1,10]
	Terceiro	480	3,40	1,19	2,9	3,0	5,0	<0,001	1,084	[1,05; 1,11]
Duração	3-segundos	720	2,58	0,64	2,0	3,0	3,0		1	-
	5-segundos	720	4,02	1,28	2,8	5,0	5,0	<0,001	1,558	[1,50; 1,62]
Vibração	Adequado	864	3,32	1,24	2,6	3,0	5,0		1	-
	Alterado	576	3,27	1,24	2,5	3,0	5,0	0,312	1,041	[0,96; 1,13]
Sexo	Feminino	504	3,48	1,23	2,5	3,0	5,0		1	-
	Masculino	936	3,20	1,24	2,5	3,0	5,0	0,137	0,962	[0,91; 1,01]
Idade	≤ 10	792	3,18	1,23	2,4	3,0	4,6		1	-
	> 10	648	3,45	1,24	2,9	3,0	5,0	0,032	1,021	[1,00; 1,04]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; Legenda: exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Por meio dos resultados apresentados do modelo marginal log-linear, pode-se concluir que:

- No grupo de estudo, o valor médio do tempo médio de contração diminuiu de forma significativa em 10,7%, se comparado ao grupo controle;
- Nas direções para cima, direita e esquerda, o valor médio do tempo médio de contração, de forma significativa, diminuiu respectivamente em 10,8%, 11,0% e 18,7%, se comparado à direção para baixo. Não houve diferenças significativas entre as direções para cima e direita (valor-p=0,968), porém houve diferença significativa entre as direções direita e esquerda (valor-p<0,001), e entre as direções para cima e esquerda (valor-p<0,001), sendo que o valor médio da direção para esquerda foi em média 8,7% e 8,8% abaixo do obtido para a direção direita e cima, respectivamente;
- No nível 3, o valor médio do tempo médio de contração aumentou de forma significativa em 7,6%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e

2, porém também houve diferenças significativas entre os níveis 2 e 3 (valor-p=0,031), sendo que o valor médio do nível 3 foi em média 5,3% abaixo do obtido no nível 2;

- Houve diferença significativa dos segundos e terceiros alvos comparados com os primeiros, sendo que o tempo médio de contração dos segundos e terceiros alvos aumentaram em 7,3% e 8,4%, respectivamente em comparação com o dos primeiros. Não houve diferença significativa no tempo médio de contração entre os terceiros e segundos alvos (valor-p=0,524);
- Nos jogos com duração de contração de 5 segundos, o valor médio do tempo médio de contração aumentou de forma significativa em 55,8%, se comparado aos jogos com tempo de 3 segundos;
- As variáveis sexo e resultado da prova de vibração de língua não influenciaram significativamente o tempo médio de contração;
- A cada um ano que se aumenta na idade, o tempo médio de contração aumenta em média 2,1%.

Na Tabela 13, o modelo foi apresentado estratificado por grupo.

Tabela 13 - Modelo marginal log-linear para o tempo médio de contração estratificado por grupo

Variável	Controle			Estudo			
	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	
Sentido	Baixo		1	-		1	-
	Cima	<0,001	0,898	[0,86; 0,94]	<0,001	0,885	[0,83; 0,94]
	Direita	0,009	0,915	[0,86; 0,98]	<0,001	0,864	[0,81; 0,93]
	Esquerda	<0,001	0,828	[0,78; 0,88]	<0,001	0,797	[0,75; 0,85]
Nível	Nível-1		1	-		1	-
	Nível-2	0,158	0,973	[0,94; 1,01]	0,616	0,976	[0,89; 1,07]
	Nível-3	0,044	0,948	[0,90; 1,00]	0,091	0,899	[0,79; 1,02]
Alvo	Primeiro		1	-		1	-
	Segundo	<0,001	1,069	[1,04; 1,10]	<0,001	1,078	[1,04; 1,12]
	Terceiro	<0,001	1,076	[1,04; 1,11]	<0,001	1,093	[1,04; 1,15]
Duração	3-segundos		1	-		1	-
	5-segundos	<0,001	1,620	[1,55; 1,69]	<0,001	1,493	[1,41; 1,58]
Vibração	Adequada		1	-		1	-
	Alterada	0,301	1,048	[0,96; 1,15]	0,693	1,034	[0,88; 1,22]
Sexo	Feminino		1	-		1	-
	Masculino	0,387	1,045	[0,95; 1,15]	0,399	1,042	[0,95; 1,15]
Idade	<=10		1	-		1	-
	>10	0,036	1,018	[1,00; 1,04]	0,174	1,024	[0,99; 1,06]

Legenda: exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Pode-se observar que:

- Para o grupo de estudo, nos sentidos para cima, direita e esquerda, o valor médio do tempo médio de contração, de forma significativa, diminuiu respectivamente em 11,5%, 13,6% e 20,3%, se comparado ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas entre os sentidos para cima e direita (valor-p=0,608), porém também houve diferença significativa entre direita e esquerda (valor-p=0,031), e entre para cima e esquerda (valor-p=0,010), sendo que o valor médio do tempo médio de contração para esquerda foi em média 8,4% e 10,9% abaixo dos obtidos para direita e para cima, respectivamente. Para o grupo controle, nos sentidos para cima, direita e esquerda, o valor médio do tempo médio de contração também diminuiu de forma significativa, respectivamente em 10,2%, 8,5% e 17,2%, se comparado ao sentido para baixo. Da mesma maneira que no grupo de estudo, não houve diferenças significativas entre os sentidos para cima e direita (valor-p=0,617), porém houve diferença significativa entre direita e esquerda (valor-p<0,001), e entre para cima e esquerda (valor-p=0,024), sendo que o valor médio da esquerda foi em média 10,4% e 8,4% abaixo do obtido para direita e para cima, respectivamente;
- Para o grupo de estudo, no nível 3, o valor médio do tempo médio de contração diminuiu de forma significativa se comparado ao nível 2 (valor-p=0,024). Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2 e entre os níveis 1 e 3. Já para o grupo controle, no nível 3, o valor médio do tempo médio de contração diminuiu de forma significativa se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2 e entre os níveis 2 e 3 (valor-p=0,394);
- Com relação à ordem de aparecimento do alvo no jogo, para ambos os grupos, houve diferença significativa do segundo e terceiro alvos comparado com o primeiro, sendo que o segundo e terceiro alvos apresentaram aumento do tempo médio de contração em 7,8% e 9,3% no grupo de estudo e em 6,9% e 7,6% no grupo controle, respectivamente. Não houve diferença significativa entre o terceiro e segundo alvos (valor-p=0,626 para grupo de estudo e valor-p=0,673 para grupo controle);
- No que diz respeito à duração de contração, em jogos com duração de 5 segundos, o valor médio do tempo médio de contração aumentou de forma significativa em 49,3% e 62,0% se comparado aos jogos com duração de 3 segundos para grupo de estudo e grupo controle, respectivamente;

- Em ambos os grupos, as variáveis sexo e resultado da prova de vibração de língua não influenciaram significativamente no tempo médio de contração;
- Para o grupo controle, a cada um ano que se aumenta na idade, o tempo médio de contração aumenta em média 1,8%. Já para o grupo de estudo, a idade não influenciou significativamente o tempo médio de contração.

4.4.3 Análise do tempo para pontuar

Na Tabela 14, pode-se verificar as principais medidas descritivas para o tempo para pontuar por grupo, direção, nível, ordem de aparecimento do alvo, duração de contração, vibração, sexo e idade. Para verificar se o tempo para pontuar variou significativamente para cada variável independente, foi ajustado um modelo marginal log-linear, o qual é apresentado nesta tabela.

Tabela 14 - Medidas descritivas e modelo marginal log-linear para o tempo para pontuar

Variáveis		N	Média	DP	1ªQ	2ªQ	3ªQ	Valor-p	exp(β)	IC - 95%
Grupo	Controle	720	7,08	6,29	3,9	5,8	7,0		1	-
	Estudo	720	12,24	18,18	4,5	6,3	11,8	<0,001	1,880	[1,37; 2,58]
Sentido	Baixo	360	7,33	6,15	4,1	6,0	7,3		1	-
	Cima	360	10,75	17,89	4,0	5,9	9,9	0,001	1,465	[1,18; 1,83]
	Direita	360	11,20	16,52	4,2	5,9	9,8	<0,001	1,526	[1,31; 1,78]
	Esquerda	360	9,36	11,30	4,1	6,0	9,3	<0,001	1,276	[1,14; 1,43]
Nível	Nível-1	480	7,83	14,59	3,8	5,7	6,5		1	-
	Nível-2	480	8,55	9,32	4,1	5,9	8,1	0,461	1,092	[0,86; 1,38]
	Nível-3	480	12,59	16,21	5,5	6,7	12,2	0,002	1,606	[1,19; 2,17]
Alvo	Primeiro	480	11,00	17,70	4,3	6,1	9,8		1	-
	Segundo	480	9,06	12,09	4,1	5,9	7,9	0,013	0,824	[0,71; 0,96]
	Terceiro	480	8,92	10,66	4,1	5,9	8,8	0,008	0,811	[0,70; 0,95]
Duração	3-segundos	720	7,26	9,95	3,8	4,1	6,6		1	-
	5-segundos	720	12,06	16,52	5,9	6,6	11,5	<0,001	1,660	[1,39; 1,98]
Vibração	Adequada	864	9,12	11,46	4,1	5,9	8,4		1	-
	Alterada	576	10,46	16,77	4,3	6,0	9,9	0,692	0,928	[0,64; 1,34]
Sexo	Feminino	504	7,55	13,44	3,9	5,8	6,9		1	-
	Masculino	936	10,79	13,93	4,4	6,1	10,4	0,035	1,269	[1,02; 1,58]
Idade	<=10	792	10,68	13,70	4,4	6,2	10,4		1	-
	>10	648	8,41	13,92	3,9	5,8	7,0	0,749	0,987	[0,91; 1,07]

Legenda: N = número de amostras; DP = desvio padrão; Q = quartil; exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Nota-se que:

- No grupo de estudo, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 88,0%, se comparado ao grupo controle;
- Nos sentidos de contração para cima, direita e esquerda, o valor médio do tempo para pontuar, de forma significativa, aumentou respectivamente em 46,5%, 52,6% e 27,6%, se comparado ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas entre os sentidos para cima e direita (valor-p=0,724), bem como entre os sentidos para cima e esquerda (valor-p=0,244), porém também houve diferença significativa entre os sentidos direita e esquerda (valor-p=0,052), sendo que o valor médio para direita foi em média 19,6% acima do para esquerda;
- No nível 3, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 60,6%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2, porém também houve diferenças significativas entre os níveis 2 e 3 (valor-p<0,001), sendo que o valor médio do nível 3 foi em média 47,1% acima do obtido no nível 2;
- Houve diferença significativa dos segundos e terceiros alvos comparados com os primeiros, sendo que os segundos e terceiros alvos apresentaram diminuição no tempo para pontuar em 17,6% e 18,9%, respectivamente. Não houve diferença significativa entre os terceiros e segundos alvos (valor-p=0,715);
- Nos jogos com duração de contração de 5 segundos, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 66,0%, se comparado aos jogos com duração de contração de 3 segundos;
- No sexo masculino, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 26,9%, se comparado ao sexo feminino;
- As variáveis vibração e idade não influenciaram o tempo para pontuar.

Na Tabela 15, o modelo foi apresentado estratificado por grupo.

Tabela 15 - Modelo Marginal Log-Linear para tempo para pontuar por grupo

Variáveis	Controle			Estudo			
	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	Valor-p	exp(β)	IC - 95%	
Sentido	Baixo	1	-	1	1	-	
	Cima	0,017	1,198	[1,03; 1,39]	0,003	1,657	[1,19; 2,31]
	Direita	0,004	1,326	[1,09; 1,61]	<0,001	1,670	[1,34; 2,08]
	Esquerda	0,175	1,098	[0,96; 1,26]	<0,001	1,403	[1,23; 1,60]
Nível	Nível-1	1	-	1	1	-	
	Nível-2	0,094	1,209	[0,97; 1,51]	0,882	1,026	[0,73; 1,44]
	Nível-3	<0,001	1,544	[1,24; 1,92]	0,032	1,641	[1,04; 2,58]
Alvo	Alvo-1	1	-	1	1	-	
	Alvo-2	0,017	0,871	[0,78; 0,98]	0,053	0,800	[0,64; 1,00]
	Alvo-3	0,306	0,923	[0,70; 0,95]	0,008	0,752	[0,70; 0,95]
Duração	3-segundos	1	-	1	1	-	
	5-segundos	<0,001	1,378	[1,17; 1,63]	<0,001	1,856	[1,45; 2,38]
Sexo	Feminino	1	-	1	1	-	
	Masculino	0,925	0,981	[0,67; 1,45]	0,207	0,784	[0,54; 1,14]
Vibração	Adequada	1	-	1	1	-	
	Alterada	0,644	1,092	[0,75; 1,58]	0,699	0,893	[0,50; 1,58]
Idade	≤ 10	1	-	1	1	-	
	> 10	0,119	0,934	[0,86; 1,02]	0,970	0,998	[0,89; 1,12]

Legenda: exp(β) erro padrão do coeficiente de regressão; IC = intervalo de confiança

Nota-se que:

- Para o grupo de estudo, os sentidos de contração para cima, direita e esquerda, apresentaram valor médio do tempo para pontuar significativamente maiores em 65,7%, 67,0% e 40,3, se comparados ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas entre os sentidos para cima e para direita (valor-p=0,960), para cima e para esquerda (valor-p=0,356) e direita e esquerda (valor-p=0,175). Para o grupo controle, nos sentidos para cima e direita, o valor médio do tempo para pontuar, de forma significativa, aumentou respectivamente em 19,8% e 32,6%, se comparado ao sentido para baixo. Não houve diferenças significativas entre os sentidos esquerda e para baixo, para cima e direita (valor-p=0,473), para cima e esquerda (valor-p=0,222) e direita e esquerda (valor-p=0,103);
- Para o grupo de estudo, no nível 3, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 64,1%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2, porém também houve diferença significativa entre os níveis 2 e 3 (valor-p<0,001), sendo que o valor médio do nível 3 foi em média 37,5%

acima do obtido no nível 2. Já para o grupo controle, no nível 3, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa em 54,4%, se comparado ao nível 1. Não houve diferença significativa entre os níveis 1 e 2 ou entre os níveis 2 e 3 (valor- $p=0,082$);

- Para o grupo de estudo, houve diferença no tempo para pontuar comparando a média dos segundos ou dos terceiros alvos com os primeiros, sendo que para os segundos e terceiros alvos há diminuição do tempo para pontuar em 20,0% e 24,8%, respectivamente; Não houve diferença significativa nesta variável entre os terceiros e segundos alvos (valor- $p=0,309$). Para o grupo controle, houve diferença significativa apenas quando comparado os segundos com os primeiros alvos, com diminuição do tempo para pontuar em 12,9% dos segundos em relação aos primeiros. Não houve diferença significativa entre os terceiros e primeiros alvos ou entre os terceiros e segundo alvos (valor- $p=0,147$);
- Para o grupo de estudo, em jogos com duração de 5 segundos, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa (valor- $p<0,001$) em 85,6%, se comparado aos jogos com tempo de 3 segundos. Para o grupo controle, em jogos com duração da contração de 5 segundos, o valor médio do tempo para pontuar aumentou de forma significativa (valor- $p<0,001$) em 37,8%, se comparado aos jogos com duração de contração de 3 segundos;
- Em ambos os grupos, as variáveis sexo, vibração e a idade não influenciaram significativamente o tempo para pontuar.

Os gráficos foram importantes para auxiliar na compreensão do que aconteceu em cada atividade. Por exemplo, a Figura 115 A apresenta um gráfico em que o indivíduo precisou realizar um única tentativa para pontuar enquanto que a Figura 115 B apresenta um gráfico do mesmo indivíduo que, desta vez, realizou três tentativas.

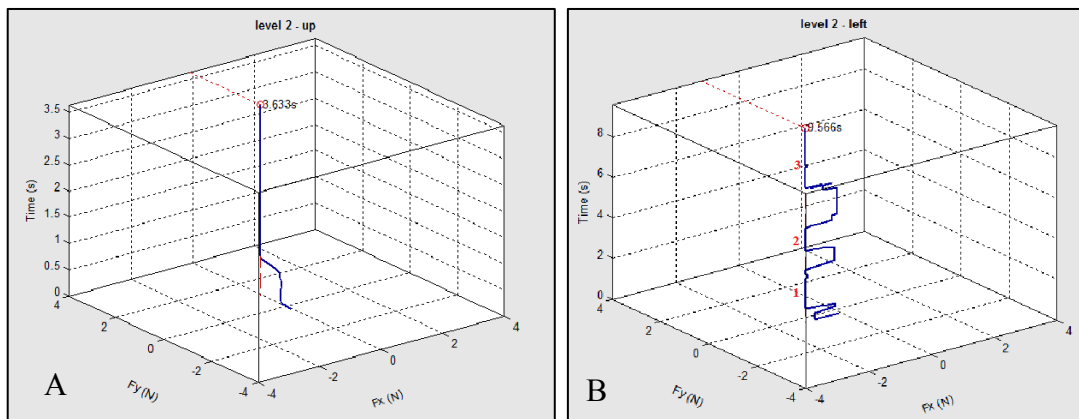


Figura 115 - Gráficos 3D de um mesmo indivíduo

A) O indivíduo pontuou na primeira tentativa. B) O indivíduo pontuou na terceira tentativa

A Figura 116 apresenta um gráfico de um indivíduo que também realizou três tentativas para pontuar. Podemos observar a melhora gradativa no tempo médio de contração ao longo das três tentativas.

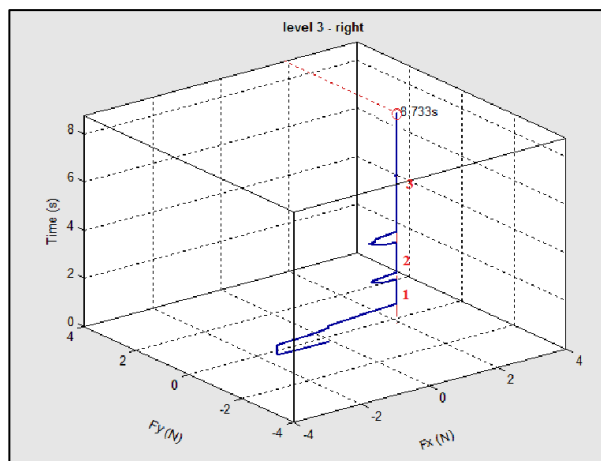


Figura 116. Gráfico 3D com três tentativas para pontuar um alvo para a direita

Após a coleta de dados, os participantes foram solicitados a preencher quatro escalas que variavam continuamente de 0 a 10, sobre o quanto ele gostou da atividade, o quanto ele se divertiu com a atividade, o nível de dor e de cansaço que sentiu. Os valores médios das respostas dos indivíduos do grupo de estudo foi 10, 10, 3,1 e 2,7 e do grupo controle foi 10, 10, 1 e 2,1 para as escalas gostou, divertiu-se, dor e cansaço, respectivamente.

5

DISCUSSÃO

O processo de reabilitação da força muscular é, muitas vezes, demorado e exige muito esforço e disciplina do paciente. Para que esse processo atinja o sucesso, é importante que o indivíduo esteja esclarecido e motivado. Já foi provado que o fator motivação influencia o desempenho da língua durante o treino motor (Kothari et al., 2013a). Mas a motivação do paciente continua a ser um desafio para os terapeutas. Quando se trata da população infantil, o desafio é maior ainda.

Martins et al. (2008) ressaltam que não se pode sempre utilizar as mesmas técnicas terapêuticas e métodos tradicionais, pois, embora as alterações encontradas na clínica se repitam, os sujeitos que as possuem são totalmente diferentes, apresentam vivências e necessidades terapêuticas distintas, além de um desenvolvimento e crescimento característicos do momento em que vivem. Cabe ressaltar que a maioria dos pacientes são crianças que estão crescendo em um mundo repleto de tecnologias. Uma vez que é notável o interesse das crianças e adolescentes pelos jogos digitais, buscamos nessa pesquisa aliar o processo de reabilitação aos interesses do público alvo.

Três versões de protótipos para reabilitação da força da língua foram planejadas e apresentadas neste documento. O instrumento foi analisado quanto à deflexão e resistência dos componentes por meio do método de elementos finitos, verificando-se adequação de suas partes para a aplicação proposta.

Em relação às demais tecnologias existentes no mercado e na literatura para reabilitação da força da língua, a presente tecnologia apresenta várias vantagens: permite o treino de força em diferentes direções e com diferentes magnitudes; acopla-se confortavelmente à boca dos

indivíduos; proporciona reprodutibilidade quanto ao posicionamento em relação à língua do mesmo indivíduo; não há risco de deglutição dos componentes, pois todos estão alojados na caixa estática; permite ao terapeuta acompanhar e registrar a evolução do paciente em cada exercício ao longo das terapias; fornece *feedback* visual que facilita a execução da tarefa; e é o único que associa os exercícios a jogos computacionais, o que aumenta a motivação e o interesse do paciente e com isso aumenta a adesão ao tratamento.

Os dispositivos podem ser conectados individualmente ou em conjunto, existindo também a possibilidade da motivação de uma competição saudável. Além disso, o instrumento apresenta a vantagem de permitir ao terapeuta personalizar os parâmetros do jogo de acordo com a necessidade de cada paciente e possibilita ao paciente acompanhar sua própria evolução no tratamento.

Novos jogos podem ser criados para utilização com o equipamento, sendo desejável para a fonoterapia que cumpram os seguintes requisitos:

- Apresentar curta duração;
- Permitir o ajuste da escolha dos sentidos dos movimentos;
- Permitir o ajuste do número de movimentos para cada sentido;
- Apresentar movimentos que devem ser mantidos;
- Permitir o ajuste do tempo em que o movimento é mantido;
- Apresentar movimentos com diferentes amplitudes;
- Permitir o ajuste da amplitude do movimento.

5.1 Estudo Piloto

Os dados obtidos no estudo piloto, realizado com indivíduos adultos sem alterações na força da língua, serão discutidos no item 6.4, junto com os dados obtidos em crianças e adolescentes e separados por variável pesquisada.

5.2 Avaliação do instrumento por profissionais da área

Na avaliação dos profissionais verificou-se que os exercícios realizados com o instrumento são compatíveis com os convencionais utilizados na prática clínica e, mesmo os profissionais que responderam que a compatibilidade não era total, mas sim moderada ou pouca, concordaram que os exercícios podem ser utilizados para reabilitação da força da língua.

Um dos profissionais relatou ter apresentado dificuldade para operar o instrumento e completou que a dificuldade estava relacionada à quantidade de janelas para abrir, tanto para iniciar a atividade quanto para analisar o relatório de desempenho. Para melhorar a organização da atividade, todos os programas foram alojados numa mesma pasta. Uma sugestão para a próxima versão é que todos os procedimentos sejam realizados por um programa único.

Os profissionais não relataram dor ao realizar a atividade, mas a metade deles relatou ter sentido desconforto, sendo que dois deles (20%) relataram que o desconforto foi durante deglutição de saliva. O instrumento dificulta a deglutição de saliva, justamente pela necessidade de se manter a boca aberta durante a utilização. Recomenda-se que sejam realizadas pausas entre os jogos, e, durante essas pausas, o instrumento seja retirado da cavidade oral para permitir a deglutição de saliva.

Quanto à questão da dificuldade para realizar os movimentos, 60% dos profissionais relataram alguma dificuldade, sendo esta nos sentidos para cima e para baixo. O movimento para cima é muito utilizado na reabilitação da deglutição, o movimento para baixo não é comumente utilizado no treino de força, mas é importante que seja trabalhado nos pacientes com dificuldade de realização da limpeza da cavidade oral com a língua. Indivíduos adultos realizaram mais tentativas e levaram mais tempo para pontuar para cima, do que demais alvos, o que condiz com a dificuldade relatada pelos profissionais. No entanto, especula-se que, o movimento de empurrar a haste de comando para baixo, pelo fato de ser um movimento raramente realizado, tenha sido citado pelos profissionais como mais difícil que os demais, ou ainda pelo fato de que, neste movimento, a peça toca a parte inferior da língua, que

é mais sensível. Uma vez que o sentido para baixo, nos testes, foi o que os indivíduos apresentaram menor número de tentativas para pontuar, ou seja, melhor desempenho, seria importante a realização de uma investigação detalhada sobre o motivo das dificuldades relatadas para esse sentido de movimento.

O instrumento foi projetado de maneira a apresentar custo acessível aos fonoaudiólogos. Na pesquisa realizada, todos os profissionais relataram que gostariam de ter o instrumento em seu consultório e que pagariam até R\$500,00 para adquiri-lo. O protótipo atual teve um custo aproximado de 750 dólares (sendo \$625 a prototipagem, \$22 o sensor, \$5 os rolamentos, \$5 o bocal, \$50 a placa para aquisição de dados, \$13 o amplificador, \$2 os reguladores de tensão, \$10 o conjunto de molas, mais um custo estimado de \$15 de fios, parafusos, porcas, caixas plásticas para a eletrônica, etc). No entanto, o custo será inferior com a produção em escala.

Outras possíveis aplicações do instrumento foram relatadas pelos profissionais. Três profissionais indicaram a avaliação quantitativa da força da língua como uma possível aplicação do instrumento. Para tanto, poderia ser solicitado ao indivíduo a realização da força máxima contra o pino de interface lingual nas quatro direções. De acordo com a literatura, um indivíduo sem alteração na força da língua realizou força máxima de 14 N durante a lateralização da língua (Robinovitch et al., 1991). Não se sabe qual a força máxima que um indivíduo pode realizar nas direções para cima e para baixo. A maioria dos artigos encontrados na literatura para avaliação de força no sentido para cima utilizaram o IOPI que mede pressão exercida pela língua contra um bulbo plástico posicionado no palato. Como não se sabe a área exata do pressionamento lingual, não se pode calcular a força. Não foram encontrados artigos que medissem a força que a língua exerce para baixo, pois geralmente este não é um movimento em que se treina a força na prática clínica fonoaudiológica. A avaliação da força da língua na contração máxima nas quatro direções é possível desde que seja utilizado um conjunto de molas com maior coeficiente de rigidez.

Dois profissionais relataram que o instrumento pode ser utilizado para reabilitação da coordenação de movimentos. O modelo muscular hidrostático da língua (Kier and Smith, 1985), propõe uma constante interação entre os músculos intrínsecos e extrínsecos da língua

em todos os movimentos por ela realizados. Dessa forma, durante o treino de diferentes movimentos, ou seja, de diferentes configurações no espaço assumidas pela língua, é necessário ativações de diferentes grupos musculares de maneira coordenada. Sendo assim, a coordenação dos músculos da língua pode ser trabalhada por meio do instrumento. No entanto, a coordenação dos movimentos da língua nas diferentes funções já não é possível. O fato de o instrumento em questão apresentar peças que encaixam na cavidade oral impossibilita a realização das funções durante a sua utilização.

Três profissionais sugeriram a reabilitação da mobilidade da língua de pacientes com alterações neurológicas. Pacientes com redução da mobilidade de língua em geral, quer seja por alterações musculares, quer seja por alterações neurológicas são uma população alvo, com potencial para se beneficiar do método, desde que tenham preservada a função cognitiva. Para o trabalho de mobilidade da língua, faz-se necessária a troca das molas por outras de menor coeficiente de rigidez.

A adequação da postura da língua pode ser conseguida por meio do treino isométrico do movimento de elevação, no qual o equipamento em questão pode ser utilizado, concomitante com outras técnicas empregadas para essa finalidade como conscientização, percepção e mudança de hábitos (Rahal, 2012).

A avaliação da fadiga para movimentos repetitivos foi uma sugestão interessante e certamente é um ponto a ser explorado nas próximas pesquisas. Outro ponto que pode ser explorado é a avaliação da resistência da língua (*endurance*), definida na maioria das pesquisas como o tempo em que o indivíduo é capaz de sustentar 50% da sua força máxima lingual (Adams et al., 2014).

O *biofeedback* citado por um profissional é uma importante função do método que deve ser explorada de diferentes maneiras. Para pacientes de diferentes faixas etárias, gêneros e doenças de base, diferentes maneiras de se fornecer o feedback visual e auditivo devem ser futuramente criadas.

5.3 Validação do conteúdo do relatório de desempenho

A fase de validação de conteúdo de um instrumento é necessária para verificar se o instrumento mede aquilo que ele se propõe, verificando se os itens construídos refletem adequadamente o domínio de interesse (Grant e Davis, 1997).

De acordo com Grant e Davis (1997), a solidez do processo de validação de conteúdo de um instrumento é influenciada pela forma de seleção dos especialistas. Polit et al., (2007) descrevem o uso de no mínimo três especialistas e afirmam que mais de dez especialistas é desnecessário, além de diminuir a probabilidade de concordância. A seleção dos especialistas para esta pesquisa baseou-se na experiência destes nas áreas de motricidade orofacial e disfagia, titulação, número de publicações em revistas e congressos da área, e reconhecimento profissional, como sugerido por Grant e Davis (1997).

De acordo com o julgamento dos especialistas, apenas o item “área” não é relevante para o domínio de interesse. Portanto tal item foi retirado do relatório de desempenho do paciente.

O relatório recebeu um IVC médio de 0,93 o que indica que o mesmo é aceitável para a finalidade proposta. De acordo com Grant e Davis (1997), o valor mínimo para que o instrumento seja adequado ao seu domínio de interesse é 0,8. Já Polit e Beck adotam um valor mais conservador de 0,9 como limite para aceitabilidade do instrumento. Ainda sim, o IVC médio apresentou valor aceitável. A literatura aponta dois métodos para cálculo do IVC do conjunto de itens. Um deles refere-se à abordagem adotada nesta pesquisa, que utiliza a média dos IVCs de cada item. O outro, mais conservador, refere-se ao número de itens que receberam 100% de concordância quanto à sua relevância dividido pelo número total de itens (Polit e Beck, 2006; Polit et al., 2007). Por meio deste método, o IVC do conjunto de itens do relatório avaliado nesta pesquisa seria de 0,6. No entanto a literatura aponta que, para estudos com mais de seis especialistas, este método conservador, que demanda de 100% de concordância, não é adequado (Polit e Beck, 2006).

O índice de concordância Kappa foi considerado excelente para a maioria dos itens avaliados, indicando que houve concordância entre os especialistas. Apenas o item área obteve um índice abaixo do esperado, porém ainda sim considerado bom. Polit e Beck (2006) apontam a importância do índice Kappa como complementação do IVC, pois o primeiro leva em consideração o fato de que a concordância entre os especialistas pode ocorrer pelo acaso.

Os itens foram separados por sentido de movimento, pois, na prática clínica, o treino de força não acontece da mesma maneira para todos os sentidos. Existe uma maior preocupação com o treino de força no sentido para cima, pois este é o sentido que a língua realiza a força na fase oral da deglutição para ejeção do alimento para a faringe. No sentido para baixo, foram obtidas pontuações menores no IVC e no kappa, pois um número maior de especialistas julgou a informação de força nesse sentido como pouco relevante para o domínio de interesse.

Uma vez que, de acordo com o julgamento dos especialistas, poucas modificações foram necessárias, não houve necessidade de se repetir a etapa de validação. Alterações na redação de um item foi realizada para atender as sugestões de um especialista: a expressão “tempo total” foi substituída por “tempo para pontuar”, a qual foi considerada mais pertinente para a definição do item. Uma sugestão foi a inclusão do tempo total de jogo no relatório. Esta foi considerada desnecessária, uma vez que o relatório já aponta o tempo para pontuar que é uma informação mais útil, pois permite ao terapeuta saber em qual sentido de movimento o paciente está apresentando mais dificuldade, bem como, se o paciente demora mais para pontuar os últimos alvos do que os primeiros, o que seria um indício de fadiga. Além disso, a informação do tempo total de jogo pode ser obtida pela soma dos tempos para pontuar cada alvo.

Outra sugestão foi a inclusão de valores de normalidade. O instrumento foi recentemente criado e é necessário que pesquisas sejam realizadas em indivíduos com ausência e presença de diferentes alterações na língua para que se possa pensar em valores de normalidade. No entanto, o objetivo principal deste relatório não é classificar a língua de indivíduos em normal ou alterada, para isso existe uma avaliação clínica diagnóstica. O objetivo deste relatório é permitir ao terapeuta acompanhar a evolução do paciente no tratamento e mostrar essa

evolução ao paciente para que o mesmo e seus familiares possam perceber, por meio de dados quantitativos, as pequenas evoluções.

5.4 Análise das variáveis pesquisadas nos testes

As variáveis dependentes, analisadas nesta pesquisa, foram: número de tentativas, tempo médio de contração e tempo para pontuar. Tempo máximo e força máxima não foram analisados pois todos os indivíduos conseguiram realizar a força e o tempo máximo estabelecidos nos jogos. A área foi pesquisada apenas no estudo piloto. Esta variável foi retirada do estudo com crianças e adolescentes por ter sido apontada como desnecessária pelos profissionais que validaram o conteúdo do relatório de desempenho.

Estas variáveis foram comparadas a seguir, entre os diferentes sentidos de movimento, níveis de força, ordem de aparecimento do alvo, duração de contração, sexo, idade, desempenho na prova de vibração de língua e, por fim, entre os grupos de estudo e controle.

5.4.1 Análise do desempenho nos diferentes sentidos de movimento

Em uma pesquisa realizada por Clark et al. (2009), indivíduos realizavam exercícios de protrusão, elevação e lateralização de língua de maneira isolada ou combinada. Os autores observaram que os indivíduos que realizaram treinamento em apenas uma direção isolada, obtiveram aumento de força em todas as direções, sendo que, a direção trabalhada no exercício não necessariamente foi a que obteve o maior ganho de força. Indivíduos que realizaram exercícios nas três direções concomitantemente obtiveram maior ganho de força do que aqueles que realizaram exercício em uma direção isolada, o que justifica a existência dos jogos com movimentos em diferentes direções e sentidos.

Verificou-se, nesta pesquisa, que os indivíduos adultos sem alterações apresentaram menor número de tentativas no sentido para baixo do que nos demais sentidos. O sentido de contração para baixo envolve participação do músculo genioglosso, o qual leva a língua para

fora e para baixo, além dos músculos intrínsecos da língua responsáveis pelo seu afilamento (Zemlin, 2000). Na população infantil, também houve diferença no número de tentativas entre os sentidos direita e esquerda, com a esquerda apresentando menos tentativas do que a direita. Na literatura, estudos que compararam a força da língua entre direita e esquerda não encontraram diferenças significativas (Clark et al., 2009), portanto, as diferenças encontradas nesta pesquisa podem ter origem na ordem de aparecimento dos alvos, sempre na esquerda primeiro e depois à direita. Ressalta-se que tal fato apenas foi observado quando os dados foram analisados em conjunto. Quando os resultados foram comparados separadamente em cada grupo, não houve diferença entre as direções direita e esquerda.

Com relação ao tempo médio de contração, verificou-se que os indivíduos, tanto os adultos quanto as crianças e adolescentes de ambos os grupos mantiveram a contração por um tempo menor para esquerda quando comparado com os demais sentidos. Acredita-se que isso aconteceu pelo fato de que o primeiro alvo a aparecer nos jogos teve sempre o sentido para a esquerda. Mesmo sabendo previamente que o primeiro alvo apareceria à esquerda, os indivíduos tenderam a manter a contração por menos tempo no primeiro alvo, por não estarem acostumados com o tempo certo de manutenção da contração. Por isso, recomenda-se desconsiderar na análise de desempenho do paciente a primeira sequência de alvos. O maior tempo de contração foi observado no sentido para baixo, tanto para adultos quanto para crianças e adolescentes, com diferença significativa em relação aos sentidos direita e para cima no estudo com crianças e adolescentes, o que indica que, além de precisarem tentar menos vezes, os participantes mantiveram a contração por um período mais longo nesse sentido de movimento.

Quando comparado o tempo para pontuar nos adultos, apenas houve diferença entre os sentidos para cima e para direita. Os adultos demoraram mais para pontuar os alvos para cima e menos para a direita. O sentido para cima apresentou maior número de tentativas nos adultos do que o sentido para direita, por isso consumiu mais tempo para pontuar. Nas pesquisas com crianças e adolescentes, o sentido para baixo foi o que apresentou menor tempo para pontuar, sendo a diferença significativa em relação aos demais sentidos. O sentido para baixo foi o que apresentou o menor número de tentativas, por isso, nesse sentido de

movimento, os indivíduos gastaram menos tempo para pontuar os alvos. Nessa população, a análise dos dados em conjunto revelou diferença no tempo para pontuar entre os sentidos direita e esquerda com a direita apresentando maior tempo para pontuar. Da mesma maneira, esse sentido de contração (direita) apresentou maior número de tentativas do que o da esquerda. No entanto, quando os dados foram analisados separadamente por grupo, não houve diferenças significativas no tempo para pontuar entre direita e esquerda.

No que diz respeito a área (pesquisada apenas para os adultos) foi encontrada diferença significativa entre as direções para cima e para baixo. Nos alvos com sentido para cima, os indivíduos obtiveram maior área, justamente por terem apresentado maior tempo para pontuar e mais tentativas.

Terashima et al. (2009) desenvolveu um controlador para cadeira de rodas em que os indivíduos precisavam pressionar quatro botões localizados no aparelho posicionado no palato. Os autores também encontraram assimetrias entre os lados direito e esquerdo com melhor desempenho para o lado esquerdo. O botão posterior foi o mais fácil de operar e o anterior o mais difícil.

5.4.2 Análise do desempenho nos diferentes níveis de força

Os jogos foram criados com quatro níveis de dificuldade. O nível 1 exigia a realização de força de 0,5 N, o nível 2 de 1 N, o nível 3 de 2 N e o nível 4 de 3 N. No estudo com adultos foram testados apenas os níveis 2 e 3. Já no estudo com crianças e adolescentes, foram testados os níveis 1 a 3. O nível quatro não foi testado, pois os adultos já relataram certa dificuldade para manter a força do nível 3.

No estudo piloto, o qual foi realizado com indivíduos sem alterações na força da língua, não houve diferença significativa no número de tentativas, no tempo médio de contração e no tempo para pontuar entre os níveis 2 e 3.

No estudo com crianças do grupo controle, não houve diferença significativa no número de tentativas, no tempo médio de contração e no tempo para pontuar entre os níveis 1 e 2 e entre os níveis 2 e 3. No entanto, diferenças em todas estas variáveis dependentes foram

encontradas entre os níveis 1 e 3, ou seja, comparando o terceiro nível com o primeiro, nas crianças sem alterações na força da língua, verifica-se aumento do número de tentativas, diminuição do tempo médio de contração, e aumento do tempo para pontuar no terceiro nível.

Já para o grupo de crianças e adolescentes do grupo de estudo, as quais apresentavam força lingual levemente diminuída, as diferenças nas variáveis dependentes pesquisadas ocorreram entre os níveis 1 e 3 e entre os níveis 2 e 3, com desempenho pior para os níveis mais elevados. Apenas não houve diferença entre os níveis 1 e 2. Isso indica que para tal população o treino de força pode ser iniciado pelo nível 2 e seguido pelo terceiro, não sendo necessário passar pelo primeiro nível. Sugere-se que os dois primeiros níveis sejam testados em indivíduos com alterações mais graves de força da língua. Talvez essa população se beneficiaria do treino iniciado pelo nível 1.

Na literatura, poucas informações a respeito do valor de força a ser empregado em atividades realizadas pela língua foram encontradas. Terashima et al. (2009), ao testarem o controlador para cadeira de rodas posicionado no palato, observaram que, para que os participantes (indivíduos adultos do sexo masculino com idades de 22-23 anos e sem alterações na língua) não entrassem em fadiga, a força máxima de pressionamento dos botões do instrumento deveria ser 0,5 N. Slyper et al. (2011) desenvolveram um *joystick* acionado pela língua com a finalidade de ser utilizado por atores com fantasias de personagens de desenhos animados para produzir fala por meio do pressionamento dos botões do *joystick* com a língua, o que demandava força entre 50 gf e 150 gf, equivalente a aproximadamente 0,5 N a 1,5 N. Após teste do instrumentos, 24 participantes entre 18 e 58 anos, relataram fadiga de 3 pontos numa escala de 0 a 7 pontos.

Kothari et al. (2012), em um estudo com adultos, realizaram sessões de treino de força de protrusão de língua com cargas de 1 N e 3 N em que 288 repetições do movimento eram cumpridas. Na protrusão, os indivíduos pressionavam com a língua um transdutor de força afixado em uma haste e posicionado a 2 cm a frente do lábio superior. A duração e o nível de força eram indicados no computador como *feedback* visual. Os autores, ao contrário do presente estudo, verificaram melhor desempenho na atividade com carga de 3 N do que na de

1 N, mesmo tendo os indivíduos relatado mais fadiga no primeiro caso, bem como maior melhora do desempenho ao longo do tempo de realização da atividade 3 N do que na de 1 N. Os autores atribuíram o achado ao fator motivacional mais acentuado quanto maior a dificuldade da atividade.

5.4.3 Análise do desempenho por ordem de aparecimento dos alvos

Uma das hipóteses do presente estudo era que o desempenho dos indivíduos seria diferente do primeiro para o último alvo. Essa diferença poderia estar relacionada a uma melhora do desempenho pelo efeito da aprendizagem, ou piora, devido ao cansaço.

No estudo com adultos, bem como no estudo com crianças e adolescentes, verificou-se diferença significativa nas variáveis tempo médio de contração e tempo para pontuar quando foram comparados os segundos e terceiros alvos com os primeiros, sendo que os segundos e terceiros alvos apresentaram maior tempo médio de contração e menor tempo para pontuar do que os primeiros. Isto significa que, para os segundos e terceiros alvos, os indivíduos apresentaram melhor desempenho. Tais achados podem ser explicados pelo efeito da aprendizagem.

Huo e Ghovanloo (2010) desenvolveram um aparato intraoral acionado pela língua como dispositivo de entrada para computadores. Nos testes preliminares envolvendo atividade de jogo computacional os autores observaram que os indivíduos (quatro mulheres e nove homens entre 18 e 64 anos) apresentaram melhora do desempenho ao longo de três testes consecutivos. Kothari et al. (2012) verificaram melhora no desempenho em jogos realizados com a língua ao longo do tempo.

5.4.4 Análise do desempenho por duração de contração

No estudo piloto, com o aumento da duração de contração de 3 para 6 s, verificou-se aumento significativo do número de tentativas, do tempo médio de contração, do tempo para pontuar e da área, ou seja, de todas as variáveis do estudo.

De maneira semelhante, no estudo realizado com crianças e adolescentes, após o aumento da duração de contração de 3 para 5 s verificou-se aumento significativo do número de

tentativas, do tempo médio de contração e do tempo para pontuar. Quando analisados os dados do grupo controle separadamente dos dados do grupo de estudo, apenas a variável número de tentativas não apresentou diferença significativa entre as durações de 3 e 5 s.

Já era esperado que o aumento da duração de contração provocaria um aumento do tempo médio de contração, do tempo para pontuar e da área, pois estas são variáveis diretamente dependentes da duração de contração estipulada. Logo, é o aumento do número de tentativas que nos mostra a diferença de desempenho entre os exercícios realizados com diferentes durações de contração. Diante disso, verifica-se que a mudança da duração de 3 para 5 segundos para indivíduos do grupo controle não provoca alterações no desempenho das crianças no jogos, mas para o grupo de estudo essa alteração muda significativamente o resultado. Para adultos a mudança de 3 para 6 s também provoca mudança no desempenho dos indivíduos.

Na literatura não existe um valor padrão para a duração da contração em exercícios para ganho de força, sendo encontrados desde 1 s (Clark et al., 2009) até 20 s (Cunha e Silva, 2012). Não foram encontrados estudos que comparassem a eficácia da terapia utilizando-se de diferentes tempos de manutenção da contração. Na prática clínica, esse tempo é aumentado gradativamente ao longo do tratamento (Rahal, 2012).

5.4.5 Análise do desempenho por sexo

No estudo piloto, não houve diferença significativa na comparação por sexo em nenhuma das variáveis pesquisadas. Cabe ressaltar que a amostra do estudo piloto foi composta por indivíduos pós-graduandos em Ciências da Computação e todos eles relataram jogar jogos computacionais frequentemente.

Já no estudo com crianças e adolescentes, verificou-se maior número de tentativas e maior tempo para pontuar, ou seja, pior desempenho, no sexo masculino, quando os dados foram comparados sem estratificação por grupo. Não foi encontrada explicação para tais diferenças que não o número reduzido de mulheres da amostra. Quando os dados foram comparados

separadamente, tanto para o grupo de estudo, quanto para o grupo controle, não foram encontradas diferenças significativas entre os sexos em nenhuma das variáveis pesquisadas.

Huo e Ghovanloo (2010), ao testarem um aparato intraoral acionado pela língua para acessar computadores, verificaram que as mulheres apresentaram melhor desempenho na utilização do aparelho do que os homens. Da mesma forma que no presente estudo, a amostra era reduzida e número de mulheres inferior ao de homens, sendo esta a explicação dos autores para o ocorrido.

Na pesquisa de Kothari et al. (2013b) envolvendo atividades de jogos computacionais controlados pela língua, não foi encontrada diferença na performance entre os sexos, apenas uma tendência a melhor performance no sexo masculino. Os autores atribuíram essa tendência favorável ao sexo masculino ao fato de que geralmente os homens dedicam mais tempo aos jogos eletrônicos do que as mulheres. Os autores propõem, para pacientes em programas de reabilitação da língua, o desenvolvimento de diferentes jogos ou diferentes níveis de um mesmo jogo de maneira diferenciada para cada sexo.

Embora a variável força não seja diretamente analisada nesta pesquisa, é importante ressaltar, uma vez que a força da língua influencia o desempenho no jogo, que a literatura, na comparação entre os sexos, é controversa. Alguns autores (Dworkin et al., 1980; Crow, Ship, 1996; Mortimore et al., 1999; Stierwalt, Youmans, 2007; Utanohara et al., 2008; Trawitzki et al., 2010) verificaram maior força para o sexo masculino quando comparado com o feminino. Outros encontraram ausência de diferença entre os sexos (Clark et al., 2003; Hayashi et al., 2002; McAuliffe et al., 2005; Yoshida et al., 2006; Lambrechts et al., 2010). A diferença obtida entre os sexos a favor do sexo masculino foi explicada pelo maior número de fibras musculares presentes em indivíduos desse sexo.

5.4.6 Análise do desempenho por idade

No estudo piloto, a amostra foi composta por indivíduos entre 22 e 38 anos. Utilizou-se como ponto de corte a idade de 27 anos por tratar-se da mediana. Houve diferença significativa apenas na variável número de tentativas entre indivíduos com idade menor e maior do que 27 anos, sendo que, a cada ano que se aumenta na idade do indivíduo, houve um aumento de

5,5% no número médio de tentativas, revelando uma piora do desempenho dos adultos com o aumento da idade. A idade não influenciou significativamente o tempo médio de contração, o tempo para pontuar e a área.

Na pesquisa de Kothari et al. (2013b) observou-se melhor desempenho em jogos computacionais controlados pela língua em participantes adultos jovens (idades entre 21 e 35 anos) do que nos mais velhos (52 a 72 anos). Huo e Ghovanloo (2010), ao testarem um aparato intraoral controlado pela língua para acionar computadores em quatro mulheres e nove homens entre 18 e 64 anos em atividade de jogo com a língua utilizando os comandos direita-esquerda e cima-baixo, também verificaram que os indivíduos mais jovens apresentaram melhor desempenho do que os mais velhos.

De acordo com Crow e Ship, (1996), após os 60 anos de idade ocorre redução de massa muscular devido à atrofia e perda de neurônios motores, com influência na força da língua. Pesquisas realizadas com indivíduos saudáveis encontraram valores de força ou pressão de língua menores em idosos do que nos indivíduos jovens (Crow, Ship, 1996; Mortimore et al., 1999; Mortimore et al., 2000; Hayashi et al., 2002; Clark et al., 2003).

Além da redução de massa muscular, declínio da velocidade motora e da habilidade motora fina com o passar dos anos, acrescenta-se a menor familiaridade com jogos computacionais em indivíduos mais velhos como fator contribuinte para a queda de desempenho. Esse último fator parece mais plausível para explicar a queda de desempenho nesta pesquisa, uma vez que a amostra era formada por indivíduos adultos, tendo o participante mais velho apenas 38 anos.

No estudo com crianças e adolescentes, a amostra foi composta por indivíduos com idades de 8 a 13 anos. Na comparação das variáveis por idade sem a estratificação por grupos, a idade não influenciou o número de tentativas, nem o tempo para pontuar. No entanto, a cada um ano que se aumentou na idade, o tempo médio de contração aumentou em média 2,1%, mostrando uma melhora no desempenho da sustentação da contração nas crianças com o aumento da idade.

Quando os indivíduos foram separados em grupos controle e de estudo, a idade também não influenciou o número de tentativas e o tempo para pontuar em ambos os grupos. No entanto, apenas no grupo controle, a cada um ano que se aumentou na idade, o tempo médio de contração aumentou em média 1,8%, mostrando que a melhora no desempenho da sustentação da contração com o aumento da idade aconteceu nas crianças sem alteração de força da língua. O mesmo não foi verificado para o grupo de estudo.

De acordo com a literatura, no processo normal de desenvolvimento, a língua cresce de forma estável e atinge tamanho máximo aos oito anos de idade. Sua força aumenta principalmente dos 3 aos 8 anos de idade, mas ainda continua a se desenvolver atingindo o pico ao redor dos 16 anos (Potter, Kent & Lazarus, 2009; Potter & Short, 2009). Isso explica a melhora no desempenho do grupo controle com o avanço da idade verificado nesta pesquisa.

Parece, então, haver uma faixa etária em que o desempenho dos indivíduos é ótimo. Nas crianças o desempenho melhora com o avanço da idade até atingir essa faixa de ótimo desempenho, sendo que posteriormente, na idade adulta, decai com o avanço da idade.

5.4.7 Análise do desempenho por resultado da prova de vibração de língua

Quando a prova de vibração de língua estava alterada, a média do número de tentativas foi maior, a média do tempo médio de contração foi menor, e a média do tempo para pontuar foi maior que nas condições normais, porém sem influência significativa, tanto na análise sem estratificação, quanto na análise por grupos. Oliveria et al. (2008) identificaram a prova de vibração de língua como sendo a que os indivíduos tiveram mais dificuldade para realizar, o que explicaria o número elevado de indivíduos que tiveram tal aspecto alterado. No entanto não foram encontrados estudos que relacionassem essa prova com a força da língua. No estudo piloto a prova de vibração de língua não foi realizada pelos participantes.

5.4.8 Análise do desempenho por grupo

O grupo de estudo apresentou pior desempenho em todas as variáveis pesquisadas quando comparado com o grupo controle: maior número de tentativas, menor tempo médio de contração e maior tempo para pontuar.

Na escassa literatura diretamente relacionada ao tema, Kothari et al. (2013b) também encontrou diferenças no desempenho entre indivíduos disfágicos e/ou disártricos e indivíduos sem alterações ao realizar uma atividade de jogo de computador com a língua. Melhor desempenho foi verificado em indivíduos sem alterações.

5.5 Considerações finais

O instrumento foi utilizado sem dificuldades por indivíduos com comprometimento da força da língua. Dessa forma, pode vir a se tornar uma ferramenta útil para reabilitação em motricidade orofacial. É importante enfatizar que o instrumento não tem o propósito de substituir a atuação do fonoaudiólogo, mas sim de auxiliar este profissional. O uso do equipamento necessariamente deve ser orientado pelo fonoaudiólogo, do contrário pode resultar numa terapia inadequada e ineficaz. Ressalta-se também que o treino da força da língua, quando necessário, é apenas uma etapa da reabilitação orofacial miofuncional. O objetivo principal é a adequação das funções e, para isso, a terapia miofuncional deve ser realizada.

Algumas limitações foram observadas no instrumento em questão: o bocal, quando encaixado na cavidade oral, dificultava e, por vezes, impossibilitava a deglutição de saliva. Para evitar escape extraoral de saliva, a atividade era pausada para retirada do equipamento da cavidade oral sempre que o paciente manifestava necessidade de deglutir saliva. Como a duração dos jogos era curta, poucos foram os casos em que foi preciso realizar este procedimento.

Notou-se também que os pacientes com hipotonia da língua tendiam a utilizar outros métodos para ter sucesso no jogo, dentre eles, mover a cabeça, a mandíbula ou as mãos. Foi preciso

monitoramento constante de todos os participantes para evitar a utilização de outros músculos durante a atividade.

Ao final do teste de cada criança, o pesquisador responsável solicitava ao participante preencher uma escala de 0 a 10 sobre o nível de conforto, divertimento, cansaço e dor sentidos durante as atividades, conforme preconizado por Kothari et al. (2013a) e Kothari et al. (2013b). As respostas revelaram máximo nível de conforto e divertimento, tanto para o grupo de estudo, quanto para o grupo controle e um pouco mais de cansaço e dor no grupo de estudo do que no grupo controle. Esses dados, entretanto, devem ser considerados com cautela, pois as perguntas feitas pelo pesquisador, que é uma pessoa desconhecida para a criança e detentora do método, podem tê-las intimidado. Outra fato observado foi a dificuldade de distinção entre cansaço e dor. A escala de dor vinha antes da escala de cansaço no questionário. Algumas crianças, ao serem questionadas sobre o cansaço, após já terem preenchido a de dor, relataram necessidade de refazer a anterior, pois não haviam sentido dor, mas sim cansaço.

Este trabalho teve um caráter interdisciplinar, com interação constante entre profissionais das áreas da Engenharia, Fonoaudiologia e Ciências da computação. Embora não tenha sido o seu foco, e também não tenha sido sugerido pelos profissionais que participaram da pesquisa, o instrumento desenvolvido apresenta potencial para ser utilizado como ferramenta para comunicação alternativa e como dispositivo de entrada para computadores ou outras tecnologias, especialmente pelos pacientes que sofreram lesões medulares e apresentam habilidades cognitivas preservadas e bom funcionamento dos nervos cranianos.

Sugere-se para futuras pesquisas a utilização do método em indivíduos com diferentes graus de fraqueza da língua, em diferentes faixa etárias, modificando cada parâmetro das atividades para encontrar dados do desempenho do paciente que possam sugerir/reforçar a necessidade de tratamento. Outra sugestão inclui a utilização do método na terapia em estudos longitudinais e compará-lo com métodos tradicionais e utilização de métodos objetivos para medir o divertimento. Para as próximas versões do instrumento, sugere-se que os níveis de

força possam ser ajustados pelo fonoaudiólogo como uma variável contínua e não limitada a três níveis.

Espera-se que esse instrumento aumente a adesão do paciente ao tratamento e possibilite um processo terapêutico mais agradável e eficiente. Trata-se de uma proposta inovadora para a ciência fonoaudiológica, que pode vir a encorajar o desenvolvimento de outros jogos terapêuticos nas diferentes áreas de abrangência dessa ciência.

6

CONCLUSÕES

- Foi desenvolvido um protótipo para reabilitação da força da língua que constitui um dispositivo de entrada não convencional que associa os exercícios a jogos digitais.
- Jogos computacionais foram criados especialmente para serem utilizados no processo de reabilitação da força da língua e permitem ao fonoaudiólogo ajustar os parâmetros de duração, força, número de repetições e sentido da contração muscular requeridos nos exercícios de acordo com a necessidade do paciente.
- Os exercícios realizados com o protótipo mostraram-se compatíveis com os exercícios convencionais utilizados na prática clínica, confirmando assim a possibilidade de serem utilizados para reabilitação da força da língua.
- Na avaliação da validade de conteúdo do relatório de desempenho do paciente, concluiu-se que o mesmo é aceitável para a finalidade proposta.
- Nas pesquisas realizadas com pacientes de 8 a 13 anos que utilizaram o instrumento concluiu-se que o mesmo é confortável para a população pesquisada.
- Testes preliminares foram realizados com indivíduos adultos jovens. Verificou-se melhor desempenho no sentido para baixo do que nos demais, ausência de diferença entre os níveis dois e três de força, melhora do desempenho dos primeiros para os últimos alvos como efeito do aprendizado e piora do desempenho com o aumento da duração da contração de 3 para 6 segundos e com o aumento da idade dos participantes.
- Nos testes com crianças na faixa etária de 8 a 13 anos, aquelas com diminuição da força da língua apresentaram pior desempenho em todas as variáveis pesquisadas do que as com força de língua normal. No geral, os indivíduos apresentaram melhor desempenho no sentido para baixo do que nos demais, melhora do desempenho dos primeiros para os últimos alvos como efeito do aprendizado, bem como melhora do desempenho com o aumento da idade. Pior desempenho foi observado no terceiro nível de força e com o aumento da duração da contração de 3 para 5 segundos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, V.; MATHISEN, B.; BAINES, S.; LAZARUS, C.; CALLISTER, R. Reliability of measurements of tongue and hand strength and endurance using the Iowa Oral Performance Instrument with healthy adults. *Dysphagia*. v. 29, n.1, p.83-95, 2014.

ARRIAGA, A.; LAZKANO, J.M.; PAGALDAI, R.; ZALDUA, A.M.; HERNANDEZ, R.; ATXURRA, R.; CHRYSOSTOMOU, A. Finite-element analysis of quase-static characterisation tests in thermoplastic material: experimental and numerical analysis results correlation with ANSYS. *Polymer Testing*, v. 26, p.284-305, 2007.

BERRETIN-FÉLIX, G.; SILVA, M. M. A.; MITUUTI, C. T. Terapia fonoaudiológica em deglutição (como eu trato). In: MARCHESAN, I. Q.; SILVA, H. J.; BERRETIN-FELIX, G. *Terapia fonoaudiológica em motricidade orofacial*. São José dos Campos: Pulso editorial, 2012. Cap.3, p.43-49.

BLUMEN, M. B.; DE LA SOTA, A. P.; QUERA-SALVA, M. A.; FRACHET, B.; CHABOLLE, F.; LOFASO, F. Genioglossal electromyogram during untington contraction in normal humans. *European Journal of Applied Physiology*. v. 88, p.170-177, 2002.

BURKHEAD, L. M.; SAPIENZA, C. M.; ROSENBEK, J. C. Strength-training exercise in dysphagia rehabilitation: principles, procedures, and directions for future research. *Dysphagia*. v. 22, p. 251–265, 2007.

CLARK, H. M.; HENSON, P. A.; BARBER, W. D.; STIERWALT, J. A. G.; SHERRIL, M. Relationships among subjective and objective measures of the tongue strength and oral phase swallowing impairments. *American Journal of Speech-Language Pathology*. v.12, p.40-50, 2003.

CLARK, H. M.; O'BRIEN, K.; CALLEJA, A.; CORRIE, S. N. Effects of directional exercise on lingual strength. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*. v.52, p.1034-1047, 2009.

CLAYTON, C.; PLATTS, R. G. S.; STEINBERG, M. HENNEQUIN, J. R. Palatal tongue controller. *Journal of microcomputer applications*. v.15, p.9-12, 1992.

CHRISTENSEN, R. M. *The Theory of Materials Failure*. Oxford: Oxford University Press, 2013. 273 p.

CROW, H. C., SHIP, J. A. Tongue strength and endurance in different aged individuals. *The Journal of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. v. 51, n. 5, p. M247-50, 1996.

CUNHA, D. A.; SILVA, H. J. Terapia fonoaudiológica em respiração oral (como eu trato). In: MARCHESAN, I. Q.; SILVA, H. J.; BERRETIN-FELIX, G. *Terapia fonoaudiológica em motricidade orofacial*. São José dos Campos: Pulso editorial, 2012. Cap.5, p.87-109.

DOUGLAS, C. R. *Fisiologia aplicada à fonoaudiologia*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 798p.

DWORKIN, J. P.; ARONSON, A. E.; MULDER, D.W. Tongue force in normals and dysarthric patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Speech and Hearing Research*. v.23, n.4, pp.828-837, 1980.

FERREIRA, T. S.; MANGILLI, L. D.; SASSI, F. C.; FORTUNATO-TAVARES, T.; LIMONGI, S. C. O.; ANDRADE, C. R. F. Fisiologia do exercício fonoaudiológico: uma revisão crítica da literatura. *Jornal da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*. v.23, n.3, p.288-296, 2011.

FITZMAURICE, G. M.; LAIRD, N. M.; WARE, J. H. *Applied Longitudinal Analysis*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2011.

FONSECA, R. P. Características cinesiológicas da musculatura intrínseca e extrínseca lingual na produção do fonema /r/. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*. v. 10, n. 3, p. 178-183, 2005.

FURLAN, R. M. M. M.; MOTTA, A. R.; VALENTIM, A. F.; BARROSO, M. F. S.; COSTA, C. G.; LAS CASAS, E. B. Protrusive tongue strength in people with severely weak tongues. *International Journal of Speech-Language Pathology*. v.1, p.1-8, 2013.

FURLAN, R. M. M. M.; VALENTIM, A. F.; MOTTA, A. R.; BARROSO, M. F. S.; COSTA, C. G.; LAS CASAS, E. B. Métodos quantitativos para avaliação da força de língua. *Revista Cefac*. v.14, p.1215-1225, 2012.

FURLAN, R. M. M. M.; VALENTIM, A. F.; PERILO, T. V. C.; MOTTA, A. R.; BARROSO, M. F. S.; COSTA, C. G.; LAS CASAS, E. B. *Newly developed portable device for measuring tongue protrusion force*. In: XXIII Congress of the International Society of Biomechanics, 2011, Bruxelas. Proceedings of XXIII Congress of the International Society of Biomechanics, 2011.

GRANT, J. S.; DAVIS, L. L. Selection and use of content experts for instrumental development. *Research in Nursing & Health*. v.20, p. 269-270, 1997.

HAYASHI, R.; TSUGA, K.; HOSOKAWA, R.; YOSHIDA, M.; SATO, Y.; AKAGAWA, Y. A novel handy probe for tongue pressure measurement. *International Journal of Prosthodontics*. v. 15, n. 4, p. 385-388, 2002.

HUO, X.; GHOVANLOO, M. Evaluation of a wireless wearable tongue-computer interface by individuals with high-level spinal cord injuries. *Journal of Neural Engineering*. v. 7, n. 2, p.1-24.

INMETRO. NIT-DICLA-021 – *Expressão da incerteza de medição*. Rev. 03. ABNT, INMETRO, 2007. 30 p.

JARDINI, R. S. *A adequação dos músculos orofaciais com o uso dos exercitadores pró-fono*. Barueri, SP: Pró-Fono, 2007. 176 p.

JOHNSON, M. J. Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. v.3, p.29, 2006.

JUVINALL, R. C.; MARSHEK, K. M. *Fundamentals of machine component design*. New York: John Wiley, 1991. 804p.

KIER, W. M.; SMITH, K. K. Tongues, tentacles and trunks: the biomechanics and movement of muscular hydrostats. *Zoological Journal of the Linnean Society*. v.83, P. 307-324, 1985.

KOTHARI, M.; SVENSSON, P.; HUO, X.; GHOVANLOO, M.; BAAD-HANSEN. Force and complexity of tongue task training influences behavioral measures of motor learning. *European Journal of Oral Sciences*. v.120, p. 46–53, 2012.

KOTHARI, M.; SVENSSON, P.; HUO, X.; GHOVANLOO, M.; BAAD-HANSEN. Motivational conditions influence tongue motor performance. *European Journal of Oral Sciences*. v.121, n.1, p. 111–116, 2013a.

KOTHARI, M.; SVENSSON, P.; JENSEN, J.; HOLM, T.D.; NIELSEN, M.S.; MOSEGAARD, T. NIELSEN, J.F.; GHOVANLOO, M.; BAAD-HANSEN. Tongue-controlled computer game: a new approach for rehabilitation of tongue motor function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v.121, p.1-7, 2013b.

KRAEMER, W. J.; ADAMS, K.; CAFARELLI, E.; DUDLEY, G.A.; DOOLY, C.; FEIGENBAUM, M. S.; FLECK, S. J.; FRANKLIN, B.; FRY, A. C.; HOFFMAN, J. R.;

NEWTON, R. U.; POTTEIGER, J.; STONE, M. H.; RATAMESS, N. A.; TRIPLETT-MCBRIDE, T.; American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. v.34, n.2, p.364-380, 2002.

LAMBRECHTS, H.; DE BAETS, E.; FIEUWS, S.; WILLEMS, G. Lip and tongue pressure in orthodontic patients. *European Journal of Orthodonty*. v.32, n.4, pp.466-471, 2010.

LANGE, B.; FLYNN, S.; PROFFIT, R.; CHANG, C.; RIZZO, A. Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Topics in Stroke Rehabilitation*. v.15, n.5, p.345-352, 2010.

LIANG, K. Y.; ZEGER, S. L. Longitudinal Data Analysis using generalized linear models. *Biometrika*. v.73, n.1, p.13-22, 1986.

MACHADO, L. S. Dispositivos Não-Convencionais para Interação e Imersão em Realidade Virtual e Aumentada. In: BREGA, J. R. F.; KELNER, J. (Org.). *Interação em Realidade Virtual e Aumentada*. Porto Alegre: SBC, 2010. p.23-33.

MACHADO, L. S.; MORAES, R. M.; NUNES, F. Serious Games para Saúde e Treinamento Imersivo. In: NUNES, F. L. S.; MACHADO, L. S.; PINHO, M. S.; KIRNER, C. (Org.). *Abordagens Práticas de Realidade Virtual e Aumentada*. Porto Alegre: SBC, 2010. p. 31-60.

MARCHESAN, I. Q.; BERRETIN-FELIX, G.; GENARO, K. F.; REHDER, M. I.; Exame miofuncional orofacial MBGR, 2012.

MARSON, A.; TESSITORE, A.; SAKANO, E.; NEMR, K. Efetividade da fonoterapia e proposta de intervenção breve em respiradores orais. *Revista CEFAC*. v. 14, n. 6, 2012.

MARTINS, J. S.; PINHEIRO, M. M. C.; BLASI, H. F. A utilização de um software infantil na terapia fonoaudiológica de distúrbio do processamento auditivo central. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*. v.13, n.4, p.398 – 404. 2008.

McAULIFFE, M. J.; WARD, E. C.; MURDOCH, B. E.; FARRELL, A.M. A nonspeech investigation of tongue function in Parkinson's disease. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*. v. 60, n. 5, p. 667-674, 2005.

McCULLAGH P.; NELDER, J. A. *Generalized Linear Models*. London: Chapman and Hall, 1989.

MILLER, J. L.; WATKIN, K. L.; CHEN, M. F. Muscle, adipose, and connective tissue variations in intrinsic musculature of the adult human tongue. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*. v. 45, p. 51-65, 2002.

MIRELMAN, A.; BONATO, P.; DEUTSCH, J. E. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke*. v.40, p.169-174, 2009.

MIYAUCHI, M.; KIMURA, T.; NOJIMA, T. *A tongue training system for children with down syndrome*. In 26th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. St. Andrews, 2013. *Annals of UIST'13*, p.373-376, 2013.

MORALES, R. C. *Terapia de Regulação Orofacial*. São Paulo: Memnon, 1999.

MORTIMORE, I. L.; BENNETT, S. P.; DOUGLAS, N. J. Tongue protrusion strength and fatiguability: relationship to apnoea/hypopnoea index and age. *Journal of Sleep Research*. v. 9, n. 4, p. 389-93.

MORTIMORE, I. L.; FIDDES, P.; STEPHENS, S.; DOUGLAS, N. J. Tongue protrusion force and fatiguability in male and female subjects. *European Respiratory Journal*. v. 14, p. 191-195, 1999.

MOTTA, A. R.; CHIARI, B. M.; BOMMARITO, S.; VIEIRA, M. M.; GUEDES, Z. C. F.; MARCHESAN, I. Q.; TRAWITZKI, L. V. V. *Análise quantitativa da força axial da língua* [Tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2011.

OLIVEIRA, L. R.; ARAÚJO, R. L. T.; CANTON, P. C.; ARRUDA, M. G. O. M.; MARCHESAN, I. Q. *Analysis of the occurrence of non-verbal praxis in preschool children*. In: Congresso Brasileiro de Fonoaudiologia. Campos do Jordão, 2008. Anais do Congresso Brasileiro de Fonoaudiologia, p. 1196, 2008.

PERILO, T. V. C.; FURLAN, R. M. M. M.; VALENTIM, A. F.; MOTTA, A. R.; LAS CASAS. *Novo método para treino da força lingual*. In: XX CONGRESSO BRASILEIRO DE FONOAUDIOLOGIA. Brasília, 2012. Suplemento da Revista Brasileira de Fonoaudiologia, p.2814, 2012.

PERILO, T. V. C.; MOTTA, A. R.; LAS CASAS, E. B.; SAFFAR, J. M. E.; COSTA, C. G. Avaliação objetiva das forças axiais produzidas pela língua de crianças respiradoras orais. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*. v.12, n.3, pp.184-190, 2007.

PITTMAN, L. J.; BAILEY, E. F. Genioglossus and intrinsic electromyographic activities in impeded and unimpeded protrusion tasks. *Journal of Neurophysiology*. v.101, n.1, p.276-282, 2008.

POLIT, D. F.; BECK, C. T. The content validity index: are you sure you know what's being reported? Critique and recommendations. *Research in Nursing & Health*. v.29, p.489-497, 2006.

POLIT, D. F.; BECK, C. T. OWEN, S. V. Is the CVI na acceptable indicator of content validity? Appraisal and recommendations. *Research in Nursing & Health*. v.30, p.459-467, 2007.

POTTER, N. L., KENT, R. D., LAZARUS, J. A. Oral and manual force control in preschool-aged children: is there evidence for common control? *Journal of Motor Behavior*. v. 41, p. 66–82, 2009.

POTTER, N. L.; SHORT, R. Maximal tongue strength in typically developing children and adolescents. *Dysphagia*. v. 24, p. 391-397, 2009.

RAHAL, A. Exercícios utilizados na terapia de motricidade orofacial (quando e por que utilizá-los). In: MARCHESAN, I. Q.; SILVA, H. J.; BERRETIN-FELIX, G. *Terapia fonoaudiológica em motricidade orofacial*. São José dos Campos: Pulso editorial, 2012. Cap.3, p.43-49.

RAMSDEN, E. *Hall-effect sensors: theory and applications*. Burlington: Elsevier, 2006. 212 p.

RAY, J. Orofacial myofunctional therapy in dysarthria: a study on speech intelligibility. *International Journal of Orofacial Myology*. v.28, p.39-48, 2002.

ROBBINOVITH, S. N.; HERSHLER, C.; ROMILLY, D. P. A tongue force measurement system for the assessment of oral-phase swallowing disorders. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v. 72, p. 38-42, 1991.

ROBBINS, J.; GANGNON, R. E.; Shannon, M. T.; KAYS, S. A.; HEWITT, A. L.; HIND, J. A. The effects of lingual exercise on swallowing in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*.v.53, p1483–1489, 2005.

ROBBINS, J.; KAYS, S. A.; GANGNON, R. E.; HIND, J. A.; HEWITT, A. L.; GENTRY, L. R.; TAYLOR, A. J. *The effects of lingual exercise in stroke patients with dysphagia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* v.88, p.150-158, 2007.

SALEM, C.; ZHAI, S. An isometric tongue pointing device. In: SIGCHI CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS, Atlanta, 1997. Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, 1997.

SAPONAS, T. S.; KELLY, D.; PARVIZ, B. A.; TAN, D. S. *Optically sensing tongue gestures for computer input.* In: ACM SYMPOSIUM ON USER INTERFACE SOFTWARE AND TECHNOLOGY. Canadá, 2009. Proceedings of ACM Symposium on User Interface Software and Technology, 2009.

SCHIMID, M. Reinforcing motor re-training and rehabilitation through games: a machine-learning perspective. *Frontiers in Neuroengineering.* v.2, p.1-2, 2009.

SLYPER, R.; LEHMAN, J. FORLIZZI, J. HODGINS, J. *A Tongue Input Device for Creating Conversations.* In: In 24th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology. Santa Barbara, 2011. Annals of UIST'11, p.16-19, 2011.

SOBOTTA, J.; BECHER, H. *Atlas de Anatomia Humana: cabeça, pescoço e extremidade superior.* v. 1, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SOUSA, A. S. *Serious games para fonoaudiologia: uma abordagem voltada à terapia em motricidade orofacial.* 2011. 126p. Dissertação em Modelos de Decisão e Saúde – Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa.

SOUSA, A. S.; MACHADO, L. S.; VALENÇA, A. M. G. *Jogos Computacionais para Terapia em Fonoaudiologia.* In: CONGRESSO BRASILEIRO DE FONOAUDIOLOGIA, 18., Curitiba, 2010. Suplemento da Revista Brasileira de Fonoaudiologia, 2010.

STEELE, C. M.; BAILEY, G. L.; POLACCO, R. E.; HORI, S. F.; MOLFENTER, S. M.; OSHALLA, M.; YEATES, E. M. Outcomes of tongue-pressure strength and accuracy training for dysphagia following acquired brain injury. *International Journal of Speech and Language Pathology*. v.15, n.5, p.492-502, 2013.

STIERWALT, J. A. G.; YOUMANS, S. R. Tongue measures in individuals with normal and impaired swallowing. *American Journal of Speech-Language Pathology*. v. 16, n. 2, p. 148-156, 2007.

STRUIJK, L. N. S. A. An Inductive Tongue Computer Interface for Control of Computers and Assistive Devices. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v.53, n.12, p.2594-2597, 2006.

STRUIJK, L. N. S. A.; LONTIS, E. R.; BENTSEN, B.; CHRISTENSEN, H. V.; CALTENCO, H. A.; LUND, M. E. *Fully integrated wireless inductive tongue computer interface for disabled people*. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 31, EUA, 2009. Proceedings of 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2009.

TRAWITZKI, L. V. V.; BORGES, C. G. P.; GIGLIO L. D.; SILVA, J. B. Tongue strength of healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*. v.38, p.482-486, 2010.

TERASHIMA, S. G.; SATOH, E.; KOTAKE, K.; SASAKI, E.; UEKI, K.; SASAKI, S. Development of a mouthpiece type remote controller for disabled persons. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. v.5, n.1, p.66-77, 2009.

UTANOHARA, Y.; HAYASHI, R.; YOSHIKAWA, M.; YOSHIDA, M.; TSUGA, K.; AKAGAWA, Y. Standard values of maximum tongue pressure taken using newly developed disposable tongue pressure measurement device. *Dysphagia*. v. 23, p. 286–290, 2008.

VALENTIM, A. F.; FURLAN, R. M. M. M.; MOTTA, A. R.; PERILO, T. V. C.; BARROSO, M. F. S.; COSTA, C. G.; LAS CASAS, E. B. *Instrumentation to evaluate and train orofacial structures*. In WORLD CONGRESS ON BIOMECHANICS, 6., 2010, Singapura, Proceedings of 6th World Congress on Biomechanics. Singapura, 2010.

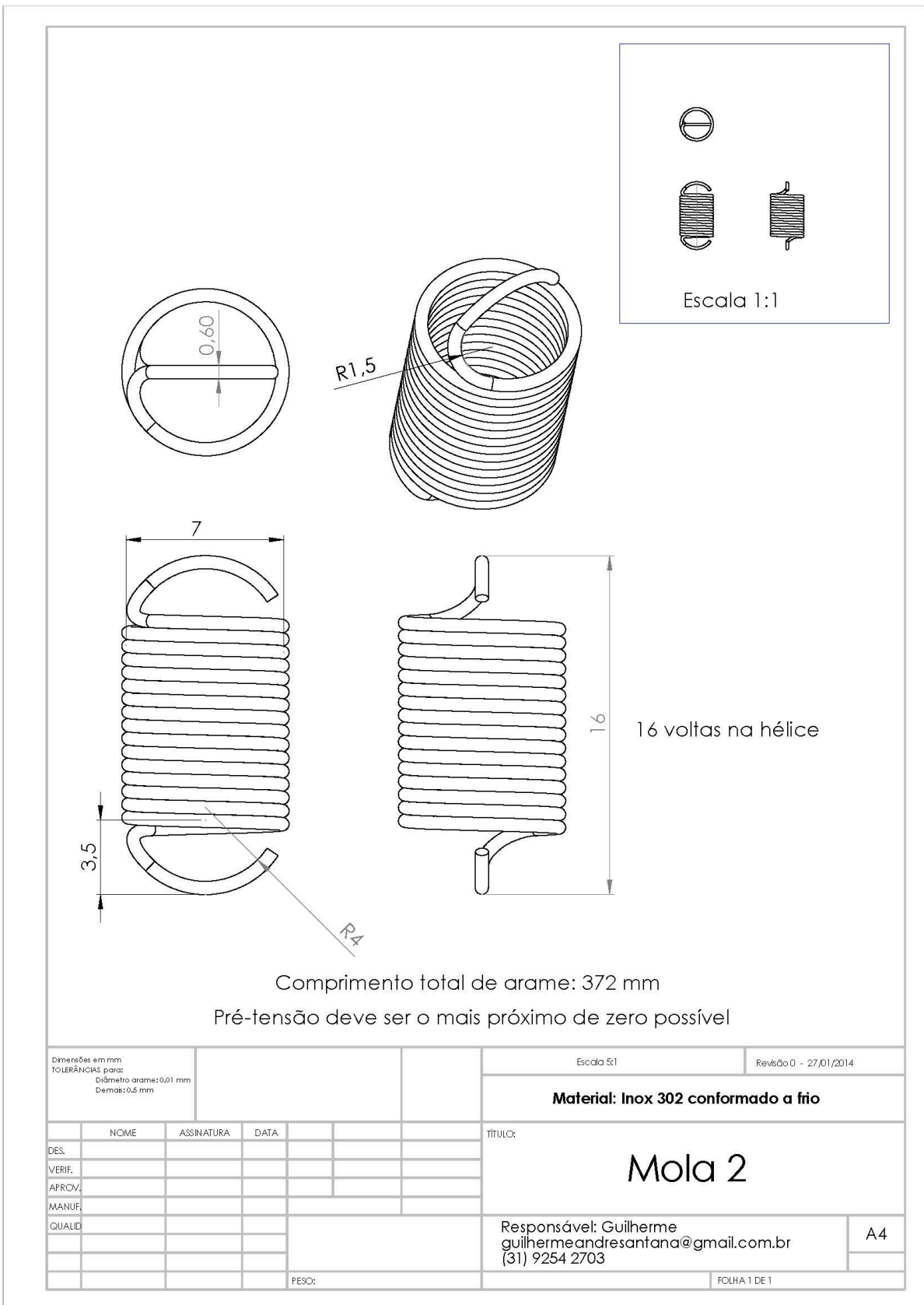
WAJNTRAUB, S.; SCHUENCK, V.; AVILA, S. R. C.; HELMAN, L. Aparelho e processo para exercitar e corrigir a motilidade e a forma da língua em deficientes de deglutição atípica e semelhantes. BR8302274A, 3 mai. 1983. 15p.

WIEBECK, H.; HARADA, J. Plásticos de Engenharia – Tecnologia e Aplicações. São Paulo: Artliber, 2005. 350 p.

YOSHIDA, M.; KIKUTANI, T.; TSUGA, K.; UTANOHARA, Y.; HAYASHI, R.; AKAGAWA, Y. Decreased tongue pressure reflects symptom of dysphagia. *Dysphagia*. v. 21, n. 1, p. 61-65, 2006.

ZEMLIN, W. R. *Princípios de Anatomia e Fisiologia em Fonoaudiologia*. 4. ed. Porto Alegre: ARTMED, 2000. 624 p.

APÊNDICE A - Projeto da mola para treino de força



APÊNDICE B - Termo de consentimento livre e esclarecido para profissionais

Por meio deste termo, queremos convidá-lo(a) a participar de uma pesquisa desenvolvida pelos professores Andréa Rodrigues Motta e Estevam Barbosa de Las Casas e pela fonoaudióloga Renata Maria Moreira Moraes Furlan, e cujo objetivo é validar um método alternativo para reabilitação da força e da mobilidade da língua.

Primeiramente, lhe será apresentado o instrumento desenvolvido para reabilitação da força e da mobilidade da língua, e caso o senhor (a) aceite participar deste estudo, poderá realizar o teste, encaixando-o na boca e empurrando-o com a língua nas direções direita, esquerda, para cima e para baixo, enquanto joga jogos computacionais. A seguir o(a) Sr(a) deverá responder dois questionários. O primeiro, sobre a aplicabilidade do instrumento na reabilitação da força e da mobilidade da língua, é composto por 12 questões fechadas. O segundo, sobre a validação de conteúdo do relatório de desempenho gerado pelo instrumento, é composto por 10 itens que devem ser julgados por meio de uma escala ordinal de 1 a 4. Caso necessário, poderá lhe ser solicitado a repetição destes procedimentos em data posterior.

Sua participação nesta pesquisa não lhe trará qualquer benefício direto, mas proporcionará aos profissionais um maior conhecimento a respeito da reabilitação da força e da mobilidade da língua, melhorando assim, a atuação terapêutica na área de Fonoaudiologia. A participação nesta pesquisa poderá acarretar uma leve e passageira sensação de cansaço na língua. O tempo de realização dos testes será cuidadosamente monitorado durante a execução da pesquisa de maneira a evitar ou reduzir a possível sensação de cansaço na língua acarretada pela participação neste estudo. É garantida a indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa.

O(a) Sr(a) não pagará nem receberá nenhum valor financeiro ou compensações pessoais pela sua participação na pesquisa em questão. Os dados coletados serão utilizados somente para pesquisa, com publicação dos resultados em revistas e eventos científicos, não sendo divulgada a identificação de nenhum dos participantes.

O(a) Sr(a) tem direito de se manter informado sobre os resultados parciais da pesquisa, e tem a garantia de acesso à esclarecimentos de eventuais dúvidas em qualquer etapa do estudo. Também é garantida a liberdade da retirada do consentimento, caso deseje desistir da pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Caso queira desistir da pesquisa ou obter mais informações sobre a pesquisa, o(a) Sr(a) poderá entrar em contato com os pesquisadores pelo telefone 3409 1895 e/ou no endereço Av. Antônio Carlos, 6627, Escola de Engenharia, Bloco I, sala 4205. Belo Horizonte - MG, CEP 31210-000. Em caso de dúvida sobre a ética da pesquisa entre em contato com o Comitê de ética em pesquisa da UFMG, situado à Avenida Presidente Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II - 2º Andar - Sala 2005 - Cep:31270-901 - BH-MG, telefone (031) 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br; ou a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, SEP/510 Norte, Bloco A 1º Subsolo, Edifício Ex-Inam - Unidade II - Ministério da Saúde, Asa Norte, DF, Brasília, CEP: 70.750-521. Fone (61)3315-5878 email: conep@saude.gov.br.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2014

Assinatura do participante

Nome do participante: _____

Pesquisadores responsáveis:

Andréa Rodrigues Motta

Estevam Barbosa de Las Casas

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

APÊNDICE C - Questionário sobre a aplicabilidade do instrumento na reabilitação da língua

Nome _____

1. Você atua na área de motricidade orofacial ou disfagia?

Sim Há quanto tempo? _____ Não

2. Possui especialização em motricidade orofacial ou disfagia?

Especialização em Motricidade Orofacial

Especialização em Disfagia

Mestrado

Doutorado

Não

3. Os exercícios realizados para reabilitação da força da língua, nos sentidos direita e esquerda, utilizando este instrumento são compatíveis com os exercícios convencionais que você utiliza para reabilitação da força da língua, nos sentidos direita e esquerda?

Não, são incompatíveis

Sim, são pouco compatíveis

Sim, são moderadamente compatíveis

Sim, são totalmente compatíveis

4. Os exercícios realizados para reabilitação da força da língua, no sentido para cima, utilizando este instrumento são compatíveis com os exercícios convencionais que você utiliza para reabilitação da força da língua, no sentido para cima?

Não, são incompatíveis

Sim, são pouco compatíveis

Sim, são moderadamente compatíveis

Sim, são totalmente compatíveis

5. Você apresentou alguma dificuldade para operar o instrumento?

Sim, muita dificuldade

Sim, dificuldade moderada

Sim, pouca dificuldade

Não, nenhuma dificuldade

Se sim, relate quais foram as dificuldades:

6. Você sentiu dor ou desconforto enquanto utilizava o instrumento?

Sim, muita dor/desconforto

- Sim, dor/desconforto moderados
- Sim, pouca dor/desconforto
- Não, nenhuma dor/desconforto

7. Você apresentou alguma dificuldade para realizar movimentos de lateralização, elevação ou abaixamento da língua?

- Sim, muita dificuldade
- Sim, dificuldade moderada
- Sim, pouca dificuldade
- Não, nenhuma dificuldade

Se sim, relate em quais movimentos houve a dificuldade.

8. Na sua opinião, o instrumento pode ser utilizado para reabilitação da força da língua?

- Não Sim

9. Na sua opinião, o instrumento pode ser utilizado para reabilitação da mobilidade da língua?

- Não Sim

10. Você gostaria de ter esse instrumento no seu trabalho?

- Não Sim

11. Quanto você pagaria pelo instrumento?

- nada
- até R\$500,00
- até R\$ 1000,00
- mais de R\$ 1000,00

12. Você saberia relatar alguma outra aplicação para esse instrumento?

- Não Sim Qual? _____
-

APÊNDICE D - Relatório de desempenho do paciente (primeira versão)

1. Informações do Paciente

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: _____ Data de nascimento __/__/__ Data da avaliação __/__/__

Avaliador: _____

2. Informações do Jogo

Nome do Jogo: _____

Duração da contração: _____

Número de alvos do Jogo			
Para direita	Para esquerda	Para cima	Para baixo

3. Desempenho do paciente no treino de força

Nível	Variável	Sentido de contração			
		Direita	Esquerda	Para cima	Para baixo
	Sentido da contração				
	Número de Tentativas*				
	Força Máxima*				
	Força Média*				
	Tempo máximo de contração*				
	Tempo médio de contração*				
	Alvos Pontuados				
	Área*				
	Tempo total*				

*Disponibilizados os valores para cada alvo separadamente

APÊNDICE E - Protocolo de validação de conteúdo do relatório de desempenho do
paciente

Número de tentativas (número de vezes que o paciente atingiu o alvo, mesmo que não tenha conseguido manter a contração pelo período de tempo necessário)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Força máxima (Maior força, em newton, realizada pelo indivíduo para cada alvo)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Força média (Média das forças, em newton, realizada pelo indivíduo para cada alvo)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Tempo máximo de contração (maior tempo, em segundos, que o indivíduo foi capaz de manter pressionado o pino de interface lingual para cada alvo)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Tempo médio de contração (média do tempo, em segundos, que o paciente manteve a pressionado o pino de interface lingual, para cada alvo)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Alvos Pontuados (Número de alvos atingidos com a força estipulada, sendo a força, mantida pelo tempo estipulado)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Área (Área do gráfico de força ao longo do tempo, em N.s, obtida pela multiplicação da força pelo tempo. Trata-se de uma medida do trabalho realizado pela musculatura)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Tempo Total (tempo gasto pelo paciente para alcançar cada alvo)				
Sentido da contração	Representatividade			
Direita	1	2	3	4
Esquerda	1	2	3	4
Para cima	1	2	3	4
Para baixo	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Gráficos				
Representatividade				
Gráfico 2D	1	2	3	4
Gráfico 3D	1	2	3	4

1) Não é representativo; 2) Um pouco representativo; 3) Suficientemente representativo; 4) altamente representativo.

Clareza dos itens: Os itens acima foram bem redigidos? Eles estão claros?

() Sim, todos estão bem redigidos.

() Não, alguns não estão bem redigidos (no espaço abaixo, indique os itens que não estão bem redigidos).

Sugestões para torná-los bem redigidos:

Sugestões para adição ou retirada de itens:

APÊNDICE F - Termo de assentimento

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa para testar um método para melhorar a força e a mobilidade da língua. Na pesquisa, pediremos que você realize algumas atividades com a língua, como colocar a língua para fora, empurrar um palito de madeira com a maior força que você conseguir, empurrar com a língua a sua própria bochecha, mover a língua para os lados, para cima e para baixo e empurrar um pino com a língua para os lados enquanto joga um jogo no computador e, no final, responder algumas perguntas sobre isso.

Para você participar, o seu responsável tem que autorizar e assinar um termo. Você não terá nenhum gasto, nem receberá nenhum valor. As atividades que serão realizadas não causam dor, mas podem causar um leve cansaço na língua. Você pode escolher participar ou não participar da pesquisa. Se você não quiser participar, não haverá problema algum. Sua identidade não será revelada. Participando dessa pesquisa você ajudará os fonoaudiólogos a entender mais sobre a língua e, com isso, melhorar as atividades de terapia.

Você pode nos perguntar o que quiser sobre a pesquisa em qualquer momento. Você pode desistir quando quiser, sem problema algum. Esse documento apresenta duas vias, uma para você e uma para o pesquisador.

Eu, _____, fui informado(a) dos objetivos desta pesquisa de maneira clara e não tenho dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei pedir informações, e o meu responsável pode decidir não mais participar se ele quiser. Concordo em participar dessa pesquisa. Recebi uma via deste termo.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 2014

Assinatura do(a) menor

Nome do responsável pelo menor: _____

Pesquisadores responsáveis:

Andréa Rodrigues Motta

Estevam Barbosa de Las Casas

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

Caso queira desistir ou obter mais informações sobre a pesquisa, você poderá entrar em contato com os pesquisadores pelo telefone 3409 1895 e/ou no endereço Av. Antônio Carlos, 6627, Escola de Engenharia, Bloco I, sala 4205. Belo Horizonte - MG, CEP 31210-000. Em caso de dúvida sobre a ética da pesquisa entre em contato com o Comitê de ética em pesquisa da UFMG, situado à Avenida Presidente Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II - 2º Andar - Sala 2005 - Cep:31270-901 - BH-MG, telefone (031) 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br; ou a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, SEPN 510 Norte, Bloco A 1ºSubsolo, Edifício Ex-Inam – Unidade II - Ministério da Saúde, Asa Norte, DF, Brasília, CEP: 70.750-521. Fone (61)3315-5878 email: conep@saude.gov.br.

APÊNDICE G - Termo de consentimento livre e esclarecido para os pais

Por meio deste termo, queremos convidar o seu filho pelo qual você é responsável para participar de uma pesquisa desenvolvida pelos professores Andréa Rodrigues Motta e Estevam Barbosa de Las Casas e pela fonoaudióloga Renata Maria Moreira Moraes Furlan, e cujo objetivo é testar um método alternativo para reabilitação da força e da mobilidade da língua.

Primeiramente, será realizada uma avaliação clínica da língua, e caso o senhor(a) e o seu(sua) filho(a) aceitem participar deste estudo, será solicitado ao seu filho(a) colocar a língua para fora e empurrá-la contra uma espátula, e em seguida, realizar o mesmo procedimento contra o dedo, com luva descartável, de três examinadores com a maior força que for capaz de empregar. Também será solicitado empurrar com a língua a sua própria bochecha, empurrar uma espátula posicionada sobre a língua e mover a língua nas direções direita, esquerda, para cima e para baixo. A seguir será colocado um aparelho na boca do seu filho(a) para que ele(a) o empurre com a língua nas direções direita, esquerda, para cima e para baixo enquanto joga um jogo computacional. A seguir ele deverá responder algumas perguntas sobre o aparelho e sobre os jogos. Todo o processo terá duração aproximada de 30 minutos.

Sua participação nesta pesquisa não lhe trará qualquer benefício direto, mas proporcionará aos profissionais um maior conhecimento a respeito da reabilitação da força e da mobilidade da língua, melhorando assim, a atuação terapêutica na área de Fonoaudiologia. O procedimento pode acarretar uma leve e passageira sensação de cansaço na língua. O tempo de realização dos testes será cuidadosamente monitorado durante a execução da pesquisa de maneira a evitar ou reduzir a possível sensação de cansaço na língua acarretada pela participação neste estudo. É garantida a indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa.

O(a) Sr(a) não pagará nem receberá nenhum valor financeiro ou compensações pessoais pela sua participação na pesquisa em questão. O(a) senhor(a) não terá gastos com a participação do seu(sua) filho(a) na pesquisa pois a mesma será realizada no mesmo local em que o seu(sua) filho(a) realiza o atendimento fonoaudiológico e em horário próximo ao horário do atendimento, sem prejuízo ao atendimento. Os dados coletados serão utilizados somente para pesquisa, com publicação dos resultados em revistas e eventos científicos, não sendo divulgada a identificação de nenhum dos participantes.

O(a) Sr(a) tem direito de se manter informado sobre os resultados parciais da pesquisa, e tem a garantia de acesso à esclarecimentos de eventuais dúvidas em qualquer etapa do estudo. Também é garantida a liberdade da retirada do consentimento, caso deseje desistir da pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Caso queira desistir da pesquisa ou obter mais informações sobre a pesquisa, o(a) Sr(a) poderá entrar em contato com os pesquisadores pelo telefone 3409 1895 e/ou no endereço Av. Antônio Carlos, 6627, Escola de Engenharia, Bloco I, sala 4205. Belo Horizonte - MG, CEP 31210-000. Em caso de dúvida sobre a ética da pesquisa entre em contato com o Comitê de ética em pesquisa da UFMG, situado à Avenida Presidente Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II - 2º Andar - Sala 2005 - Cep:31270-901 - BH-MG, telefone (031) 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br; ou a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, SEPN 510 Norte, Bloco A 1ºSubsolo, Edifício Ex-Inam – Unidade II - Ministério da Saúde, Asa Norte, DF, Brasília, CEP: 70.750-521. Fone (61)3315-5878 email: conep@saude.gov.br.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 2014

Assinatura do responsável pelo participante

Nome do responsável pelo participante: _____

Nome do participante: _____

Pesquisadores responsáveis:

Andréa Rodrigues Motta

Estevam Barbosa de Las Casas

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

APÊNDICE H - Protocolo para avaliação da língua

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: _____ Data de nascimento __/__/__ Data da avaliação __/__/__

Avaliador: _____

1 – Aspecto Morfológico

Posição habitual: <input type="checkbox"/> não observável () no assoalho () ponta baixa e dorso alto () interdental:			
Simetria: () sim () não (<i>descrever</i>): _____			
Largura: () adequada () diminuída () aumentada			
Altura: () adequada () aumentada			
Mucosa: () normal () geográfica () fissurada () ferida (<i>local</i>): _____ () marcada por dentes (<i>local</i>): _____ () marcada por aparelho (<i>local</i>): _____			
Frênulo:	extensão: () adequada		() longa () curta
	fixação na língua: () parte média		() entre à parte média e o ápice () no ápice
	fixação no assoalho: () entre as carúnculas		() na crista alveolar
	outras características: () não há		() submerso () espesso () com fibrose

2 – Força

() Normal
() Diminuição leve de força
() Diminuição grave de força
() Força aumentada

Assimetria: () Não () Sim: Lado mais forte () D () E

3 – Mobilidade

Tarefa	Adequada	Alterada	Ausente
Protrair	()	()	()
Tocar o ápice sequencialmente nas comissuras D/E e nos lábios S/I	()	()	()
Tocar o ápice na papila incisiva	()	()	()
Tocar o ápice na bochecha D	()	()	()
Tocar o ápice na bochecha E	()	()	()
Estalar o ápice	()	()	()
Sugar a língua no palato	()	()	()
Vibrar	()	()	()

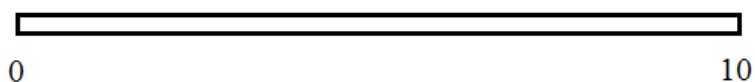
Observações: _____

APÊNDICE I - Perguntas para o paciente

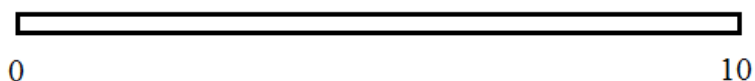
Nome _____

Idade _____

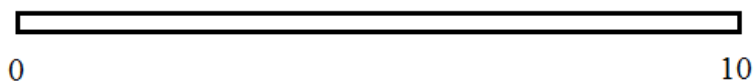
1. Na escala a seguir, marque o quanto você gostou da atividade (0 indica que você não gostou e 10 indica que você gostou o máximo possível).



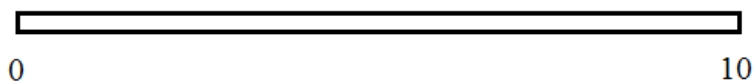
2. Na escala a seguir, marque o quanto você se divertiu com a atividade (0 indica que você não se divertiu e 10 indica que você se divertiu ao máximo).



3. Na escala a seguir o quanto de dor você sentiu durante a atividade (0 indica que você não sentiu dor e 10 indica que você sentiu o máximo de dor imaginável).



4. Na escala a seguir o quão cansado você ficou durante a atividade (0 indica que você não sentiu cansaço e 10 indica que você sentiu o máximo de cansaço imaginável).



APÊNDICE J - Relatório de desempenho do paciente (versão final)

1. Informações do Paciente

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: _____ Data de nascimento __/__/__ Data da avaliação __/__/__

Avaliador: _____

2. Informações do Jogo

Nome do Jogo: _____

Duração da contração: _____

Número de alvos do Jogo			
Para direita	Para esquerda	Para cima	Para baixo

3. Desempenho do paciente no treino de força

Nível	Variável	Sentido de contração			
		Direita	Esquerda	Para cima	Para baixo
	Sentido da contração				
	Número de Tentativas*				
	Força Máxima*				
	Força Média*				
	Tempo máximo de contração*				
	Tempo médio de contração*				
	Alvos Pontuados				
	Tempo para pontuar*				

*Disponibilizados os valores para cada alvo separadamente

APÊNDICE K - Resultados da avaliação clínica da língua de cada participante

Participante	Idade	Sexo	Posição habitual	Simetria	Largura	Altura	Mucosa	Extensão do frênulo	Fixação língua	Fixação assoalho	Força	Protrair	Tocar comissuras	Tocar papila	Tocar bochecha D	Tocar bochecha E	Estalar	Sugar	Vibrar
1 GC	9	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
2 GC	8	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
3 GC	8	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Alvéolo	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada
4 GC	9	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
5 GC	10	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
6 GC	12	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
7 GC	12	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada
8 GC	12	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Alvéolo	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
9 GC	12	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
10 GC	12	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Normal	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
1 GE	12	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada
2 GE	8	M	No assoalho	Simétrica	Alargada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
3 GE	12	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
4 GE	8	M	No assoalho	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada	Alterada
5 GE	8	M	No assoalho	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
6 GE	10	M	No assoalho	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada
7 GE	8	M	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada
8 GE	11	M	No assoalho	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada	Alterada
9 GE	8	F	Não observável	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Carúnculas	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada
10 GE	13	M	No assoalho	Simétrica	Adequada	Adequada	Normal	Adequada	Média	Alvéolo	Diminuída	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Adequada	Alterada

GC: grupo controle; GE: grupo de estudo; F: feminino; M: masculino; D: direita; E: esquerda

ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES DO SENSOR DE EFEITO HALL

Product Specifications

Sensor Properties

Sensor Type	Magnetic Field
Sensor Output Type	Ratiometric
Magnetic Flux Min	0 G
Magnetic Flux Max	1 kG
Measurement Error Max	± 0.5 %
Magnetic Zero Balance Max	15 G
Magnetic Resolution	1 G

Electrical Properties

Current Consumption Max	2 mA
Output Impedance	1 k Ω
Output Voltage Min	200 mV DC
Output Voltage Max	4.7 V DC
Supply Voltage Min	4.5 V DC
Supply Voltage Max	5.5 V DC

Physical Properties

Operating Temperature Min	-20 °C
Operating Temperature Max	85 °C

Neodymium Magnets

Magnetic Field Strength	(@ 6.5 mm) 500 G
Length	8.7 mm
Diameter	5 mm

http://www.phidgets.com/products.php?category=1&product_id=1108_0

ANEXO B - Especificações do sensor da placa Phidgets®

Product Specifications

Board

API Object Name	InterfaceKit
USB Voltage Min	4.6 V DC
USB Voltage Max	5.5 V DC
Current Consumption Min	20 mA
Current Consumption Max	500 mA
Available External Current	480 mA
USB Speed	Full Speed
Operating Temperature Min	0 °C
Operating Temperature Max	70 °C

Analog Inputs

Number of Analog Inputs	2
Analog Input Resolution	10 bit
Input Impedance	900 k Ω
Analog Input Voltage Min	0 V DC
Analog Input Voltage Max	5 V DC
5V Reference Error Max	0.5 %
Analog Input Update Rate Min	1 samples/s
Analog Input Update Rate Max	1000 samples/s
Analog Input Update Rate Max (WebService)	62.5 samples/s

Digital Inputs

Number of Digital Inputs	2
Pull-up Resistance	15 k Ω
Low Voltage Max (True)	800 mV DC
High Voltage Min (False)	2.1 V DC
Low Voltage Trigger Length Min	4 ms
High Voltage Trigger Length Min	15 ms
Digital Input Voltage Max	\pm 15 V DC
Digital Input Update Rate	125 samples/s

Digital Outputs

Number of Digital Outputs	2
Series Resistance	300 Ω
Digital Output Current Max	16 mA
Digital Output Voltage Min	0 V DC
Digital Output Voltage Max	5 V DC

http://www.phidgets.com/products.php?category=0&product_id=1011_0

ANEXO C - Diagrama de ligações do amplificador operacional INA 114AP

