



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**“DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL  
PARA QUANTIFICAÇÃO E REABILITAÇÃO DA FORÇA DA  
LÍNGUA HUMANA”**

**RENATA MARIA MOREIRA MORAES FURLAN**

**Belo Horizonte, Março de 2011**

Renata Maria Moreira Moraes Furlan

**“DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL  
PARA QUANTIFICAÇÃO E REABILITAÇÃO DA FORÇA DA  
LÍNGUA HUMANA”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas.

Departamento de Engenharia Mecânica



**Universidade Federal de Minas Gerais**  
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte - MG

Tel.: +55 31 3409-5145 - Fax: +55 31 3443-3783

www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**“DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO PORTÁTIL  
PARA QUANTIFICAÇÃO E REABILITAÇÃO DA FORÇA DA  
LÍNGUA HUMANA”**

**RENATA MARIA MOREIRA MORAES FURLAN**

Dissertação defendida e aprovada em 14 de março de 2011, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de Bioengenharia.

---

**Prof. Dr. Estevam de Las Casas – Universidade Federal de Minas Gerais -  
Departamento de Engenharia Mecânica – Orientador**

---

**Prof. Dr. Márcio Falcão Santos Barroso – Universidade Federal de São João Del-Rei –  
Departamento de Engenharia Elétrica - Examinador**

---

**Prof. Dr. Paulo Henriques Iscold de Andrade Oliveira - Universidade Federal de Minas  
Gerais - Departamento de Engenharia Mecânica - Examinador**

---

**Profa. Dra. Camila Queiroz de Moraes Silveira Di Ninno – Pontifícia Universidade  
Católica de Minas Gerais – Examinadora**

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus pela presença constante;

À minha família pelo incentivo e suporte;

Ao Professor Estevam Barbosa de Las Casas pela valiosa orientação;

Ao Professor Márcio Falcão Santos Barroso e sua equipe pelo grande auxílio;

Ao Cláudio e equipe do CETEC pela ajuda e cooperação;

Aos colegas do Grupo de Biomecânica, em especial à Tatiana, Amanda e Agnes que me acompanharam desde o início do projeto e o enriqueceram com suas valiosas contribuições;

Ao meu namorado Thiago pelo amor e compreensão;

Aos voluntários da pesquisa pela colaboração e boa vontade;

E a todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho;

Meus sinceros agradecimentos.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	4
LISTA DE GRÁFICOS.....	6
LISTA DE TABELAS E QUADROS.....	7
LISTA ABREVIATURAS E SIGLAS.....	8
RESUMO.....	9
1 INTRODUÇÃO.....	11
1.1 Objetivos.....	13
1.2 Conteúdo do trabalho.....	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1 Transdutores de força.....	14
2.1.1 Transdutor de força piezoelétrico.....	14
2.1.2 Transdutor de força capacitivo.....	14
2.1.3 Sensores resistivos.....	14
2.2 Considerações sobre a força muscular da língua.....	15
2.3 Métodos para avaliação qualitativa da força da língua.....	17
2.4 Métodos para avaliação quantitativa da força da língua.....	18
2.4.1 Sensores resistivos.....	18
2.4.2 Dinamômetros.....	25
2.4.3 Bulbos.....	27
2.4.4 Placas palatais.....	32
2.4.5 Outros métodos.....	35
2.4.6 Aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais.....	39
2.5 Relação entre força e atividade eletromiográfica.....	41
2.6 Aparelhos treinadores.....	43
3 METODOLOGIA.....	48
3.1 O aparelho para avaliação quantitativa da força da língua.....	48
3.1.1 Bocal.....	49
3.1.2 Peça base.....	52
3.1.3 Fixador.....	54
3.1.4 Aplicador.....	56

3.1.5 Os sensores.....	60
3.1.5.1 Condicionamento dos sensores.....	63
3.1.6 Condicionamento dos dados.....	63
3.1.7 Aquisição de dados.....	64
3.1.8 O Software.....	66
3.1.9 Validação do sistema de medição.....	67
3.2 O reabilitador.....	71
3.3 As medições.....	73
3.4 Análise dos resultados.....	76
4 RESULTADOS.....	77
4.1 Apresentação dos resultados.....	77
4.2 Análise dos resultados.....	82
5 DISCUSSÃO.....	93
5.1 Comparação crítica dos resultados com a literatura.....	93
5.2 Discussão intergrupo dos resultados medidos.....	99
5.3 Desenvolvimentos futuros e sugestões.....	102
6 CONCLUSÃO.....	105
ABSTRACT.....	106
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	107
APÊNDICES.....	118

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 Aparelho portátil para medição da força da língua.....	49
FIGURA 3.2 Bocal com sensor de força.....	49
FIGURA 3.3 Ilustração do bocal em vista isométrica.....	50
FIGURA 3.4 Dimensões do bocal - altura e comprimento (A), largura (B).....	50
FIGURA 3.5 Vista anterior do bocal destacando os recortes para os frênuos labiais superior e inferior e o rasgo frontal.....	51
FIGURA 3.6 Fotografia do bocal com as peças internas acopladas.....	51
FIGURA 3.7 Ilustração do bocal e peças internas acopladas.....	52
FIGURA 3.8 Base - vista isométrica (A), superior (B), lateral direita (C), e posterior da peça (D).....	53
FIGURA 3.9 Vista isométrica da peça base destacando os furos para encaixe da peça guia (fixador) e o canal para a saída do sensor.....	53
FIGURA 3.10 Dimensões da peça base em vista lateral.....	54
FIGURA 3.11 Dimensões da peça base em vista frontal.....	54
FIGURA 3.12 Fixador - vista isométrica (A), frontal (B) e superior (C).....	55
FIGURA 3.13 Dimensões do fixador em vista superior.....	55
FIGURA 3.14 Dimensões do fixador em vista frontal.....	56
FIGURA 3.15 Aplicador (A) - vista anterior do prato aplicador (B) vista posterior do prato aplicador (C) e pino aplicador (D).....	57
FIGURA 3.16 Dimensões do prato aplicador.....	57
FIGURA 3.17 Dimensões do pino aplicador.....	58
FIGURA 3.18 Vista isométrica exibindo o posicionamento entre bocal, base, fixador e aplicador.....	58
FIGURA 3.19 Corte transversal exibindo o encaixe entre bocal, base, fixador e aplicador....	59
FIGURA 3.20 Distância entre o local de acomodação dos dentes incisivos e o local onde a língua exerce força.....	60
FIGURA 3.21 Sensor de força Flexi Force – Tekscan – Modelo A201.....	61
FIGURA 3.22 Camada componente dos sensores Flexi Force.....	61
FIGURA 3.23 Sensor com destaque para os pinos conectores.....	62
FIGURA 3.24 Pino aplicador sobre o sensor de força.....	63

FIGURA 3.25 Diagrama funcional do sistema de condicionamento de sinais.....	64
FIGURA 3.26 Conversão entre resistência elétrica e tensão elétrica.....	64
FIGURA 3.27 Diagrama de blocos do sistema de aquisição de dados.....	65
FIGURA 3.28 Tela principal do software desenvolvido.....	66
FIGURA 3.29 Tela para inserção das informações do paciente.....	67
FIGURA 3.30 Aplicador modificado para utilização na reabilitação da força da língua.....	72
FIGURA 3.31 Exemplo da utilização do instrumento na prática clínica.....	75
FIGURA 4.1 Perfil da força de protrusão máxima.....	92
FIGURA A.1 Vista superior da língua com destaque para suas partes .....	118
FIGURA A.2 Frênulo lingual.....	119
FIGURA A.3 Corte transversal da língua no nível da parte média com destaque para os músculos Longitudinal Superior, Longitudinal Inferior e Vertical .....	121
FIGURA A.4 Corte transversal através da ponta da língua com destaque para o músculo Transverso.....	122
FIGURA A.5 Corte mediano da língua em vista lateral com destaque para o músculo Genioglosso.....	123
FIGURA A.6 Vista lateral da língua com destaque para os músculos Hioglosso e Estiloglosso.....	124
FIGURA A.7 Vista ântero-inferior da língua com destaque para o músculo Palatoglosso....	125

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 3.1 Curva de calibração.....	69
GRÁFICO 3.2 Curva de erro e tendência.....	71
GRÁFICO 4.1 Comportamento das medidas analisadas em cada uma das medições.....	82
GRÁFICO 4.2 Força média e força máxima nos indivíduos do sexo masculino e feminino...	83
GRÁFICO 4.3 Força média e força máxima de acordo com a classificação de IMC.....	84
GRÁFICO 4.4 Distribuição da amostra de acordo com o relato de cansaço durante e/ou após as medições.....	85
GRÁFICO 4.5 Distribuição da amostra de acordo com o relato de maior facilidade em alguma das três medições.....	86
GRÁFICO 4.6 Força máxima da língua em indivíduos que relataram e que não relataram cansaço durante ou após as medições.....	88
GRÁFICO 4.7 Força média da língua em indivíduos que relataram e que não relataram cansaço durante ou após as medições.....	89
GRÁFICO 4.8 Força máxima da língua de acordo com o relato de facilidade nas medições.....	91
GRÁFICO 4.9 Força média da língua de acordo com o relato de facilidade nas medições.....	91

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

TABELA 4.1 Medidas de tendência central e dispersão das forças média e máxima das três medições realizadas com cada sujeito.....	78
TABELA 4.2 Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 1.....	79
TABELA 4.3 Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 2.....	80
TABELA 4.4 Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 3.....	81
TABELA 4.5 Medidas de tendência central e dispersão na análise comparativa entre as medições 1, 2 e 3.....	81
TABELA 4.6 Descritiva da força média e máxima segundo o sexo.....	83
TABELA 4.7 Descritiva da força média e máxima segundo o IMC.....	84
TABELA 4.8 Descritiva da força máxima para cada uma das medições segundo o cansaço..	86
TABELA 4.9 Descritiva da força média para cada uma das medições segundo o cansaço....	87
TABELA 4.10 Descritiva da força máxima entre indivíduos que relataram cansaço e indivíduos que não relataram cansaço lingual.....	87
TABELA 4.11 Descritiva da força média entre indivíduos que relataram cansaço e indivíduos que não relataram cansaço lingual.....	88
TABELA 4.12 Descritiva da força máxima entre aqueles que relataram ou não facilidade em alguma das medições.....	90
TABELA 4.13 Descritiva da força média entre aqueles que relataram ou não facilidade em alguma das medições.....	90
QUADRO 3.1 Valores de incerteza expandida de medição obtidos na primeira calibração....	68
QUADRO 3.2 Valores de incerteza expandida de medição obtidos na segunda calibração....	69
QUADRO 3.3 Repetitividade das medições de acordo com a força utilizada.....	70

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag	Prata
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ATP	Adenosina trifosfato
Au	Ouro
CETEC	Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais
cm	Centímetro
cm <sup>3</sup>	Centímetro cúbico
CPC	Conjunto pistão-cilindro
CVP	Coefficiente de variação de Pearson
DP	Desvio padrão
EMG	Eletromiografia
<i>F</i>	Força
FSR	<i>Force sensitive resistor</i>
g	Grama
GPa	Gigapascal
Hz	Hertz
IOPI	<i>Iowa Oral Performance Instrument</i>
Kg	Quilograma
LCD	<i>Liquid crystal display</i>
m	Metro
mL	Mililitros
mm	Milímetro
min	Minuto
mV	Milivolt
N	Newton
P	Pressão
Pd	Paládio
PVC	Policloreto de vinila
s	Segundo
<i>S</i>	Área
SBFa	Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia

<i>t</i>	Tempo
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UFSJ	Universidade Federal de São João Del-Rei
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
V	Volt
°	Grau

## RESUMO

A força da língua é avaliada rotineiramente pelos fonoaudiólogos devido à sua importância para realização das funções orofaciais. No entanto, tal avaliação é realizada de maneira qualitativa, de acordo com a experiência clínica do profissional. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um protótipo de um aparelho portátil para medição da força de protrusão da língua que possa complementar a avaliação clínica qualitativa realizada pelos fonoaudiólogos. O aparelho desenvolvido é constituído por um bocal de material termomoldável que se adapta à arcada dentária de cada indivíduo; três peças fabricadas em epóxi sendo uma peça base, um fixador e um aplicador; e um sensor do tipo resistivo. A peça base encaixa-se no centro do mordedor e fornece suporte para o sensor. O fixador prende o sensor na peça base. O aplicador compreende um prato aplicador, que fica em contato com a língua sendo o local onde esta realiza a força e um pino aplicador que se encaixa no prato aplicador. Durante as medições, o indivíduo empurra o aplicador com a língua com a força máxima e este pressiona o sensor. Um *software*, desenvolvido em plataforma MatLab, mostra os valores de força em tempo real e registra os gráficos de força ao longo do tempo. A força de protrusão foi medida em 20 indivíduos (10 homens e 10 mulheres) com idades entre 20 e 33 anos. Todos os participantes receberam classificação de força adequada de língua na avaliação qualitativa realizada por três fonoaudiólogas. Para cada participante foram realizadas três medições com duração de 10 segundos e com intervalos de um minuto. Após as medições os participantes responderam um questionário sobre presença de desconforto ou dificuldade de realização em alguma das três medições. Os valores de força obtidos neste estudo foram semelhantes aos valores descritos em outros estudos da literatura. Os valores médios de força média foram 19,4 N no sexo masculino e 13,8 N no sexo feminino e de força máxima foram de 24,9 N no sexo masculino e 18,0 N no feminino. Os valores de força média e máxima da língua foram estatisticamente maiores em indivíduos do sexo masculino em comparação ao sexo feminino. Alguns indivíduos relataram cansaço lingual durante e/ou após as medições. Indivíduos que não relataram cansaço tiveram um aumento significativo de força nas sucessivas medições. O gráfico de força ao longo do tempo revelou que o perfil de força da maioria dos indivíduos compreende um pico de força gerado no primeiro segundo da medição seguido por uma região de decaimento. O aparelho desenvolvido permitirá aos fonoaudiólogos realizar um diagnóstico mais preciso da força da língua e o acompanhamento dos pacientes observando quantitativamente a força adquirida no decorrer da terapia. Além disso, o aparelho é pequeno

e leve, fácil de transportar, ideal para atendimento em domicílio e pode ser empregado, também, para reabilitar a força da língua.

**Palavras chave:** Biomecânica\ língua\ instrumentação\ força muscular.

# 1 INTRODUÇÃO

A língua está envolvida nas funções de mastigação, deglutição, sucção, respiração e fonoarticulação sendo fundamental que sua força esteja adequada para que todas estas funções sejam desempenhadas de maneira harmoniosa. Do contrário, as alterações nos músculos linguais podem resultar em distúrbios da deglutição, articulatorios e respiratórios, alterações ortodônticas e até mesmo estéticas.

A avaliação da língua é realizada pelo Fonoaudiólogo, profissional que atua em pesquisa, prevenção, avaliação e terapia fonoaudiológicas na área da comunicação oral e escrita, voz e audição, bem como em aperfeiçoamento dos padrões da fala e da voz (Lei 6965/81), sendo a motricidade orofacial a especialidade da Fonoaudiologia voltada para o estudo/pesquisa, prevenção, avaliação, diagnóstico, desenvolvimento, habilitação, aperfeiçoamento e reabilitação dos aspectos estruturais e funcionais das regiões orofacial e cervical (SBFa, 2003).

A força da língua pode ser avaliada de forma qualitativa ou quantitativa. A avaliação qualitativa é a mais comumente empregada pelos profissionais em sua prática clínica, sendo subjetiva e dependente do bom senso e experiência do profissional e por isso sujeita a incertezas relacionadas à própria condição humana do avaliador. Já a avaliação quantitativa é realizada por meio de instrumentos que fornecem o valor da força exercida pelo indivíduo. Por isso, aumenta a probabilidade de diagnóstico apropriado da tensão da língua nos casos de leve alteração da força e é mais sensível para detectar pequenas diferenças de força observadas com a progressão da terapia ou da doença.

O Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, formado por pesquisadores das áreas de saúde e engenharias, de várias instituições, estuda o comportamento mecânico de tecidos sob ação de esforços externos e outros tipos de

solicitações e vem desenvolvendo métodos para medição das forças exercidas por lábios, língua e bochechas.

Diante dos possíveis avanços e contribuições à Fonoaudiologia clínica gerados pela utilização de um instrumento nas etapas de diagnóstico, prognóstico e acompanhamento terapêutico, o Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG desenvolveu um aparelho para avaliação da força de língua, o qual se mostrou eficaz. Entretanto, é grande e pesado, o que dificulta o seu transporte. A proposta aqui apresentada é o desenvolvimento de um aparelho portátil para avaliação quantitativa da força da língua que reproduza uma das formas de avaliação da força lingual mais empregada na prática clínica fonoaudiológica.

A obtenção dos valores de força da musculatura da língua permitirá que o fonoaudiólogo realize uma avaliação miofuncional orofacial mais fidedigna, trace planos de terapia específicos para cada situação e acompanhe a evolução de cada terapia, observando o ganho de força que o paciente obteve, mesmo que este valor seja imperceptível à avaliação qualitativa. Isto tornará a terapia mais estimulante para o paciente, aumentando sua adesão ao tratamento. A perda gradual de força em decorrência de doenças degenerativas também poderá ser notada. Além disso, a utilização de dados quantitativos facilitará a comunicação entre os profissionais envolvidos no tratamento dos pacientes, as discussões dos casos clínicos e a definição do prognóstico do tratamento.

O emprego de um aparelho portátil permitirá ao profissional transportá-lo com facilidade, sendo fundamental nos casos de atendimento em domicílio. Trata-se de uma proposta inovadora no meio científico e de grande potencial para o desenvolvimento da ciência fonoaudiológica.

## **1.1 Objetivos**

Este estudo tem como objetivo geral desenvolver um protótipo de um aparelho portátil para medição da força da língua e para reabilitação e treinamento dessa força.

Como objetivos específicos pretende-se:

- Desenvolver um método para quantificar a força da língua;
- Desenvolver um método para treinamento e reabilitação da força da língua;
- Traçar o perfil ao longo do tempo da força da língua de indivíduos com tensão adequada de língua;
- Quantificar as forças produzidas pela língua de indivíduos com tensão lingual adequada.

## **1.2 Conteúdo do trabalho**

Neste trabalho descreve-se o desenvolvimento e validação de um aparelho para avaliação e recuperação da força da língua na protrusão. No segundo capítulo revisa-se o material disponível na literatura descritivo de diversas técnicas de medição desta força. No terceiro capítulo, apresenta-se o protótipo e sua validação. O quarto capítulo apresenta os resultados obtidos nas medições. No quinto capítulo é feita uma discussão dos resultados, uma comparação com dados da literatura e são apresentadas sugestões para trabalhos futuros. No sexto capítulo são apresentadas as conclusões do trabalho. Apresenta-se também na forma de anexo (anexo A) uma descrição detalhada da musculatura envolvida.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

### **2.1 Transdutores de força**

Os instrumentos mais utilizados para medição de força são as células de carga. Uma célula de carga é um transdutor que gera um sinal em tensão elétrica quando uma força lhe é aplicada. Em geral, consistem em uma membrana elástica e em um sensor de deflexão, e empregam mudanças na capacitância, na resistência ou algum efeito piezoelétrico para medir deflexão (Figliola et al., 2007).

#### **2.1.1 Transdutor de Força Piezoelétrico**

São constituídos por materiais piezoelétricos, os quais possuem capacidade de desenvolver carga elétrica quando sujeitos à deformação mecânica, sendo que a tensão elétrica aumenta quase linearmente com a tensão mecânica aplicada. A resposta em frequência dos transdutores piezoelétricos é muito alta e é determinada essencialmente pelo tamanho e propriedades do material. O mais comum é o quartzo monocristalino, sendo o módulo de elasticidade do quartzo de aproximadamente 85 GPa, o que resulta em células de carga com sensibilidades que variam de 0,05 a 10 mV/N (Figliola et al., 2007).

#### **2.1.2 Transdutor de Força Capacitivo**

Nos transdutores de força capacitivos, a variação da distância entre duas placas condutoras provoca uma variação da capacitância. Uma das vantagens de transdutores capacitivos é que a estabilidade e a sensibilidade desses sensores não são afetadas por mudanças de pressão ou temperatura (Balbinot e Brusamarello, 2007).

#### **2.1.3 Sensores resistivos**

O FSR (force sensitive resistor) apresenta uma variação de resistência dependente da força. Consiste de um polímero que exibe uma diminuição da resistência com o aumento da força na superfície do sensor. O material geralmente apresenta quatro camadas: um isolante; uma área ativa formada por condutores, os quais são conectados aos terminais; um espaçador plástico, o

qual inclui uma abertura alinhada com a área ativa e uma entrada de ar; e um substrato flexível revestido com um polímero condutor alinhado à área ativa. Quando uma força externa é aplicada ao sensor, o elemento resistor é deformado contra o substrato, o ar é expelido e o material condutivo entra em contato com a área ativa. Quanto maior for a área ativa em contato com o material condutivo, menor será a resistência. Os FSRs precisam de uma força mínima aplicada para começar a responder à variação de resistência. Não são tão precisos quanto os extensômetros, mas tem a vantagem de possuir baixo custo (Balbinot e Brusamarello, 2007). Uma vez que, o funcionamento desse tipo de sensor depende da sua deformação, o dispositivo deve ser montado em uma base firme e plana.

Os extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) também baseiam-se na variação da resistência de um condutor ou semicondutor quando sujeitos à tensão mecânica. Apresentam boa sensibilidade a forças em uma direção específica e baixa sensibilidade a componentes de forças em outras direções (Figliola, Beasley, 2007).

Extensômetros de fio consistem em um fio fino esticado entre dois pontos. Quando a distância entre os dois pontos é modificada, a resistência na saída varia. Na prática, vários fios são esticados para que o efeito seja amplificado. Atualmente os extensômetros de fio estão sendo substituídos pelos extensômetros de folha, formados por dois elementos: uma base e uma grade, sendo esta, formada por uma liga metálica que serve como elemento resistivo. O sensor deve ser colocado no objeto cujas deformações se pretende medir. Quando os fios metálicos são deformados mecanicamente, ocorre uma variação de comprimento, implicando na mudança da resistência elétrica. Possuem como vantagens, o tamanho reduzido, a alta linearidade e a baixa impedância (Balbinot e Brusamarello, 2007).

## **2.2 Considerações sobre a força muscular da língua**

A língua é composta por músculos estriados esqueléticos. Este tipo de musculatura tem como característica a geração de força sob controle voluntário. Detalhes anatômicos são descritos no anexo A.

A força muscular e a capacidade de manutenção dessa força são determinadas pelas características das fibras musculares, especialmente o diâmetro, e por sua capacidade

bioenergética para produção de adenosina trifosfato (ATP), o 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. Além disso, são relativamente menores em diâmetro do que fibras tipo II e consequentemente 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 tipo IIb. O tipo IIb tem a maior capacidade de geração de força, possui rápida contração, mas é facilmente fatigável. O tipo IIa possui características do tipo I e do tipo 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 Tipo IIa na porção anterior o que fornece o suporte estrutural para realizar os movimentos da fala que são rápidos e repetitivos. Fibras tipo I encontram-se na base da língua, as quais são mais lentas na contração e possuem maior força, por isso são ideais para deglutição. A alta capacidade de produção de ATP das fibras tipo I e IIa, predominantes na língua tornam-na tão resistente à fadiga muscular (Stal et al., 2003).

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 na deglutição. 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 pela região posterior e média (Miller et al., 2002).

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. O terço anterior apresenta maior quantidade dessas unidades (Fonseca, 2005).

### **2.3 Métodos para avaliação qualitativa da força da língua**

Métodos qualitativos são amplamente utilizados na prática clínica fonoaudiológica. São subjetivos porque dependem da experiência do examinador, e por isso, estão sujeitos a discordâncias.

Um método bastante utilizado é o de contra-resistência, no qual é solicitado ao paciente que protrua a língua e empurre-a contra o dedo enluvado do avaliador e/ou contra uma espátula posicionada verticalmente a poucos centímetros da boca.

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.

Jardini (2007) propõe 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. A tarefa de protrusão lingual com contra-resistência envolve a contração do músculo Genioglosso e de músculos intrínsecos da língua, Vertical e Transverso, responsáveis pelo afilamento deste órgão (Pittman, Bailey, 2008).

## 2.4 Métodos para avaliação quantitativa da força da língua

São métodos semiobjetivos de avaliação, já que, embora eliminem o julgamento do examinador, dependem da vontade da pessoa testada em solicitar sua musculatura ao máximo, sendo este um fator não controlável (Hollmann, Hettinger, 1989). Vários pesquisadores desenvolveram métodos semiobjetivos para quantificar a força ou a pressão exercida pela língua. Os transdutores de força/pressão utilizados empregavam diferentes tecnologias, como, por exemplo, *strain gauges*, células de carga, sensores piezoresistivos, sensores de pressão posicionados nas superfícies dos dentes ou fixados em placas palatais, dinamômetros e também bulbos de borracha com algum fluido em seu interior.

Margolis e Prakash, em 1954, descreveram os requisitos mais importantes para um instrumento para medição das forças orais. Segundo os autores, o instrumento deve ser capaz de medir e gravar de forma precisa a magnitude da força durante a posição habitual, durante a execução das funções e a força máxima; deve cobrir uma ampla faixa de valores de força que vai desde 1 a 20 N; o bocal precisa ser pequeno para minimizar o estiramento dos tecidos; as medições não podem ser influenciadas pela proximidade com aparelhos de metal, por flutuações da voltagem ou pela temperatura e o mecanismo deve ser simples de operar e confortável para o paciente (Margolis e Prakash, 1954).

A seguir são apresentados os principais instrumentos construídos para medição da força da língua, agrupados de acordo com a tecnologia utilizada.

### 2.4.1 Sensores resistivos

Kydd (1956) quantificou a força exercida pela língua em um homem edêntulo de 30 anos de idade utilizando um aparelho formado por uma dentadura de metil metacrilato, com as partes superior e inferior articuladas em posição cêntrica e as dimensões verticais entre essas partes mantidas por quatro hastes verticais fixadas na parte inferior da dentadura. Entre as hastes havia três blocos de metil metacrilato que simulavam os dentes, também fixados na parte inferior da dentadura. Aos blocos foram fixados extensômetros. A pressão exercida pela língua produzia uma deformação no sensor, alterando sua resistência. Um amplificador de corrente alternada e um gravador multicanal foram usados nas gravações estáticas e

dinâmicas. Primeiramente, o aparelho foi posicionado no indivíduo. Depois lhe foi solicitado fechar a boca por poucos minutos até estabilizar a temperatura. O aparelho foi, então, calibrado para o ponto zero enquanto a língua estava na posição habitual. O paciente deveria projetar a língua com a maior força possível por aproximadamente 2 segundos. Após um período de descanso, o paciente deveria exercer força máxima com a língua no sentido lateral esquerdo, numa área próxima ao segundo pré-molar e primeiro molar e depois no sentido direito. O ciclo foi repetido 35 vezes, quando, então, o teste era finalizado devido à fadiga. Os resultados mostraram que a força máxima da língua foi de 23,13 N na direção anterior, 11,56 N na lateral direita e 10,23 N na lateral esquerda.

Este mesmo autor e sua equipe realizaram novas pesquisas sobre a pressão exercida pela língua nos dentes. Desta vez, utilizaram uma viga de aço inoxidável, flexível em sua extremidade livre pela aplicação de força, sendo a deflexão da viga proporcional à tensão exercida sobre ela. Extensômetros foram fixados em cada lado da viga por uma resina adesiva. Na medida em que a viga era tensionada em cada direção, os extensômetros eram deformados, o que provocava alteração de sua resistência, a qual era amplificada e gravada. Os extensômetros foram posicionados o mais próximo possível das superfícies labial e lingual dos incisivos centrais superiores de forma que os sensores protruíam menos de 2 mm da superfície do dentes. Os sinais gravados pelo sistema de medição eram convertidos em pressão por meio de uma pressão de calibração conhecida aplicada ao aparelho, a partir da qual foi construído um gráfico para conversão. Gravações simultâneas da pressão lingual e labial sobre os dentes durante a deglutição de água e de saliva foram registradas em indivíduos de 14 a 20 anos com e sem mordida aberta anterior. A pressão média da língua sobre os dentes foi de 27,95 kPa em indivíduos com mordida aberta anterior, enquanto que, em indivíduos sem a alteração, foi de 12,06 kPa (Kydd et al., 1963).

Alguns autores mensuraram a pressão que a língua exerce sobre os dentes durante a posição habitual e durante as funções. Proffit et al. (1964) realizaram esse tipo de medição em 19 indivíduos do sexo masculino com idades entre 22 e 32 anos sem alterações na fala ou na deglutição. Para tanto, utilizaram um transdutor cuja dimensão era aproximadamente 4 x 8 mm, composto por uma placa de aço inoxidável de espessura 0,127 mm, na qual havia dois extensômetros, um de cada lado e era sustentada por uma outra peça de aço inoxidável isolada por uma fina camada de resina epóxi. O transdutor era fixado na face lingual dos dentes

incisivos centrais superiores, numa posição ligeiramente abaixo da papila palatina, e também no primeiro molar superior, por meio de uma resina adesiva odontológica. Após um período de acomodação de 30 a 45 minutos, foram realizadas medições em tarefas de deglutição de saliva. O valor médio da pressão máxima exercida pela língua durante a deglutição involuntária de saliva foi de 4,00 kPa na região anterior e 4,20 kPa na lateral. Os autores observaram grandes variações nos valores entre os indivíduos o que indica a existência de uma ampla faixa para a pressão máxima da língua durante a deglutição na população em geral.

Sanders (1968) descreveu um aparelho para medição da força da língua que consistia de um transdutor deslocamento-força conectado a um sistema de gravação, portátil, de um canal. O sistema contava também com um suporte para estabilização da cabeça e um suporte para manter o aparelho na vertical e ajustar sua altura de acordo com a necessidade do paciente. O transdutor deslocamento-força era constituído por quatro extensômetros, formando uma conexão em ponte que media a tensão produzida numa haste pela aplicação da força em um disco de alumínio nela inserido. O paciente tinha que pressionar o disco com a língua com a maior força possível. Medições da força máxima da língua foram realizadas em 17 indivíduos adultos em dois dias diferentes mas os resultados não foram especificados. De acordo com os autores, não houve diferença significativa nos dois testes.

Dworkin e sua equipe utilizaram um extensômetro soldado na extremidade de uma haste tubular conectado a um sistema de gravação portátil, que registrava os resultados por meio do deslocamento da agulha no papel, sendo que uma força de 0,89 N provocava a deflexão da agulha em 1 mm. A superfície da célula de carga era de aço inoxidável, sendo que no centro, encontrava-se uma depressão onde havia uma haste através da qual passava um fio de Teflon, que proporcionava isolamento elétrico, e conectava a célula de carga ao sistema de gravação. A haste era coberta por um tubo de polietileno para prevenir danos aos dentes. Um disco de plástico foi fixado no verso da célula de carga para evitar a geração de pressões negativas pelo contato da mesma com a superfície interna dos dentes. A força da língua foi medida em 125 indivíduos sadios, sendo 67 homens e 58 mulheres, com idades entre 20 e 72 anos, sem alterações de fala, neurológicas ou auditivas. As medições foram efetuadas nas direções anterior estando a haste do aparelho posicionada entre os incisivos centrais superiores e inferiores, lateral direita com a haste posicionada entre o canino direito e o primeiro pré-molar

direito e lateral esquerda com a haste na mesma posição, porém, do lado esquerdo. Antes do experimento, cada sujeito foi instruído a pressionar o transdutor com a língua várias vezes e com pressões diferentes, acompanhando o gráfico registrado para se familiarizar com o equipamento. Após isto, foi solicitado aos indivíduos pressionar a língua contra o transdutor com a maior força que conseguissem, mantendo-a durante 7 segundos. Foram realizadas três medições para cada posição do instrumento com períodos de descanso de um minuto entre cada. Como foram insignificantes as diferenças entre os três ensaios, apenas o primeiro de cada direção foi analisado no estudo. A média da força máxima da língua na direção anterior foi de 32,9 N para os homens e 27,5 N para as mulheres, na direção lateral esquerda de 29,3 N para os homens e 23,7 N para as mulheres e na direção lateral direita de 31,7 N e 28,7 N, respectivamente (Dworkin et al., 1980).

Durkee (1987) patenteou um aparelho para medição da força da língua em três direções, ao longo de eixos X, Y e Z. O aparelho consistia de um recipiente cilíndrico fechado nas laterais e na região posterior e aberto na região anterior de onde partia uma estrutura tubular menor, contendo uma placa dentária individual, feita de material de impressão dentária, para o posicionamento dos dentes e manutenção do aparato à boca. No interior do aparelho, próximo à parede posterior, encontrava-se um diafragma. Uma haste percorria o aparelho em toda sua extensão. Na extremidade anterior dessa haste havia um receptáculo para a língua, e na sua extremidade posterior a haste ligava-se ao diafragma, e assim transmitia a força proveniente da língua para o diafragma. Para detecção e medição das forças nas direções X e Y (horizontal e vertical) dois extensômetros foram montados sobre a haste, posicionados a 90 graus um em relação ao outro. Quando a haste deslocava-se nestas direções, estes sensores eram pressionados na própria parede do aparelho. Um terceiro extensômetro encontrava-se em contato com o diafragma e detectava a força da língua na direção Z (anterior). Durante as medições, o indivíduo posicionava a placa entre os dentes e a língua no receptáculo. Durante a fala o movimento da língua realizava uma força no receptáculo em diferentes direções, o que induzia deslocamento da haste, com a consequente movimentação do diafragma e pressionamento dos sensores. Os sinais provenientes dos extensômetros eram direcionados para um circuito de amplificação e depois para um osciloscópio ou uma tela de computador.

Um instrumento denominado TOMS foi desenvolvido para medição e reabilitação da força da língua. Era composto por uma viga de alumínio em cuja extremidade livre se encaixavam dois

extensômetros nas faces opostas da viga. O instrumento media a força da língua no sentido vertical nas direções para cima ou para baixo. Quando a viga era rotacionada em 90°, podia-se medir a força no sentido horizontal, direções laterais direita e esquerda. O transdutor era revestido por um bocal de polipropileno, moldado individualmente, a fim de acomodar as arcadas dentárias de cada indivíduo e permitia uma abertura de boca de aproximadamente 40% do limite máximo. A língua entrava em contato apenas com o transdutor. O sinal gerado era amplificado e transmitido a um conversor analógico-digital que operava em uma faixa de amostragem de 10 Hz. Por meio de um computador, os participantes visualizavam o gráfico força x tempo e escutavam um apito sonoro indicando o início e o final do teste. Para assegurar que a língua permaneceria em uma posição consistente, uma superfície côncava de borracha foi acoplada na extremidade livre da viga. O instrumento foi testado em seis indivíduos saudáveis, sendo cinco homens e uma mulher com idades entre 22 e 34 anos e em dois indivíduos portadores de 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. Foram realizadas três medições de 7 segundos em cada direção, com períodos de descanso de 30 segundos entre cada medição. Aos sujeitos era solicitado realizar a força máxima contra a viga de alumínio. Os autores apresentaram apenas os dados de um indivíduo saudável e de um indivíduo disfágico, na direção lateral esquerda. As forças máxima e média de língua obtidas para o indivíduo saudável foram de 14,16 N e 13,03 N na direção lateral esquerda enquanto que para o indivíduo disfágico foram de 1,75 N e 0,91 N, respectivamente. A repetitividade e reprodutibilidade nos seis indivíduos saudáveis também foi pesquisada, analisando-se os dados produzidos no mesmo dia e em dias diferentes. Os coeficientes de correlação para cada sentido foram 0,48 (para cima) 0,57 (direita) e 0,66 (esquerda) para o mesmo dia e 0,32 (para cima), 0,48 (direita) e 0,51 (esquerda) em dias diferentes (Robinovitch et al., 1991).

Scardella et al. (1993) utilizaram um transdutor composto por um bloco que se encaixava entre os dentes incisivos centrais superiores e inferiores e suportava uma base que projetava-se para fora da cavidade oral e abrigava um extensômetro. Uma haste fazia o papel de alavanca, sendo que o braço interno recebia a pressão exercida pela língua e a transmitia a um braço externo que pressionava o sensor. Os indivíduos deveriam exercer a máxima força que conseguissem contra o transdutor empurrando-o para cima e para frente enquanto *feedback* visual era fornecido por meio de um osciloscópio. Foram avaliados cinco indivíduos do sexo masculino de 21 a 36 anos sem história progressiva de distúrbios musculares, respiratórios ou

do sono e sem alterações de fala. Os testes tinham duração de 5 segundos com períodos de descanso de 5 minutos. Os resultados revelaram que a força máxima de língua dos indivíduos encontrou-se entre 9,50 N e 16,33 N, sendo o valor médio de 12,67 N $\pm$ 1,25 N (Scardella et al., 1993).

Blumen et al. (2002) utilizaram o aparelho de Scardella et al. (1993), com algumas modificações. Material de impressão dentária de alta viscosidade foi utilizado para prender o aparelho aos dentes incisivos inferiores. O transdutor de força foi fixado na superfície superior de uma placa de plástico em formato de U em substituição ao bloco que se encaixava entre os dentes. O braço de contato foi acrescido de pequenos relevos indicando o local de posicionamento da língua em uma extremidade, sendo que a outra extremidade estava conectada ao extensômetro. O sinal de resposta era linear de 0,49 a 9,81 N. O extensômetro estava conectado a um amplificador e os sinais eram amostrados na frequência de 2000 Hz, sendo gravados em um microcomputador por meio de um sistema analógico digital. *Feedback* visual da força gerada pela língua era fornecido aos participantes por meio de uma tela de computador posicionada em frente aos participantes. Foram avaliados oito indivíduos do sexo masculino com idades entre 25 e 60 anos. A força máxima da língua foi determinada solicitando aos participantes que empurrassem a extremidade do braço de contato com a maior força que conseguissem por aproximadamente 2 segundos. O procedimento foi repetido cinco vezes com intervalos de 5 segundos entre as medições. A média das forças máximas foi calculada. O indivíduo era então solicitado a realizar um conjunto de testes aplicando níveis de força de 30, 60 e 80% da força máxima realizada por ele próprio, a qual era indicada pelo computador. Após cada teste havia um período de 15 minutos de descanso. Fadiga muscular foi considerada quando o paciente não conseguia manter 80% da força solicitada por aproximadamente 4 segundos. A média da força máxima dos indivíduos foi de 5,44 $\pm$ 1,52 N. O tempo que a língua levou para entrar em exaustão (*endurance time*) foi significativamente maior na manutenção dos menores níveis de força. Os próprios autores criticaram o método no que diz respeito ao local de acoplamento da língua no transdutor. Sujeitos com língua larga descreveram dificuldades em mantê-la no local apropriado, principalmente durante o teste de manutenção de 80% da força máxima. Os valores de força obtidos pelos autores foram menores do que os obtidos por Scardella. A diferença foi atribuída ao fato de que neste estudo os sujeitos usavam a ponta da língua para empurrar o transdutor e no de Scardella o dorso da língua.

Miller e Pehlman-Wilkin (2008) patentaram um aparelho para medir a força da língua. O elemento receptor de força consistia em uma placa de metal coberta por um elemento descartável e fixada em uma haste de comprimento regulável que fazia o acoplamento da placa com um sensor de força do tipo resistivo. Este conjunto placa-haste-sensor, encontrava-se fixado em um disco posicionado verticalmente, ao qual podiam ser fixados outros sensores, e, o disco, ao ser girado, modificava a direção de posicionamento da placa e o sentido da força necessária para empurrá-la e assim possibilitava a medição da força da língua nas múltiplas direções e sentidos. O suporte do aparelho abrigava o transdutor e o sistema eletrônico. O sinal gerado pelo transdutor era processado eletronicamente para a produção de um sinal de saída que era o perfil da amplitude da força exercida pela língua ao longo do tempo. Durante a medição o paciente encontrava-se posicionado de frente para o aparelho com o queixo sobre um suporte, devendo exercer força com a língua sobre o elemento receptor da força, a placa. O aparelho podia ser usado, também, na terapia de reabilitação da força lingual. Neste caso, outra haste servia como força de resistência. A nova haste apresentava uma mola que fornecia uma resistência à compressão variável. Durante os exercícios o paciente exercia força com a língua sobre o elemento receptor de força resultando no deslocamento deste. O sistema podia ser usado sem ou com o transdutor de força para fornecer um sinal, que, processado eletronicamente, produzia o perfil da amplitude da força ao longo do tempo de exercício. A resistência da mola podia ser modificada para alterar o nível da força resistiva.

Um aparelho semelhante ao proposto nesta pesquisa foi desenvolvido por Sangave e sua equipe em 2008. O instrumento consistia de dois bocais, um superior e um inferior, com três sensores de força em cada. Os sensores eram do tipo resistivos, Flexiforce A201 (Tekscan, Boston, MA) com faixa de medição de 0 a 110 N e estavam distribuídos de forma a medir a força da língua na direção horizontal, nos sentidos para frente, para direita e para esquerda. Cada sensor encontrava-se fixado sobre uma placa de aço inoxidável presa no bocal. Sobre o sensor havia uma peça de silicone constituída de duas camadas de 1,58 mm de espessura cada, porém com áreas diferentes. A maior (13 mm x 8 mm) ficava em contato com a língua, sendo pressionada por ela durante as medições, e a menor (8 mm x 8 mm), em contato com o sensor, e dessa forma maximizava-se a transferência da força da área maior para a menor. O sistema possuía uma interface gráfica construída em Labview que mostrava a força exercida pela língua em cada sensor separadamente, permitindo compará-la com dados coletados

previamente. Os autores não apresentaram resultados de medições realizadas com o instrumento em questão (Sangave et al., 2008).

#### 2.4.2 Dinamômetros

Com o objetivo de verificar a relação entre força máxima de língua e má-oclusão, Posen (1972) mediu a força máxima de língua em indivíduos com oclusão normal e indivíduos com má-oclusão. O instrumento de medição utilizado era composto por dois medidores calibrados para fornecer dados de força de até 50 N para medidas de força máxima de língua, sendo capazes de registrar forças de tração e de compressão. Cada medidor encontrava-se sobre uma placa de acrílico presa na extremidade de uma mola. Na outra extremidade da mola, uma peça de formato côncavo era o local onde a língua exercia força máxima nas medições. Indivíduos com oclusão normal apresentaram valores de força máxima de língua entre 6 N e 25 N. Não houve diferença de força de língua entre indivíduos com oclusão normal e com má-oclusão comparando indivíduos da mesma faixa etária.

McWilliams e Kent (1973) pesquisaram a força da língua na protrusão em sete indivíduos com projeção de língua e mordida aberta anterior, antes e após um procedimento cirúrgico que envolvia a ressecção da inserção do músculo Genioglosso na mandíbula. Esta cirurgia tinha o objetivo de diminuir a força da língua para alterar o balanço das forças orais em casos de mordida aberta anterior. A força máxima de protrusão da língua foi medida por meio de um instrumento que consistia em um amplificador, modelo 150-1100 AS Sanborn, usado junto com um transformador diferencial, que media o deslocamento de uma mola. Em uma das extremidades da mola havia um disco onde a língua deveria realizar a força, na outra extremidade um cabo de acrílico para que o paciente pudesse segurá-lo posicionando na cavidade oral, com uma projeção que terminava no mento do paciente e tinha a função de repetir a mesma posição de inserção do aparelho em todas as medições e evitar que o paciente pressionasse o aparelho em direção à boca. Os valores eram obtidos em escala de 0 a 10. Trinta medições foram feitas para cada indivíduo, com pequenos períodos de descanso após a décima e a vigésima medição. Os pacientes foram orientados a posicionar o aparelho na cavidade oral e protruir a língua, com máxima força, contra o disco. As medições foram realizadas uma semana antes da cirurgia, no dia da cirurgia, e após 10 dias, 6 semanas, 3 meses e 6 meses da cirurgia. A força da língua sofreu uma redução significativa após a

cirurgia, passando de 4,83 na escala, para 2,67 após a cirurgia e aumentando para 3,22 seis meses após a cirurgia.

Rumburg (1986) patenteou um aparelho para medição e treinamento da força da língua. O equipamento constituía-se de uma base que suportava uma haste com uma lâmina em posição vertical a qual os indivíduos deviam empurrar usando a língua. O deslocamento horizontal da lâmina fazia movimentar uma mola, a qual, por sua vez, fazia girar o ponteiro de um mostrador com uma escala arbitrada pelo inventor. Na estrutura de suporte projetava-se um local de repouso para o queixo, o qual determinava a posição do paciente em relação ao aparelho. Para mensurar a força da língua no sentido lateral o paciente era posicionado em frente ao aparelho e o plano medial do aparelho era deslocado em ângulo direito ou esquerdo em relação ao plano medial da cabeça do paciente. O aparelho também era utilizado para treinamento muscular, nessa condição o mostrador era posicionado de frente para o paciente e este podia visualizar a quantidade de força realizada e podia também ajustar a resistência ao deslocamento da lâmina.

Uma pesquisa investigou a força na região anterior e no dorso da língua em 50 indivíduos respiradores nasais e sem alterações dentárias ou orofaciais miofuncionais, sendo 17 do sexo masculino, com idades entre 18 e 37 anos e média de 23 anos e 33 indivíduos do sexo feminino, com idades entre 19 e 32 anos e média de 23 anos. Os autores utilizaram um dinamômetro digital, modelo DDK/M da marca Kratos Equipamentos Industriais, adaptado para medição da força da língua. O dinamômetro continha duas hastes contendo discos de Teflon em suas extremidades onde a força era aplicada. Medições eram obtidas usando uma célula de carga e um circuito eletrônico. Os valores de força eram visualizados em um visor digital. A força máxima da língua foi avaliada de duas maneiras: na porção anterior da língua, estando o instrumento posicionado posteriormente à papila palatina superior; e no dorso lingual, com o instrumento posicionado no palato duro. Os indivíduos foram instruídos a aplicar a máxima força que conseguissem na direção vertical sem especificação de tempo. Para cada indivíduo foram realizados três testes com 1 minuto de descanso entre os testes. Os valores de força não foram apresentados. A força máxima da língua foi maior no dorso do que na região anterior e foi maior no sexo masculino do que no feminino em ambas as regiões da língua (Trawitzki et al., 2010).

### 2.4.3 Bulbos

Robin et al. (1992) patentaram um aparelho portátil para medição da pressão exercida pela língua. O aparelho consistia em um bulbo de látex com água em seu interior, o qual era posicionado na cavidade oral do paciente e deformava-se ao receber a pressão proveniente da língua e logo depois retornava ao seu formato original. O bulbo acoplava-se a um tubo, o qual se ligava a um transdutor de pressão para conversão da pressão em sinal elétrico. O sinal elétrico passava por um circuito de amplificação. Um circuito de comparação da pressão realizava a comparação da pressão medida com um determinado nível de pressão produzindo um sinal de saída que indicava a proporção da pressão medida em relação ao nível pré-estabelecido, podendo este ser ajustado a qualquer momento, e indicava também o período de tempo que o indivíduo conseguia sustentar um determinado nível de pressão. Um circuito de detecção de picos de pressão, sensível ao sinal elétrico, tinha por finalidade a detecção da pressão máxima realizada no bulbo. Os valores de pressão, os picos de pressão e o valor pré-estabelecido eram fornecidos por uma tela de LCD. Outra tela, em formato de gráfico de barra, fornecia a proporção da pressão medida em relação ao nível pré-estabelecido. A pressão exercida pela língua no bulbo era positiva quando o bulbo era comprimido no palato pela língua e negativa na expansão, durante a tarefa de sucção. O aparelho era alimentado por duas baterias de 9 volts, uma alimentando o circuito operacional do aparelho e a outra fornecendo voltagem às telas.

Bu Sha et al. (2000) também utilizaram um balão de látex para medição da força da língua; a novidade do seu aparelho foi a possibilidade de medir a força da língua em diferentes comprimentos musculares. O transdutor de força encontrava-se alojado dentro de um tubo de policloreto de vinila (PVC). O tubo foi seccionado em seu comprimento em duas partes e o balão de látex foi encaixado entre as duas metades do tubo e fixado por material de impressão dentária. O balão foi posicionado de maneira que, quando inflado com 4 mL de solução de cloreto de sódio e água, protruísse 1,0 cm além da extremidade final do tubo. O balão conectava-se em um transdutor de pressão e o sinal de saída era amplificado, gravado, reconvertido em força e mostrado em um computador. O indivíduo posicionava o transdutor dentro da cavidade oral, mantinha os incisivos superiores e inferiores alinhados em determinada marca do tubo e empurrava o balão com a língua exercendo a máxima força. O tubo possuía sete sulcos na sua superfície externa, de 0,5 a 3,5 cm da margem do tubo com

0,5 cm de incremento para posicionamento dos dentes, e dessa forma, o sujeito podia aumentar ou diminuir o comprimento do transdutor dentro da cavidade oral e, em consequência, modificar o comprimento das fibras do músculo Genioglosso orientadas no eixo dorsal ventral. Para determinar a relação entre comprimento e força do músculo Genioglosso, cada participante foi submetido a medições de força nas sete posições diferentes do transdutor. Participaram deste estudo 11 homens de 19 a 41 anos. Para cada posição foram realizadas três medições com duração de 3 segundos e com 20 segundos de descanso entre elas. A média da força máxima da língua independente do comprimento muscular foi  $28,0 \pm 2,0$  N. A maioria dos indivíduos produziu a força máxima com o transdutor na posição de 2,5 cm, obtendo, nesta posição, valor médio de força máxima de  $30,9 \pm 6,3$  N. Os menores valores de força foram produzidos com o transdutor na posição 0,5 cm. Os autores concluíram que a força isométrica é máxima em um determinado comprimento muscular e declina com o aumento ou a diminuição do comprimento muscular. Um estudo da reprodutibilidade em seis indivíduos também foi conduzido, analisando-se os dados produzidos em dias diferentes, com o transdutor posicionado a 2,5 cm para dentro da cavidade oral. O coeficiente de variação para força máxima foi de 9,6% (Bu Sha et al., 2000). Em um segundo estudo realizado pelos autores, com uma amostra de 12 indivíduos saudáveis, utilizando o mesmo equipamento, foi verificado que a força máxima ( $26,6 \pm 7,5$  N) aconteceu com um comprimento de  $1,9 \pm 0,7$  cm (Bu Sha et al., 2002).

Hayashi et al. (2002) utilizaram, para medir a pressão exercida pela língua, um aparelho portátil desenvolvido na Faculdade de Ciências Biomédicas da Universidade de Hiroshima, composto por uma seringa cilíndrica de 1 mL ligada a um tubo inoxidável, ligado, por sua vez, a um pequeno balão de borracha. O balão foi preenchido com ar até adquirir um diâmetro de aproximadamente 18 mm e volume de 3,7 mL. A pressão exercida pela língua no balão era transmitida pelo tubo e seringa a um transdutor de pressão conectado a um amplificador e a um gravador digital. Durante o procedimento, os sujeitos seguravam o cilindro e posicionavam o balão na boca entre a língua e a porção anterior do palato, com os incisivos centrais tocando suavemente o tubo inoxidável e os lábios fechados como no ato de sugar com um canudinho. Eram orientados a pressionar o balão contra o palato duro com a maior força que conseguissem e manter a pressão por 2 segundos, sendo o procedimento repetido três vezes com intervalos de 1 minuto entre as medições. Os autores mensuraram a pressão exercida pela língua em 41 indivíduos normais, sendo 16 do sexo masculino e 25 do sexo

feminino, com idades entre 24 e 85 anos e encontraram valores entre 10 e 41 kPa, com média de 27 kPa. Ocorreu um declínio dos valores de força máxima com o aumento da idade. Não foi encontrada relação entre as medidas e o gênero dos indivíduos.

Foi realizado um estudo para padronizar valores de pressão máxima realizados por indivíduos japoneses utilizando o mesmo instrumento empregado na pesquisa de Hayashi et al. (2002). Foram avaliados 853 indivíduos japoneses, sendo 408 homens e 445 mulheres, com idades entre 20 e 79 anos, sem sinais ou sintomas de disfagia e sem alteração de oclusão dentária. Durante as medições, os indivíduos foram orientados a segurar a seringa, posicionar o balão na cavidade oral, estabilizar o tubo plástico com os dentes incisivos, manter os lábios fechados e comprimir o balão contra o palato duro por aproximadamente 7 segundos com a máxima força. O procedimento foi realizado três vezes com intervalos de 30 segundos entre as medições. Considerou-se como pressão máxima, a média dos maiores valores atingidos em cada ensaio. A média das pressões máximas foi de  $41,7 \pm 9,7$  kPa em sujeitos de 20 a 29 anos;  $41,9 \pm 9,9$  kPa de 30 a 39 anos;  $40,4 \pm 9,8$  kPa de 40 a 49 anos;  $40,7 \pm 9,8$  kPa de 50 a 59 anos;  $37,6 \pm 8,8$  kPa de 60 a 69 anos; e  $31,9 \pm 8,9$  kPa de 70 a 79 anos. Indivíduos do sexo masculino alcançaram valores estatisticamente maiores do que indivíduos do sexo feminino, quando em idade de 20 a 49 anos. No entanto, nos indivíduos de 50 a 79 anos, não foi observada diferenças significativas entre os sexos. No sexo masculino, indivíduos de 60 a 69 anos apresentaram valores de pressão significativamente menores que indivíduos de 20 a 39 anos; e indivíduos de 70 a 79 apresentaram valores significativamente menores do que os de 20 a 59 anos. No sexo feminino, indivíduos de 70 a 79 anos apresentaram valores menores do que os outros grupos, o que indica que o decréscimo da força da língua em decorrência da idade acontece anteriormente no sexo masculino do que no feminino (Utanohara et al., 2008).

O *Iowa Oral Performance Instrument* (IOPI) é um aparelho para medição da pressão exercida pela língua no palato disponível comercialmente e muito utilizado em pesquisas. Trata-se de uma segunda versão do aparelho utilizado por Robin et al. (1992), sendo o bulbo preenchido com ar ao invés de água e ligado a um transdutor de pressão por meio de um tubo plástico, devendo ser pressionado com a língua contra o palato. À medida que o sujeito pressiona o bulbo de ar, o aparelho capta a mudança de pressão gerada. Existem três tamanhos de bulbos a serem usados de acordo com a idade do indivíduo testado. Os valores de pressão são medidos em kPa e podem ser visualizados na tela de LCD do próprio aparelho. Um suporte

com uma superfície adesiva para fixação do bulbo permite a medição da pressão da língua nos sentidos lateral e anterior. Para medições laterais o suporte deve ser encaixado entre os dentes pré-molares e primeiro molares e para medições da pressão da língua durante a protrusão o suporte deve ser encaixado entre os incisivos. O IOPI tem sido amplamente utilizado em pesquisas sobre a pressão gerada pela língua (Robbins et al., 1995; Crow, Ship, 1996; Solomon et al., 2000; Ball et al., 2006; Stierwalt e Youmans, 2007; Clark et al., 2009).

Clark e sua equipe, utilizando o IOPI, relacionaram as avaliações qualitativas de força da língua e quantitativa da pressão exercida pela língua no bulbo do instrumento em uma pesquisa com 63 indivíduos com idades entre 19 e 95 anos e média de 70,25 anos, sendo 28 do sexo feminino e 35 do sexo masculino. Primeiramente, avaliaram a força da língua de maneira qualitativa, solicitando aos pacientes que pressionassem a ponta de suas línguas contra uma espátula, com resistência feita pelo avaliador, na protrusão e lateralização. Os avaliadores classificaram a língua como normal, levemente fraca, moderadamente fraca, ou severamente fraca. Depois realizaram a avaliação quantitativa utilizando o IOPI. A pressão máxima foi obtida solicitando-se aos sujeitos que pressionassem a língua no palato com a maior força que conseguissem empregar, sem especificação de tempo, enquanto *feedback* visual era fornecido em um visor. As medições foram repetidas três vezes para cada indivíduo. Os resultados revelaram que não houve diferenças significativas na força de língua em relação ao sexo dos participantes tanto na avaliação quantitativa quanto na qualitativa. Em relação à idade, verificou-se que indivíduos mais velhos tenderam a produzir valores menores de pressão. A correlação entre a avaliação qualitativa e quantitativa indicou que os valores de pressão máxima de língua decresceram de acordo com a classificação de fraqueza de língua, sendo que a pressão máxima e média nos sujeitos com língua normal foi 40 kPa e 35 kPa, nos sujeitos com língua levemente fraca 34 kPa e 25 kPa, nos sujeitos com língua moderadamente fraca 24 kPa e 19 kPa e nos sujeitos com língua severamente fraca 14 kPa e 11 kPa, respectivamente (Clark et al., 2003).

Outro instrumento desenvolvido para medir a pressão exercida pela língua era constituído de um sistema de transdução de pressão composto por um bulbo de borracha preenchido com ar, preso a um cilindro de plástico rígido através do qual passava um tubo de borracha fino e flexível que conectava o bulbo a um transdutor de pressão. No cilindro de plástico havia um sulco para acomodação dos dentes incisivos. Por meio de uma tela era possível visualizar os

valores das medições de forma instantânea e com taxa de amostragem de 25 Hz. O bulbo era posicionado na boca do indivíduo o qual era orientado a pressioná-lo contra o palato com a maior força que conseguisse, sem orientação sobre o tempo disponível para a realização dessa tarefa, usando a porção anterior da língua, mantendo a mandíbula em posição fixa, o que era possível com o posicionamento dos incisivos no sulco do cilindro. O procedimento era repetido três vezes. Quinze indivíduos sadios e sem problemas de fala, sendo nove homens e seis mulheres, entre 20 e 31 anos, idade média de 25 anos, foram avaliados, obtendo-se um valor médio de  $36,92 \pm 6,44$  kPa. Não houve diferença significativa entre os sexos (McAuliffe et al., 2005).

Kay Swallowing Workstation é um instrumento utilizado para medição da pressão exercida pela língua, constituído por um arranjo de três bulbos de silicone alinhados de forma equidistantes e integrados em um sistema de computador. O instrumento podia ser posicionado dentro da cavidade oral de duas formas: (a) por meio de um cabo flexível anexado ao sistema de bulbos o qual era segurado pelo paciente com as mãos e desta forma, o arranjo era posicionado no dorso da língua estando o primeiro transdutor sobre o terço anterior da língua e o último transdutor no segundo terço da língua; (b) fixado diretamente no palato duro por meio de uma resina adesiva de forma que o primeiro bulbo encontrava-se fixado na crista alveolar, o segundo bulbo na metade do palato e o último bulbo no limite entre o palato mole e o palato duro. As medições foram realizadas durante a deglutição de alimentos de consistências líquida e pastosa empregando ambas as formas de utilização do instrumento. Na primeira (a) participaram 21 indivíduos, 15 do sexo masculino e seis do sexo feminino, com idade média de  $63,6 \pm 8,8$  anos. A pressão média foi de 17,72 kPa no bulbo anterior, 14,60 kPa no bulbo médio e 10,14 kPa no bulbo posterior durante a deglutição de líquidos e 20,56 kPa no bulbo anterior, 15,53 kPa no médio e 10,37 kPa no posterior durante a deglutição de alimento pastoso. Na segunda forma de utilização do aparelho (b), participaram 10 indivíduos, sendo oito do sexo masculino e dois do sexo feminino, com idade média de  $53,5 \pm 6,0$ . A pressão média foi de 9,32 kPa, 10,12 kPa e 8,90 kPa para o líquido e 7,76 kPa, 8,93 kPa e 9,74 kPa para o pastoso nos bulbos anterior, médio e posterior, respectivamente. Os resultados apresentados são referentes à primeira deglutição do bolo alimentar (Ball et al., 2006).

#### 2.4.4 Placas palatais

Stahlin et al. (1999) patentaram um aparelho para o monitoramento da ativação muscular, movimentação e força da musculatura oral durante a fala e deglutição. O aparelho, a ser inserido na cavidade oral, compunha-se de uma placa palatal equipada com um ou mais sensores de pressão estrategicamente localizados para serem pressionados pela língua durante as funções de fala e deglutição. Quando pressionado, o sensor gerava um sinal elétrico proporcional à força aplicada. O sinal elétrico era processado e o valor de força correspondente visualizado em um aparato que possuía um mostrador e um controle de calibração para cada sensor. O aparato podia também ser um osciloscópio e possuir uma campainha para emissão de sinal sonoro. O sistema também podia ser usado para gravar uma seqüência de sinais provenientes dos sensores de pressão para que fosse, posteriormente, analisada a seqüência de movimentos realizados pela língua durante as funções.

O dispositivo patenteado por Wakumoto et al. (2003) consistia de um sistema de medição da pressão feita pelo contato da língua com o palato durante a fala. O sistema de medição era constituído por um placa palatal de resina termoplástica moldada para cada indivíduo com 10 sensores resistivos de 0,1 mm de espessura e 3 mm de diâmetro, dispostos em três filas, na superfície inferior da placa. Os sensores estavam conectados a um sistema externo por meio de fios que passavam atrás do terceiro molar e saíam da cavidade oral através do vestíbulo ligando-se a um computador.

Robbins et al. (2004) patentaram um instrumento para medição da pressão que a língua exerce no palato duro. O aparelho consistia de um suporte adjacente ao palato duro moldado em acrílico dentário com formato anatômico com dois sensores de pressão do tipo resistivo na superfície inferior do suporte dispostos ao longo de um plano médio sagital de modo a fornecer dois pontos para medição da pressão, um próximo a região alveolar e outro próximo ao centro do palato. Um bocal duplo do mesmo tipo daqueles utilizados para proteger os dentes dos esportistas durante atividades físicas foi anexado ao suporte do sensor. O bocal consistia de uma placa interdental em formato de C com o suporte do sensor anexado em um ponto central da placa. O bocal apoiava-se nos dentes do paciente e tinha a finalidade de tornar reprodutível a posição dos sensores na cavidade oral do paciente. Além disso, adaptava-se a uma variedade de arcadas dentárias já que era moldável pelo calor. Resposta

visual era fornecida para encorajar o paciente a aumentar a magnitude da força aplicada. O sistema de *feedback* era composto por uma lâmpada, um gerador de tom e um *display* digital que fornecia as informações sobre os picos de pressão, a pressão média ou a porcentagem em relação a um pico de pressão predeterminado. Desta forma, o aparelho podia ser usado, também, como treinador já que indicava, por estímulo visual e auditivo, a pressão que ultrapassava um determinado limiar estabelecido de acordo com a necessidade de treinamento do paciente.

Um estudo analisou a pressão exercida pela língua no palato durante a mastigação e deglutição de gelatina. Os autores utilizaram uma placa palatal moldada para cada indivíduo em silicone. Fixados à placa havia sete sensores de pressão do tipo resistivos, com 6 mm de diâmetro, 0,6 mm de espessura e capacidade para 200 kPa. Os sensores foram fixados primeiramente a um disco de liga Au-Pd-Ag. Os cabos dos sensores passavam dentro de um tubo de vinil de 1 mm de diâmetro e saíam da cavidade oral via vestibulo. A pressão era medida pelos sensores e gravada em um computador. A amostra constituiu-se de 10 indivíduos saudáveis (oito homens e duas mulheres) com idades entre 24 e 30 anos. As pressões nos sensores variaram entre 0,8 e 17,1 kPa, sendo maior nos sensores mais anteriores (Hori et al., 2006).

O aparelho utilizado nessa pesquisa sofreu modificações, uma vez que, embora a placa palatal tenha se mostrado eficaz para medições da pressão exercida pela língua durante a deglutição natural, a construção do aparelho era complicada e por isso inapropriada para utilização na prática clínica. O novo sistema de medição passou a comportar apenas cinco sensores, três na linha média e dois nas regiões laterais posteriores, um à esquerda e um à direita sendo que a distância entre os sensores variavam de acordo com o tamanho do palato do indivíduo. Foram avaliados 30 voluntários saudáveis sendo 20 homens e 10 mulheres com idades entre 24 e 35 anos. Neste estudo, os autores não utilizaram uma placa palatal, os sensores foram fixados na mucosa do palato por meio de um adesivo odontológico. Para cada indivíduo, foram realizados cinco testes durante a deglutição de 15 mL de água. As pressões nos sensores variaram entre 1,0 e 14,5 kPa (Hori et al., 2009).

O aparelho *Madison Oral Strengthening Therapeutic* (MOST) foi composto, também, por uma peça a ser encaixada no palato, moldada individualmente com material polimérico, fixa

em um bocal simples de silicone do mesmo tipo dos utilizados pelos boxeadores, contendo múltiplos sensores do tipo resistivos, o que permitia o registro simultâneo de dados de várias regiões. O aparelho conectava-se a um circuito eletrônico simples. A voltagem de saída variava de 0 a 5 V e a frequência de amostragem era 500 Hz. A gravação era feita em um arquivo de texto por meio de uma placa de aquisição de dados. A interface gráfica, criada em LabVIEW, mostrava a pressão gerada em tempo real, como feedback para os indivíduos. O sinal era depois convertido para unidades de pressão por meio de equação obtida pelos testes de calibração. Os dados obtidos com o uso do MOST foram comparados aos dados coletados com o IOPI em um estudo com 42 indivíduos, sendo 36 saudáveis (18 homens e 18 mulheres), entre 19 e 71 anos, e seis mulheres disfágicas, entre 69 e 90 anos de idade. Para as medições com o MOST, os participantes foram solicitados a posicionar o instrumento na boca e pressionar o sensor com a língua, empregando a maior força possível por aproximadamente 3 segundos. Foram realizadas três medições, com tempo de descanso entre elas a critério do participante. Analisou-se a pressão máxima e o tempo para alcançar este pico. Procedimento semelhante foi realizado com o IOPI, porém analisou-se apenas a pressão máxima. Observou-se que os dados apresentados por ambos os instrumentos apresentaram boa correlação. O tempo máximo gasto para atingir o pico foi menor ou igual a 1 segundo para a maior parte dos participantes. Os pacientes saudáveis tenderam a preferir a apresentação gráfica dos dados (MOST) e os disfágicos a apresentação numérica (IOPI), tendo os autores concluído que um dispositivo ideal deve, se possível, contar com as duas possibilidades (Hewitt et al., 2008).

A placa palatal desenvolvida por Kieser e sua equipe foi inovadora por permitir medições simultâneas de pressão em diversos pontos da cavidade oral, permitindo avaliar a pressão exercida por lábios, língua e bochechas, nos dentes, durante a posição habitual e também durante as funções de mastigação, deglutição e fala. A placa palatal era moldada para cada indivíduo e se encaixava na arcada dentária, tinha espessura menor que 0,3 mm, e era fabricada em liga de cromo-cobalto. Possuía depressões e canais ao longo de sua superfície para acomodar os sensores e fios, respectivamente. Um arco, também moldado para cada indivíduo, contornava a superfície labial os dentes, possuindo recessos para os sensores nos locais de máxima convexidade dos incisivos centrais, caninos e primeiro molares. Oito sensores de pressão em miniaturas (105S, Precision Measurement Company, Michigan, USA) foram posicionados nas superfícies labial e lingual dos dentes incisivo central esquerdo, canino e primeiro molar e dois sensores foram posicionados na linha média do palato, um na

direção dos dentes pré-molares e outro no limite posterior do palato duro. Os fios dos sensores passavam por trás do dente mais posterior, contornavam a arcada dentária e saíam da cavidade oral pelo vestíbulo. O sinal de saída passava por um circuito amplificador de oito canais e depois era gravado e mostrado em um computador. A frequência de gravação do sinal era de 200.000 Hz. O sistema foi testado em cinco voluntários saudáveis (três homens e duas mulheres) com idades entre 25 e 27 anos em tarefas de deglutição de 10 mL de água. As medições foram repetidas três vezes em cinco sessões para cada indivíduo. Antes das medições havia um período de acomodação de 15 a 30 minutos. Os valores de pressão mensurados na superfície lingual do molar variaram de 13,05 a 26,82 kPa, na superfície lingual do canino de 24,23 a 49,29 kPa e na superfície lingual do incisivo central de 22,49 a 98,30 kPa. No palato a pressão variou entre 24,57 e 122,03 kPa na região média e entre 30,93 e 289,75 kPa na região posterior (Kieser et al., 2008).

#### 2.4.5 Outros métodos

Margolis e Prakash (1954) desenvolveram um instrumento para medição das forças orais denominado “*Photoelectric myodynagraph*”. O instrumento possuía um tubo, posicionado na horizontal, contendo uma coluna de ar à pressão atmosférica. Em uma extremidade do tubo localizava-se um balão de borracha que ficava posicionado na boca do indivíduo, cuja compressão aumentava a pressão do ar na coluna. Na outra extremidade do aparelho estava localizado um fino diafragma de borracha que, pela distensão resultante do aumento da pressão no tubo, indicava a variação na pressão aplicada ao balão. Um pequeno braço de metal em contato com o diafragma repousava sobre a margem lateral de um espelho de forma que a movimentação do diafragma provocava uma movimentação do espelho. Uma mola no espelho retornava-o à sua posição original quando o diafragma voltava ao normal pela remoção da pressão no balão. A haste do mecanismo de gravação também possuía um pequeno espelho. Inicialmente, os dois espelhos encontravam-se na mesma linha vertical. Quando os eixos horizontais destes espelhos estavam paralelos, a luz proveniente das lâmpadas incandescentes do sistema de gravação fotoelétrico eram igualmente distribuídas entre dois fototubos e assim não havia fluxo de corrente. Quando o espelho estava em movimento por causa da distensão do diafragma, havia um fluxo de luz de um fototubo para o outro, o que resultava num fluxo de corrente no sistema o qual movia a caneta de gravação para uma posição em que os dois espelhos ficavam paralelos. As gravações eram registradas

pela caneta de gravação em um rolo de papel que se movia. Um sistema de conversão permitia que a gravação fosse registrada em força por unidade de área. A caneta de gravação respondia rapidamente e precisamente à deflexão do espelho. Os autores não apresentaram resultados de medições.

Wallen (1974) propôs um método para medição da pressão exercida pela língua em diferentes direções. Para tanto, utilizou transdutores que podiam ser rotacionados em qualquer ângulo. Sensores de pressão foram posicionados, por meio de uma placa de acrílico, na face lingual dos dentes incisivos centrais superiores, logo abaixo da papila palatina. Para proporcionar o movimento de rotação dos sensores, um fio de aço inoxidável foi fixado no acrílico de modo que sua extremidade livre projetava-se 3 mm para dentro de uma abertura no acrílico e a extremidade fixa do fio projetava-se para dentro de um encaixe na base do sensor. A superfície de contato com a língua tinha formato esférico para que mudanças de forma da área que recebe a pressão devido à rotação não afetassem as medições. Os transdutores conectavam-se por meio de fios a um sistema de amplificação e gravação. Após encaixar o transdutor na cavidade oral, os indivíduos realizaram cinco deglutições voluntárias de água e cinco deglutições de saliva sob comando com os transdutores em angulações de 0; 22,5; 45; 67,5; e 90 graus em relação ao plano oclusal. Os autores obtiveram os maiores valores de pressão em indivíduos normais quando o transdutor encontrava-se 22,5 graus de angulação em relação ao plano oclusal. Entretanto, esses valores não foram especificados no artigo.

Um aparelho para medição da força da língua baseado na tarefa de sucção foi construído partindo do princípio de que, durante a sucção, a pressão intra-oral negativa é gerada ativamente pela língua, tendo as outras estruturas orais (bochechas, lábios e palato mole) um papel passivo. O aparelho intra-oral removível compreendia um canudo constituído por um cilindro retirado de uma seringa plástica descartável de 2,5 mL dentro do qual um pedaço de algodão foi inserido para contenção da saliva. Ao tubo foi ligado um medidor de pressão do tipo Bourdon. A extremidade livre do tubo foi comprimida aquecendo-se e pressionando o tubo para prender o pedaço de algodão para prevenir a aspiração acidental do algodão. Durante as medições o indivíduo sugava o canudo o mais forte possível. A redução na pressão dentro do tubo era gravada e interpretada pelos autores como indicativo da força da língua. Os autores avaliaram 139 indivíduos e concluíram que há uma diminuição da força de sucção com o avanço da idade, sendo que, indivíduos edêntulos apresentaram maiores valores de

força do que os indivíduos que possuíam dentes, o que foi relacionado, pelos autores, ao fato de que indivíduos edêntulos utilizam mais a língua na mastigação como forma de compensação pela falta dos dentes e por isso exercitam mais o órgão em questão (Price e Darvell, 1981).

Frohlich et al. (1990) mediram a pressão que a língua exerce sobre a face lingual dos dentes na postural habitual, na mastigação e na deglutição, em quatro posições: nos espaços interdentais entre os incisivos superiores centrais, entre os incisivos inferiores centrais, entre o segundo pré-molar e primeiro molar superior esquerdo e no espaço entre o segundo pré-molar e o primeiro molar inferior esquerdo. Uma cânula aberta, com diâmetro interno de 0,7 mm, foi posicionada entre cada um dos quatro espaços interdentais. Cada cânula foi embutida em acrílico e permanecia unida aos dentes, projetando-se de 2 a 3 mm da superfície lingual do dente. A extremidade aberta da cânula encontrava-se voltada para o interior da cavidade oral podendo ser tocada pela língua, e o corpo da cânula passava ao longo da superfície lingual dos dentes, curvando-se próximo ao dente mais distal da arcada dentária e retornando ao longo da superfície bucal dos dentes posteriores, onde estava conectada a um tubo de 1,3 mm de diâmetro que passava pela comissura labial terminado em um sistema de medição de pressão extraoral. Este sistema consistia de um recipiente contendo água e ar comprimido, um transdutor de pressão e uma válvula de controle de fluxo. A pressão ocasionava o escape de um fluxo contínuo de água 2 mL/min, pela extremidade aberta da cânula. Quando esta extremidade era tocada pela língua, uma resistência ao escape da água era gerada. A pressão da água era medida e gravada pelo transdutor de força. Tal pressão refletia a pressão da língua sobre a cânula. A água que fluía da cânula era deglutida pelo participante. As medições foram realizadas, na posição habitual de língua, durante a mastigação de 2 cm<sup>3</sup> de pão, na deglutição de água e novamente na posição habitual em 25 indivíduos (23 homens e duas mulheres) com idades entre 22 e 33 anos. As gravações foram repetidas em três sessões separadas. A segunda sessão acontecia entre 1 a 40 dias após a primeira e a terceira depois de quatro dias da segunda, sendo que as peças intraorais não foram retiradas do segundo para o terceiro dia com intuito de verificar se havia algum efeito de adaptação. A pressão média exercida pela língua durante a posição habitual foi de -0,17 kPa no incisivo superior, -0,001 kPa no incisivo inferior, -0,03 kPa no molar superior e 0,48 kPa no molar inferior. Na tarefa de mastigação a língua exerceu pressões de 5,08 kPa, 9,41 kPa, 9,34 kPa e 14,33 kPa e na deglutição as

pressões foram de 19,65 kPa, 32,65 kPa, 30,45 kPa e 27,56 kPa no incisivo superior, incisivo inferior, molar superior e molar inferior respectivamente.

Em outro estudo a força máxima de protrusão da língua foi mensurada em 81 homens e 86 mulheres com idades entre 42 e 62 anos, que não roncavam, não apresentavam doença ou faziam uso de algum medicamento ou hormônio que pudesse influenciar a função neuromuscular. O transdutor de força utilizado nas medições consistia de uma peça cilíndrica com uma alça de nylon. Em uma das extremidades da peça havia uma placa de nylon de 1 cm de diâmetro, atrás da qual encontrava-se uma célula de carga com faixa de medição de 0 a 6 Kgf. Atrás da placa, havia um sulco de aproximadamente 2 mm de profundidade e 2 mm de largura onde os indivíduos posicionavam os incisivos superiores e inferiores a fim de manter o aparelho fixo na boca e então realizavam força com a língua, contra a placa, a qual pressionava a célula de carga. O transdutor foi conectado a uma escala linear visual que mostrava a força em newton ou em porcentagem da força máxima dos indivíduos. Para a obtenção das medidas de força máxima solicitou-se aos indivíduos que empurrassem a língua contra o transdutor o mais forte que conseguissem. Para cada indivíduo foram realizadas duas medições. Cada medição tinha a duração de 2 segundos e o período de descanso entre as medições era de 5 minutos. A força máxima medida foi de  $26 \pm 8$  N no sexo masculino e  $20 \pm 7$  N no sexo feminino. Os valores de força máxima foram maiores no sexo masculino, porém ao se considerar a massa muscular corporal calculado por meio da massa livre de gordura (fat free mass), não houve diferenças significativas de força máxima de língua entre os sexos. A força máxima declinou com o aumento da idade em ambos os sexos (Mortimore et al., 1999).

Outros autores mediram a força de protrusão da língua utilizando um transdutor de força (Grass FT10 Force Displacement Transducer) preso em uma estrutura vertical. O instrumento possuía uma peça a ser alojada na cavidade oral. Tal peça tinha uma almofada para posicionamento dos dentes. Os indivíduos mordiam a almofada e pressionavam a língua contra um botão circular de 20 mm de diâmetro conectado ao transdutor de força por meio de uma viga cilíndrica de aço de 5 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento. O botão projetava-se 25 mm da almofada de posicionamento dos dentes para dentro da cavidade oral. Foi medida a força máxima de protrusão na contração voluntária por um período de 5 segundos. A porcentagem de força em relação à força máxima era mostrada em um osciloscópio para fornecer feedback visual. As medições foram realizadas em 12 indivíduos

do sexo masculino com idade média de 23 anos, sendo obtida a força máxima de  $24,3 \pm 6,7$  N (O'Connor et al., 2007).

Um aparelho denominado Myometer 160 foi utilizado para medir a força da língua em contração máxima voluntária de 107 indivíduos (63 mulheres e 44 homens) entre 7 e 45 anos de idade. O instrumento (Myometer 160 - MFT-Products, Matzendorf, Suíça), foi fabricado especificamente para medição de pressão ou tensão da musculatura intra e perioral. O Myometer consistia de duas placas retangulares dispostas paralelamente uma em relação à outra e aparafusadas entre si em uma das suas extremidades. Na outra extremidade encontravam-se livres e podiam ser empurradas, uma em direção à outra. A força aplicada era medida por um aparato eletrônico, não detalhado no estudo, instalado entre as placas e era mostrada no aparelho por meio de um visor em gráfico de barras. Para as medições da força da língua uma peça era parafusada na sonda. O paciente posicionava os lábios em torno da abertura da referida peça e protruía a língua exercendo a maior força que conseguisse na extremidade livre da placa da sonda. Para cada indivíduo, o procedimento foi repetido três vezes e a média calculada. A força média da língua foi de  $1,66 \pm 0,06$  N. Não foi observada relação significativa entre força de língua e sexo, idade, características da oclusão dentária ou presença de hábitos orais deletérios (Lambrechts et al., 2010).

#### 2.4.7 Aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais

Na última década, o Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais vem trabalhando no desenvolvimento de ferramentas de diagnóstico e tratamento de problemas de Fonoaudiologia, mais especificamente na área de motricidade orofacial. Este grupo é formado por pesquisadores das áreas de saúde e engenharias de várias instituições. O grupo estuda o comportamento mecânico de tecidos e biomateriais sob ação de esforços externos e outros tipos de solicitações e vêm desenvolvendo métodos para medição das forças exercidas por lábios, língua e bochecha.

O aparelho para medição da força de protrusão da língua desenvolvido pelo grupo de Biomecânica é composto por um conjunto pistão-cilindro (CPC) acoplado a um protetor oral duplo de silicone e a uma haste de acionamento do êmbolo. O CPC é, por sua vez, acoplado

hidraulicamente a um transdutor de pressão, cujo sinal em pressão é transmitido, por meio de uma placa de aquisição de dados, a um computador pessoal. O protetor oral era encaixado na boca do participante, o qual tinha um tempo para acomodação. Passado esse tempo era solicitado ao participante empurrar a haste de acionamento do êmbolo com a língua com a maior força que fosse capaz de realizar e manter o esforço. A força exercida pela língua do indivíduo era convertida em pressão pelo conjunto pistão-cilindro. A pressão medida era reconvertida em força pelo sistema externo por meio da relação  $F = P \times S$ , onde F é a força medida em N, P é a pressão medida em Pa e S é a área efetiva da seção transversal do conjunto pistão-cilindro medida em m<sup>2</sup>. Durante a aplicação de força pelo indivíduo, o computador registrava os pares F x T, que correspondem aos valores da força F e o intervalo de tempo T decorrido desde o início do ensaio (Barroso et al., 2009).

Um primeiro estudo conduzido com o instrumento foi realizado com quatro indivíduos aparentemente saudáveis, sendo dois homens com idades de 23 e 29 anos e duas mulheres de 32 e 31 anos. O CPC foi acoplado à boca dos indivíduos e, após um período de acomodação de aproximadamente 15 segundos, foi solicitado aos indivíduos que impulsionssem o êmbolo com a maior força que fossem capazes de imprimir mantendo por 10 segundos. Os valores de força foram registrados à taxa de 4,5 Hz. O procedimento foi realizado por mais duas vezes com intervalos de dois minutos de descanso entre as medições. Os resultados obtidos na mensuração da força máxima de língua foram 25,7 N, 21,7 N, 21,6 N e 21,1 N e da força média 20,6 N, 18,2 N, 17,4 N e 18,6 N para o homem de 23 anos, o de 29 anos, a mulher de 32 anos e a de 31 anos, respectivamente. Verificou-se que as forças da primeira série de medições apresentaram certa instabilidade e seu perfil se distanciou daqueles das duas séries subsequentes. Todas as medidas indicaram uma queda na capacidade de pressionar a haste de acionamento do êmbolo e o perfil da força variou de pessoa para pessoa (Motta et al., 2004).

Em outro estudo, os autores quantificaram e compararam as forças produzidas pela língua de crianças respiradoras orais pré-cirúrgicas, respiradoras orais em tratamento fonoaudiológico e respiradoras nasais, e compararam os achados da avaliação quantitativa com os dados da avaliação clínica qualitativa. A média dos valores de força média foram 5,6 N no grupo de respiradores orais pré-cirúrgicos, 6,0 N nas crianças respiradoras orais e 7,3 N nas respiradoras nasais. Já a média dos valores de força máxima foi de 8,2 N, 9,2 N e 10,4 N, respectivamente. Verificou-se maiores valores de força média e máxima em indivíduos que

apresentaram tensão adequada de língua na avaliação clínica e os valores mais baixos naqueles cuja avaliação qualitativa indicou hipotensão lingual. Portanto houve concordância entre os resultados das avaliações clínica (qualitativa) e quantitativa utilizando o aparelho desenvolvido pelo Grupo de Biomecânica (Perilo et al., 2007).

Barroso et al. (2009), utilizando o aparelho em questão, mensuraram a força lingual de 10 indivíduos com idades entre 14 e 80 anos com língua classificada como normotensa ou levemente hipotensa na avaliação qualitativa. Obtiveram valores de força média entre 3,55 N e 13,24 N e de força máxima entre 4,97 N e 19,96 N.

No anexo B encontra-se um quadro com o resumo dos estudos acima citados, em ordem cronológica, contendo uma breve descrição dos aparelhos, da amostra e os principais resultados para facilitar a comparação entre os estudos.

## **2.5 Relação entre força e atividade eletromiográfica**

Alguns trabalhos descrevem a utilização da eletromiografia (EMG) para avaliação de força muscular (De Luca 1997, Staudenmann et al., 2006; Staudenmann et al., 2007), uma vez que a força desenvolvida por um músculo em contração está diretamente relacionada com a excitação neural que lhe é aplicada. Assim, como a EMG, mede o nível de excitação, pode também ser utilizada para indicar força (Malta et al., 2006).

O fato de a amplitude do sinal eletromiográfico aumentar com o aumento da força muscular fornece uma relação qualitativa entre essas variáveis. Esta relação qualitativa é útil se apenas descrições qualitativas ou comparativas forem necessárias, como, por exemplo, quando se deseja saber se um músculo gera mais força durante a realização de um determinado exercício em comparação com outro. No entanto, não se pode estimar precisamente a quantidade de força realizada pelo músculo em cada exercício ou a diferença de força entre os exercícios (De Luca, 1997).

A correlação entre força e atividade eletromiográfica é questionada por ser influenciada por vários fatores como: a captação dos sinais provenientes dos músculos adjacentes; a instabilidade no posicionamento dos eletrodos que, por serem fixados na superfície da pele, sua posição, em relação às fibras musculares, não permanece constante quando em contração;

e o fato de geralmente o volume de detecção dos eletrodos ser menor do que o volume do músculo, e assim, o número de potenciais de ação de unidades motoras detectados pelo eletrodo ser menor do que o número de potenciais ativados no músculo. Outros fatores que influenciam diretamente a relação eletromiografia força são: a distância entre os eletrodos, o local de fixação dos eletrodos no músculo, a orientação dos eletrodos, a quantidade de tecido adiposo subcutâneo e o tipo de contração realizada (De Luca, 1997).

Nos músculos linguais a correlação entre força e atividade eletromiográfica é problemática, principalmente porque as fibras dos diferentes músculos se interdigitam, não sendo possível determinar os limites de cada músculo, e como são músculos de pequeno tamanho, as respostas de outros músculos que se encontram nas proximidades acabam sendo, também, captadas (Pittman, Bailey, 2008).

Falsas correlações seriam evitadas medindo-se os potenciais de ação de unidades motoras separadamente. No entanto, isso parece inviável, já que a área de detecção do eletrodo compreende um conjunto de unidades motoras (Staudenmann et al., 2007).

Um método frequentemente utilizado na medição da atividade eletromiográfica do músculo Genioglosso foi apresentado por Doblet al. (1985) e difundido por outros autores (Scardella et al., 1993; Blumen et al., 2002). Nesta abordagem dois eletrodos, constituídos por duas barras de aço inoxidável, foram colocadas uma em cada lado da linha média da boca, de forma que cada eletrodo media a atividade do músculo Genioglosso de um lado. Os eixos dos eletrodos foram orientados paralelamente às fibras do músculo. Esta abordagem foi idealizada a fim de maximizar a amplitude do sinal; no entanto sinais indesejados provenientes de artefatos ou da ativação dos músculos adjacentes ou interferências técnicas ocorreram. O'Connor et al. (2007) posicionaram os dois eletrodos no músculo genioglosso do mesmo lado da linha média e com orientação perpendicular às fibras musculares e compararam as posições unilateral e bilateral dos eletrodos na cavidade oral durante atividades de contração isométrica da língua verificando que a configuração unilateral permitiu uma estimativa mais confiável da atividade neural do músculo genioglosso, sendo menos sensível à captação dos sinais de músculos adjacentes e aos artefatos quando comparado com a configuração bilateral.

Eletrodos de agulha foram empregados por alguns autores para medição da atividade do músculo genioglossos os quais afirmam ser esta a melhor maneira para avaliação do músculo em questão (Hiyama et al., 2000; Eastwood et al., 2003). Os eletrodos de superfície têm algumas vantagens em relação aos eletrodos intramusculares de agulha por serem não invasivos, de fácil execução e mais aceitáveis pelos pacientes (Staudenmann et al., 2007). Para medição da atividade dos músculos intrínsecos, a utilização dos eletrodos intramusculares é essencial (Pittman, Bailey, 2008).

## **2.6 Aparelhos treinadores**

Dentre os recursos disponíveis atualmente para a terapia fonoaudiológica, o mais comumente utilizado para treino de força são as espátulas de madeira, também conhecidos como abaixadores de língua. Para serem utilizados como recursos que auxiliam no aumento de força da 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, tipo de contração que promove ganho de força muscular.

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).

Alguns aparelhos construídos com a finalidade primária de avaliar a força da língua também podiam ser usados para reabilitá-la (Rumburg, 1986; Robbins et al., 2004; Miller e Pehlman-Wilkin, 2008). Já outros tinham o exclusivo papel de treinador (Wajntraub et al., 1983; North, 1988; Jardini, 2007; Valentim et al., 2010).

Em 1984, foi patenteado no Brasil um aparelho destinado a exercitar a língua. O aparelho constituía-se de um circuito eletrônico e de um dispositivo removível de encosto lingual, o qual tinha a forma de um cabo oco. No seu interior encontravam-se um transdutor eletromecânico com uma haste alongada longitudinalmente circundada por uma mola em espiral com extremidades apoiadas entre o transdutor e o encosto lingual, também preso à haste. O processo para exercitar a língua consistia no pressionamento do encosto lingual pela língua resultando na compressão da mola e era dividido em três estágios. No primeiro estágio era utilizado um transdutor com uma mola inicial, no segundo estágio era utilizada uma mola intermediária e no estágio final utilizava-se a mola padrão. A pressão mínima da mola padrão correspondia à pressão máxima da mola intermediária, a qual, por sua vez, tinha a pressão mínima igual à pressão máxima da mola inicial, não havendo descontinuidade de pressão nas molas utilizadas para que o paciente exercitasse de forma gradativa. Se o paciente mantivesse a pressão máxima atuando sobre a mola do aparelho, um indicador sonoro parava de tocar e um relógio digital era disparado, indicando o tempo que a pessoa conseguia manter a pressão da língua igual à pressão máxima da mola. Se a pressão máxima deixasse de ser exercida, o relógio parava e só voltava a funcionar depois de zerado, e assim, o paciente deveria recomençar o processo. Os circuitos eletrônicos do aparelho eram cinco e compreendiam: circuito indicador de posição o qual detectava a posição do transdutor e controlava o mostrador luminoso que informava ao paciente a posição correta do transdutor; o circuito gerador de bip, que gerava um sinal sonoro cuja intensidade diminuía à medida que a pressão exercida na mola aumentava; o circuito detector de posição, o qual acionava o circuito de relógio no momento em que a pressão máxima era atingida; e o circuito inicializador, o qual zerava o relógio para que o paciente recomençasse o processo. Os indicadores de controle possibilitavam ao paciente avaliar seu desempenho. Compreendiam o mostrador luminoso, formado por *leds*, sendo que cada *led* indicava o deslocamento de 1 mm do transdutor; o indicador sonoro, que induzia o paciente a aumentar a pressão para diminuir o ruído; e o mostrador numérico que indicava o tempo (Wajntraub et al., 1983).

North (1988) descreveu um aparato cuja função era fortalecer a musculatura da língua e promover sua elevação durante a postura habitual e deglutição. Tratava-se de um bocal com uma parte interna, posicionada entre o assoalho da boca e a superfície inferior da língua, com formato convexo e inclinação entre 15 e 35 graus; sua função era elevar a língua posicionando-a no local adequado. Uma parte mais externa localizava-se entre os dentes superiores e inferiores e sua finalidade era manter o aparelho estável na boca. Na porção interna, havia um rasgo central para alojar o frênulo da língua e pequenas aberturas para a passagem da saliva. O inventor acreditava que com o uso passivo do aparelho durante breves períodos diários ou durante o sono a língua iria automaticamente levar à correta posição na cavidade oral, tocando a crista alveolar superior, mesmo depois da retirada do aparelho.

O Haltere Lingual, idealizado pela fonoaudióloga Elisa B.C. Altmann e fabricado pela Pró-Fono, é composto por uma pequena caixa com peso no seu interior que pode ser de 15 gf, 25 gf ou 50 gf 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 Exercitador lingual desenvolvido pela Pró-fono é um aparato composto por duas bases plásticas. A base superior mede 5 cm por 2 cm e se encaixa nos dentes superiores, enquanto a inferior, em forma de U, mede 4 cm por 4 cm e se encaixa na língua. As bases estão unidas por duas hastes de fios inoxidáveis de 0,7 mm de diâmetro e 7,5 cm de comprimento, possuindo 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 boca do paciente e este deve exercer uma força de elevação com a língua de maneira a erguer a base inferior de modo a encostá-la na base superior (Jardini, 2007).

O Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG desenvolveu um aparelho para reabilitação da força da língua constituído por um mordedor com uma haste localizada em seu centro, e um corpo, que contém uma mola em seu interior. O mordedor 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, projetando-se para o interior do corpo do aparelho, 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).

Pesquisas evidenciam que a força da língua aumenta após a realização de exercícios isométricos. Uma pesquisa realizada com indivíduos idosos, sem alterações de deglutição, que realizaram exercícios isométricos, os quais consistiam em comprimir o bulbo do IOPI com a língua contra o palato, demonstrou que, após oito semanas, houve aumento da força máxima e da força de língua durante a deglutição bem como aumento da massa muscular da língua (Robbins et al., 2005).

Em indivíduos idosos pós acidente vascular encefálico isquêmico com diminuição da força da língua e disfagia a realização do referido exercício isométrico por oito semanas consecutivas provocou o aumento da força da língua na contração isométrica e na deglutição, melhorando, inclusive, a proteção do trato respiratório (Robbins et al., 2007).

Uma pesquisa realizada com três indivíduos disfágicos demonstrou que a realização dos exercícios de empurrar a língua contra o palato realizando força máxima e de manutenção de 50, 75 e 100% da força máxima, utilizando o IOPI não apenas aumentou a força máxima dos participantes como também melhorou o controle do bolo alimentar durante a deglutição (Yeates et al., 2008).

Outro estudo verificou que indivíduos adultos saudáveis obtiveram um ganho substancial na força da língua após nove semanas de realização de exercícios isométricos (protrusão, elevação e lateralização). Todos os exercícios realizados aumentaram a força da língua em todas as direções e os indivíduos que realizaram três exercícios concomitantemente obtiveram maior força na protrusão do que os indivíduos que realizaram apenas os exercícios de protrusão (Clark et al., 2009).

Um estudo analisou as mudanças nas representações motoras corticais orofaciais de ratos após o treino da força isométrica de língua e verificou que o treino de força lingual induziu a angiogênese no córtex motor. É possível que o aumento do número de vasos sanguíneos diante do treino de força esteja relacionado ao aumento da eficácia sináptica, já que houve diminuição do limiar de corrente elétrica requerida para a realização da tarefa, apesar de não ter ocorrido aumento no número de sinapses (Guggenmosa et al., 2009).

### 3 METODOLOGIA

Este capítulo descreve o protótipo desenvolvido para o aparelho proposto, o processo de confecção do aparelho e os testes para sua validação.

Após a realização do levantamento bibliográfico e da análise dos erros de medição encontrados nos trabalhos anteriores, bem como no primeiro aparelho para medição da força da língua desenvolvido pelo grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG, foi realizado um planejamento do novo protótipo. O novo aparelho precisava ser estável (fixo à boca); portátil; leve; de uso individual; de baixo custo; simples no manuseio; capaz de indicar a magnitude da força durante a tarefa de protrusão (mesmo procedimento utilizado na avaliação clínica qualitativa) de forma confiável; capaz de cobrir uma ampla faixa de valores de força; apresentar boa repetitividade; pequeno dentro da cavidade oral; não sofrer influências pela proximidade com outros aparelhos, por flutuações da voltagem ou pela temperatura; confortável para o paciente; de material biocompatível; resistente a quedas; fácil de higienizar.

Considerando-se todos estes requisitos, o instrumento para medição e reabilitação da força da língua foi planejado e desenvolvido. As primeiras idéias apresentadas foram discutidas entre os integrantes do Grupo de Engenharia Biomecânica. Inicialmente foram planejadas as formas ideais para cada peça e as peças foram projetadas no programa computacional *Solid Works*. Em seguida, realizou-se o dimensionamento de cada peça e, por fim, a fabricação dos componentes.

#### 3.1 O aparelho para avaliação quantitativa da força da língua

O protótipo para medição da força da musculatura da língua é mostrado na FIG. (3.1). É composto de duas partes, uma referente ao bocal em que se localiza o sensor de força, mostrado na FIG. (3.2), e outra referente ao sistema de transdução, transmissão e armazenamento de dados.

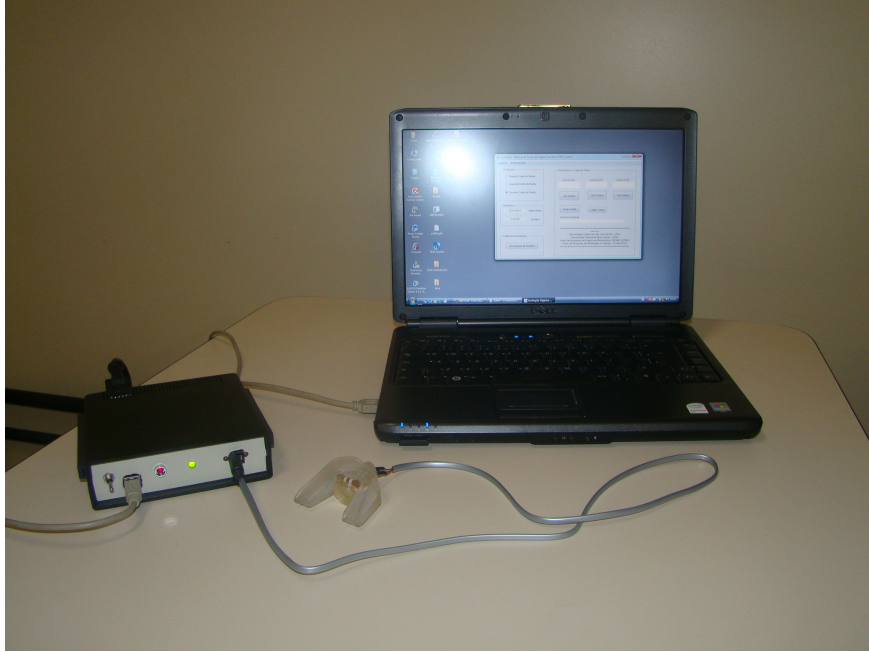


FIGURA 3.1 – Aparelho portátil para medição da força da língua



FIGURA 3.2 - Bocal com sensor de força

### 3.1.1 Bocal

O bocal, FIG. (3.3), constitui-se de um protetor oral duplo utilizado pelos boxeadores e disponível comercialmente (facilmente encontrado em lojas de materiais esportivos), de formato anatômico, cujo material, etil vinil acetato, é biocompatível, atóxico, leve e flexível para não causar desconforto, além de permitir a reutilização. Por ser um material

termoplástico, é moldável, adquirindo o formato da arcada dentária do paciente, fato que o torna adaptável aos pacientes que apresentam alterações da arcada dentária e de mordida.

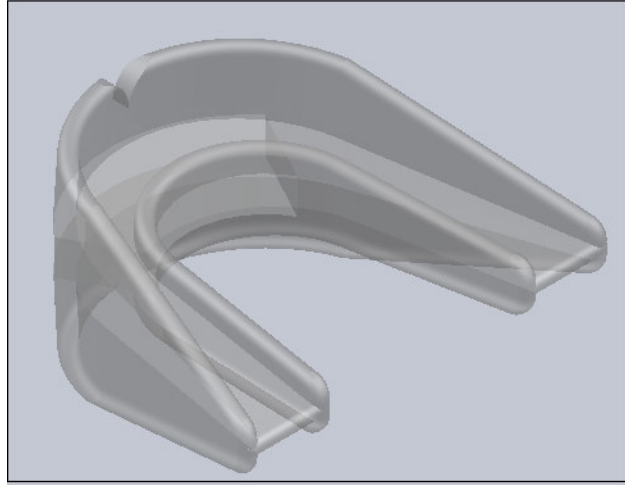


FIGURA 3.3 – Ilustração do bocal em vista isométrica

A função do bocal é manter o aparelho fixo na boca do paciente, para que a posição do prato aplicador seja sempre a mesma para um determinado paciente. O bocal também é importante para que o movimento relativo do corpo do paciente não interfira na leitura da força da língua.

As dimensões do bocal coincidem com as medidas dos dentes, comprimento dos arcos dentários e relações entre os centros dos dentes descritas na literatura (Ash, Major, 1987; Silva, Pécora, 1998; Proffit et al., 2007), sendo apresentadas na FIG. (3.4).

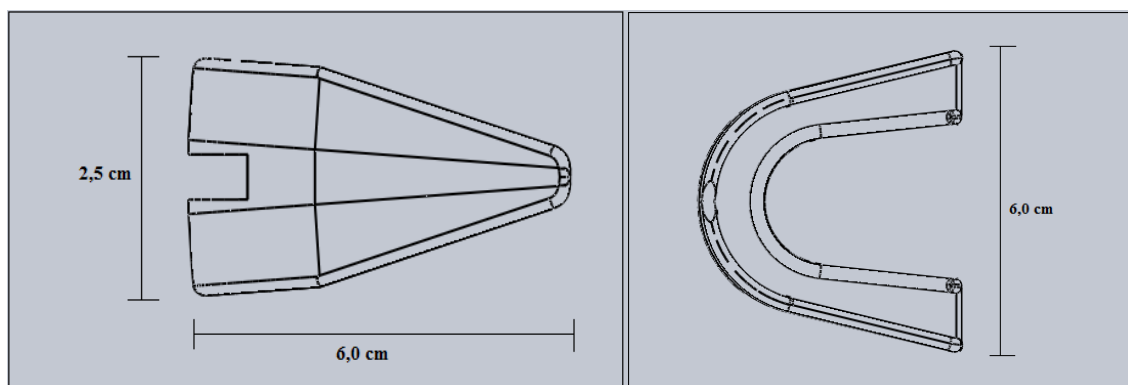


FIGURA 3.4 – Dimensões do bocal - altura e comprimento (A) e largura (B)

O bocal possui um recorte para acomodação dos frênuos labiais superior e inferior e uma abertura, o rasgo frontal, onde se encaixa a peça base, como mostrado na FIG. (3.5).

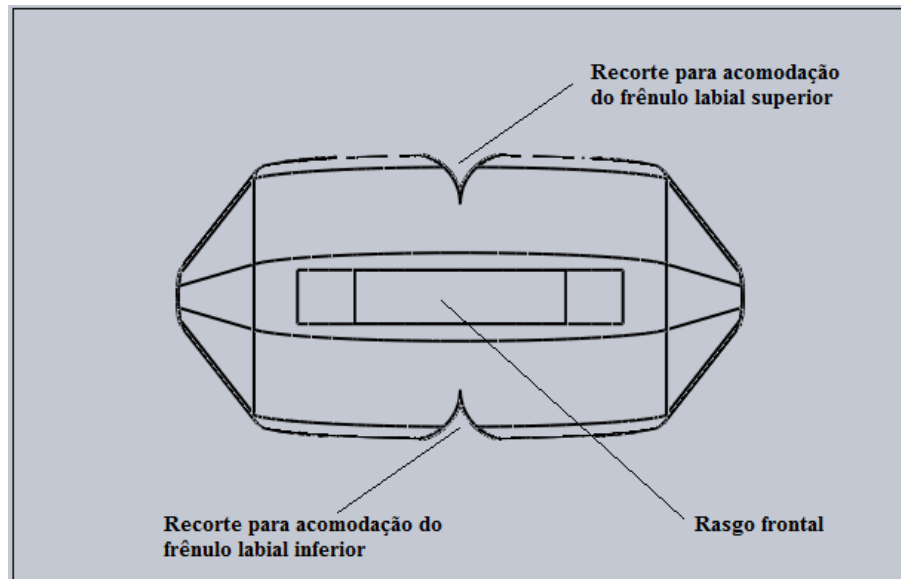


FIGURA 3.5 – Vista anterior do bocal destacando os recortes para os frênuos labiais superior e inferior e o rasgo frontal

Na face interna do bocal encaixam-se uma peça base, um sensor de força, um fixador e um aplicador de força, posicionados de maneira a receber a força da língua no sentido anterior (força de protração). Todos os componentes do protótipo são de material biocompatível para que as condições de biossegurança sejam respeitadas.

O bocal com as peças internas acopladas é apresentado na FIG. (3.6) e FIG. (3.7).



FIGURA 3.6 – Fotografia do bocal com as peças internas acopladas

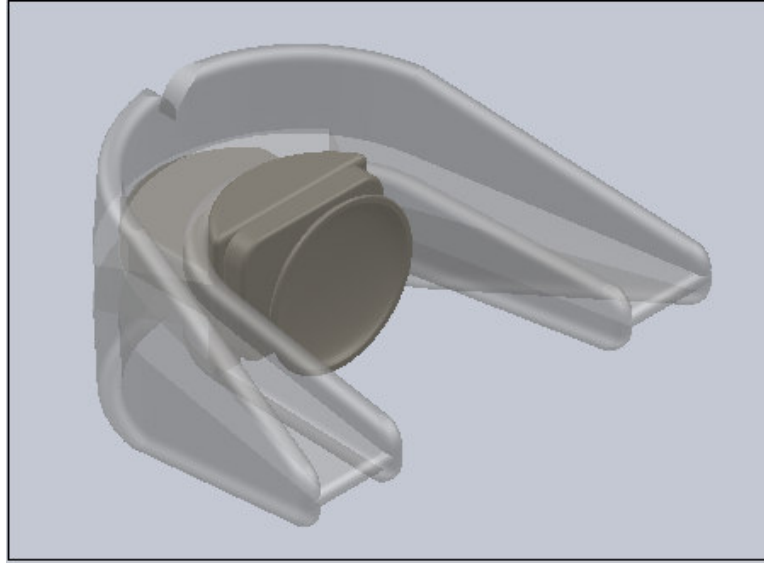


FIGURA 3.7 – Ilustração do bocal e peças internas acopladas

A seguir tem-se a descrição de cada peça do aparelho.

### 3.1.2 Peça Base

A peça base, FIG. (3.8), encaixa-se no bocal, por meio de uma abertura existente no mesmo, o rasgo frontal. Possibilita o apoio do sensor de força e o encaixe do fixador. A face interna é plana, sendo o local onde se alojará o sensor de força. Os furos presentes na face interna da peça possibilitam o encaixe do fixador que fará a fixação do sensor e servirá de guia para o aplicador. A extremidade do sensor dobra-se na superfície inferior da peça base e passa dentro do rasgo frontal do bocal no seu trajeto para fora da cavidade oral. Para isso, uma depressão foi projetada na peça base.

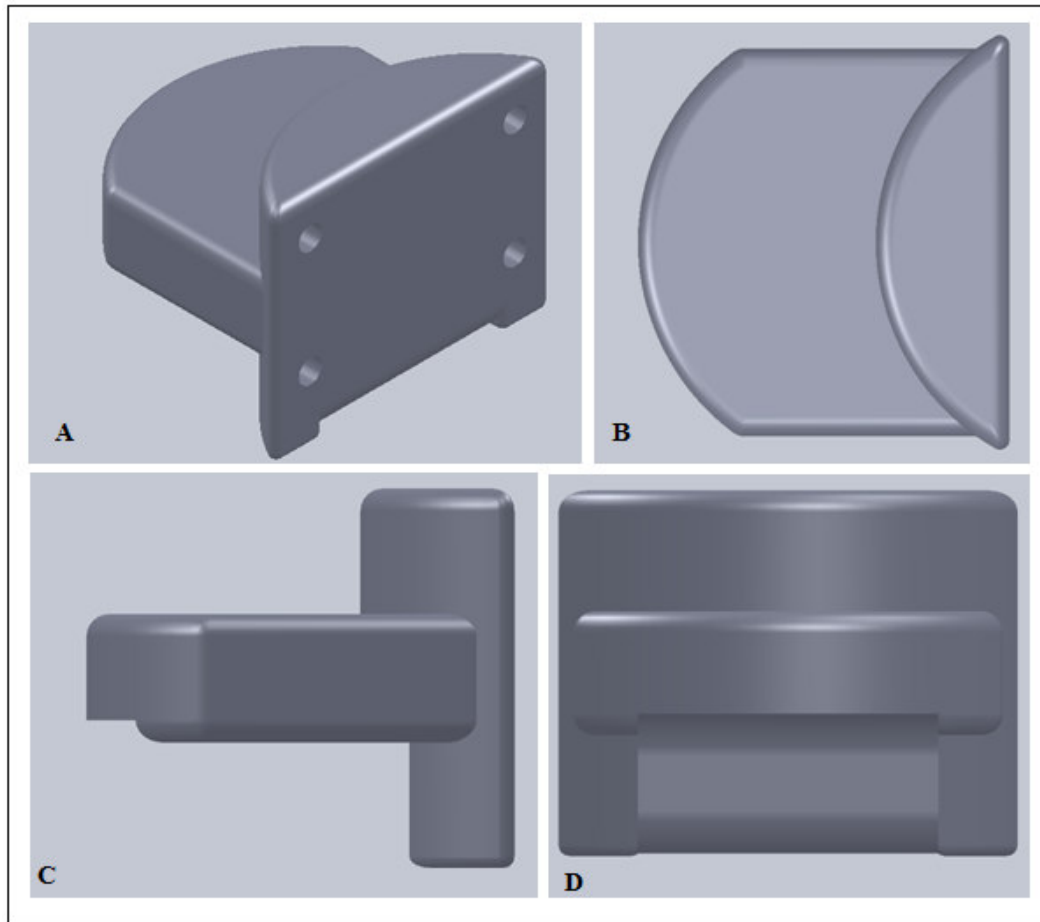


FIGURA 3.8 – Base, vista isométrica (A), superior (B), lateral direita (C), e posterior da peça (D)

A FIG. (3.9) ilustra a peça base e indica os orifícios para encaixe do fixador e o canal para saída do sensor.

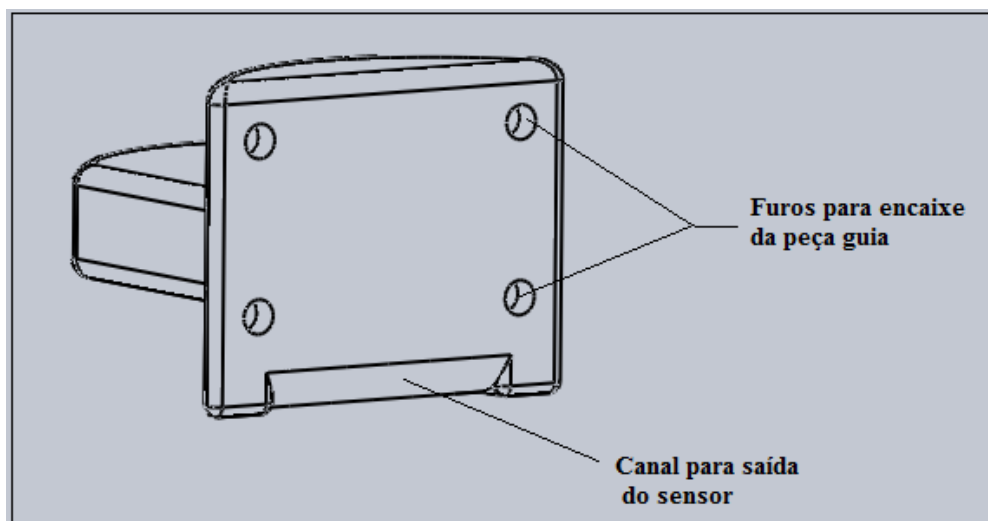


FIGURA 3.9 – Vista isométrica da peça base destacando os furos para encaixe da peça guia (fixador) e o canal para a saída do sensor

As dimensões da peça base são mostradas na FIG. (3.10) e na FIG. (3.11).

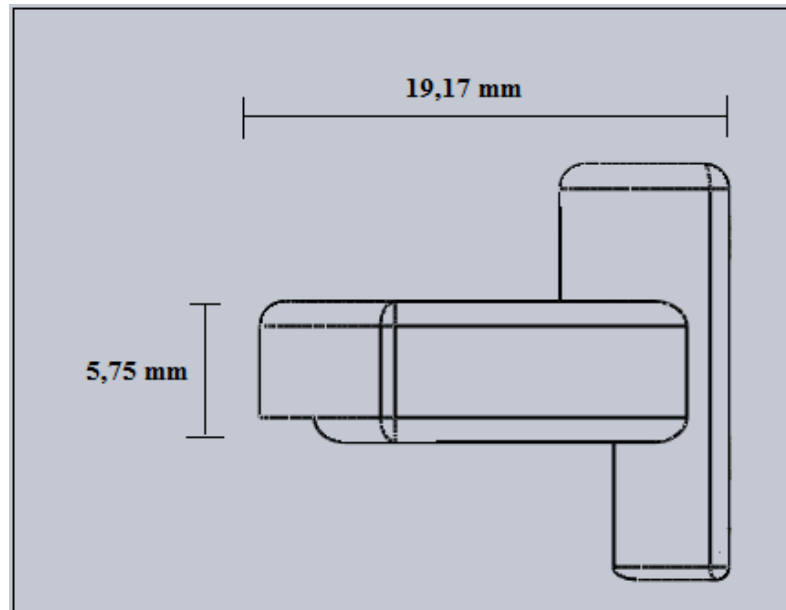


FIGURA 3.10 – Dimensões da peça base em vista lateral

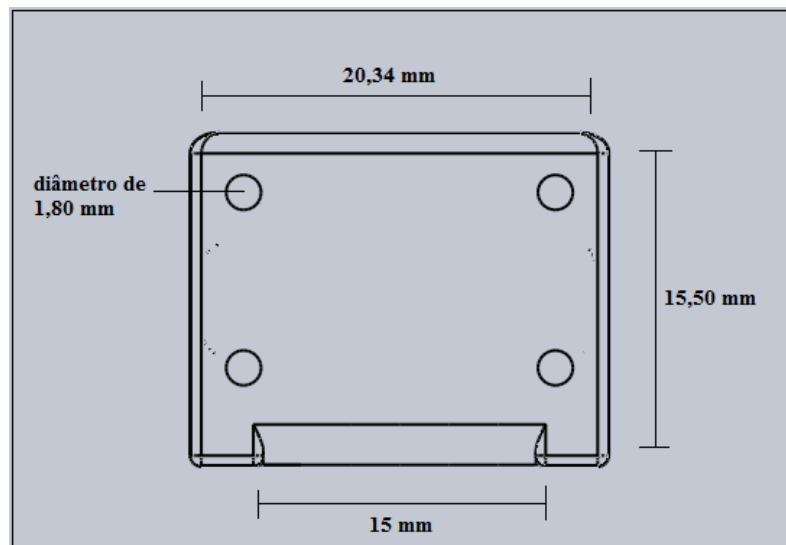


FIGURA 3.11 – Dimensões da peça base em vista frontal

### 3.1.3 Fixador

O fixador, FIG. (3.12), tem a finalidade de fixar o sensor à superfície plana da base e serve como guia para o aplicador. Tem o formato retangular e apresenta quatro pinos localizados próximos aos vértices, os quais possibilitam o encaixe na peça base e um canal central de formato cônico por onde passa o pino aplicador. A conicidade do canal central impede que o

pino aplicador atravessa o canal e seja deglutido pelo usuário. O sensor pode ser retirado facilmente, bastando para isso desencaixar o fixador da peça base.

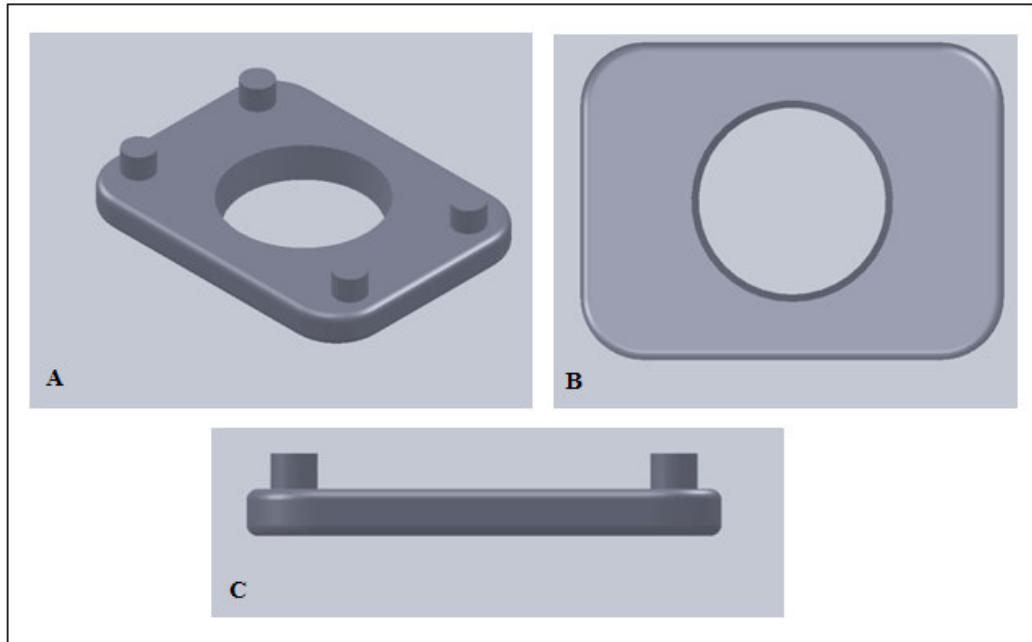


FIGURA 3.12 – Fixador - Vista isométrica (A), frontal (B) e superior (C)

As dimensões do fixador são mostradas na FIG. (3.13) e FIG. (3.14).

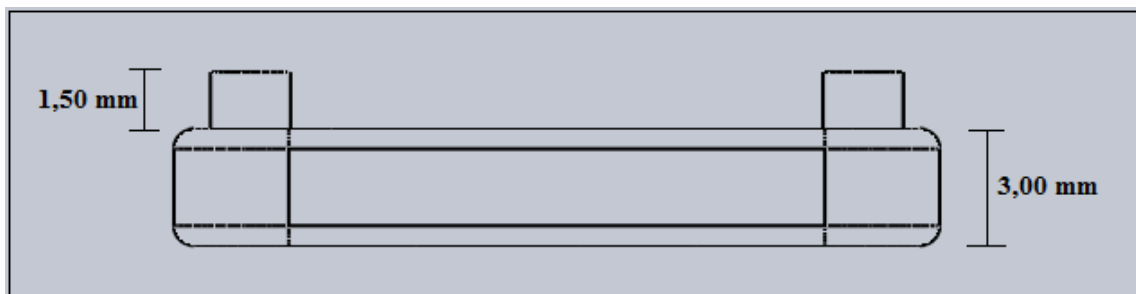


FIGURA 3.13 – Dimensões do fixador em vista superior

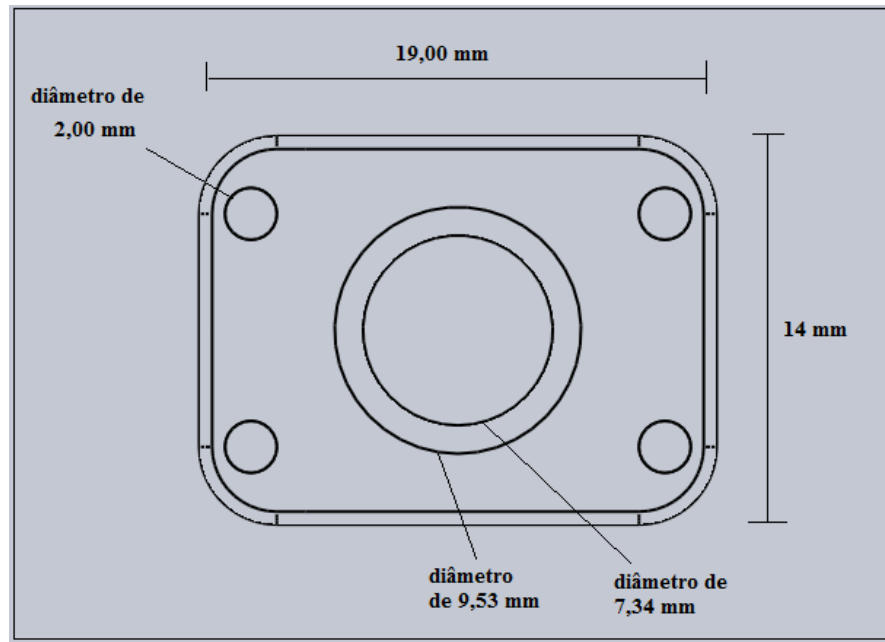


FIGURA 3.14 – Dimensões do fixador em vista frontal

#### 3.1.4 Aplicador

O aplicador de força, FIG. (3.15A), é o elemento de transmissão da força da língua para o sensor. Compõe-se de duas peças, o prato aplicador, FIG. (3.15B), e o pino aplicador, FIG. 3.15C) e essas duas peças são encaixadas de forma que o pino aplicador fique anterior ao fixador e o prato aplicador fique posterior ao fixador. O prato aplicador tem formato anatômico (superfície de acomodação da língua côncava). O pino aplicador encaixa-se no fixador, o raio da superfície anterior do pino aplicador é coincidente com o raio da área sensível do sensor, este raio vai diminuindo na medida em que se aproxima do prato aplicador, com um formato cônico. Assim, espera-se que toda força seja aplicada de forma axial em relação aos sensores, ou seja, perpendicularmente à área sensível do sensor.

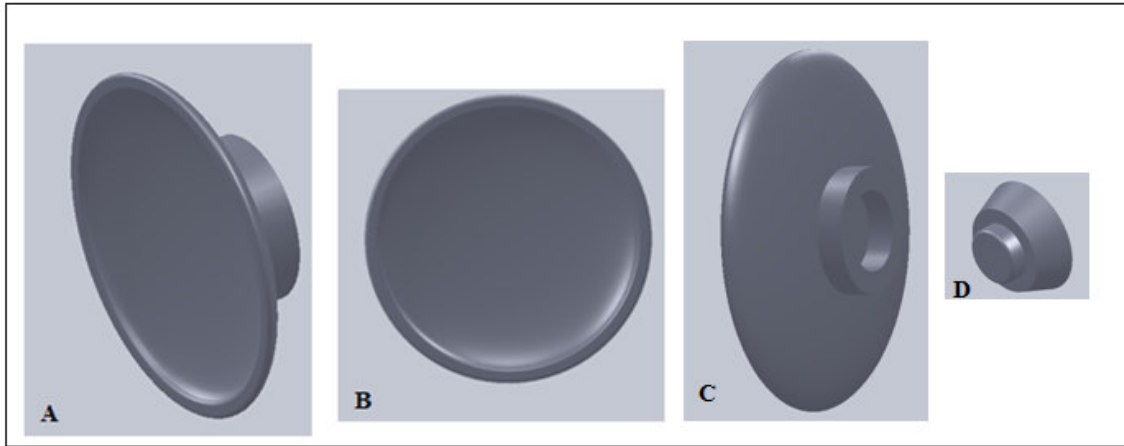


FIGURA 3.15 – Aplicador (A) - vista anterior do prato aplicador (B) vista posterior do prato aplicador (C) e pino aplicador (D)

As dimensões do aplicador são mostradas na FIG. (3.16) e FIG. (3.17).

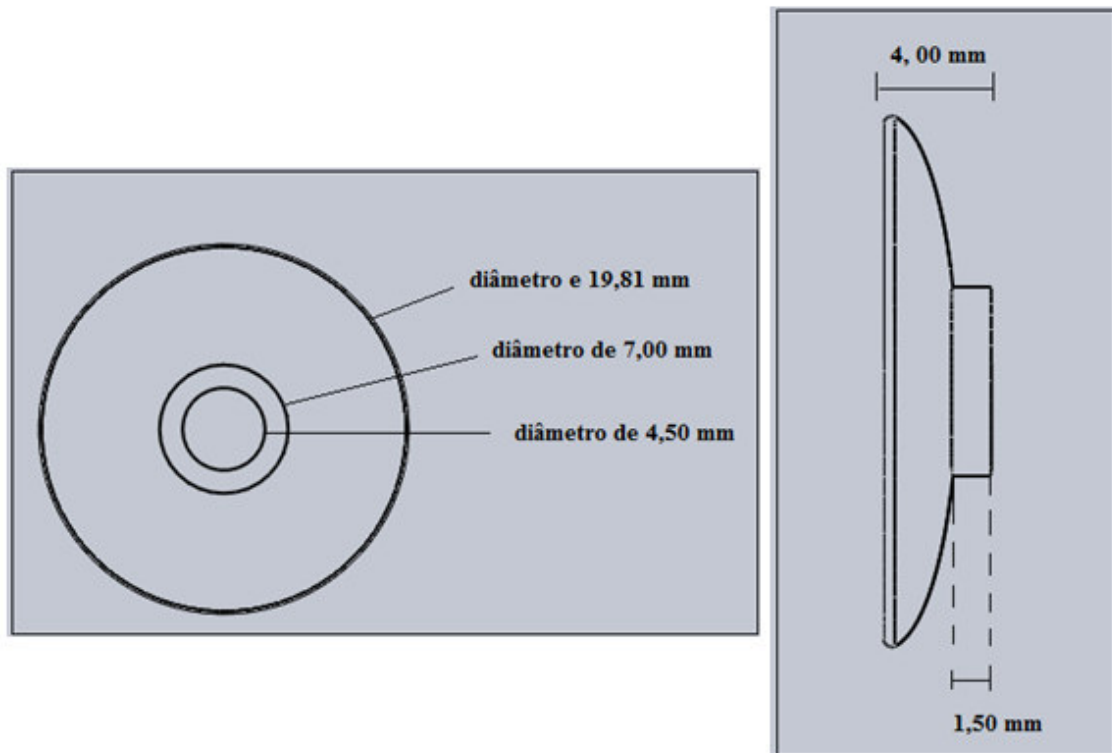


FIGURA 3.16– Dimensões do prato aplicador

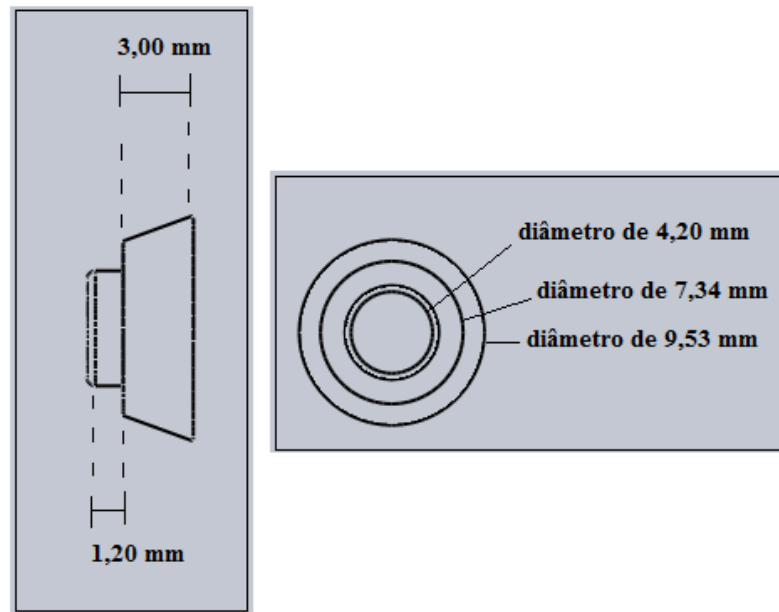


FIGURA 3.17 – Dimensões do pino aplicador

A FIG. (3.18) e a FIG. (3.19) ilustram o encaixe e o correto posicionamento entre o bocal, a peça base, o fixador e o aplicador.

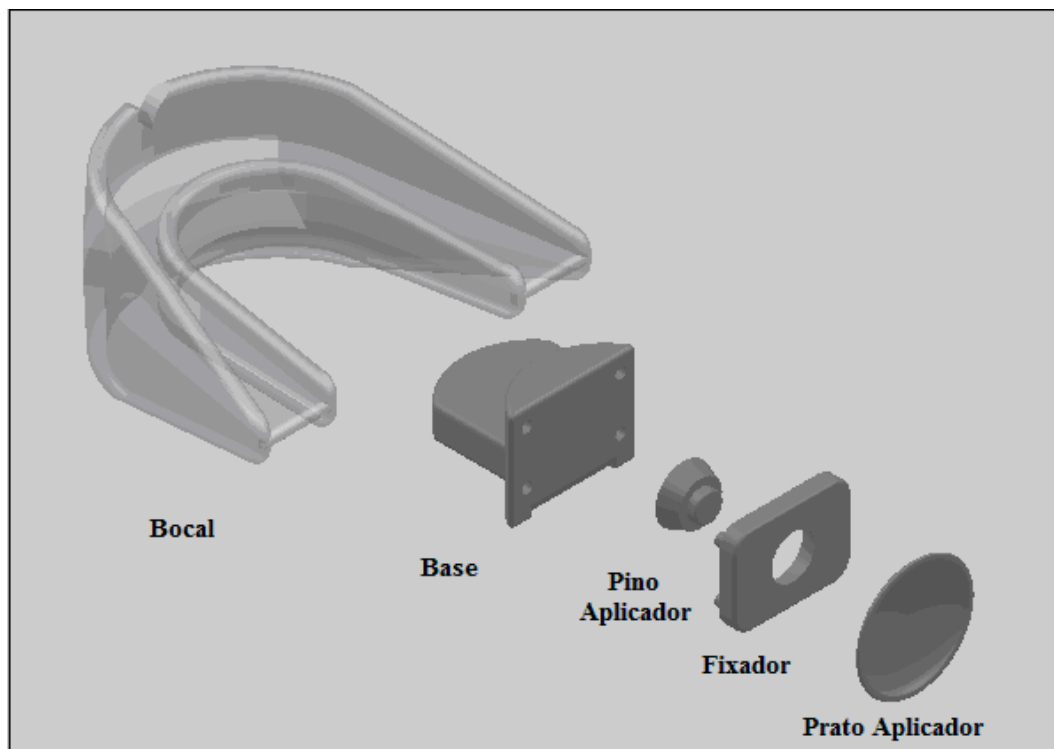


FIGURA 3.18 – Vista isométrica exibindo o posicionamento entre bocal, base, fixador e aplicador

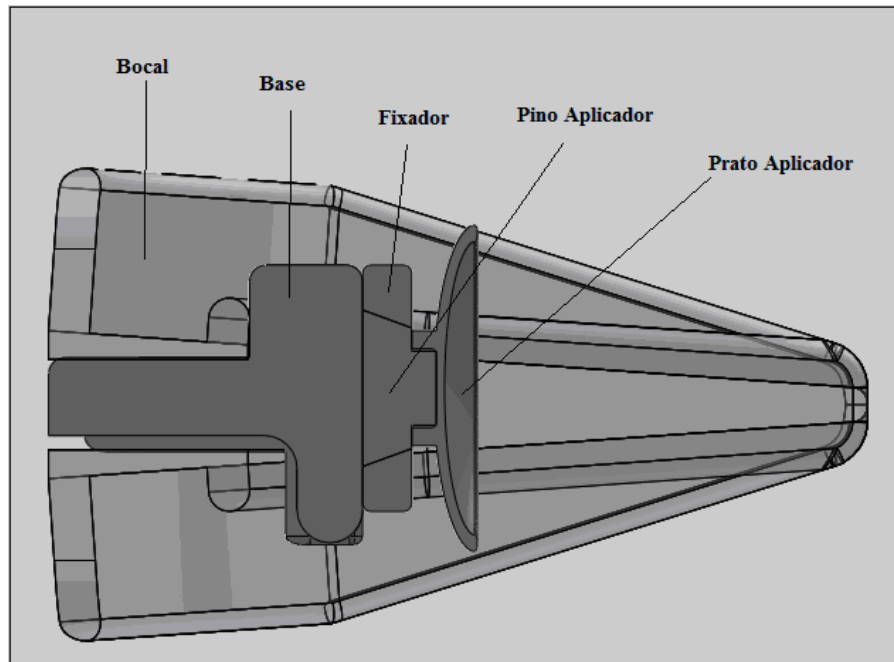


FIGURA 3.19 – Corte transversal exibindo o encaixe entre bocal, base, fixador e aplicador

As peças internas foram projetadas de maneira a ocupar o menor espaço possível dentro da cavidade oral, sendo a distância entre o local de acomodação dos dentes incisivos e o local onde a língua exerce força de aproximadamente 2,0 cm, para que a língua seja capaz de realizar sua força máxima, como mostrado na FIG. (3.20). De acordo com o estudo realizado por Bu Sha et al. (2002), a força máxima de protrusão da língua é produzida quando o local de aplicação da força encontra-se a um comprimento de  $1,9 \pm 0,7$  cm para dentro da cavidade oral.

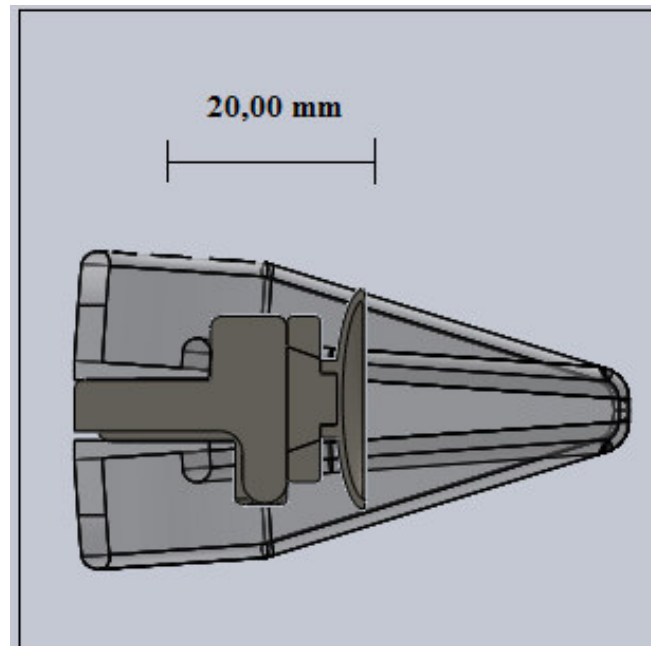


FIGURA 3.20 - Distância entre o local de acomodação dos dentes incisivos e o local onde a língua exerce força

As peças do interior do bocal foram fabricadas por meio da estereolitografia, em epóxi, cujas propriedades mecânicas (dureza shore-D 88, resistência ao impacto Izod 30 J/m, tensão de ruptura à flexão 101 MPa) atendem aos requisitos do protótipo, uma vez que as peças precisam ser rígidas o bastante para não se deformarem durante a aplicação de força e resistente a quedas.

### 3.1.5 Os sensores

Foram empregados sensores de força FlexiForce A201 de 9,53 mm de diâmetro e faixa de medição de 0 a 110N. Tais sensores apresentam características que os tornam adequados para o objetivo do protótipo. São elas: tamanho relativamente pequeno, espessura reduzida, leveza, flexibilidade, baixo custo e construção em polímero plástico, tornando-o adequado para a utilização em seres humanos. Uma imagem do sensor utilizado é mostrada na FIG. (3.21).



FIGURA 3.21 - Sensor de Força Flexi Force – Tekscan –  
Modelo A201

Os sensores FlexiForce utilizam tecnologia baseada na resistividade. A aplicação de uma força em uma área sensível resulta em uma mudança na resistência de um elemento sensível, em proporção inversa à força aplicada.

Os sensores são construídos de duas camadas de substrato, o qual é composto de filme de poliéster. Em cada camada um material condutivo (prata) é aplicado, seguido de uma camada de tinta sensível a pressão. Adesivo é usado para manter as duas camadas de substrato juntas, e, assim, formar o sensor. O círculo prateado no topo da tinta sensível à pressão define a área ativa sensível que é de 0,375 polegadas de diâmetro. A prata se estende da área sensível aos conectores até a outra extremidade do sensor formando a pista condutiva. As camadas que compõem o sensor utilizado são ilustradas na FIG. (3.22).

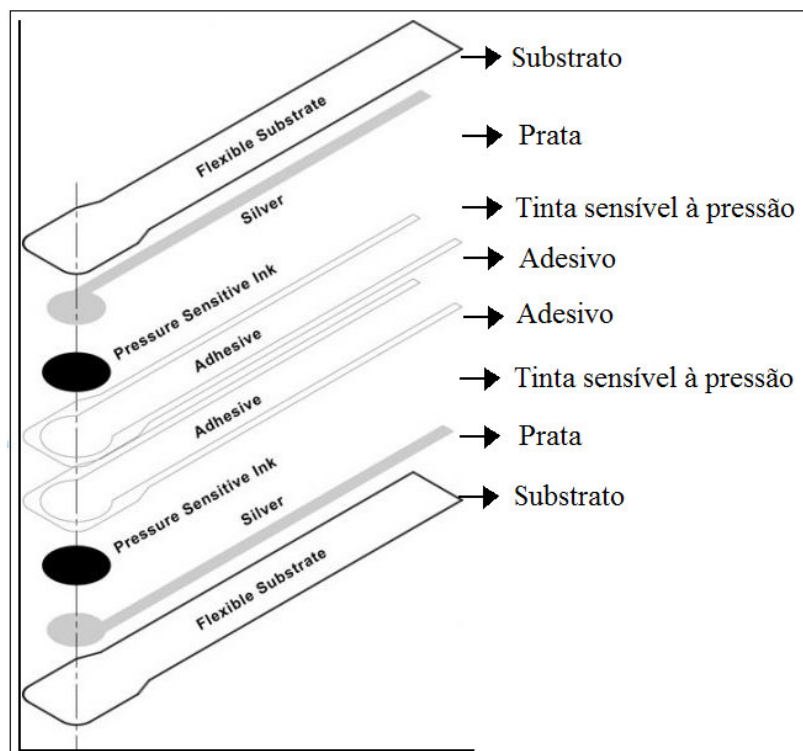


FIGURA 3.22 – Camada componente dos sensores Flexi Force

Os sensores terminam em um conector que lhes permitem ser incorporados em um circuito. Os dois pinos laterais do conector são ativos e o pino central é inativo, FIG. (3.23). O comprimento dos sensores é de 2 polegadas. O sensor age como um resistor variável em um circuito elétrico. Quando o sensor está descarregado sua resistência é muito alta (maior que 5 Mega-ohm) e, na medida em que uma força é aplicada ao sensor, a resistência decresce.

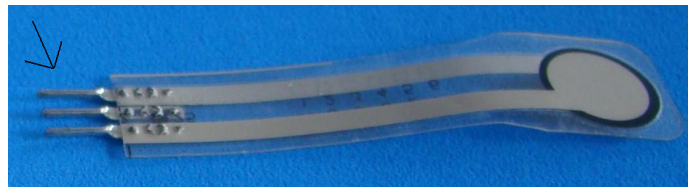


FIGURA 3.23 - Sensor com destaque para os pinos conectores

Por ser composto de partes móveis, é fácil a higienização do protótipo, bem como a retirada dos sensores para eventuais trocas. Os sensores serão encapsulados pelos fixadores, que, além de impedir o deslocamento do sensor, servem como guia para o aplicador de força. Por estarem travados pelos fixadores e não colados, não há geração de forças de tração, mesmo que uma força angular seja realizada sobre o aplicador. Além disso, o adesivo usado na colagem poderia degradar o material do substrato (poliéster) do sensor e caso não fosse espalhado uniformemente poderia gerar locais mais altos que apareceria como cargas no sensor.

Para garantir leituras precisas e repetíveis da força, tomou-se o cuidado para que a carga aplicada fosse distribuída uniformemente na área sensível do sensor e não fosse suportada pela área externa, como é mostrado na FIG. (3.24).

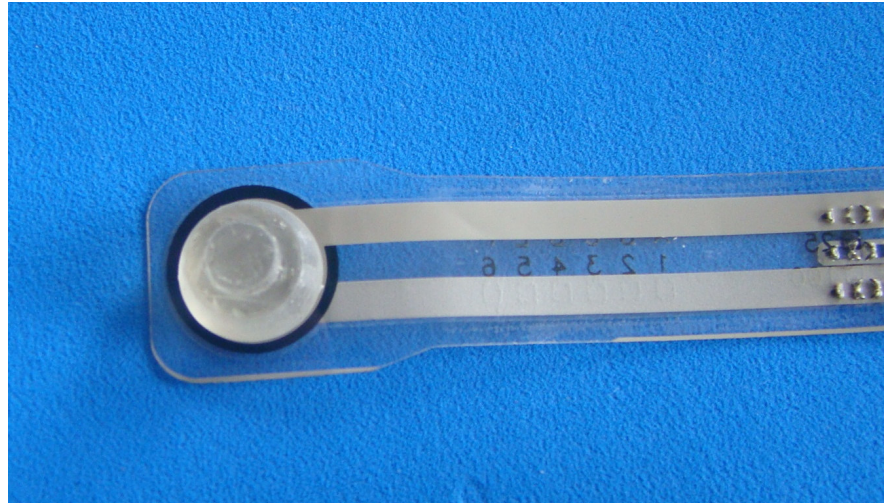


FIGURA 3.24 – Pino aplicador sobre o sensor de força. O pino aplicador apresenta o mesmo tamanho da região sensível do sensor de força

#### 3.1.5.1 Condicionamento dos sensores

Antes da calibração e de cada teste os sensores foram condicionados para a obtenção de resultados precisos. O condicionamento dos sensores ajuda a diminuir os efeitos do *drift* e da histerese. Para tanto, foi realizada uma força de 110% daquela que estava prevista como máxima nos testes, a qual o avaliador aplicava utilizando seu dedo até estabilizar. O processo era repetido quatro ou cinco vezes.

#### 3.1.6 Condicionamento dos dados

O condicionamento do sinal foi feito utilizando-se amplificadores operacionais para linearização dos sinais e conversão dos valores de resistência elétrica ( $\Omega$ ) para tensão elétrica (V). O sinal passa por um sistema de amplificação para transmissão, uma vez que o sistema de aquisição de dados fica, devido à natureza do sistema, a uma distância considerável do ponto de medição. De maneira resumida, o sistema de condicionamento de sinais pode ser vista e melhor entendido por meio da FIG. (3.25).

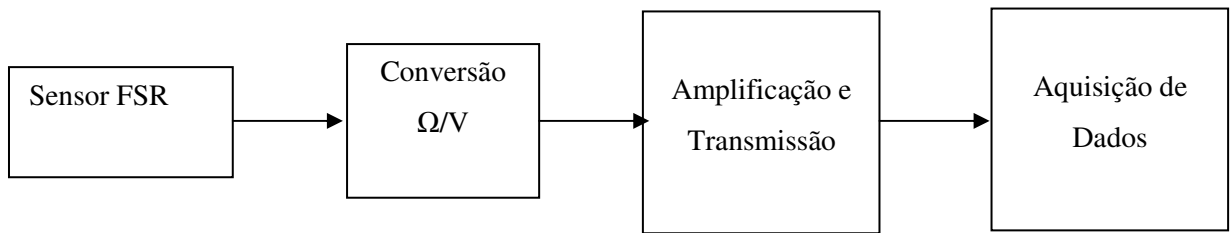


FIGURA 3.25 –Diagrama funcional do sistema de condicionamento de sinais

A conversão entre resistência elétrica e tensão elétrica foi feita por meio de amplificadores operacionais, como mostrado na FIG. (3.26).

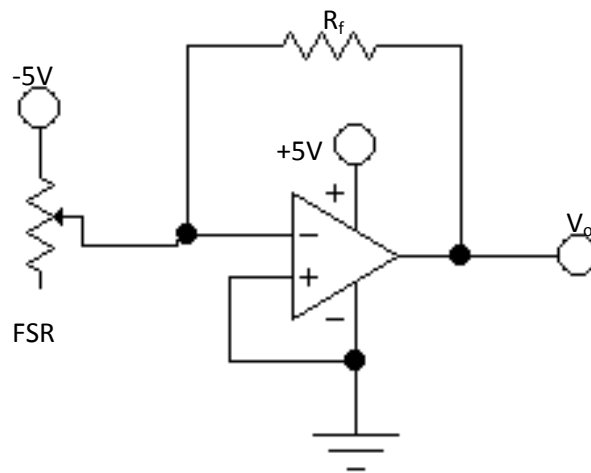


FIGURA 3.26 – Conversão entre resistência elétrica e tensão elétrica

Na FIG. (3.26), o FSR é representado por um potenciômetro, ou seja, uma resistência variável, alimentada com -5V,  $R_f$  é a Resistência de referência e  $V_o$  é a tensão de saída.

A amplificação foi realizada por amplificador de instrumentação INA e a transmissão por cabeamento em par-transado, coaxial.

### 3.1.7 Aquisição de dados

O sistema de aquisição de dados é composto por três módulos principais:

- filtro anti-falseamento;
- conversor analógico digital;
- comunicação serial.

O sistema é mostrado esquematicamente na FIG. (3.27) e cada módulo é descrito a seguir.

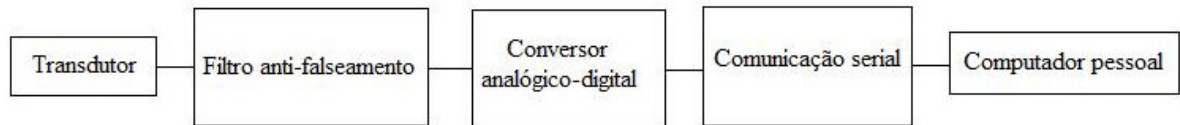


Figura 3.27 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição de dados

O transdutor é formado pelo sensor resistivo sensível à força. O sistema de transdução entre resistência e tensão é feito por meio de amplificador operacional com ganho controlado, forçando a linearização da variável tensão, em função da variação de resistência (que é uma função da força). Este transdutor não só lineariza a relação resistência x tensão, como também é responsável pelo ganho necessário nos níveis de tensão na saída do sistema, fazendo então com que este seja apropriado para a transmissão dos dados.

O filtro anti-falseamento é responsável por garantir que as informações contidas no sinal enviado pelo transdutor não sofra falseamento devido à amostragem do sinal. Este filtro, analógico, composto de elementos passivos de circuito, forma uma rede passa-baixas frequências, na frequência de amostragem do conversor analógico/digital utilizado, sendo a frequência de corte de 100 Hz. Desta forma, garante-se que altas frequências sejam rebatidas às baixas frequências evitando a perda de informação do sinal transmitido.

Como conversor analógico/digital foi utilizado um microcontrolador do tipo PIC, da linha 18F. Os PICs são largamente empregados em instrumentação por serem compatíveis, nativamente, com a tecnologia USB (*Universal Serial Bus*), o que facilita a operação do sistema, por possibilitar não só a comunicação de dados com um computador pessoal, mas também por utilizar a alimentação proveniente do computador, eliminando fontes externas de tensão. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. Esta frequência garante a compatibilidade com as características da comunicação USB e é suficiente para a obtenção das informações desejadas sobre a força da língua.

A comunicação com o computador pessoal é controlada por *software* assim como o sincronismo entre os dados e o computador, no caso um computador pessoal do tipo IBM-PC,

que será utilizado como sistema de monitoramento, armazenamento e controle do sistema de aquisição de dados.

### 3.1.8 *Software*

O *software*, desenvolvido na Universidade Federal de São João Del-Rei, em plataforma Matlab, permite ao avaliador conduzir o processo de avaliação e armazenar todas as informações pertinentes. A FIG. (3.28) apresenta a tela principal do programa.

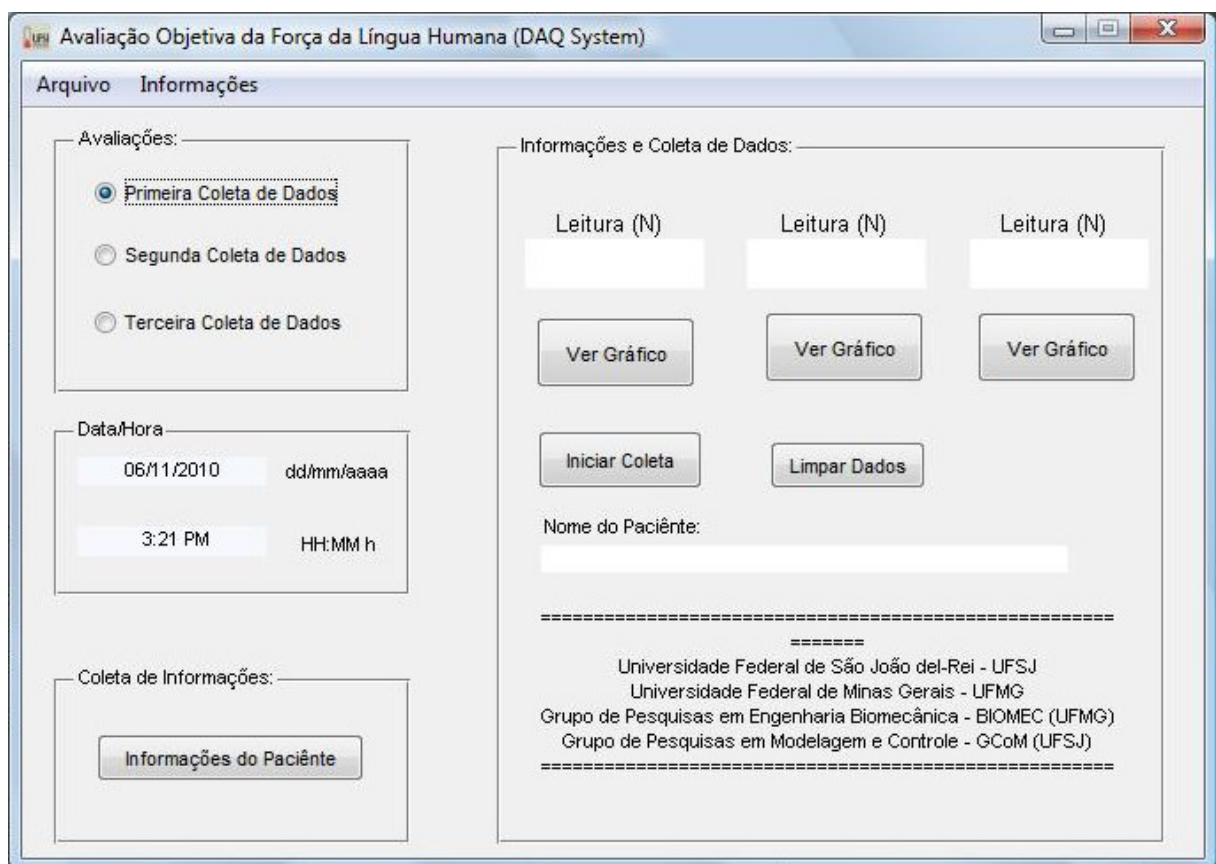


FIGURA 3.28 – Tela principal do software desenvolvido

Clicando em “Informações do Paciente” no canto inferior esquerdo da tela, aparece uma janela para inserção das informações: nome do paciente, avaliação subjetiva (qualitativa), idade do paciente e nome do avaliador, como pode ser visto na FIG. (3.29).

Entrada de Dados do Paciente

**Nome do Paciente:**

**Avaliação Subjetiva:**  
Normotenso

**Idade:**

**Avaliador:**

Pronto/Sair

**06/11/2010**

Figura 3.29 - Tela para inserção das informações do paciente

Durante a coleta de dados o programa emite um sinal sonoro indicando a hora de começar e finalizar a aplicação da força.

Ao final das três medições é elaborado um relatório que apresenta o perfil da força do indivíduo. Neste relatório encontram-se registrados os gráficos das curvas de força ao longo do tempo (perfil) das três medições realizadas, os valores das forças máxima e média de cada medição, a média geral desses parâmetros e o desvio padrão.

### 3.1.9 Validação do sistema de medição

Para calibrar o sensor, aplicou-se uma força conhecida, e equiparou-se o valor de saída em tensão com esta força. Este passo foi repetido seis vezes para cada força conhecida. A calibração foi realizada no Laboratório Isaac Newton do Setor de Testes Físicos da Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais – CETEC.

Para que fosse possível calibrar o sistema de medição com todos os seus componentes, foi construído um suporte que simulava as arcadas dentárias e prendia-se no mordedor. Com esse suporte foi possível realizar a calibração de uma maneira mais parecida com aquela que seria utilizado na prática clínica.

O sistema foi calibrado para uma faixa de força entre 0 e 50 N. Para estabelecer essa faixa, levou-se em consideração os valores da força de protração exercida pela língua em tarefa de contração isométrica máxima encontrados na literatura (Kydd, 1956; Posen, 1972; Dworkin, 1980, Mortimore et al., 1999; Motta et al., 2004; Barroso et al., 2009; Lambrechts et al., 2010).

A primeira calibração foi realizada de acordo com a norma NBR 8197 e a incerteza obtida foi muito alta, cerca de 30% para algumas faixas de força. O QUADRO (3.1) mostra os valores de incerteza obtidos na primeira calibração.

### QUADRO 3.1

Valores de incerteza expandida de medição obtidos na primeira calibração

FORÇA (N)	SAÍDA MÉDIA (mV)	U95%
0	0,00	2,9
5	0,23	11,6
10	0,42	24,5
20	0,94	29,1
30	1,54	20,8
40	2,02	18,6
50	2,50	29,3

U = incerteza de medição expandida, corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%  
N = newton

Percebeu-se que a posição do pino aplicador em relação ao sensor era um fator que modificava os valores obtidos nas medições. Para solucionar esse problema o sensor foi fixado na peça base por meio de fita adesiva para que ficasse sempre na mesma posição em relação ao pino aplicador, garantindo assim, que o pino aplicador pressionasse a área sensível do sensor sempre na mesma região. Também foi realizada a troca do sensor e do fio que conectava o sensor ao sistema de aquisição de dados e, na calibração seguinte, resultados melhores foram obtidos.

Na segunda calibração, obteve-se uma incerteza de aproximadamente 9,9% na região de maior incerteza, como mostra o QUADRO (3.2). Nesta calibração a histerese foi considerada nos resultados, por meio da realização de testes sequenciais, sendo feitos três testes sequenciais escala a cima e três testes sequenciais escala a baixo intercalados. O tempo de aplicação da força foi de 10 segundos (mesmo tempo empregado nas medições).

## QUADRO 3.2

Valores de incerteza expandida de medição obtidos na segunda calibração

FORÇA (N)	SAÍDA MÉDIA (mV)	U95%/%
0	0,00	-
5	0,36	±6,2
10	0,71	±4,0
20	1,54	±9,9
30	2,46	±8,4
40	3,29	±7,7
50	4,19	±7,1

U = incerteza de medição expandida, corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. N = newton

O GRA. (3.1) mostra a curva obtida na segunda calibração

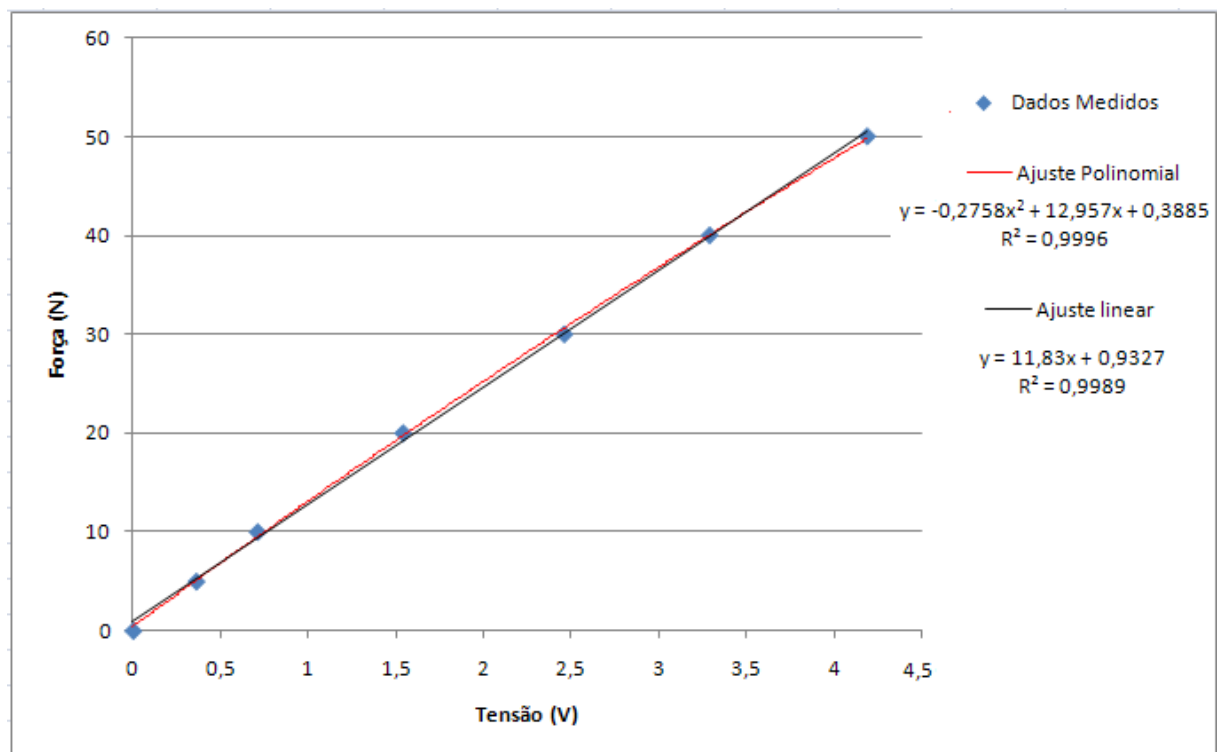


GRÁFICO 3.1 – Curva de calibração

Foi adicionada uma linha de tendência polinomial, cuja qualidade do ajuste foi melhor do que a linha de tendência linear. O polinômio obtido por meio da curva de calibração descreve, em estado estacionário, a relação entre o padrão utilizado na calibração e a saída elétrica do sensor em volts retornada pelo sistema, sendo  $F = 0,3885 + 12,957 x - 0,2758 x^2$ , em que F é a

força medida em newton com o instrumento calibrado e  $x$  é valor da tensão elétrica em volt. Este polinômio foi inserido no programa computacional anteriormente à coleta de dados.

Foi realizada uma simulação, por meio do método de Monte Carlo para se verificar a qualidade do ajuste da curva. Na correlação entre a simulação e os dados reais obteve-se um valor de  $R^2$  igual a 0,99959, o que indica que o ajuste está adequado.

Foi realizada a análise de variância (ANOVA) verificando-se que não houve diferença estatisticamente significativa na variabilidade das médias.

A repetitividade do sistema foi calculada. A repetitividade indica a faixa dos valores, simétrica em torno do valor médio, dentro do qual o erro aleatório do sistema de medição é esperado. O cálculo da repetitividade foi realizado pelo produto da incerteza padrão pelo coeficiente t-student considerando-se cinco graus de liberdade (t-student igual a 2,571). O QUADRO (3.3) mostra os valores de repetitividade obtidos.

### QUADRO 3.3

Repetitividade das medições de acordo com a força utilizada

FORÇA (N)	REPETITIVIDADE
0	1,9404
5	0,9637
10	1,7177
20	2,4937
30	3,1958
40	3,5531
50	4,4259

N = newton

Pelo QUADRO (3.3) pode-se observar a maior dispersão dos dados com o aumento da força aplicada.

A curva de erro e tendência (GRA. 3.2) representa a distribuição dos erros sistemáticos e aleatórios ao longo da faixa de medição do sistema de medição. A linha central, em azul, representa os erros sistemáticos e a faixa delimita as regiões onde são esperados os erros aleatórios. O limite superior da faixa (linha vermelha) é calculado pela soma da tendência

com a repetitividade e o limite inferior da faixa (linha verde) é calculado subtraindo-se a repetitividade da tendência. O erro sistemático máximo, com uma certeza de 95%, foi de 0,68896 N.

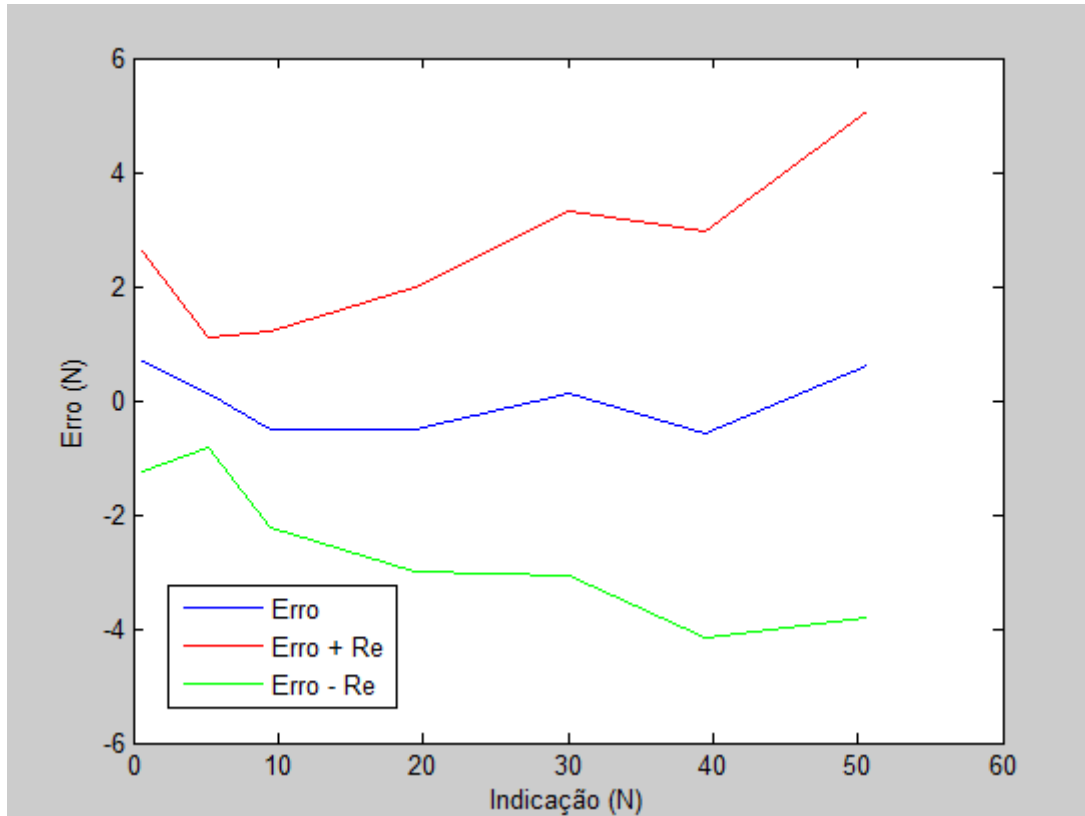


GRÁFICO 3.2 – Curva de erro e tendência

Antes de cada calibração, o *trimpot* interno ao sistema foi ajustado para regular a escala. Um ensaio primário com 110% da força máxima sobre o sensor foi realizado de maneira que o sistema se expandisse de forma adequada.

Como recomendado na NIT-DICLA-021 do INMETRO, o valor numérico da incerteza de medição foi fornecido com dois algarismos significativos e o valor numérico do resultado da medição, arredondado para o último algarismo significativo do valor da incerteza expandida, atribuída ao resultado da medição. Para o processo de arredondamento, as regras usuais de arredondamento de números foram utilizadas (ISO 31-0:1992).

### 3.2 O reabilitador

Após a avaliação, quando é diagnosticada a fraqueza da língua, o fonoaudiólogo precisa reabilitar a força desse órgão de modo a melhorar as funções por ela realizadas. A reabilitação da força da língua é feita por meio de exercícios que promovem a contração da musculatura lingual, com destaque para os exercícios de contra-resistência.

Um instrumento capaz de reabilitar de forma eficiente a força da língua deve ser capaz de realizar forças de contra-resistência à força exercida pela língua com diferentes magnitudes, ser de fácil posicionamento na cavidade oral, de fácil manipulação e higienização por parte dos pacientes e capaz de ser usado sem necessidade de apoio das mãos para o que paciente possa realizar outras tarefas enquanto treina a força da língua.

Para o planejamento do reabilitador, FIG. (3.30), procurou-se conservar as mesmas características da parte mecânica do sistema de medição, reaproveitando-se a peça base e o fixador e realizando-se uma pequena modificação no aplicador que, na versão de treinamento, é acoplado a uma mola helicoidal, não existindo o pino aplicador.



FIGURA 3.30 – Aplicador modificado para utilização na reabilitação da força da língua

Foram fabricadas três molas em aço inoxidável capazes de suportar cargas de até 10 N, 20 N e 30 N em carregamentos por fadiga. As molas apresentam formato cônico. A espira inicial

encaixa-se no orifício do fixador e a espira final encaixa-se na projeção existente na parte posterior do prato aplicador.

Durante os treinos de força o paciente encaixará o bocal na cavidade oral e pressionará o prato aplicador realizando força com a língua no sentido anterior de forma a comprimir a mola.

As molas poderão ser trocadas, de acordo com as necessidades de treinamento. Por isso, foram feitos conjuntos de molas com diferentes resistências à deformação, de maneira a adaptar às necessidades do paciente. O reabilitador é de fácil manipulação, incluindo a troca das molas, e higienização por parte dos pacientes.

### **3.3 As medições**

As medições foram realizadas no Ambulatório de Fonoaudiologia do Hospital das Clínicas da UFMG, após aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG sob o número 008/10 (anexo C). A amostra foi constituída por 20 indivíduos adultos, saudáveis, com tensão adequada de língua, independentemente de raça, sendo 10 do sexo masculino, com idades entre 20 e 31 anos, e 10 do sexo feminino, com idades entre 21 e 33 anos. O tamanho da amostra foi definido levando-se em consideração o objetivo geral da pesquisa, de testar o aparelho portátil, e o prazo para a defesa da dissertação. Constituíram os critérios de exclusão: idade inferior a 18 anos e superior a 60 anos, presença de glossectomias e/ou pelvectomias, paralisia ou paresia de língua e comprometimentos cognitivos. Os critérios de inclusão foram: possuir idade entre 18 e 60 anos, uma vez que, de acordo com a literatura, nesse período não há variação de força em decorrência do envelhecimento, e ter assinado o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo D) autorizando sua participação na pesquisa.

Primeiramente, indivíduos (alunos, professores e funcionários do HC-UFMG ou acompanhantes de pacientes) foram selecionados aleatoriamente e convidados a fazerem parte do estudo. Aqueles que aceitaram e concordaram em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo D) foram submetidos à avaliação fonoaudiológica clínica (anexo E), em que foram avaliados, por três fonoaudiólogas, a tensão, mobilidade, postura habitual observada e relatada pelo participante, aspecto morfológico da língua e características do frênulo lingual. Na avaliação da tensão lingual foi solicitado ao participante protruir a língua e

empurrá-la contra o dedo enluvado do avaliador e contra uma espátula posicionada, verticalmente, a poucos centímetros na frente dos lábios, durante 10 segundos. Os avaliadores classificavam a língua como hipertensa quando a musculatura era capaz de realizar a protrusão e imprimir excessiva força contra uma resistência firme feita pela espátula e pelo dedo; normotensa 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 sem tremores e sem deformação; levemente hipotensa 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, podendo haver tremores leves e dobramento da ponta da língua para cima ou para baixo; moderadamente hipotensa quando a musculatura era capaz de realizar a protrusão e exercer força moderada contra uma resistência firme feita pela espátula e pelo dedo, havendo tremores e dobramento da ponta da língua para cima ou para baixo; ou gravemente hipotensa 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 (Furlan, 2008).

Na avaliação da postura habitual, os avaliadores perguntavam o local onde a língua usualmente se encontrava na boca, solicitando ao mesmo que apontasse o local. A língua era classificada em entre os dentes, nos dentes inferiores, nos dentes superiores, na região alveolar superior ou na região alveolar inferior. Para avaliar a mobilidade era solicitado ao participante abrir a boca e movimentar a língua para direita, para esquerda, para cima e para baixo, segundo modelo. Os avaliadores classificavam a mobilidade de língua como adequada ou alterada. A classificação do aspecto morfológico da língua foi realizada por inspeção visual e podia ser classificada como inalterada, fissurada, alargada, geográfica, com sulco central ou outras alterações. Para avaliar o frênulo lingual, era solicitado ao participante protruir a língua e elevar sua ponta na região média do palato, devendo o mesmo ser classificado em normal, anteriorizado, curto ou curto e anteriorizado. Por fim, era medido o peso e a altura de cada participante para calcular o índice de massa corporal, pela divisão do valor da massa corporal em quilogramas pelo quadrado da estatura em metros, podendo, o indivíduo ser classificado em abaixo do peso (abaixo de 18,5), saudável (de 18,5 a 24,9), sobrepeso (de 25 a 29,9), obeso (30 a 39,9) ou obeso mórbido (acima de 40) (WHO, 1995).

Sabendo-se que a avaliação clínica (qualitativa) seria realizada por meio da observação dos avaliadores, levando em consideração a experiência clínica de cada um, os três avaliadores examinaram sigilosamente a língua dos participantes e, ao término das avaliações, os mesmos se reuniram e revelaram, cada qual, o seu diagnóstico. Somente foram submetidos à avaliação quantitativa os participantes que obtiverem a classificação de normotensão segundo a avaliação clínica dos três examinadores. Os indivíduos que apresentaram classificação de hipotensão de língua na avaliação clínica de pelo menos um examinador foram encaminhados para uma avaliação miofuncional orofacial completa.

A avaliação quantitativa da força de língua foi realizada por meio do aparelho portátil que simula a avaliação qualitativa. Antes das medições de cada indivíduo, o aparelho era totalmente recoberto por um filme de PVC transparente atóxico (Doctor Film) com a finalidade de tornar simples e rápida a higienização. O filme de PVC era removido logo após as medições daquele indivíduo e o aparelho higienizado com álcool 70%.

Os participantes foram posicionados sentados de maneira confortável, em local reservado, sendo este uma das salas de atendimento do Ambulatório de Fonoaudiologia da UFMG. O protetor oral era encaixado na boca do participante, como mostra a FIG. (3.31), de modo que os dentes permanecessem no bocal. O indivíduo tinha um tempo de 15 segundos para acomodação. Passado esse tempo era solicitado ao participante empurrar o prato aplicador de força com a língua com a maior força que fosse capaz de realizar e manter por 10 segundos. O início e o fim do processo de medição foram marcados por um sinal sonoro. Foram realizadas três medições para cada indivíduo, com intervalos de um minuto entre as medições.



FIGURA 3.31. Exemplo da utilização do instrumento na prática clínica

Na literatura, o tempo de aplicação da força varia de dois a 10 segundos. Lambert, Dyck (1978) apud Dworkin et al. (1980) observaram que indivíduos normais realizavam a força máxima logo nos primeiros segundos da contração, enquanto indivíduos com diminuição da tensão lingual precisavam de pelo menos sete segundos para alcançar a força máxima. É importante considerar que um tempo muito longo em atividade de contração isométrica máxima pode provocar fadiga muscular e assim, comprometer o resultado da avaliação. O tempo de 10 segundos, escolhido nesta pesquisa, possibilita a comparação com outros estudos de obtenção de força em tarefa de protrusão lingual e permite estudar o comportamento da língua ao longo do tempo de realização da contração isométrica. Para evitar a fadiga um intervalo de um minuto foi estabelecido entre as medições.

Após as medições de cada participante um questionário constando de quatro perguntas sobre a presença de dor, cansaço na língua ou desconforto durante ou após as medições (anexo F), deveria ser preenchido por ele.

### 3.4 Análise dos resultados

A força média e a força máxima da língua de cada indivíduo foram analisadas. Estes são os parâmetros mais comumente analisados nos estudos sobre a força da língua. A força média de cada medição refere-se à média dos valores obtidos na tarefa de contração máxima durante

todo o intervalo de tempo estudado, enquanto a força máxima de cada medição refere-se ao pico de força, maior valor da série temporal. Foram consideradas como força máxima e força média de cada indivíduo, a média das forças máximas e a média das forças médias obtidas nas três medições, pois estes valores refletem melhor o desempenho do indivíduo. Primeiramente realizou-se uma análise descritiva desses parâmetros, com apresentação dos valores médios, desvio padrão e coeficiente de variação de Pearson.

O teste t e a análise de variância (ANOVA) foram os testes estatísticos empregados para comparação das médias da força média e força máxima segundo sexo e IMC, respectivamente. Uma comparação das forças média e máxima segundo relato de cansaço lingual e facilidade em alguma das medições foi realizada utilizando-se o teste t.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Apresentação dos resultados

Neste item os resultados são apresentados de acordo com a seguinte estruturação:

- Valores de força média e máxima e medidas de dispersão para cada indivíduo;
- Valores de força média e máxima e medidas de dispersão para cada indivíduo em cada medição;
- Valores de força média e máxima e medidas de dispersão para cada medição.

Na TAB. (4.1) são apresentados os valores médios de força média e de força máxima das medições realizadas com o mesmo indivíduo, o desvio padrão e o coeficiente de variação de Pearson (CVP), para cada indivíduo.

A distribuição da amostra de acordo com todos os aspectos avaliados encontra-se no anexo G.

TABELA 4.1

Medidas de tendência central e dispersão das forças média e máxima das três medições realizadas com cada sujeito

Participantes	Sexo	Idade	Força média (N)	DP	CVP (%)	Força máxima (N)	DP	CVP (%)
1	M	20	17,7	0,6	3,67	22,8	2,4	10,42
2	M	21	21,0	0,7	3,57	25,5	0,4	01,61
3	M	23	28,5	8,7	30,41	33,3	9,7	29,23
4	M	29	18,1	0,8	4,24	21,3	1,7	7,80
5	M	24	18,7	1,6	8,61	26,2	5,3	20,37
6	M	20	17,1	0,8	4,78	23,8	0,8	03,31
7	M	27	12,6	2,9	23,34	18,6	4,2	22,80
8	M	25	22,4	0,9	4,20	28,5	2,4	8,42
9	M	31	16,4	1,2	7,12	20,7	0,3	1,64
10	M	26	21,1	1,0	4,78	28,1	0,5	1,96
11	F	22	14,5	2,1	14,19	18,5	2,1	11,34
12	F	29	11,3	3,2	28,51	14,8	3,4	22,69
13	F	22	18,8	0,9	5,00	22,1	1,5	7,00
14	F	21	12,3	0,7	5,51	17,1	1,9	11,38
15	F	22	10,9	0,3	2,84	14,3	0,7	4,68
16	F	33	7,7	1,9	24,51	12,2	1,1	8,76
17	F	26	11,2	1,3	11,88	14,2	1,8	13,06
18	F	23	18,4	2,0	11,00	25,0	1,6	6,35
19	F	25	18,4	0,3	1,74	23,0	0,6	2,56
20	F	24	14,0	0,8	5,93	18,5	1,1	6,15

DP = desvio padrão; CVP = Coeficiente de variação de Pearson; N = newton; M = masculino; F = feminino

Uma análise específica de cada uma das medições realizadas é apresentada na TAB. (4.2), TAB. (4.3) e TAB. (4.4). Foram apresentadas as médias separadamente das medições 1, 2 e 3, o desvio padrão, o coeficiente de variação e o valor máximo, obtidos no período de 10 segundos de cada uma das medições.

TABELA 4.2

Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 1

<b>Participantes</b>	<b>Sexo</b>	<b>Idade</b>	<b>Força média (N)</b>	<b>Desvio-Padrão</b>	<b>CVP (%)</b>	<b>Força máxima (N)</b>
1	M	20	17,3	1,8	10,72	20,7
2	M	21	21,1	2,2	10,38	25,2
3	M	23	18,9	1,5	7,94	22,6
4	M	29	18,9	4,5	23,75	21,4
5	M	24	20,4	4,6	22,40	26,9
6	M	20	16,5	3,1	18,49	23,1
7	M	27	10,7	1,3	12,27	13,8
8	M	25	22,0	3,8	17,39	27,9
9	M	31	17,8	1,4	8,16	20,9
10	M	26	22,2	2,9	13,15	28,3
11	F	22	12,3	2,2	17,84	16,1
12	F	29	7,8	1,9	24,27	11,4
13	F	22	18,0	1,6	9,00	20,7
14	F	21	11,6	2,3	19,88	15,0
15	F	22	10,6	1,5	14,27	13,7
16	F	33	5,8	1,8	30,24	11,1
17	F	26	11,0	1,8	16,47	14,2
18	F	23	20,5	3,0	14,74	26,1
19	F	25	18,7	1,4	7,26	22,4
20	F	24	13,6	2,6	18,97	17,2

CVP = coeficiente de variação de Pearson; N = newton; M = masculino; F = feminino

TABELA 4.3

Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 2

<b>Participantes</b>	<b>Sexo</b>	<b>Idade</b>	<b>Força média (N)</b>	<b>Desvio-Padrão</b>	<b>CVP (%)</b>	<b>Força máxima (N)</b>
1	M	20	17,4	2,5	14,15	22,3
2	M	21	21,7	1,9	8,76	25,9
3	M	23	35,7	3,7	10,25	41,7
4	M	29	18,1	4,0	22,11	22,9
5	M	24	17,2	2,2	12,61	20,6
6	M	20	18,1	2,6	14,48	23,8
7	M	27	11,2	2,9	25,49	20,4
8	M	25	23,4	3,3	14,09	31,2
9	M	31	15,6	2,0	12,53	20,3
10	M	26	20,9	3,4	16,05	27,4
11	F	22	16,4	2,0	12,18	19,8
12	F	29	11,8	2,0	16,79	15,0
13	F	22	19,8	2,6	13,06	23,8
14	F	21	12,6	2,8	22,46	17,5
15	F	22	11,2	1,5	13,58	15,0
16	F	33	7,7	2,6	33,16	12,3
17	F	26	9,9	1,0	9,86	12,3
18	F	23	16,4	4,2	25,32	23,3
19	F	25	18,5	1,7	9,10	23,1
20	F	24	14,9	2,4	16,39	19,3

CVP = coeficiente de variação de Pearson; N = newton; M = masculino; F = feminino

TABELA 4.4

Medidas de tendência central e dispersão dos valores de força obtidos na medição 3

Participantes	Sexo	Idade	Força média (N)	Desvio-Padrão	CVP (%)	Força máxima (N)
1	M	20	18,4	3,7	20,27	25,4
2	M	21	20,2	2,8	14,10	25,3
3	M	23	31,0	2,8	9,06	35,5
4	M	29	17,4	1,1	6,54	19,6
5	M	24	18,4	6,7	36,33	31,2
6	M	20	16,8	4,5	26,59	24,7
7	M	27	16,0	2,7	16,58	21,7
8	M	25	21,6	3,5	16,37	26,5
9	M	31	15,8	2,3	14,45	20,9
10	M	26	20,2	3,1	15,28	28,5
11	F	22	14,8	2,6	17,68	19,7
12	F	29	14,2	2,5	17,49	18,1
13	F	22	18,5	1,6	8,58	21,9
14	F	21	12,8	3,5	27,00	18,8
15	F	22	11,0	1,7	15,06	14,2
16	F	33	9,6	2,4	24,90	13,2
17	F	26	12,6	1,7	13,42	16,0
18	F	23	18,4	3,7	19,91	25,6
19	F	25	18,1	2,3	12,49	23,6
20	F	24	13,4	3,1	22,95	19,1

CVP = coeficiente de variação de Pearson; N = newton; M = masculino; F = feminino

Por fim, a TAB. (4.5) apresenta uma análise comparativa, onde estão apresentados a força máxima e a força média das medições 1, 2 e 3 (valor relativo à média dos valores médios de todos os participantes para cada medição), o desvio padrão e o coeficiente de variação.

TABELA 4.5

Medidas de tendência central e dispersão na análise comparativa entre as medições

	Medição 1	Medição 2	Medição 3
Força máxima (N)	19,9	21,9	22,5
Desvio-padrão	5,5	6,7	5,6
CVP (%)	27,8	30,6	24,8
Força média (N)	15,8	16,9	17,0
Desvio-padrão	4,9	6,1	4,6
CVP (%)	31,29	35,79	27,12

CVP = coeficiente de variação de Pearson; N = newton

O comportamento das medidas analisadas na TAB. 4.5 encontra-se ilustrado no GRA. (4.1).

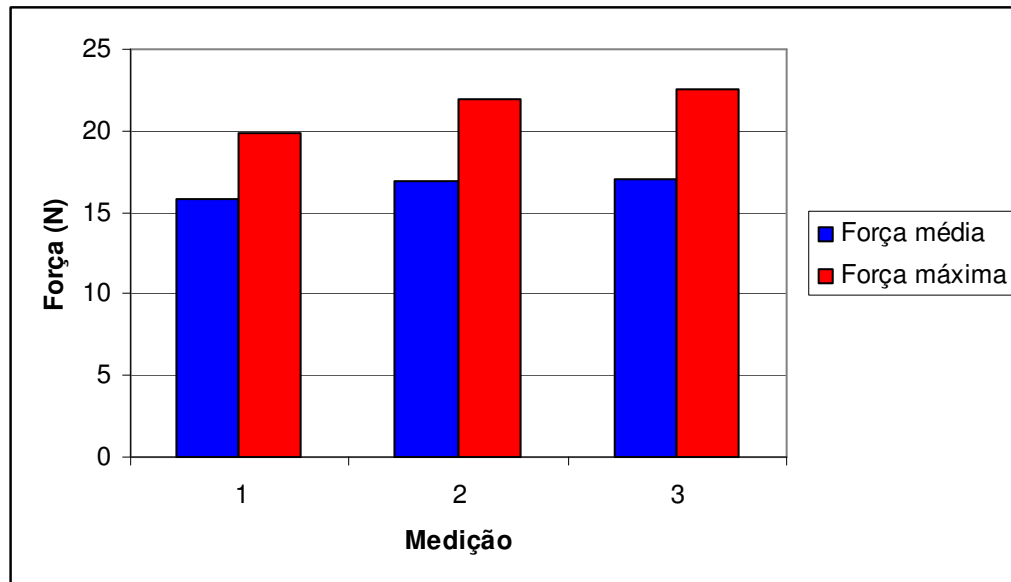


GRÁFICO 4.1 – Comportamento das medidas analisadas em cada uma das medições

## 4.2 Análise dos resultados

Neste item faz-se uma análise comparativa dos resultados descritos no item anterior.

- Comparação dos valores de força média e máxima segundo o sexo;
- Comparação dos valores de força média e máxima de acordo com o índice de massa corporal;
- Distribuição da amostra de acordo com o resultado da pesquisa de conforto;
- Correlação entre os valores de força média e máxima da língua e o resultado da pesquisa de conforto.
- Apresentação dos gráficos Força x Tempo que sintetizam o perfil da força máxima de protrusão da língua dos indivíduos.

A análise descritiva da força lingual segundo o gênero encontra-se na TABELA (4.6). Foi realizada a comparação das médias da força média e da força máxima entre os sexos por meio do teste t. Verificou-se que, a 5% de significância, houve diferença tanto nos valores de força média quanto nos valores de força máxima entre os sexos. Os homens, em média, apresentaram maior força.

TABELA 4.6

Descritiva da força média e máxima segundo o sexo

	Sexo	n	Média (N)	Mediana (N)	DP	Máximo (N)	Valor-p <sup>1</sup>
Força média	Masculino	10	19,4	18,4	4,2	28,5	0,006
	Feminino	10	13,8	13,2	3,8	18,8	
Força máxima	Masculino	10	24,9	24,7	4,4	33,3	0,002
	Feminino	10	18,0	17,8	4,3	25,0	

N = newton; DP = desvio padrão; <sup>1</sup> Teste-t para amostras independentes

O GRA. (4.2) mostra a dispersão dos valores de força média e máxima nos indivíduos do sexo masculino e feminino.

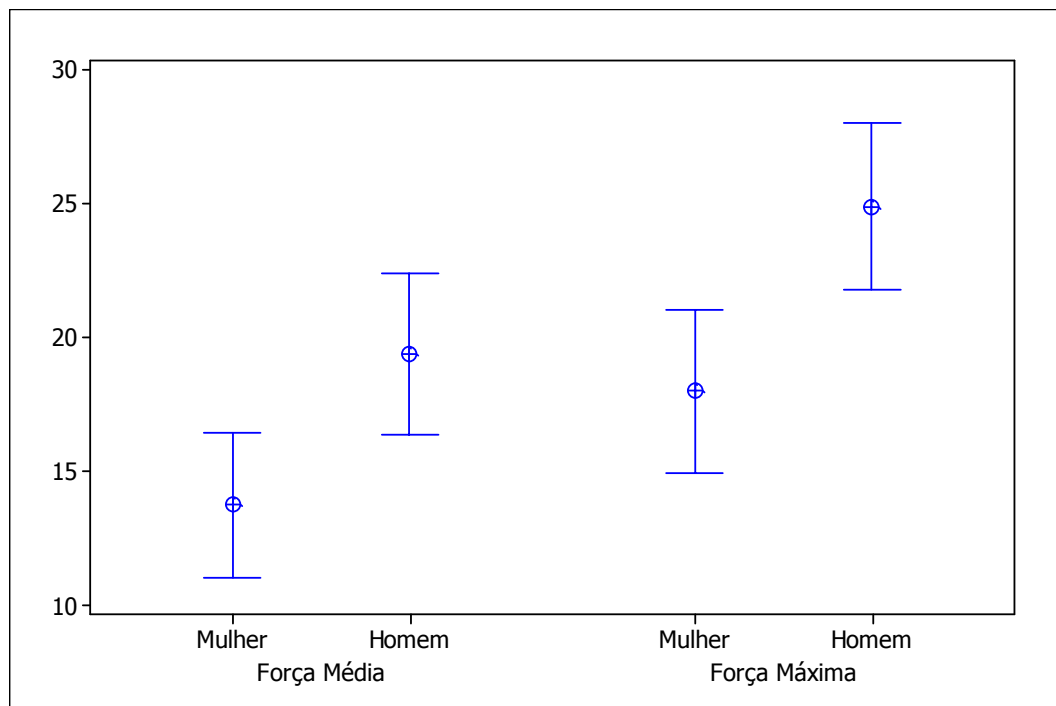


GRÁFICO 4.2 – Força média e força máxima nos indivíduos do sexo masculino e feminino

Também foi realizada uma análise descritiva da força lingual segundo o índice de massa corporal (IMC) como mostra a TAB (4.7). Para esta análise considerou-se três categorias (baixo peso, saudável e sobrepeso/obeso), pois apenas um indivíduo foi classificado como obeso. A análise de variância (ANOVA) foi o teste estatístico empregado para comparação das médias da força média e força máxima segundo o IMC. Não houve diferença estatística ente os valores de força de indivíduos das diferentes categorias de IMC.

TABELA 4.7

Descritiva da força média e máxima segundo o IMC

	IMC	n	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	Valor-p <sup>1</sup>
Força máxima	Baixo peso	3	20,1	23,0	6,9	12,2	25,0	0,256
	Saudável	10	21,0	21,4	5,1	14,2	28,5	
	Sobrepeso/Obeso	7	22,6	21,3	6,2	14,8	33,3	
Força média	Baixo peso	3	14,9	18,4	6,2	7,7	18,5	0,663
	Saudável	10	16,2	16,8	4,0	10,9	22,4	
	Sobrepeso/Obeso	7	17,8	18,2	5,9	11,3	28,5	

IMC = índice de massa corporal; N = newton; <sup>1</sup> Análise de variância (ANOVA a um fator)

A dispersão dos valores de força máxima e de força média dos indivíduos de acordo com a classificação do índice de massa corporal é mostrada no GRA. (4.3).

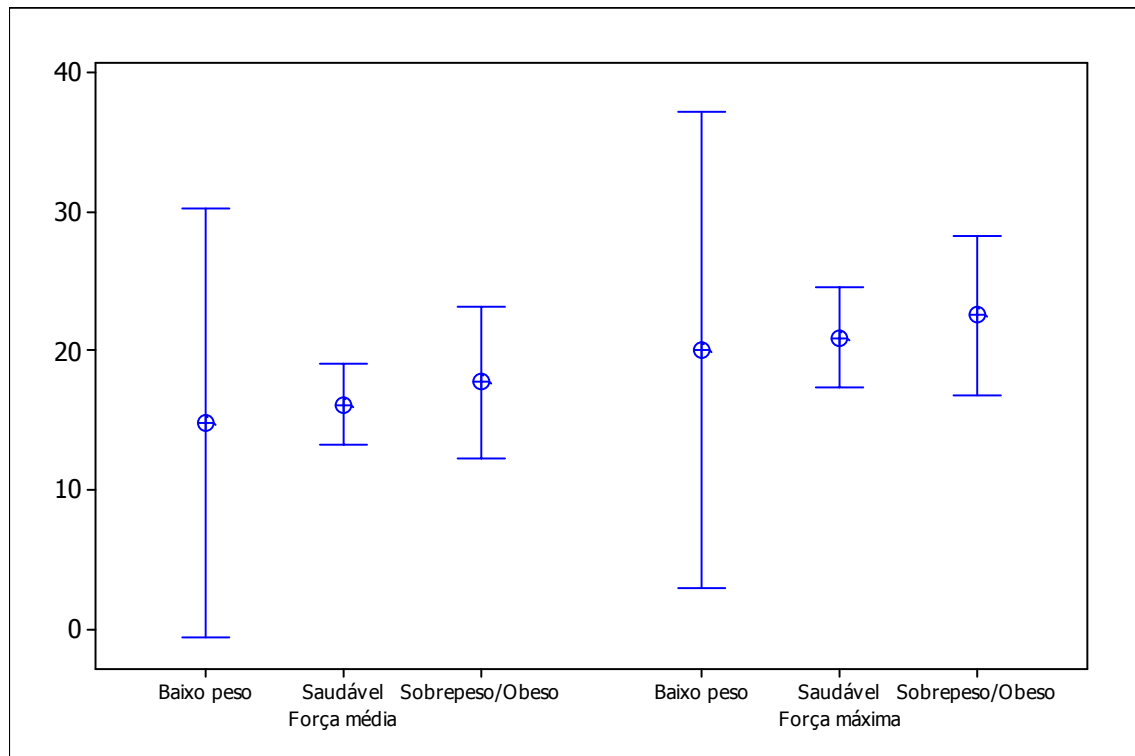


GRÁFICO 4.3 – Força média e força máxima de acordo com a classificação de IMC

Todos os participantes preencheram um questionário (anexo F) contendo questões sobre a presença de desconforto, dor e/ou cansaço durante e/ou após as medições.

Na primeira pergunta: “O senhor (a) sentiu desconforto durante as medições?” todos os indivíduos relataram que não sentiram desconforto.

Na segunda pergunta: “O senhor (a) sentiu cansaço na língua? Se sim, esse cansaço foi durante ou após as medições?”, 10 indivíduos (50%) relataram que não apresentaram cansaço durante ou após as medições, cinco indivíduos (25%) relataram ter sentido cansaço na língua durante as medições, três (15%) sentiram após as medições e dois indivíduos (10%) relataram ter sentido cansaço durante e após as medições.

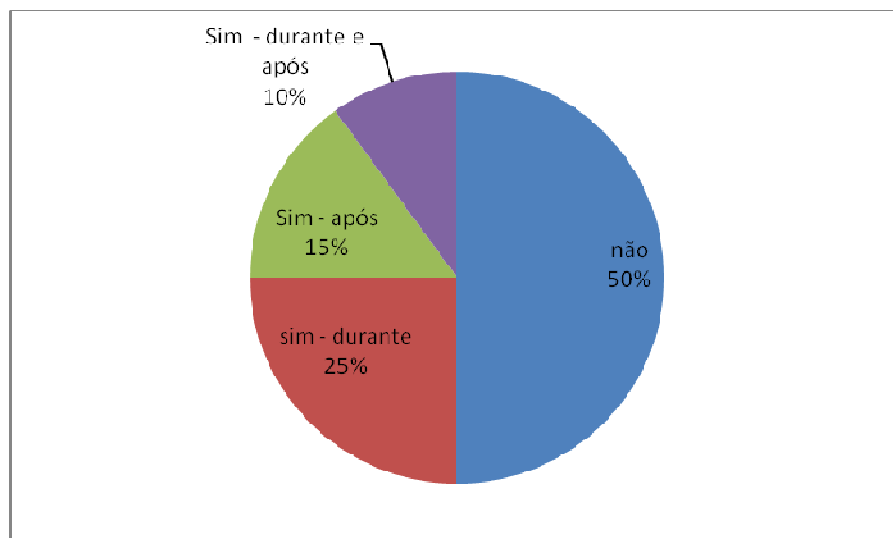


GRÁFICO 4.4 – Distribuição da amostra de acordo com o relato de cansaço durante e/ou após as medições

Na terceira pergunta: “O senhor (a) sentiu alguma dor? Se sim, essa dor foi durante ou após as medições?” apenas um indivíduo relatou ter sentido dor durante as medições.

Na última pergunta da pesquisa de conforto: “O senhor(a) percebeu maior facilidade em realizar o teste em alguma das três medições?”, quatro indivíduos (20%) relataram não ter percebido diferença entre as três medições, sete indivíduos (35%) relataram que a primeira medição foi a mais fácil, cinco indivíduos (25%) relataram maior facilidade na última medição e, por fim, quatro indivíduos (20%) relataram maior facilidade na segunda medição.

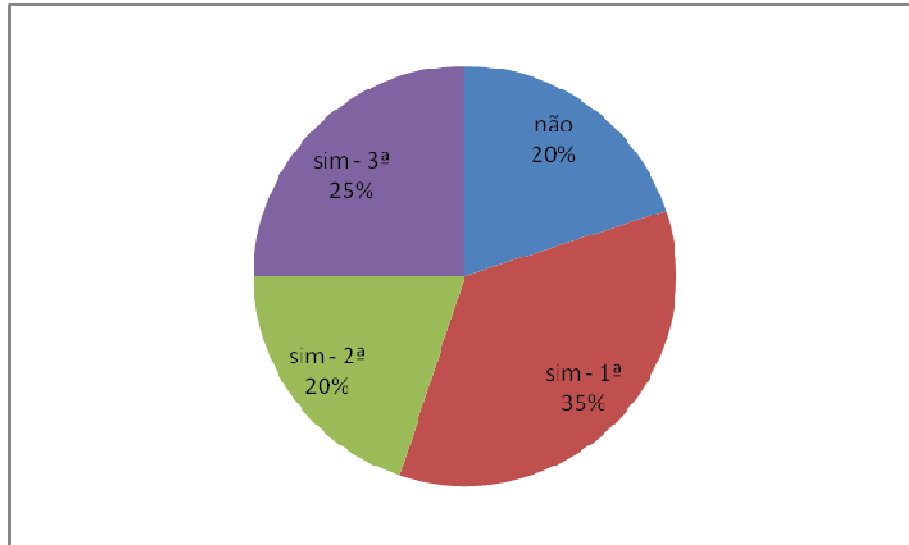


GRÁFICO 4.5 – Distribuição da amostra de acordo com o relato de maior facilidade em alguma das três medições

Para comparação das forças média e máxima segundo cansaço e facilidade encontrada no ensaio utilizaram-se o teste t. Devido à distribuição da variável cansaço (baixa frequência) optou-se por agrupar a variável em Não e Sim (Sim – antes, Sim – após e Sim – antes e após). Verificou-se que, a 5% de significância, não houve diferença na força máxima ou na força média entre aqueles que se cansaram ou não para cada uma das medições e para força média, TAB (4.8) e TAB (4.9).

TABELA 4.8

Descritiva da força máxima para cada uma das medições segundo o cansaço

Força máxima	Cansaço	n	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	Valor-p <sup>1</sup>
Medição 1	Não	10	19,4	18,4	6,2	11,1	28,3	0,645
	Sim	10	20,5	21,2	5,1	11,4	27,9	
Medição 2	Não	10	22,3	20,5	8,2	12,3	41,7	0,796
	Sim	10	21,5	23,0	5,2	12,3	31,2	
Medição 3	Não	10	23,4	23,5	7,2	13,3	35,5	0,491
	Sim	10	21,6	21,4	3,5	16,0	26,5	
Média	Não	10	21,7	12,2	6,6	20,7	33,3	0,854
	Sim	10	21,2	14,2	4,4	21,7	28,5	

N = newton; <sup>1</sup> Teste-t para amostras independentes

TABELA 4.9

Descritiva da força média para cada uma das medições segundo o cansaço

Força média	Cansaço	n	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	Valor – p <sup>1</sup>
Medida 1	Não	10	15,1	14,8	5,6	5,8	22,2	0,536
	Sim	10	16,5	17,9	4,4	7,8	22,0	
Medida 2	Não	10	17,2	16,8	7,9	7,7	35,7	0,847
	Sim	10	16,7	17,3	3,9	9,9	23,4	
Medida 3	Não	10	17,3	17,2	6,1	9,6	31,0	0,791
	Sim	10	16,7	17,1	2,7	12,6	21,6	
Média	Não	10	16,5	16,1	6,1	7,7	28,5	0,964
	Sim	10	16,6	17,7	3,5	11,2	22,4	

N = newton; <sup>1</sup> Teste-t para amostras independentes

No entanto, observa-se pela TAB (4.10) que entre aqueles que não se cansaram houve diferença entre as medidas de força máxima das três medições. Nota-se um aumento na média da força máxima (19,4 N na primeira medida, 22,3 N na segunda e 23,4 N na terceira). Já entre aqueles que se cansaram não há diferença entre as três medidas.

TABELA 4.10

Descritiva da força máxima entre indivíduos que relataram cansaço e indivíduos que não relataram cansaço lingual

Cansaço	Força máxima	N	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	valor – p <sup>1</sup>
Não	Medição 1	10	19,4	18,4	6,2	11,1	28,3	0,006
	Medição 2	10	22,3	20,5	8,2	12,3	41,7	
	Medição 3	10	23,4	23,5	7,2	13,3	35,5	
Sim	Medição 1	10	20,5	21,2	5,1	11,4	27,9	0,377
	Medição 2	10	21,5	23,0	5,2	12,3	31,2	
	Medição 3	10	21,6	21,4	3,5	16,0	26,5	

N = newton; <sup>1</sup> Análise de variância para medidas repetidas

O GRA. (4.6) mostra os valores médios de força máxima nas três medições em indivíduos que apresentaram e que não apresentaram cansaço lingual em algum momento da medição. Observa-se que os indivíduos que não relataram cansaço tiveram um aumento progressivo de força nas sucessivas medições, enquanto que, nos indivíduos que relataram cansaço, a força estabilizou-se a partir da segunda medição.

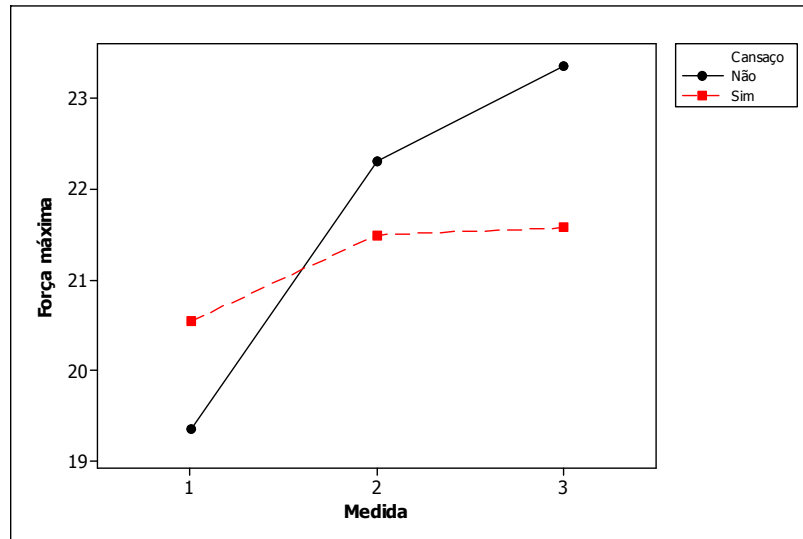


GRÁFICO 4.6 – Força máxima da língua em indivíduos que relataram e que não relataram cansaço durante ou após as medições

No que diz respeito à força média, não houve diferença significativa entre os indivíduos que relataram cansaço e os indivíduos que não relataram cansaço lingual, como mostra a TAB. (4.11).

TABELA 4.11

Descritiva da força média entre indivíduos que relataram cansaço e indivíduos que não relataram cansaço lingual

Cansaço	Força média	n	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	valor – p <sup>1</sup>
Não	Medição 1	10	15,1	14,8	5,6	5,8	22,2	0,150
	Medição 2	10	17,2	16,8	7,9	7,7	35,7	
	Medição 3	10	17,3	17,2	6,1	9,6	31,0	
Sim	Medição 1	10	16,5	17,9	4,4	7,8	22,0	0,741
	Medição 2	10	16,7	17,3	3,9	9,9	23,4	
	Medição 3	10	16,7	17,1	2,7	12,6	21,6	

N = newton; <sup>1</sup> Análise de variância para medidas repetidas

O GRA. (4.7) mostra os valores de força média nas três medições em indivíduos que apresentaram e que não apresentaram cansaço lingual em algum momento da medição. Observa-se que os indivíduos que não relataram cansaço lingual, realizaram menos força na primeira medição e tiveram um maior aumento de força nas sucessivas medições, principalmente na segunda medição quando comparado com a primeira, atingindo maiores

valores de força na segunda e terceira medição em comparação com os indivíduos que relataram cansaço.

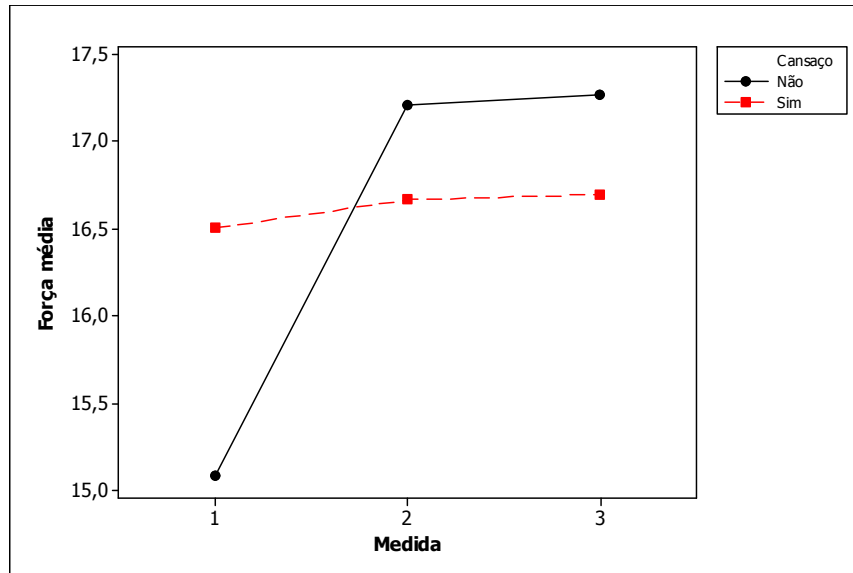


GRÁFICO 4.7 – Força média da língua em indivíduos que relataram e que não relataram cansaço durante ou após as medições

Em relação à facilidade de execução da força de protrusão, relatada pelos participantes em algum das três medições, observou-se que não houve relação com significância estatística entre esta facilidade e as medidas, como mostrado na TAB.4.12 e na TAB.4.13.

TABELA 4.12

Descritiva da força máxima entre aqueles que relataram ou não facilidade em alguma das medições

Facilidade	Fmax	n	Média (N)	Mediana (N)	DP	Mínimo (N)	Máximo (N)	valor-p <sup>1</sup>
Não	Medição 1	4	22,7	22,7	4,4	17,2	27,9	0,174
	Medição 2	4	24,3	23,5	5,0	19,3	31,2	
	Medição 3	4	23,5	24,1	3,2	19,1	26,5	
Sim - 1	Medição 1	7	19,0	20,7	5,2	13,7	26,9	0,163
	Medição 2	7	22,0	20,4	9,5	12,3	41,7	
	Medição 3	7	23,0	21,7	7,7	14,2	35,5	
Sim - 2	Medição 1	4	22,8	23,3	5,3	16,1	28,3	0,368
	Medição 2	4	24,0	24,4	3,4	19,8	27,5	
	Medição 3	4	23,3	22,5	4,4	19,6	28,5	
Sim - 3	Medição 1	5	16,9	15,0	6,5	11,1	26,1	0,074
	Medição 2	5	18,1	17,5	4,7	12,3	23,3	
	Medição 3	5	20,2	18,8	5,3	13,3	25,6	

N = newton; DP = desvio-padrão;<sup>1</sup> Análise de variância para medidas repetidas

TABELA 4.13

Descritiva da força média entre aqueles que relataram ou não facilidade em alguma das medições

Facilidade	Força média	n	Média (N)	Mediana (N)	Desvio padrão	Mínimo (N)	Máximo (N)	valor-p <sup>1</sup>
Não	Medição 1	4	17,7	17,6	3,5	13,7	22,0	0,105
	Medição 2	4	18,7	18,3	3,5	15,0	23,4	
	Medição 3	4	17,5	17,5	3,4	13,4	21,6	
Sim - 1	Medição 1	7	15,3	17,8	4,4	10,6	20,4	0,565
	Medição 2	7	17,3	15,6	8,9	9,9	35,7	
	Medição 3	7	17,6	16,0	6,5	11,0	31,0	
Sim - 2	Medição 1	4	18,7	20,0	4,4	12,3	22,2	0,174
	Medição 2	4	19,3	19,5	2,5	16,4	21,7	
	Medição 3	4	18,2	18,8	2,6	14,8	20,2	
Sim - 3	Medição 1	5	12,6	11,6	6,2	5,8	20,5	0,074
	Medição 2	5	13,2	12,6	3,9	7,7	17,4	
	Medição 3	5	14,7	14,2	3,8	9,6	18,5	

N = newton; DP = desvio-padrão;<sup>1</sup> Análise de variância para medidas repetidas

Os valores de força máxima e de força média em cada uma das três medições em indivíduos que apresentaram e que não facilidade em alguma das três medições são mostrados no GRA. (4.8) e GRA. (4.9), respectivamente.

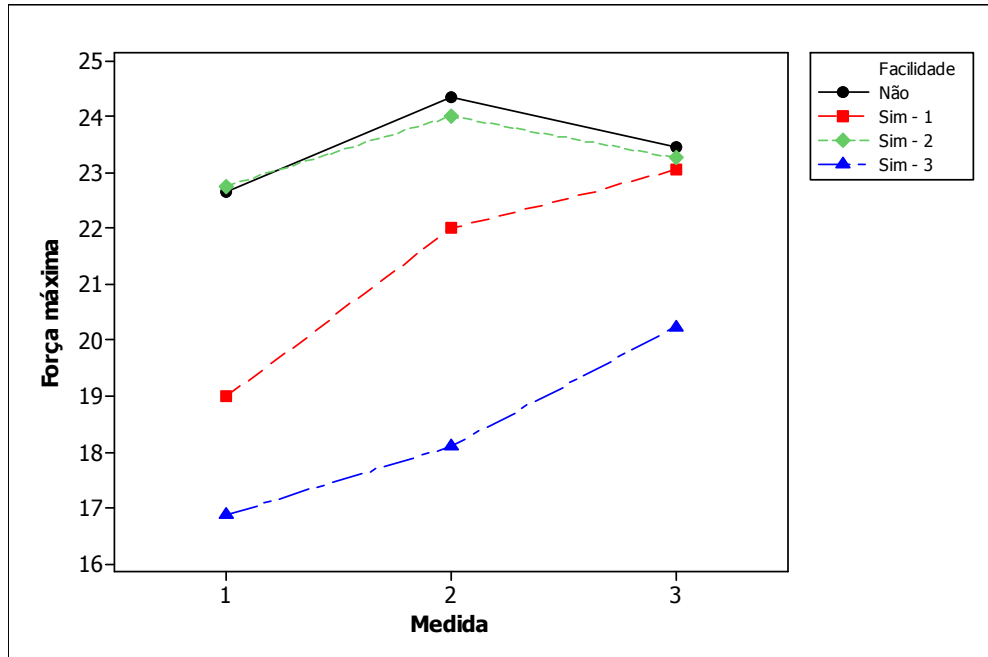


GRÁFICO 4.8 - Força máxima da língua de acordo com o relato de facilidade nas medições

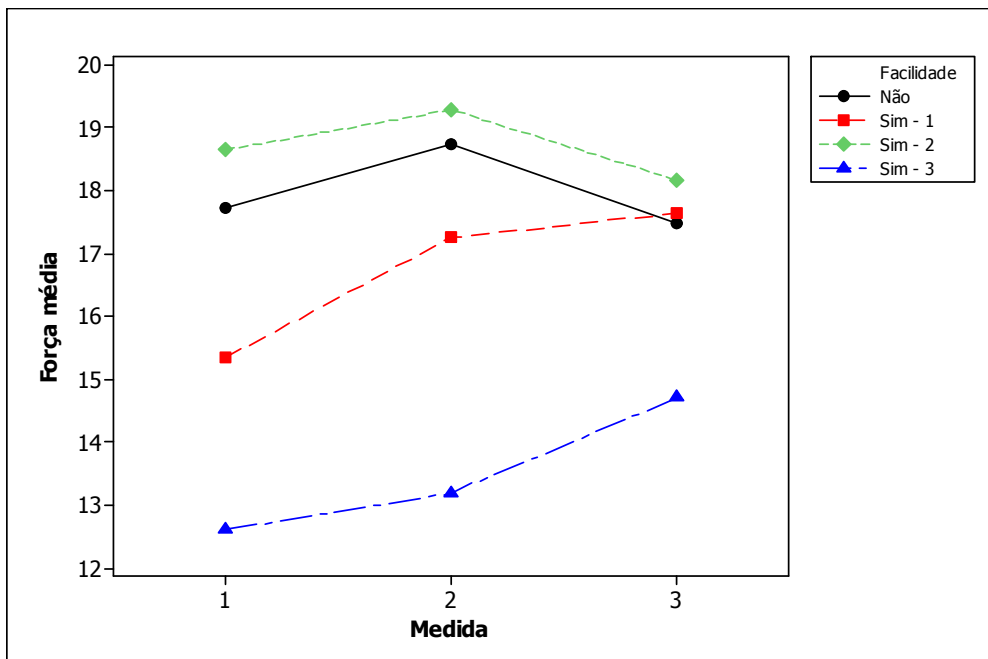


GRÁFICO 4.9 - Força média da língua de acordo com o relato de facilidade nas medições

O perfil geral de força da maioria dos indivíduos ao longo dos 10 segundos de medição compreende um pico de força inicial gerado nos primeiros segundos de medição seguido por uma região de decaimento. A queda progressiva dos valores de força ao longo do tempo de

medição pode estar relacionada com o *drift* do sensor (<5%). Um exemplo dessa curva é mostrado na FIG. (4.1).

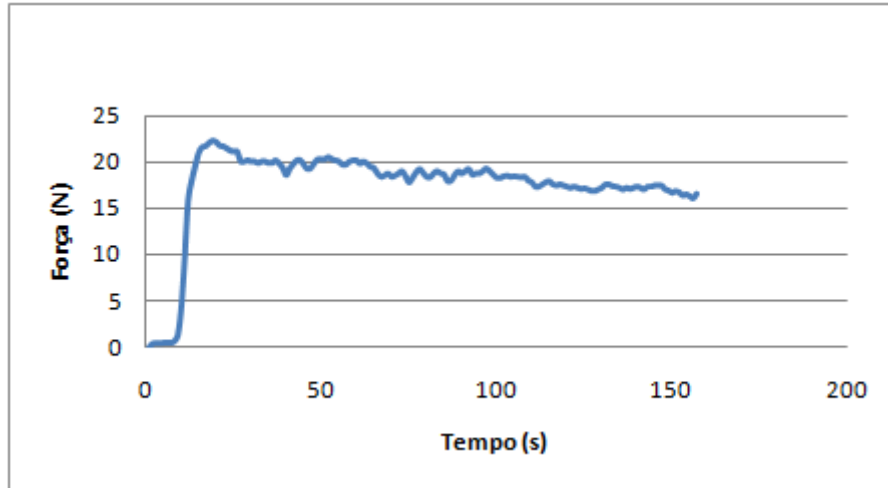


FIGURA 4.1 - Perfil da força de protrusão máxima

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Comparação crítica dos resultados com a literatura

Neste capítulo, inicialmente é apresentada uma análise crítica dos instrumentos descritos na revisão da literatura, com destaque especial para o instrumento desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG, por ser este o primeiro desenvolvido no Brasil e pelo fato de que a idéia de se criar o novo protótipo descrito nesse estudo partiu da identificação dos problemas do instrumento anterior. O registro de como esses problemas foram solucionados encontra-se em sequência. Em seguida, tem-se uma discussão sobre os valores de força média e máxima obtidos em comparação com os valores encontrados na literatura e considerações sobre o perfil geral da força máxima de protrusão lingual. No item 5.2 é realizada a análise da dispersão dos resultados e a comparação da força entre os sexos e classificação do IMC. Na sequência, os resultados da pesquisa de conforto são confrontados com os valores de força e uma análise do reabilitador é realizada, baseando-se nos problemas existentes nos aparelhos pesquisados na literatura e em como tais problemas foram resolvidos. Por fim, no item 5.3, têm-se as críticas a este trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

Vários instrumentos já foram desenvolvidos com o objetivo de quantificar a força da língua (Margolis, Prakash, 1954; Kydd, 1956; Kydd et al., 1963; Sanders, 1968; Posen, 1972; McWilliams, Kent, 1973; Wallen, 1974; Dworkin et al., 1980; Price, Darvell, 1981; Rumburg, 1986; Durkee, Manning, 1987; Frohlich et al., 1990; Robinovitch et al., 1991; Robin, Lushei, 1992; Scardella et al., 1993; Mortimore et al., 1999; Staehlin et al., 1999; Bu Sha et al., 2000; Blumen et al., 2002; Hayashi et al., 2002; Wakumoto et al., 2003; Robbins et al., 2004; McAuliffe et al., 2005; Ball et al., 2006; Hori et al., 2006; O'Connor et al., 2007; Hewitt et al., 2008; Kieser et al., 2008; Miller, Pehlman-Wilkin, 2008; Sangave et al., 2008; Hori et al., 2009; Lambrechts et al., 2010; Trawitzki et al., 2010). Diferentes tecnologias foram empregadas na construção desses instrumentos e cada um apresenta pontos positivos e negativos. A desvantagem dos instrumentos baseados no deslocamento de uma mola (Posen, 1972; McWilliams, Kent, 1973; Rumburg, 1986; Trawitzki et al., 2010), por exemplo, é que eles não são sensíveis a pequenas alterações de força, e, em certos casos, as medidas não são confiáveis, uma vez que parte da força poderia estar sendo gerada pela mão do paciente ou do terapeuta empurrando o transdutor em direção à boca do paciente (McWilliams, Kent, 1973). Os bulbos (Robin et al., 1992; Bu Sha et al., 2000; Hayashi et al., 2002; McAuliffe et al.,

2005; Ball et al., 2006) apresentam uma dificuldade de reprodutibilidade do posicionamento dentro da cavidade oral, o que dificulta a comparação com dados de reavaliações. Para minimizar este problema, o tubo deveria conter marcações que permitissem reproduzir o seu posicionamento dentro da cavidade oral. Além disso, aparelhos constituídos por bulbos preenchidos com ar, como o IOPI, deveriam apresentar um sistema de pressurização manual ou automática para inflar o bulbo sempre à mesma pressão antes de cada medição. Os bulbos preenchidos com líquido apresentam risco de vazamento de seu conteúdo dentro da cavidade oral do paciente, uma vez que o material se desgasta com o uso. As placas palatais (Stahlin et al., 1999; Wakumoto et al., 2003; Robbins et al., 2004; Hori et al., 2006; Hewitt et al., 2008; Kieser et al., 2008; Hori et al., 2009) têm a necessidade de serem moldadas individualmente e medem a força da língua apenas na direção vertical, a qual não é a mesma direção da avaliação clínica qualitativa, não permitindo a comparação entre os dois tipos de avaliação. No entanto, são boas para medição da força durante as funções. Outra alternativa seria a fixação de sensores diretamente no palato ou nos dentes (Proffit et al., 1964). Este método apresenta duas grandes desvantagens. A primeira é a dificuldade de acomodação dos sensores nos pontos idealizados e posteriormente a reprodução no posicionamento dos sensores para reavaliações comparativas, como por exemplo, pré e pós-terapia muscular. A segunda desvantagem é a dificuldade de higienização adequada dos sensores o que não permitem que eles sejam utilizados em pacientes diferentes. Os extensômetros (Kydd, 1956; Kydd et al., 1963; Sanders, 1968; Dworkin et al., 1980; Durkee, 1987; Robinovitch et al., 1991; Scardella et al., 1993; Blumen et al., 2002) apresentam uma mecânica complicada requerida para seu funcionamento, são duros e inflexíveis, podendo causar lacerações ou desconforto. Além disso, são susceptíveis a flutuações nas leituras devido a variações de temperatura (Linderman, Moore, 1990). De maneira geral, a maioria dos instrumentos mede a força em apenas uma direção; o tamanho do aparelho muitas vezes dificulta o transporte; e a falta de reprodutibilidade quanto ao posicionamento do elemento sensor na cavidade oral dificulta comparações reavaliativas.

Dentre os instrumentos para medição da força da língua, o *Iowa Oral Performance Instrument* (IOPI), é o que mais foi utilizado nas pesquisas científicas (Robbins et al., 1995; Crow, Ship, 1996; Solomon et al., 2000; Ball et al., 2006; Stierwalt, Youmans, 2007; Clark et al., 2009). Disponível comercialmente nos Estados Unidos, é portátil e de fácil manuseio. No entanto, o

IOPI apresenta custo elevado e é de difícil importação por não possuir certificação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA).

O aparelho do Grupo de Engenharia Biomecânica, primeiro desenvolvido no Brasil, foi construído para avaliar a força de protrusão da língua. O instrumento mostrou ser eficaz, uma vez que foi capaz de representar essa força e observou-se concordância entre os resultados da avaliação quantitativa e qualitativa da força da língua nos primeiros estudos realizados (Motta et al., 2004; Perilo et al., 2007; Barroso et al., 2009). No entanto, algumas limitações foram identificadas, a começar pela dificuldade no vedamento das mangueiras do sistema, o que permite pequenos vazamentos de líquido que podem influenciar nas medidas de força. Este fato também provocava outro inconveniente, a presença de bolhas no CPC quando o sistema hidráulico era reabastecido. E estes recorrentes abastecimentos demandavam destreza para a manutenção do volume exato. Outra restrição para a utilização do equipamento era o transporte do mesmo devido ao peso e tamanho. Os componentes do aparelho precisavam ser deslocados para manutenção e para os locais de avaliação. As dificuldades no deslocamento associavam-se, também, à fragilidade da seringa de vidro e o conseqüente risco de quebra. O acoplamento utilizado (mangueira contendo água) entre o CPC e o sensor possibilitava o aparecimento de forças parasitas. E, por fim, a faixa de medição do sensor era de 0 a 40 N apenas. Indivíduos com hipertensão de língua podem ultrapassar 40 N de força na tarefa de protrusão com contra-resistência, o que provocava saturação.

Para solucionar esses problemas foi construído o aparelho para medição da força da língua descrito na metodologia, cujo depósito do pedido de patente foi realizado em dezembro de 2010. O acoplamento hidráulico foi substituído por um acoplamento mecânico, eliminando os vazamentos de água. As peças, que se encaixam na face interna do bocal ficando dentro da cavidade oral do paciente durante as medições, foram projetadas de maneira a ocupar o menor espaço possível dentro da cavidade oral, sendo a distância entre o local de acomodação dos dentes incisivos e o local onde a língua exerce força de apenas 2,0 cm, próximo à distância ideal preconizada por Bu Sha et al. (2002). O tamanho reduzido das peças e a leveza do protótipo tornam-no portátil, fácil de transportar. As peças do interior do bocal foram fabricadas em epóxi, material biocompatível resistente. O sensor de força utilizado, do tipo resistivo, possui faixa de medição de 0 a 110 N, evitando assim a saturação do sistema nos casos de hipertensão lingual.

O aparelho mostrou-se capaz de quantificar a força de protrusão da língua de indivíduos com normotensão de língua de forma simples. O *software* desenvolvido na Universidade Federal de São João Del-Rei especialmente para gravação e análise dos dados medidos facilitou muito o procedimento de medição. Por meio do *software*, o controle dos tempos pré-estabelecidos foi realizado impedindo erros na contagem. A visualização e análise dos resultados aconteceram de forma simples e clara no relatório final.

O novo aparelho mede a força de protrusão da língua. Acredita-se que, a partir da aferição da capacidade do indivíduo imprimir uma força horizontal para fora da cavidade oral (força de protrusão), eventualmente seja possível fazer inferências sobre a capacidade da língua de realizar outras tarefas (Motta et al., 2004). Isso acontece porque os músculos envolvidos na tarefa de protrusão lingual, Genioglosso e músculos intrínsecos, atuam também durante as funções (mastigação, deglutição, fala, etc.). Além disso, a capacidade do indivíduo de realizar força de protrusão lingual pode indicar sua capacidade para realizar força em outras direções, como mostrado por Dworkin, Aronson, (1986). Em sua pesquisa sobre a força da língua nas direções anterior, lateral direita e lateral esquerda, estes autores verificaram que os indivíduos que apresentaram os maiores valores de força em uma direção também o fizeram em outras direções, bem como aqueles que produziram os menores valores em uma direção, produziram os menores valores também nas outras direções testadas. No entanto, o principal motivo para a escolha desta força (força de protrusão lingual) no procedimento de medição é que é esta a força avaliada durante o exame clínico qualitativo, que é a avaliação de referência para os profissionais da área. Por isso, é possível estabelecer comparações entre os dois tipos de avaliação.

Para cada direção que a língua exerce força, músculos diferentes são ativados, por isso, os dados obtidos nesta pesquisa foram comparados apenas com os estudos que utilizaram a mesma direção de avaliação na tarefa de contração voluntária máxima (Kydd, 1956; Posen, 1972; Dworkin et al., 1980, Mortimore et al., 1999; Motta et al., 2004; Barroso et al., 2009; Lambrechts et al., 2010). Dentre esses estudos, observou-se que os valores desta pesquisa foram semelhantes aos valores obtidos por Kydd (1956) (força máxima: 23,13 N); Posen (1972) (força máxima entre 6 N e 25 N); Dworkin et al. (1980) (força máxima de 32,9 N para os homens e 27,5 N para as mulheres); Mortimore et al. (1999) (força máxima: 26±8N no sexo masculino e 20±7N no sexo feminino); e Motta et al. (2004) (força máxima entre 21,1 N

e 25,7 N e força média entre 17,4 N e 20,6 N), e maiores do que os valores obtidos por Barroso et al. (2009) (força média entre 3,55 N e 13,24 N) e por Lambrechts et al. (2010) (força média  $1,66 \pm 0,06$  N). No entanto, no estudo de Barroso et al. (2009) a amostra foi composta por indivíduos com língua classificada como normotensa ou levemente hipotensa na avaliação qualitativa o que provavelmente resultou em valores menores de força, juntamente com o fato de que a faixa etária da amostra contava com indivíduos acima de 60 anos de idade. De acordo com Crow e Ship, (1996), redução de massa muscular acontece após os 60 anos de idade devido à atrofia e perda de neurônios motores.

No caso do estudo conduzido por Lambrechts et al. (2010) a amostra também explica a diferença entre os valores por eles obtidos com os valores desta pesquisa, já que incluía crianças a partir de 7 anos e mais de 80% da amostra era composta por indivíduos abaixo de 18 anos de idade. Sabe-se que a força da língua da criança é menor do que a do adulto, por ser, a infância, a fase de desenvolvimento corporal e maturação do sistema nervoso (Potter, Short, 2009). Além disso, a amostra não foi avaliada de forma qualitativa não havendo informações no artigo a respeito da tensão de língua dos participantes.

Não apenas a direção de execução da força afeta as medições, outros fatores podem influenciar na medição da força da língua, como o grau de protrusão da língua (Bu Sha et al., 2000), a distância entre a mandíbula e a maxila (Solomon, Munson, 2004) e o tamanho da região da língua que está em contato com o sensor. Uma falha na reprodutibilidade destes parâmetros provoca uma grande variação na magnitude dos resultados obtidos (Robinovitch et al., 1991). Na presente pesquisa, o emprego do bocal permitiu o controle do grau de protrusão da língua e do grau de abertura da boca.

De acordo com Luschei (1990), a motivação e a experiência também influenciam o desempenho do indivíduo durante a obtenção das medidas. Para minimizar os efeitos da motivação, as instruções foram dadas da mesma maneira para todos os indivíduos: “Quando escutar o apito, você deverá empurrar o prato aplicador, com a língua, com a maior força que conseguir e manter a força até ouvir novamente o apito.” Não foi fornecido *feedback* e nenhum comentário a respeito do desempenho do indivíduo foi realizado durante ou entre as medições. Para evitar a influência da experiência, nenhum dos indivíduos avaliados conheciam o método testado.

Todas essas diferenças metodológicas justificam a diferença entre valores desta pesquisa com a de outros autores que também avaliaram a força de protrusão da língua. Além disso, o número de medições também pode influenciar o resultado devido ao efeito da fadiga muscular. O ideal é que cada instrumento seja comparado apenas em relação a ele próprio, utilizando os mesmos procedimentos metodológicos.

A amostra deste estudo foi selecionada no intuito de avaliar um grupo homogêneo, por isso, contou com indivíduos entre 20 e 33 anos, todos apresentando tensão de língua adequada classificada por três fonoaudiólogas, sendo que estas receberam instruções (Furlan, 2008) visando padronizar os critérios de avaliação empregados. Todos os indivíduos apresentaram mobilidade de língua adequada, aspecto morfológico inalterado e o frênulo de língua normal. A postura habitual de língua dos participantes variou entre região alveolar superior, região alveolar inferior e entre os dentes.

Tais aspectos foram analisados considerando os estudos da literatura que verificaram relação entre esses aspectos e a força da língua. Clark et al. (2003) verificaram diferença de força lingual entre indivíduos que apresentaram tensão normal e reduzida da língua na avaliação qualitativa. Em relação à faixa etária, alguns autores verificaram diferença entre faixas (Mortimore et al., 1999; Hayashi et al., 2002), diminuição da força da língua após os 60 anos de idade (Stierwalt, Youmans, 2007) ou após os 80 anos (Crow, Ship, 1996). Em relação à mobilidade, Yoshida et al. (2006) verificaram relação significativa entre mobilidade de língua e a pressão máxima por ela realizada. No que diz respeito à postural habitual relatada pelos participantes, verificou-se dificuldade destes participantes em relatar o local que a língua repousa na cavidade oral, muitos deles nunca tinham observado este item e alguns apresentaram dúvidas ao responder. Além disso, em um estudo sobre a postura habitual da língua verificou-se que não existe um padrão de posicionamento da língua, mesmo em indivíduos sem alterações respiratórias e de oclusão dentária (Tessitore, Crespo, 2002). Diante disso, a classificação da postura habitual da língua não constituiu um critério de exclusão da amostra, mas sua avaliação foi importante, uma vez que ajudou a fechar o diagnóstico de hipotensão em alguns casos.

## 5.2 Discussão intergrupo dos resultados medidos

Em relação ao perfil da força da língua dessa população ao longo dos 10 segundos de medição, observou-se a presença de um pico de força logo nos primeiros segundos de medição seguido por uma região de decaimento, na maioria das medições, como foi relatado por Motta et al., (2004) e Barroso et al., (2009). O decaimento da força pode ser explicado por fatores de origem motivacional (fadiga mental e diminuição do interesse) e de origem física (fadiga muscular) (Robinovitch et al., 1991). O *drift* do sensor (<5%) também constitui um fator que contribui para que aconteça essa região de decaimento.

Na análise dos resultados utilizou-se o coeficiente de variação de Pearson (CVP), uma medida adimensional que fornece dados a respeito da homogeneidade dos resultados. O CVP é a razão entre o desvio-padrão e a média, referentes aos dados de uma mesma série. Quanto menor o valor do CVP maior é a homogeneidade dos resultados. Para determinar a classificação dos valores foi utilizada a tabela criada por Gomes (2000) que considera os coeficientes de variação como baixos quando inferiores a 10%; médio, quando de 10 a 20%; alto, quando entre 20 e 30%, e, muito alto, quando superiores a 30%.

Observa-se pela TAB. (4.1) grande variabilidade dos coeficientes de variação na comparação das medidas entre as três medições, com indivíduos apresentando CVP baixo (2,84%) e indivíduos apresentando CVP muito alto (30,41%). Dentro de uma mesma medição os valores de CVP dos indivíduos também variaram de baixo a muito alto, como mostra a TAB. (4.2), TAB. (4.3) e TAB. (4.4). Isso acontece devido à complexidade dos sistemas biológicos. De acordo com Gill *apud* Judice et al., (1999) muitas características biológicas apresentam CVP na faixa de 5 a 50%.

Essa grande variação na amplitude dos valores de força lingual obtidos intra-sujeito também foi relatada por outros pesquisadores (Frohlich et al., 1990; Robinovitch et al. 1991). Robinovitch et al. (1991) atribuíram a causa desta variação à instabilidade da língua no local onde deve exercer a força e à flutuações de base neural. Frohlich et al. (1990) assumiram ser decorrente da natureza biológica do indivíduo.

A TAB. (4.5) apresenta a análise comparativa entre as medições. O CVP é classificado como muito alto nas medições 1 e 2 e alto na medição 3, evidenciando a pouca homogeneidade

entre os dados na comparação entre os indivíduos, apesar de todos eles terem sido classificados como apresentando força adequada de língua na avaliação qualitativa. Essa variabilidade interpessoal era esperada diante da complexidade biológica dos seres humanos.

Observa-se, também pela TAB. (4.5) que a força média e a força máxima aumentaram nas sucessivas medições, o que leva a concluir que existe um efeito de aprendizado na terceira medição. A TAB. (4.5) também mostra que os valores de CVP da força máxima foram menores do que os valores de CVP da força média, indicando que a força máxima se apresentou como um parâmetro mais homogêneo entre os indivíduos.

Na comparação dos valores de força entre os sexos, TAB. (4.6), verificou-se que indivíduos do sexo masculino apresentaram valores significativamente maiores de força máxima e de força média do que indivíduos do sexo feminino, o que corrobora outros estudos da literatura Dworkin et al., 1980; Crow, Ship, 1996; Mortimore et al., 1999; Stierwalt, Youmans, 2007; Utanohara et al., 2008; Trawitzki et al., 2010), embora existam estudos que 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 pode ser explicada pelo maior número de fibras musculares presentes em indivíduos do sexo masculino. No entanto, Mortimore et al. (1999) verificaram que quando foi considerado o índice de massa corporal livre de gordura não houve diferenças significativas entre os sexos.

No presente estudo não houve relação significativa entre a força da língua e o índice de massa corporal como mostra a TAB. (4.7), o que corrobora o estudo realizado por Blumen et al. (2002). Mortimore et al. (1999) investigou a relação entre massa corporal livre de gordura e encontrou relação significativa e inversa entre essas variáveis.

Uma pesquisa de conforto foi realizada por meio de um questionário (anexo F) contendo questões sobre a presença de desconforto, dor e/ou cansaço durante e/ou após as medições. Todos os participantes preencheram o questionário.

Na primeira pergunta, “O senhor(a) sentiu desconforto durante as medições?”, todos os indivíduos relataram que não sentiram desconforto, o que comprova que o aparelho é confortável para esse tipo de população.

Na segunda pergunta: “O senhor(a) sentiu cansaço na língua? Se sim, esse cansaço foi durante ou após as medições? Era realmente esperado que um grande número de indivíduos relatasse alguma fadiga na língua devido ao longo tempo da medição (10 segundos) na tarefa de protrusão lingual de forma isométrica repetidos em três ensaios.

Não houve diferença entre os valores de força média ou máxima daqueles que relataram e que não relataram fadiga lingual em nenhuma das medições, TAB. (4.8) E TAB. (4.9). No entanto, entre os indivíduos que não relataram cansaço na língua verificou-se um aumento significativo da força máxima nas sucessivas medições, que foi atribuído ao efeito da aprendizagem, enquanto, em indivíduos que relataram cansaço apresentaram uma estabilização da força a partir da segunda medição. Nestes indivíduos, a fadiga atuou juntamente com a aprendizagem. Essa relação aconteceu apenas para a força máxima, ou seja, para os maiores picos de força. Mostrando que, além de ser mais homogênea entre os indivíduos, a força máxima também é mais sensível para detectar os efeitos do cansaço e da aprendizagem.

Na terceira pergunta: “O senhor(a) sentiu alguma dor? Se sim, essa dor foi durante ou após as medições?” Apenas um indivíduo relatou ter sentido dor durante as medições, o que reforça que o aparelho é realmente confortável. Os valores produzidos por esse indivíduo não foram diferente dos produzidos pelos outros indivíduos que compuseram a amostra.

Na última pergunta da pesquisa de conforto: “O senhor(a) percebeu maior facilidade em realizar o teste em alguma das três medições?”, quatro indivíduos (20%) relataram não ter percebido diferença entre as três medições, sete indivíduos (35%) relataram que a primeira medição foi a mais fácil. A facilidade na primeira medição em relação às outras poderia estar relacionada com a fadiga que aconteceria, provavelmente após a primeira medição. Para estes indivíduos esperava-se um decréscimo de força nas sucessivas medições. Cinco indivíduos (25%) relataram maior facilidade na última medição o que poderia estar relacionado ao fator aprendizado. Esperava-se nestes casos, aumento da força nas sucessivas medições. Por fim, quatro indivíduos (20%) relataram maior facilidade na segunda medição (efeito combinado da fadiga e aprendizado). No entanto, a análise estatística revelou ausência de relação com significância estatística entre força e facilidade em qualquer das três medições.

### 5.3 Desenvolvimentos futuros e sugestões

O protótipo desenvolvido também pode ser utilizado para reabilitação da força da língua, bastando substituir o pino aplicador por uma mola. Na prática clínica fonoaudiológica, a reabilitação da força da língua é realizada principalmente por meio de exercícios que promovem a contração da musculatura lingual com contra-resistência. Normalmente este trabalho é realizado com oposição da língua às próprias estruturas orais ou por meio de alguns aparatos.

O aparato mais empregado pelos fonoaudiólogos no treinamento de força são as espátulas. Como desvantagem das espátulas, tem-se que o 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 da língua. Outro ponto negativo é que não se tem como elevar o grau de dificuldade do exercício, sendo que a atividade a ser realizada é única, o paciente empurrando a língua contra um mesmo aparato repetidas vezes. Outra questão é que, ao posicionar a espátula, o terapeuta ou mesmo o paciente utilizam forças de diferentes magnitudes de oposição à língua, por não haver uma maneira eficiente de controle.

Quanto ao Exercitador Lingual Pró-Fono, tem-se que o movimento exercido pela língua se dá no sentido cranial, ou seja, para cima. Nesse tipo de movimento, a língua pode exercer uma hipercontração do corpo e base da língua, sem ganho na região anterior. O aparelho desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG para reabilitação da força da língua (Valentim et al., 2010) tem a desvantagem de o paciente precisar segurá-lo durante a realização dos exercícios, mantendo ocupadas uma ou ambas as mãos, enquanto a desvantagem do aparato de Wajntraub et al., (1983) relaciona-se à presença de um circuito eletrônico que o torna frágil para a utilização com crianças e de mais alto custo. Além disso, não há uma maneira manter o instrumento fixo à boca e dessa forma, as mãos precisam ser utilizadas para posicioná-lo na cavidade oral.

De forma geral, os poucos aparatos existentes no mercado, destinados à realização dos exercícios que promovem o aumento da força lingual, apresentam várias desvantagens em suas utilizações. As principais são: impossibilidade de modificação do grau de força exigido e

a dificuldade de posicionamento do aparato, o que, se for feito de maneira incorreta, pode gerar compensações de grupos musculares adjacentes ou mesmo protrusão ineficiente ou exagerada da língua, ou ainda, a necessidade de apoio para as mãos.

O novo protótipo para reabilitação da força da língua foi criado para solucionar esses problemas. O aparelho traz consigo inúmeras vantagens. Dentre as quais, ressalta-se a portabilidade, leveza, simplicidade no manuseio, utilização domiciliar, grande versatilidade do mordedor que se adapta a cada paciente e facilita o posicionamento do aparelho na cavidade oral, possibilidade de utilização em pacientes com projeção de língua, já que, durante os exercícios, a língua permanece dentro da cavidade oral. As molas possuem diferentes resistências à deformação, devendo ser usadas de forma progressiva e trocadas de acordo com a necessidade do paciente. O reabilitador é de fácil manipulação, incluindo a troca das molas, e higienização por parte dos pacientes e, como o apoio é realizado pelas arcadas dentárias, as mãos do usuário são liberadas para a realização de outras tarefas durante o treino.

O objetivo principal deste estudo foi alcançado. O protótipo desenvolvido conseguiu quantificar a força de protrusão da língua de forma simples e também pode ser utilizado para reabilitação e treinamento de força. Além disso, permite ao profissional transportá-lo com facilidade, o que é importante nos casos de atendimento em domicílio. É importante ressaltar que a avaliação qualitativa é fundamental mesmo na existência dos métodos quantitativos. Esses dois tipos de avaliação são complementares e não excludentes, uma vez que a experiência profissional é importante para a percepção da alteração do paciente.

Para trabalhos futuros sugere-se a medição da força da língua em uma amostra maior, o que possibilitará uma análise estatística mais robusta e a consequente validação da aplicação clínica do instrumento. Também poderão ser avaliados indivíduos com diferentes classificações de força da língua na avaliação clínica: sujeitos com hipotensão de leve a severa e com hipertensão lingual. Outra sugestão é a verificação da eficiência do reabilitador para o aumento da força da língua.

Motta et al. (2004) propuseram a análise de outros dois parâmetros: a taxa média de aplicação inicial e a energia dissipada pela língua. A taxa média de aplicação inicial caracteriza a

velocidade com a qual a força atinge o primeiro pico. Trata-se da medida da explosão muscular de que o indivíduo é capaz. A energia dissipada pela língua relaciona-se com a capacidade da língua efetuar trabalho. Todos esses parâmetros são importantes para caracterizar a força da língua, cada um está relacionado a uma característica da língua e em conjunto definem a capacidade funcional da língua. Por isso, é importante que sejam investigados em pesquisas futuras.

## 6 CONCLUSÃO

Foi desenvolvido um método para quantificar e reabilitar a força de protrusão da língua que possui aplicação na clínica fonoaudiológica e pode vir a constituir uma importante ferramenta de pesquisa, podendo ser utilizado para verificação da eficácia da fonoterapia. Os valores de força obtidos por meio do instrumento concordaram com estudos da literatura. Observou-se, em indivíduos com tensão lingual adequada, um perfil de força com presença de um pico inicial de força seguido por uma região de decaimento. Os valores médios da força média de indivíduos com tensão adequada de língua foram 19,4 N para o sexo masculino e 13,8 N para o sexo feminino. Os valores médios de força máxima foram de 24,9 N para o sexo masculino e 18,0 N para o sexo feminino. Os valores obtidos para o sexo masculino, tanto para força média quanto para a máxima, foram estatisticamente maiores do que os valores obtidos para o sexo feminino.

## ABSTRACT

Tongue force is routinely evaluated by Speech Pathologists due to its importance on orofacial functions. However, this assessment is carried out in a qualitative way, according to the professional's clinic experience. The purpose of this study was to develop a prototype of a portable device to measure tongue protrusion force destined for to complement myofunctional orofacial clinical evaluation. The newly developed device consists of a thermoplastic mouthguard adaptable to the dental arches of each subject; three parts made of epoxy: a base, a guide and an applicator; and a resistive sensor. The base part fitted in the inner center of the mouthguard is the support to the sensor. The guide fixes the sensor in the base part. The applicator consists of a disk, which is in contact with the tongue, and a puck fitted in the disk. The subject has to push the disk with maximal effort. The force is transmitted to the puck that compresses the force sensor. A software developed using MatLab shows the force values in real time and registered the time force history. Tongue protrusion force was measured in 20 subjects (10 men and 10 women) aged between 20 and 33 years old. All participants were classified as having normal tongue force in a previous qualitative evaluation performed by three speech pathologists. For each participant, three 10 seconds tests were made with one minute interval between tests. After that, each participant answered a questionnaire about comfort and difficult of the tests. The force values obtained were compatible with studies from bibliographic review. Average forces were 19.4 N for men and 13.8 N for women, while maximum forces were 24.9 N for men and 18.0 N for women. Men have statistically significant higher average and maximum force than women. Some participants reported feeling tired during or after the measurement. Participants that did not feel tired presented results that improved with the consecutive tests. The force x time results showed a peak force in the first second followed by a region of progressive decreasing in the values of force for most of the participants. This device can help Speech Pathologists to make a more reliable diagnosis of tongue force and improve patient's follow up observing quantitatively the strength gained. Additionally it is small and light, thus easy to transport, ideal to home care services and can also be used to rehabilitate tongue force.

**Key words:** Biomechanics/ Tongue/ Instrumentation/ Muscle strength.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Grandezas e unidades**. ISO 31-0:1992. 29 p.
- 2 ASH, Jr.; MAJOR, M. **Anatomia, Fisiologia e Oclusão Dental**. São Paulo: SANTOS, 1987.
- 3 BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. v. 2. Rio de Janeiro: LTC, 2007.
- 4 BALL, S.; IDEL, O.; COTTON, S.; PERRY, A. Comparison of two methods for measuring tongue pressure during swallowing in people with head and neck cancer. **Dysphagia**. v. 21, n. 1, p. 28-37, 2006.
- 5 BARROSO, M. F. S.; COSTA, C. G.; SAFFAR, J. M. E.; LAS CASAS, E. B.; MOTTA, A. R.; PERILO, T. V. C.; BATISTA, M. C.; BRITO, V. G. Desenvolvimento de um sistema protótipo para medição objetiva das forças linguais em humanos. **Sba Controle & Automação**. v. 20, n. 2, p. 156-163, 2009.
- 6 BLUMEN, M. B.; DE LA SOTA, A. P.; QUERA-SALVA, M. A.; FRACHET, B.; CHABOLLE, F.; LOFASO, F. Genioglossal electromyogram during maintained contraction in normal humans. **European Journal of Applied Physiology**. v. 88, p. 170-177, 2002.
- 7 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.
- 8 BU SHA, B. F.; ENGLAND, S. J.; PARISI, R. A.; STROBEL, R. J. Force production of the genioglossus as a function of muscle length in normal humans. **Journal of Applied Physiology**. v. 88, p. 1678-1684, 2000.

- 9 BU SHA B. F.; STROBEL, R. J.; ENGLAND, S. J. The length-force relationship of the human genioglossus in patients with obstructive sleep apnea. **Respiratory Physiology & Neurobiology**. v. 130, n. 2, p. 161-168, 2002.
- 10 CLARK, H. M.; HENSON, P. A.; BARBER, W. D.; STIERWALT, J. A. G.; SHERRILL, 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.
- 11 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.
- 12 CROW, H. C., SHIP, J. A. Tongue strength and endurance in different aged individuals. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**. v. 51, n. 5, p. M247-50, 1996.
- 13 DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 13, p. 135-163, 1997.
- 14 DOBLE, E. A.; LEITER, J. C.; KNUTH, S. L.; DAUBENSPECK, J. A.; BARTLETT JR., D. A noninvasive intraoral electromyographic electrode for genioglossus muscle. **Journal of Applied Physiology**. v. 58, p. 1378-1382, 1985.
- 15 DOUGLAS, C. R. **Fisiologia aplicada à fonoaudiologia**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 798p.
- 16 DURKEE, D. L.; MANNING, F. E. **Tongue force measuring device**. US Pat. 4.697.601, 6 out. 1987. 7p.
- 17 DWORKIN, J. P.; ARONSON, A. E. Tongue strength and alternative motion rates in normal and dysarthric subjects. **Journal of Communication Disorders**. v. 19, p. 115-132, 1986.

- 18 DWORKIN, J. P.; ARONSON, A. E.; MULDER, D. W. Tongue force in normals and in dysarthric patients with amyotrophic lateral sclerosis. **Journal of Speech and Hearing Research**. v. 23, n. 4, p. 828-837, 1980.
- 19 EASTWOOD, P. R.; ALLISON, G. T.; SHEPHERD, K. L.; SZOLLOSI, I.; HILLMAN, D. R. Heterogeneous activity of the human genioglossus muscle assessed by multiple bipolar fine-wire electrodes. **Journal of Applied Physiology**. v. 94, p. 1849–1858, 2003.
- 20 FIGLIOLA, R. S.; BEASLEY, D. E.; FRANÇA, G. A. C.; KOURY, R. N. N.; BARBOSA, M. P. **Teoria e projeto para medições mecânicas**. Rio de Janeiro: LTC, 2007. 466p.
- 21 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.
- 22 FROHLICH, K.; THUER, U.; INGERVALL, B. Pressure from the tongue on the teeth in young adults. **The Angle Orthodontist**. v. 61, n. 1, p. 17-24, 1990.
- 23 FURLAN, R. M. Avaliação quantitativa da força axial da língua humana em indivíduos com grave diminuição da força lingual [Monografia]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais – Faculdade de Medicina; 2008.
- 24 GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. São Paulo: FEALQ, 2000. 467p.
- 25 GUGGENMOSA, D. J.; BARBAYA, S.; BETHEL-BROWNA, C.; NUDO, R. J.; STANFORD J. A. Effects of tongue force training on orolingual motor cortical representation. **Behavioural Brain Research**. v. 201, p. 229–232, 2009.

- 26 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.
- 27 HEWITT, A.; HIND, J.; KAYS, S.; NICOSIA, M.; DOYLE, J.; TOMPKINS, W.; GANGNON, R.; ROBBINS, J. Standardized Instrument for Lingual Pressure Measurement. **Dysphagia**. v. 23, n. 1, p. 16-25, 2008.
- 28 HIYAMA, S.; IWAMOTO, S.; ONO, T.; ISHIWATA, Y.; KURODA, T. Genioglossus muscle activity during rhythmic open-close jaw movements. **Journal of Oral Rehabilitation**. v. 25, p. 664–670, 2000.
- 29 HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. **Medicina de esporte**. São Paulo: Manole, 1989.
- 30 HORI, K.; ONO, T.; NOKUBI, T. Coordination of tongue pressure and jaw movement in mastication. **Journal of Dental Research**. v. 85, n. 2, p.187-191, 2006.
- 31 HORI, K.; ONO, T.; TAMINE, K.; KONDO, J.; HAMANAKA, S.; MAEDA, Y.; DONG, J.; HATSUDA, M. Newly developed sensor sheet for measuring tongue pressure during swallowing. **Journal of Prosthodontic Research**. v. 53, p. 28-32, 2009.
- 32 INMETRO. NIT-DICLA-021 – **Expressão da incerteza de medição**. Rev. 03. ABNT, INMETRO, 2007. 30 p.
- 33 INMETRO. Vocabulário internacional de metrologia – conceitos fundamentais e gerais e termos associados, 2008.
- 34 IOPI Northwest. **Iowa oral performance instrument: user's manual**. Carnation, WA, EUA: IOPI Northwest; 2005.
- 35 JARDINI, R. S. **A adequação dos músculos orofaciais com o uso dos exercitadores pró-fono**. Barueri, SP: Pró-Fono, 2007. 176 p.

- 36 JUDICE, M. G.; MUNIZ, J.A.; CARVALHEIRO, R. A avaliação do coeficiente de variação na experimentação com suínos. **Ciência e Agrotecnologia**. v. 23, n. 1, p. 170-173, 1999.
- 37 KIESER, J.; SINGH, B.; SWAIN, M.; ICHIM, I.; WADDELL, J. N.; KENNEDY, D.; FOSTER, K.; LIVINGSTONE, V. Measuring intraoral pressure: adaptation of a dental appliance allows measurement during function. **Dysphagia**. v. 23, p. 237-243, 2008.
- 38 KYDD, W. Quantitative analyses of force of the tongue. **Journal of Dental Research**. v. 35, n. 2, p. 171-174, 1956.
- 39 KYDD, W. L.; AKAMINE, J. S.; MENDEL, R. A.; KRAUS, B. S. Tongue and lip forces exerted during deglutition in subjects with and without anterior open bite. **Journal of Dental Research**. v. 42, p. 858-866, 1963.
- 40 LAMBRECHTS, H.; DE BAETS, E.; FIEUWS, S.; WILLEMS, G. Lip and tongue pressure in orthodontic patients. **European Journal of Orthodontics**. v. 32, n. 4, p. 466-471, 2010.
- 41 LINDERMAN, D. E.; MOORE, R. N. Measurement of intraoral muscle forces during functional exercises. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v. 97, n. 4, p. 289-300, 1990.
- 42 LUSCHEI, E. S. Development of objective standards of nonspeech oral strength and performance: an advocate's views. In: MOORE, C. A.; YORKSTON, K. M.; BEUKELMAN, D. R. *Dysarthria and apraxia of speech: perspectives on management*. Pennsylvania: Paul H Brookes Publishing Co, 1990. 3-13.
- 43 MALTA, J.; CAMPOLONGO, G. D.; BARROS, T. E. P.; OLIVEIRA, R. P. Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 14, n. 2, p. 106-107, 2006.

- 44 MARGOLIS, H. I.; PRAKASH, P. A new instrument for recording oral muscle forces: the photoelectric myodynagraph. **Journal of Dental Research**. v. 33, n. 3, p. 425-434, 1954.
- 45 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.
- 46 MCWILLIAMS, A. R.; KENT, J. N. Effect on protrusive tongue force of detachment of the genioglossus muscle. **The Journal of American Dental Association**. v. 86, n. 6, p. 1310-1317, 1973.
- 47 MILLER, B. D.; PEHLMAN-WILKIN, D. **Apparatus and method for measurement of force exerted by the tongue and the lips and their applications in tests and therapies**. US Pat. 2008/0183107, 31 jul. 2008. 15p.
- 48 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.
- 49 MORALES, R. C. **Terapia de Regulação Orofacial**. São Paulo: Memnon, 1999.
- 50 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.
- 51 MOTTA, A. R.; PERIM, J. V.; PERILO, T. V. C.; LAS CASAS, E. B.; COSTA, C. G.; MAGALHÃES, F. E.; SAFFAR, J. M. E. Método objetivo para medição de forças axiais da língua. **Revista CEFAC**. v. 6, n. 2, p. 164-169, 2004.
- 52 NORTH, R. B. Tongue positioning and exercise device. US Pat. 4.718.662. 12 jan. 1988. 5p.

- 53 O'CONNOR, C. M.; LOWERY, M. M.; DOHERTY, L. S.; MCHUGH, M.; O'MUIRCHEARTAIGH, C.; CULLEN, J.; NOLAN, P.; MCNICHOLAS, W. T.; O'MALLEY, M. J. Improved surface EMG electrode for measuring genioglossus muscle activity. **Respiratory Physiology & Neurobiology**. v. 159, p. 55–67, 2007.
- 54 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, p. 184-90, 2007.
- 55 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.
- 56 POTTER, N. L.; SHORT, R. Maximal tongue strength in typically developing children and adolescents. **Dysphagia**. v. 24, p. 391-397, 2009.
- 57 POSEN, A. L. The influence of maximum perioral and tongue force on the incisor teeth. **The Angle Orthodontist**. v.42, n.4, p.285-309, 1972.
- 58 PRICE, P.; DARVELL, B. Force and mobility in the ageing human tongue. **The Medical Journal of Australia**. v. 1, p. 75-78, 1981.
- 59 PROFFIT, W. R.; FIELDS JR, H. W.; SARVER, D. M. **Ortodontia Contemporânea**. Rio de Janeiro, Elsevier, 2007.
- 60 PROFFIT, W. R.; KYDD, W. L.; WILSKE, G. H.; TAYLOR, D. T. Intraoral pressures in a young adult group. **Journal of Dental Research**. v. 43, p. 555-562, 1964.
- 61 ROBBINS, J.; BOMSZTYK, E. D.; HEPNER A. L.; KORANDA, C. L.; KRONER, A. R.; KUCHENREUTHER, J. M.; MEISTER, D. M.; STAERKEL, B. S. **Apparatus**

- for measuring tongue/hard palate contact pressure.** US Pat. 6.702.7665 B2. 9 mar. 2004. 10p.
- 62** ROBBINS, J.; GANGNON, R. E.; THEIS, S. M.; 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, p. 483–489, 2005.
- 63** 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.
- 64** ROBBINS, J., LEVINE, R., WOOD, J., ROECKER, E. B., LUSCHEI, E. Age effects on lingual pressure generation as a risk factor for dysphagia. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences.** v. 50, n. 5, p. M257-262, 1995.
- 65** ROBIN, D. A.; LUSHEI, E. S. **System and method for detecting pressure of selected body parts.** US Pat. 5.119.831, 9 jun. 1992.13p.
- 66** ROBINOVITCH, 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.
- 67** RUMBURG, L. K. **Tongue musculature measurement and strengthening apparatus.** US Pat. 4.585.012, 29 abr. 1986. 6p.
- 68** SANDERS, L. J. Instrumentation for measurement of lingual strength. **Journal of Speech and Hearing Research.** v. 11, n. 1, p. 189-193, 1968.
- 69** SANGAVE, A.; MANUCCIA, T.; KAY, M.; ZDERIC, V. Lingual force detection system. In ANNUAL INTERNATIONAL IEEE EMBS CONFERENCE, 30., 2008, Vancouver, *Anais...* British Columbia, Canada, 2008.

- 70 SCARDELLA, A. T.; KRAWCIW, N.; PETROZZINO, J. J.; CO, M. A.; SANTIAGO, T. V.; EDELMAN, N. H. Strength and endurance characteristics of the normal human genioglossus. **American Review of Respiratory Disease**. v. 148, p. 179-184, 1993.
- 71 SILVA, R. G., PÉCORA, J. D. **Anatomia dental: dentes permanentes**. São Paulo: Santos, 1998.
- 72 SOBOTTA, J.; BECHER, H. **Atlas de Anatomia Humana: cabeça, pescoço e extremidade superior**. v. 1, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- 73 SOCIEDADE BRASILEIRA DE FONOAUDIOLOGIA, Comitê de Motricidade Orofacial, Documento 03/2003. Disponível em: < <http://www.sbf.org.br> > Acesso em 27 dez. 2010.
- 74 SOLOMON, N. P.; ROBIN, D. A.; LUSCHEI, E. S. Strength, endurance and stability of the tongue and hand in Parkinson disease. **Journal of Speech, Language and Hearing Research**. v. 43, p. 256-267, 2000.
- 75 SOLOMON, N. P., MUNSON, B. The effect of jaw position on measures of tongue strength and endurance. **Journal of Speech, Language and Hearing Research**. v. 47, p. 584-594, 2004.
- 76 STAEHLIN, J. H.; LIGHT, J.; O'REILLY, W.; BUCK, D.; KNIGHT, J.; ROBINSON, M.; FIGUEROA, E.; PLATT, F.; ATKINSON, P. **Method and apparatus for oral motor therapy using a visual display**. US Pat. 5.954673, 21 set. 1999. 7p.
- 77 STAL, P.; MARKLUND, S.; THORNELL, L. E.; DE PAUL, R.; ERIKSSON, P. O. Fibrecomposition of human intrinsic tongue muscles. **Cells, tissues, organs**. v. 173, p. 147-161, 2003.

- 78 STAUDENMANN, D.; DAFFERTSHOFER, A.; KINGMA, I.; STEGEMAN, D. F.; VAN DIEEN, J. H. Independent component analysis of high-density electromyography in muscle force estimation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. 54, n. 4, p. 751-754, 2007.
- 79 STAUDENMANN, D.; KINGMA, I.; DAFFERTSHOFER, A.; STEGEMAN, D. F. Improving EMG-based muscle force estimation by using a high-density EMG grid and principal component analysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. 53, n. 4, p. 712-719, 2006.
- 80 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.
- 81 TESSITORE, A.; CRESPO, A. N.; Análise radiográfica da posição habitual de repouso da língua. **Pró-Fono**. v. 14, n. 1, p. 7-16, 2002.
- 82 TRAWITZKI, L. V. V.; BORGES, C. G. P.; GIGLIO L. D.; SILVA, J. B. Tongue strength of healthy young adults. **Journal of oral rehabilitation**. 2010 Dec 11. Doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02182.x.
- 83 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.
- 84 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 6<sup>th</sup> World Congress on Biomechanics*. Singapura, 2010.

- 85 YEATES, E. M.; MOLFENTER, S. M.; CATRIONA, M. S. Improvements in tongue strength and pressure-generation precision following a tongue-pressure training protocol in older individuals with dysphagia: Three case reports. **Clinical Interventions in Aging**. v. 3, n. 4, p. 735–747, 2008.
- 86 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.
- 87 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.
- 88 WAKUMOTO, M.; MASAKI, S.; OOUE, T. **System for measure tongue pressure**. US Pat. 6.511.441 B1, 28 jan. 2003. 16p.
- 89 WALLEN, T. R. Vertically directed forces and malocclusion: a new approach. **Journal of Dental Research**. v. 53, n. 5, p. 1015-1022, 1974.
- 90 WORLD HEALTHY ORGANIZATION. **BMI classification**. Disponível em: <<http://apps.who.int/bmi/>> Acesso em 28 dez. 2010.
- 91 ZEMLIN, W. R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia em Fonoaudiologia**. 4. ed., Porto Alegre: ARTMED, 2000. 624 p.

## ANEXO A

### A1 - Anatomia e fisiologia da língua

A língua é um órgão muscular situado na cavidade oral que desempenha importante papel nas funções de fala, deglutição, sucção, capaz de assumir rapidamente muitas configurações e posições graças à alta inervação e complexa organização de suas fibras musculares. Pode ser dividida em corpo e raiz, ou ainda, baseando-se na sua relação com o palato em ápice e corpo, sendo o corpo da língua, subdividido em parte anterior e parte posterior. O ápice da língua é a porção mais próxima aos dentes anteriores, a região logo abaixo do palato duro é a parte anterior e a região situada abaixo do palato mole é a posterior (Zemlin, 2000). As partes da língua podem ser visualizadas na FIG. (A.1).

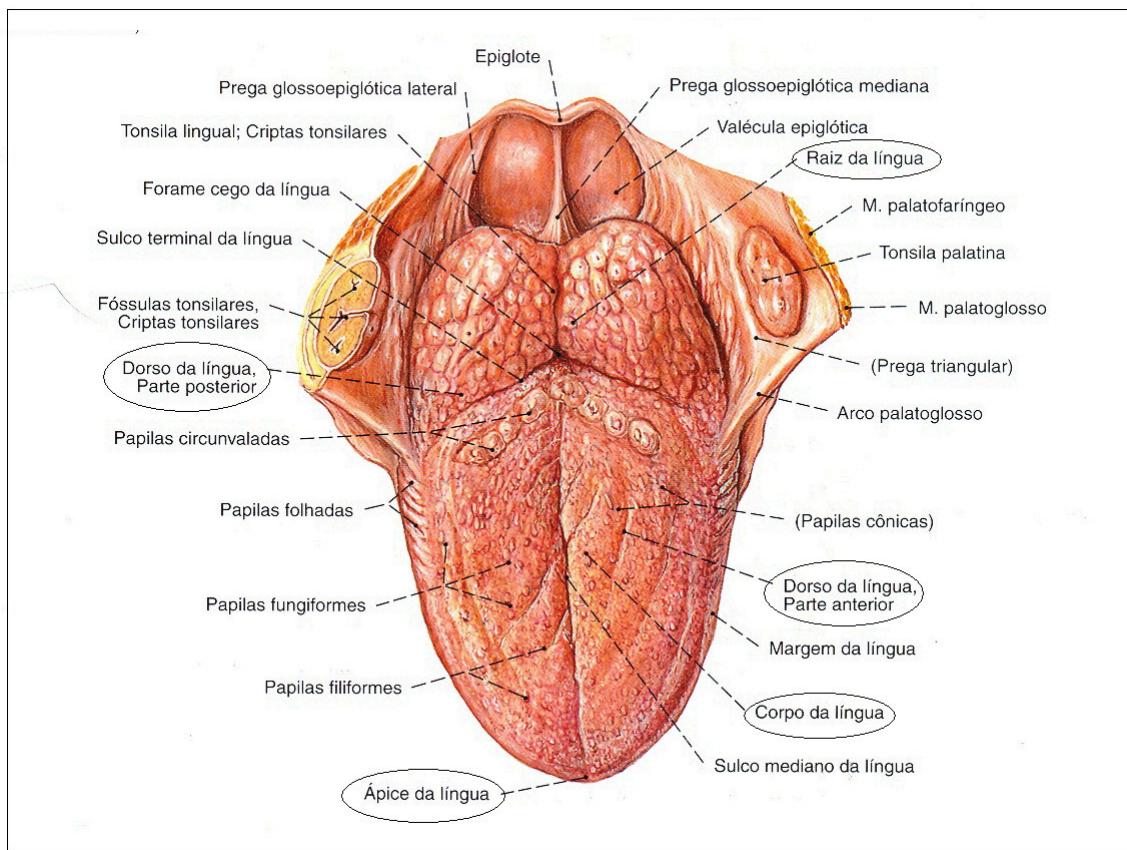


FIGURA A.1 – Vista superior da língua, com destaque para suas partes

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 108

### A1.1 Anatomia externa

O dorso da língua é dividido pelo Sulco Longitudinal, que é contínuo desde a parte posterior até um orifício denominado Forame Cego. A partir do Forame Cego, um sulco raso em forma de V, o Sulco Terminal, tem seu trajeto anterior e lateralmente em direção às margens da língua. Este é o ponto de referência anatômica que separa duas regiões anatomicamente e funcionalmente distintas, os dois terços anteriores e o terço posterior da língua. Nos dois terços anteriores o dorso possui uma superfície áspera e contém as papilas palatinas. O terço posterior da língua tem aparência mais lisa, contém numerosas glândulas mucosas e linfáticas que formam a tonsila lingual (Zemlin, 2000).

O Frênulo Lingual, mostrado na FIG. (A.2), é uma prega vertical de membrana mucosa que se estende do assoalho da boca, na linha média, até a face inferior da língua. Às vezes o frênulo estende-se até próximo do ápice da língua podendo limitar seu movimento de protrusão (Zemlin, 2000).

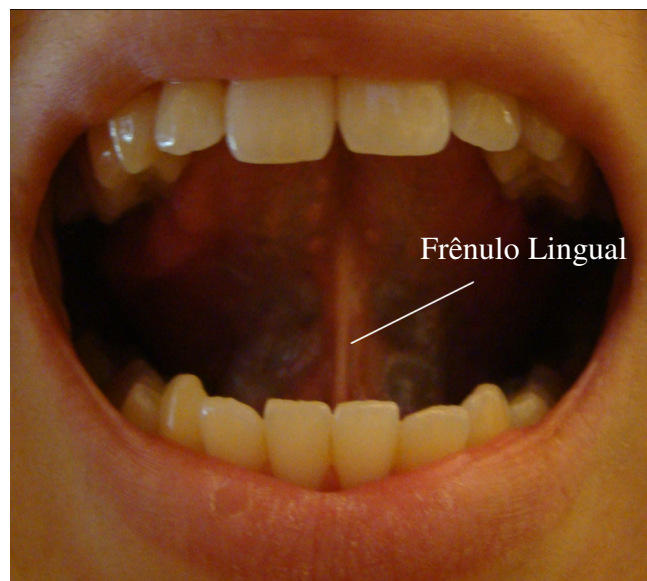


FIGURA A.2 - Frênulo Lingual

A face inferior da língua é revestida por uma mucosa fina e escamosa, semelhante àquela que reveste o restante da cavidade oral. A porção posterior da língua é coberta por uma mucosa bastante espessa, mas que se move com liberdade. Já a mucosa que reveste a porção anterior é fina e firmemente unida à musculatura da língua. A membrana é formada por uma camada de

tecido conjuntivo fibroso com fibras elásticas. O “esqueleto” da língua é formado pela membrana, pelo septo fibroso e pelo tecido conjuntivo (Zemlin, 2000).

## A1.2 Músculos da língua

O septo lingual divide a língua em metades 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 intrínsecos e extrínsecos. Os intrínsecos estão contidos na própria língua e são responsáveis pela mudança de forma, sendo eles o Longitudinal Superior, Longitudinal Inferior, Transverso e Vertical. 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 (Zemlin, 2000).

### A1.2.1 Músculo Longitudinal Superior

Localiza-se na porção média da língua, logo abaixo da mucosa que reveste o dorso da língua. Suas fibras musculares dispõem-se de forma longitudinal e oblíqua, fazendo trajeto anteriormente até as bordas da língua. A sua contração tende a encurtar a língua e virar o ápice para cima. As fibras oblíquas auxiliam a virar as margens laterais para cima, deixando o dorso côncavo (Zemlin, 2000; Douglas, 2006).

### A1.2.2 Músculo Longitudinal Inferior

Suas fibras musculares localizam-se na face inferior da língua, estendendo-se de sua raiz a seu ápice, ligeiramente na lateral. Em seu trajeto passam pelas fibras dos músculos Genioglosso e Hioglosso, e algumas fibras podem mesclar-se às do músculo Estiloglosso. Na contração, encurta a língua, empurra o ápice para baixo e deixa o dorso convexo (Zemlin, 2000).

### A1.2.3 Músculo Vertical

Suas fibras originam-se na mucosa do dorso da língua, possuem trajeto vertical para baixo e ligeiramente lateral, terminando nos lados da face inferior da língua. Na contração este músculo achata e alarga a língua (Zemlin, 2000).

A FIG. (A.3) mostra uma corte transversal da língua onde se pode visualizar as fibras dos músculos Longitudinal Superior, Longitudinal Inferior e Vertical.

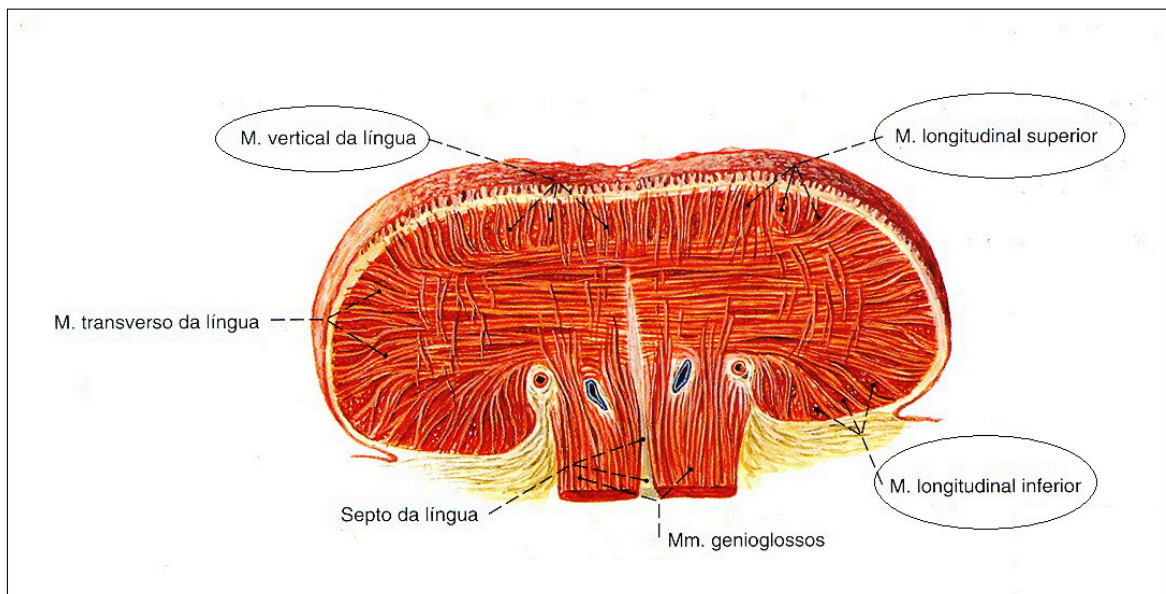


FIGURA A.3 – Corte transversal da língua no nível da parte média com destaque para os músculos Longitudinal Superior, Longitudinal Inferior e Vertical

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 109

### A1.2.4 Músculo Transverso

Tem sua origem no septo da língua e projeta-se diretamente para as margens laterais da língua. As fibras mais laterais fazem um percurso levemente radiado. Sua contração faz com que a língua se estreite e alongue (Zemlin, 2000).

As fibras do músculo transverso podem ser visualizadas na FIG. (A.4).

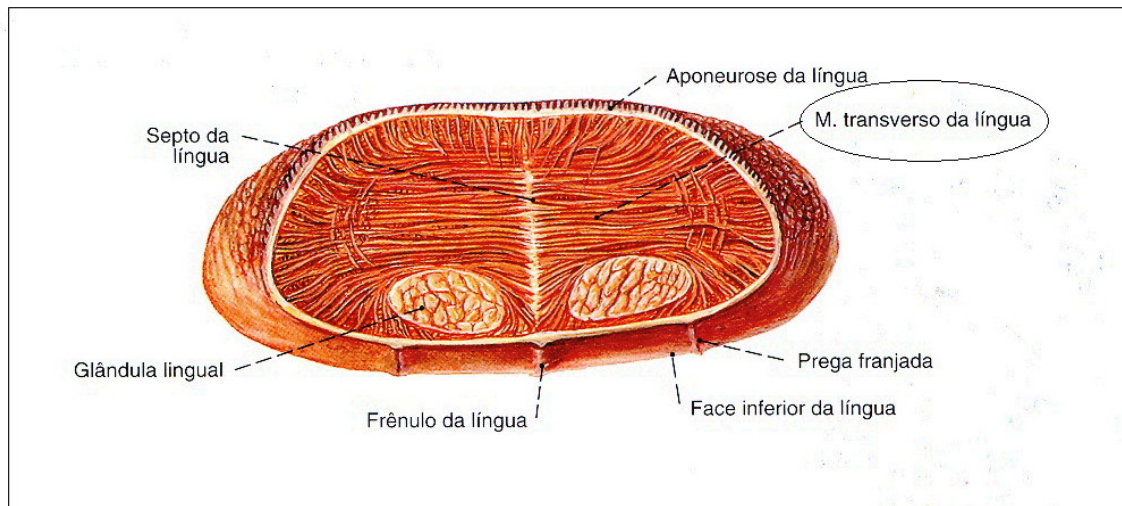


FIGURA A.4 – Corte transversal através da ponta da língua com destaque para o músculo transverso

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 109

#### A1.2.5 Músculo Genioglosso

É o maior dos músculos extrínsecos, tem forma de leque e situa-se próximo do plano mediano. Sua origem é na espina mentoniana superior. As fibras mais inferiores fazem trajeto até o osso hióide e inserem-se na parte superior do corpo da língua. O restante das fibras irradia-se para o dorso da língua e inserem-se no tecido fibroso submucoso em ambos os lados da linha média, desde a raiz até o ápice da língua. Os músculos dos lados são separados pelo septo, mesclando-se próximo ao ápice. A contração das fibras posteriores leva a língua para frente, protruindo o ápice, a contração das fibras anteriores faz a retração da língua e a contração de todo o músculo leva a língua para baixo (Zemlin, 2000). A contração unilateral de um músculo genioglosso provoca o deslocamento lateral da língua para o lado oposto ao do músculo contraído (Morales, 1999).

A FIG. (A.5) representa a língua em corte mediano com destaque para o músculo Genioglosso.

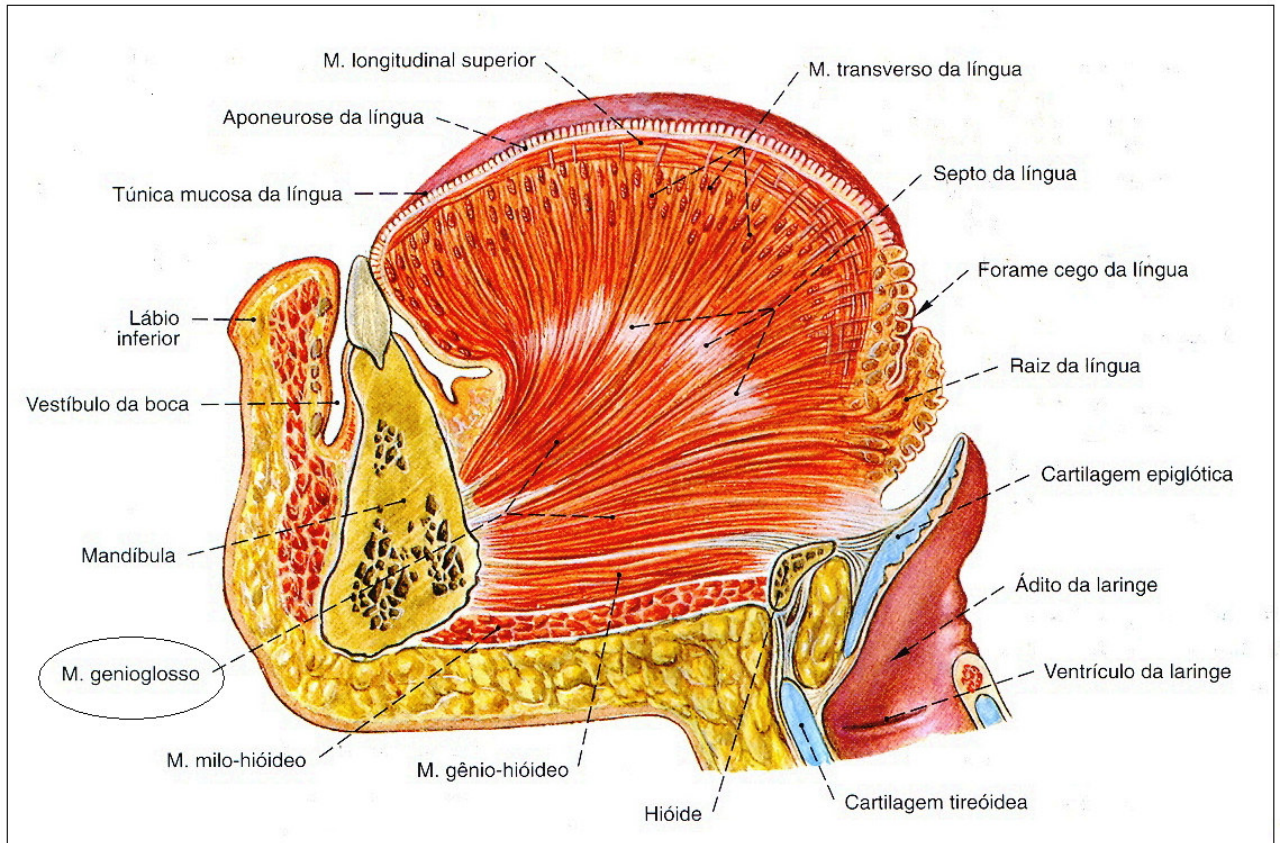


FIGURA A.5 - Corte mediano da língua em vista lateral com destaque para o músculo Genioglosso

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 109

#### A1.2.6 Músculo Estiloglosso

Tem origem na face anterior e lateral do processo estilóide do osso temporal e no ligamento estilomandibular, em seu trajeto, irradia-se formando um leque e faz um percurso para baixo e anterior. Algumas fibras entram no lado da língua interdigitando-se com o músculo Longitudinal Inferior, o restante das fibras se sobrepõem com as do Hioglosso. Na contração leva a língua para cima e para trás, e, juntamente com o músculo Longitudinal Superior, direciona os lados da língua para cima, para tornar o dorso côncavo (Zemlin, 2000).

#### A1.2.7 Músculo Hioglosso

As fibras tem origem na borda superior do corno maior e do corpo do osso hióide, sobrepondo-se umas as outras e fazendo trajeto vertical. Inserem-se no tecido submucoso lateral da metade posterior da língua, mesclando-se e tornando-se contínuas com as fibras do

músculo Palatoglosso, outras fibras se entrelaçam com as do Estiloglosso. Na contração, retrai e deprime a língua (Zemlin, 2000).

A FIG. (A.6) representa a língua em vista lateral, destacando-se os músculos Estiloglosso e Hioglosso.

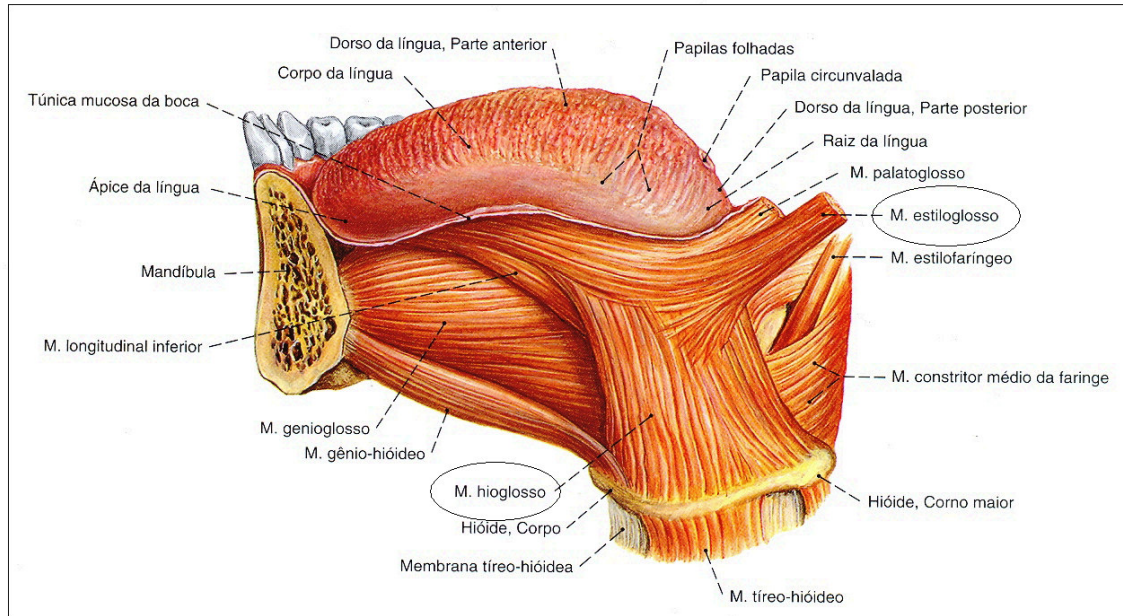


FIGURA A.6 – Vista lateral da língua com destaque para os músculos Hioglosso e Estiloglosso

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 111

#### A1.2.8 Músculo Palatoglosso

Sua origem é na face anterior do palato mole, suas fibras projetam-se para baixo e na lateral, constituindo o Arco Palatoglosso e inserindo-se nos lados da língua, ficam contínuas com as fibras do músculo Transverso e com as fibras superficiais dos músculos Estiloglosso e Hioglosso. Quando se contrai, abaixa o palato mole ou levanta a parte posterior da língua sulcando o dorso (Zemlin, 2000).

Na FIG. (A.7) pode-se visualizar as fibras do músculo Palatoglosso.

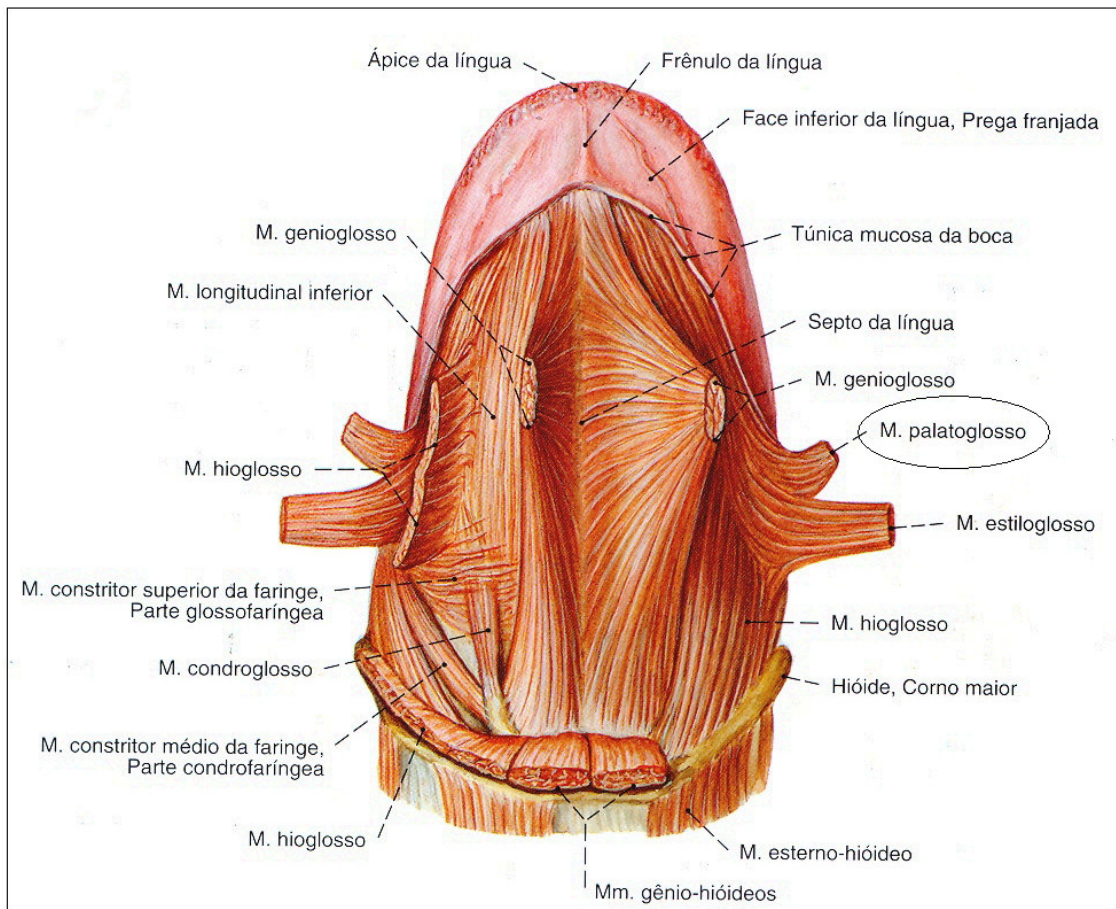


FIGURA A.7 – Vista ântero-inferior da língua com destaque para o músculo Palatoglosso

FONTE – SOBOTTA et al., 2000, p. 111

Há uma constante interação entre os músculos extrínsecos e intrínsecos da língua em todas as funções por ela desempenhadas. O complexo arranjo das fibras musculares no interior da língua, não permite a determinação da função desempenhada por cada músculo separadamente, mas sim por um grupo deles, que normalmente possui fibras na mesma direção e sentido (Pittman, Bailey, 2008).

## ANEXO B

### QUADRO B.1

Aparelhos desenvolvidos para medição da força da língua e principais resultados

REFERÊNCIA	AMOSTRA	MÉTODO	RESULTADOS
Margolis, Prakash, (1954)	-	Tubo contendo uma coluna de ar à pressão atmosférica com um balão de borracha em uma de suas extremidades cuja compressão aumentava a pressão do ar na coluna. Na outra extremidade do tubo localizava-se um diafragma de borracha que, pela distensão resultante do aumento da pressão no tubo, indicava a variação na pressão aplicada ao balão.	-
Kydd (1956)	Um homem edêntulo de 30 anos de idade.	Três <i>strain gauges</i> montados em uma dentadura de metil metacrilato.	Força máxima: 23,13 N na direção anterior 11,56 N na direção lateral direita e 10,23 N na lateral esquerda.
Kydd et al. (1963)	Indivíduos de 14 a 20 anos com e sem mordida aberta anterior.	Dois <i>strain gauges</i> fixados em cada lado de uma viga. Na medida em que a viga era tensionada em cada direção os strain gauges eram pressionados.	Pressão média da língua sobre os dentes: 27,95 kPa em indivíduos com mordida aberta anterior e 12,06 kPa em indivíduos sem a alteração.
Proffit et al. (1964)	19 homens entre 22 e 32 anos sem alterações de fala ou deglutição.	Dois strain gauges, um de cada lado de uma placa de aço inoxidável sustentada por uma outra peça de aço isolada por uma fina camada de resina epóxi e fixada na face lingual dos dentes.	Pressão máxima exercida pela língua durante a deglutição involuntária de saliva: 4,00 kPa na região anterior e 4,20 kPa na lateral.
Sanders (1968)	17 indivíduos adultos.	Quatro <i>strain gauges</i> formando uma conexão em ponte que media a tensão produzida numa haste pela aplicação da força em um disco de alumínio nela inserido.	-
McWilliams, Kent, (1972)	Sete indivíduos com projeção de língua e mordida aberta anterior, antes e após cirurgia de ressecção da inserção do Genioglosso na mandíbula.	Dinamômetro	Os resultados foram obtidos em uma escala de 1 a 10. A força da língua sofreu redução significativa após a cirurgia, passando de 4,83 na escala, para 2,67 após a cirurgia e aumentando para 3,22 seis meses após a cirurgia.
Posen (1972)	Indivíduos com oclusão normal e indivíduos com má oclusão.	Dinamômetro	Força máxima em indivíduos com oclusão normal: entre 6 N e 25 N
Wallen (1974)	-	Sensores de pressão posicionados, por meio de uma placa de acrílico, na face lingual dos dentes incisivos.	-

Dworkin (1980)	125 indivíduos saudáveis sendo 67 homens e 58 mulheres, entre 20 e 72 anos.	Um <i>strain gauge</i> soldado na extremidade de uma haste tubular.	Força máxima: na direção anterior foi de 32,9 N para os homens e 27,5 N para as mulheres, na direção lateral esquerda de 29,3 N e 23,7 N e na direção lateral direita de 31,7 N e 28,7 N, respectivamente.
Price, Darvell, (1981)	139 indivíduos.	Um canudo ligado um medidor de pressão do tipo Bourdon. Durante as medições o indivíduo sugava o canudo o mais forte possível. A redução na pressão dentro do tubo era gravada.	-
Rumburg (1986)	-	Dinamômetro	-
Durkee (1987)	-	Um cilindro com uma haste percorrendo toda sua extensão, contendo, na extremidade anterior um receptáculo para a língua e na posterior, a haste ligava-se ao um <i>strain gauge</i> para medição da força de protrusão. Para detecção e medição das forças nas direções horizontal e vertical dois <i>strain gauges</i> foram montados sobre a haste, posicionados a 90 graus um em relação ao outro.	-
Frohlich et al. (1990)	23 homens e duas mulheres com idades entre 22 e 33 anos.	Uma cânula embutida em acrílico posicionada entre os espaços interdentais com a extremidade aberta voltada para o interior da cavidade oral e a outra extremidade conectada a um sistema de medição de pressão que consistia de um recipiente com água e ar comprimido, um transdutor de pressão e uma válvula de controle de fluxo. A pressão ocasionava o escape de um fluxo contínuo de água pela extremidade aberta da cânula. Quando esta extremidade era tocada pela língua, uma resistência ao escape da água era gerada a qual era medida e gravada pelo transdutor de força.	A pressão média exercida pela língua durante a posição habitual variou de -0,001 kPa a 0,48 kPa. Na tarefa de mastigação a língua exerceu pressões de 5,08 kPa, a 14,33 kPa e na deglutição as pressões foram de 19,65 kPa a 32,65 kPa.
Robinovitch et al. (1991)	Cinco homens e uma mulher, saudáveis, entre 22 e 34 anos e dois indivíduos portadores de 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.	Dois <i>strain gauges</i> encaixados em uma viga de alumínio um em cada face da viga, a qual podia ser rotacionada em 90° para medição da força em diferentes sentidos.	As forças máxima e média de língua obtidas para um indivíduo saudável foram de 14,16 N e 13,03 N na direção lateral esquerda enquanto que para um indivíduo disfágico foram de 1,75 N e 0,91 N, respectivamente.
Robin et al. (1992)	-	Bulbo de látex preenchido com água acoplado a um tubo, o qual se ligava a um transdutor de pressão.	-
Scardella et al. (1993)	Cinco homens de 21 a 36 anos.	Um bloco a ser encaixado entre as arcadas dentárias suportava uma base que projetava-se para fora da cavidade oral e abrigava um <i>strain gauge</i> . Uma haste fazia o papel de alavanca, sendo que o braço interno recebia a pressão exercida pela língua e a transmitia	Força máxima de língua: entre 9,50 N e 16,33 N, com valor médio de 12,67±1,25 N.

		a um braço externo que pressionava o sensor.	
Mortimore et al. (1999)	81 homens e 86 mulheres com idades entre 42 e 62 anos,	Uma peça cilíndrica com uma alça de nylon. Em uma das extremidades da peça havia uma placa de nylon atrás da qual encontrava-se uma célula de carga. Havia um sulco na peça onde os indivíduos posicionavam os dentes a fim de manter o aparelho fixo na boca e então realizavam força com a língua, contra a placa, a qual pressionava a célula de carga.	Força máxima: 26±8N no sexo masculino e 20±7N no sexo feminino.
Stahlin et al. (1999)	-	Placa palatal equipada com um ou mais sensores de pressão	-
Bu Sha et al. (2000)	11 homens de 19 a 41 anos.	Balão de látex preenchido com 4 mL de solução de cloreto de sódio e água e conectado a um transdutor de pressão.	Média da força máxima: 28,0±2,0 N.
Blumen et al. (2002)	Oito homens saudáveis entre 25 e 60 anos.	O mesmo aparelho de Scardella et al. (1993) com pequenas modificações.	Média da força máxima: 5,44±1,52 N.
Hayashi et al. (2002)	41 indivíduos sadios, sendo 16 homens e 25 mulheres, com idades entre 24 e 85 anos.	Balão de borracha preenchido com ar conectado, por meio de um tubo inoxidável, a uma seringa a qual ligava-se a um transdutor de pressão conectado a um amplificador e a um gravador digital.	Pressão média: 27 kPa.
Wakumoto et al. (2003)	-	Placa palatal de resina termoplástica moldada para cada indivíduo com 10 sensores resistivos dispostos em três filas na superfície inferior da placa e conectados a um sistema externo.	-
Clark et al. (2003)	63 indivíduos entre 19 e 95 anos, média de 70,25 anos, sendo 28 mulheres e 35 homens.	Bulbo preenchido com ar e ligado a um transdutor de pressão por meio de um tubo plástico.	Pressão máxima e média nos sujeitos com língua normal: 40 kPa e 35 kPa; nos sujeitos com língua levemente fraca 34 kPa e 25 kPa; nos sujeitos com língua moderadamente fraca 24 kPa e 19 kPa; e nos sujeitos com língua severamente fraca 14 kPa e 11 kPa, respectivamente.
Robbins et al. (2004)	-	Suporte adjacente ao palato, moldado em acrílico, com dois sensores de pressão do tipo resistivo na superfície inferior e acoplado a um bocal duplo para apoio dos dentes.	-
Motta et al. (2004)	Dois homens com idades de 23 e 29 anos e duas mulheres de 32 e 31 anos.	Conjunto pistão-cilindro acoplado hidráulicamente a um transdutor de pressão.	Força máxima: 25,7 N, 21,7 N, 21,6 N e 21,1 N e força média 20,6 N, 18,2 N, 17,4 N e 18,6 N para o homem de 23 anos, o de 29 anos, a mulher de 32 anos e a de 31 anos, respectivamente.
McAuliffe et al. (2005)	Nove homens e seis mulheres, entre 20 e 31 anos, idade média de 25 anos.	Bulbo de borracha preenchido com ar, preso a um cilindro de plástico através do qual passava um tubo de borracha que conectava o bulbo a um transdutor de pressão.	Pressão média: 36,92±6,44 kPa.
Ball et al. (2006)	21 indivíduos, 15 homens e seis mulheres, com idade média de	Arranjo de três bulbos de silicone alinhados de forma equidistantes e integrados em um sistema de computador.	Pressão exercida pela língua na deglutição variou entre 7,76 kPa e 20,56 kPa.

	63,6 anos.		
Hori et al. (2006)	Oito homens e duas mulheres com idades entre 24 e 30 anos.	Placa palatal moldada em silicone com sete sensores de pressão do tipo resistivos fixados a um disco de Au-Pd-Ag.	A pressão durante a deglutição variou entre 0,8 e 17,1 kPa.
O'Connor et al. (2007)	12 homens com idade média de 23 anos.	Uma peça a ser alojada na cavidade oral, contendo uma almofada para posicionamento dos dentes e um botão circular, a ser pressionado pela língua, conectado ao transdutor de força por meio de uma viga cilíndrica de aço.	Força máxima de 24,3±6,7 N.
Perilo et al. (2007)	Cinco crianças respiradoras orais pré-cirúrgicas, cinco respiradoras orais em tratamento fonoaudiológico e cinco respiradoras nasais	O mesmo instrumento descrito por Motta et al. (2004).	Força média: 5,6 N em crianças respiradoras orais pré-cirúrgicos; 6,0 N nas crianças respiradoras orais; e 7,3 N nas respiradoras nasais. Força máxima: 8,2 N, 9,2 N e 10,4 N, respectivamente.
Utanojara et al. (2008)	853 indivíduos, sendo 408 homens e 445 mulheres, com idades entre 20 e 79 anos.	O mesmo instrumento usado por Hayashi et al. (2002).	Pressão máxima: 41,7±9,7 kPa de 20 a 29 anos; 41,9±9,9 kPa de 30 a 39 anos; 40,4±9,8 kPa de 40 a 49 anos; 40,7±9,8 kPa de 50 a 59 anos; 37,6±8,8 kPa de 60 a 69 anos; e 31,9±8,9 kPa de 70 a 79 anos.
Hewitt et al. (2008)	36 indivíduos saudáveis (18 homens e 18 mulheres) entre 19 e 71 anos, e seis mulheres disfágicas, entre 69 e 90 anos de idade.	Peça a ser encaixada no palato, moldada individualmente com material polimérico, fixa em um bocal simples de silicone contendo múltiplos sensores resistivos.	-
Kieser et al. (2008)	Três homens e duas mulheres com idades entre 25 e 27 anos.	Placa palatal moldada individualmente em liga de cromo-cobalto contendo oito sensores de pressão ao longo de sua superfície e ao longo de um arco que contornava a superfície labial dos dentes.	Pressão durante a deglutição de 10 mL de água: entre 13,05 e 289,75 kPa.
Miller et al. (2008)	-	Placa de metal fixa em uma haste de comprimento regulável que a acoplava a um sensor de força do tipo resistivo. O conjunto placa-haste-sensor, encontrava-se fixado em um disco posicionado verticalmente, o qual, ao ser girado, modificava a direção de posicionamento da placa e o sentido de aplicação da força.	-
Sangave et al. (2008)	-	Dois bocais, um superior e um inferior, com três sensores de força do tipo resistivo em cada, distribuídos de forma a medir a força da língua na direção horizontal, nos sentidos para frente, para direita e para esquerda.	-
Barroso et al. (2009)	10 indivíduos com idades entre 14 e 80 anos.	O mesmo instrumento descrito por Motta et al. (2004).	Força média: entre 3,55 N e 13,24 N Força máxima: entre 4,97 N e 19,96 N.
Hori et al. (2009)	20 homens e 10 mulheres com idades entre 24 e 35 anos.	Cinco sensores, três na linha média e dois nas regiões laterais posteriores fixados na mucosa do palato por meio de um adesivo	Pressão durante a deglutição de 15 mL de água: entre 1,0 and 14,5 kPa.

		odontológico.	
Lambrechts et al. (2010)	63 mulheres e 44 homens entre sete e 45 anos de idade.	Duas placas retangulares dispostas paralelamente uma em relação à outra e aparafusadas entre si em uma das suas extremidades. Na outra extremidade encontravam se livres e podiam ser empurradas, uma em direção à outra, com a língua. A força aplicada era medida por um aparato eletrônico instalado entre as placas e era mostrada no aparelho por meio de um visor em gráfico de barras.	Força média da língua: 1,66±0,06 N.
Trawitzki et al. (2010)	50 indivíduos saudáveis, 17 homens com idades entre 18 e 37 anos e 33 mulheres, com idades entre 19 e 32 anos.	Dinamômetro digital	-

**ANEXO C****Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 0008.0.203.000-10

**Interessado(a): Prof. Paulo Henriques Iscold de Andrade Oliveira**  
**Departamento de Fonoaudiologia**  
**Faculdade de Medicina - UFMG**

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 17 de fevereiro de 2010, o projeto de pesquisa intitulado "**Avaliação quantitativa da força da língua humana por meio de um aparelho portátil**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
**Coordenadora do COEP-UFMG**

## ANEXO D

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Através desta carta queremos convidá-lo(a) a participar de uma pesquisa desenvolvida pela fonoaudióloga e aluna do curso de mestrado em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, Renata Maria Moreira Moraes Furlan, com orientação do Professor Estevam Barbosa de Las Casas e cujo objetivo é quantificar as forças produzidas pela língua.

Primeiramente, será realizada uma avaliação clínica da língua, em que o(a) Sr(a) deverá 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 dois examinadores com a maior força que for capaz de empregar. Também será solicitado mover a língua nas direções direita, esquerda, para cima e para baixo. A seguir será colocado um aparelho em sua boca e solicitado que o empurre com a língua exercendo a maior força que conseguir, por aproximadamente 10 segundos. Este procedimento será repetido por três vezes. Todo o processo terá duração aproximada de 20 minutos.

O procedimento não causará riscos ou dor, mas pode acarretar uma leve e passageira sensação de cansaço na língua. Sua participação nesta pesquisa não lhe trará qualquer benefício direto, mas proporcionará aos profissionais um maior conhecimento a respeito da força da língua, melhorando assim, a atuação terapêutica na área de Fonoaudiologia.

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 a pesquisadora pelo telefone (31)3832-1976 (Renata) ou (31)34091028. 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.

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2010

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

Nome do participante: \_\_\_\_\_ RG: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Telefone de contato: \_\_\_\_\_

Pesquisadores responsáveis:

\_\_\_\_\_  
Estevam Barbosa de Las Casas

\_\_\_\_\_  
Andréa Rodrigues Motta

\_\_\_\_\_  
Renata Maria Moreira Moraes Furlan

## ANEXO E

### Protocolo para Avaliação Fonoaudiológica Miofuncional

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Data de nascimento \_\_/\_\_/\_\_ Data da avaliação \_\_/\_\_/\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

- 1 - Tensão: ( ) hipertensa  
 ( ) normotensa  
 ( ) levemente hipotensa  
 ( ) moderadamente hipotensa  
 ( ) severamente hipotensa

- 2 - Mobilidade: ( ) adequada  
 ( ) alterada

- 3 – Postura habitual relatada pelo paciente: ( ) entre os dentes  
 ( ) nos dentes inferiores  
 ( ) nos dentes superiores  
 ( ) região alveolar inferior  
 ( ) região alveolar superior

- 4 – Aspecto morfológico: ( ) inalterada  
 ( ) alargada  
 ( ) fissurada  
 ( ) geográfica  
 ( ) presença de sulco central  
 ( ) outras alterações: \_\_\_\_\_

- 5 - Frênulo: ( ) normal  
 ( ) curto  
 ( ) anteriorizado  
 ( ) curto e anteriorizado

6 – Peso: \_\_\_\_\_

7 – Altura: \_\_\_\_\_

8 – Índice de massa corporal: \_\_\_\_\_



## ANEXO G

## QUADRO G.1

Distribuição da amostra de acordo com os resultados encontrados no sexo masculino

Sujeito	Idade	Mobilidade	Postura habitual	Aspecto morfológico	Frênulo	IMC	Fmax 1 (N)	Fmax 2 (N)	Fmax 3 (N)	Fmax med (N)	Fmed 1 (N)	Fmed 2 (N)	Fmed 3 (N)	Fmed med (N)
1	20	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	20,7	22,3	25,4	22,8±2,4	17,3±1,8	17,4±2,5	18,4±3,7	17,7±0,6
2	21	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Sobrepeso	25,2	25,9	25,3	25,5±0,4	21,1±2,2	21,7±1,9	20,2±2,8	21,0±0,7
3	23	adequada	região alveolar inferior	inalterada	normal	Sobrepeso	22,6	41,7	35,5	33,3±9,7	18,9±1,5	35,7±3,7	31,0±2,8	28,5±8,7
4	29	adequada	região alveolar inferior	inalterada	normal	obeso	21,4	22,9	19,6	21,3±1,7	18,9±4,5	18,1±4,0	17,4±1,1	18,1±0,8
5	24	adequada	região alveolar inferior	inalterada	normal	Sobrepeso	26,9	20,6	31,2	26,2±5,3	20,4±4,6	17,2±2,2	18,4±6,7	18,7±1,6
6	20	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	23,1	23,8	24,7	23,8±0,8	16,5±3,1	18,1±2,6	16,8±4,5	17,1±0,8
7	27	adequada	entre os dentes	inalterada	normal	Sobrepeso	13,8	20,4	21,7	18,6±4,2	10,7±1,3	11,2±2,9	16,0±2,7	12,6±2,9
8	25	adequada	região alveolar inferior	inalterada	normal	Saudável	27,9	31,2	26,5	28,5±2,4	22,0±3,8	23,4±3,3	21,6±3,5	22,4±0,9
9	31	adequada	região alveolar inferior	inalterada	normal	Saudável	20,9	20,3	20,9	20,7±0,3	17,8±1,4	15,6±2,0	15,8±2,3	16,4±1,2
10	26	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	28,3	27,4	28,5	28,1±0,5	22,2±2,9	20,9±3,4	20,22±3,09	21,12±1,01

IMC = índice de massa corporal; Fmax 1 = força máxima gerada no ensaio 1; Fmax 2 = força máxima gerada no ensaio 2; Fmax 3 = força máxima gerada no ensaio 3; Fmax med = média da força máxima; Fmed 1 = força média gerada no ensaio 1; Fmed 2 = força média gerada no ensaio 2; Fmed 3 = força média gerada no ensaio 3; Fmed med = média da força média; N = newton.

## QUADRO G.2

Distribuição da amostra de acordo com os resultados encontrados no sexo feminino

Sujeito	Idade	Mobilidade	Postura habitual	Aspecto morfológico	Frênulo	IMC	Fmax 1 (N)	Fmax 2 (N)	Fmax 3 (N)	Fmax med (N)	Fmed 1 (N)	Fmed 2 (N)	Fmed 3 (N)	Fmed med (N)
1	22	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Sobrepeso	16,1	19,8	19,7	18,5±2,1	12,3±2,2	16,4±2,0	14,8±2,6	14,5±2,1
2	29	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Sobrepeso	11,4	15,0	18,1	14,8±3,4	7,8±1,9	11,8±2,0	14,2±2,5	11,3±3,2
3	22	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	20,7	23,8	21,9	22,1±1,5	18,0±1,6	19,8±2,6	18,5±1,6	18,8±0,9
4	21	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	15,0	17,5	18,8	17,1±1,9	11,6±2,3	12,6±2,8	12,8±3,5	12,3±0,7
5	22	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	13,7	15,0	14,2	14,3±0,7	10,6±1,51	11,2±1,5	11,0±1,7	10,9±0,3
6	33	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	abaixo do peso	11,1	12,3	13,2	12,2±1,1	5,8±1,8	7,7±2,6	9,6±2,4	7,7±2,0
7	26	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	Saudável	14,2	12,3	16,0	14,2±1,8	11,0±1,8	9,9±1,0	12,6±1,7	11,2±1,3
8	23	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	abaixo do peso	26,1	23,3	25,7	25,0±1,6	20,5±3,0	16,4±4,2	18,4±3,7	18,4±2,0
9	25	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	abaixo do peso	22,4	23,1	23,6	23,0±0,6	18,7±1,4	18,3±1,7	18,01±2,3	18,4±0,3
10	24	adequada	região alveolar superior	inalterada	normal	saudável	17,2	19,3	19,1	18,5±1,1	13,6±2,6	14,9±2,4	13,4±3,1	14,0±0,8

IMC = índice de massa corporal; Fmax 1 = força máxima gerada no ensaio 1; Fmax 2 = força máxima gerada no ensaio 2; Fmax 3 = força máxima gerada no ensaio 3; Fmax med = média da força máxima; Fmed 1 = força média gerada no ensaio 1; Fmed 2 = força média gerada no ensaio 2; Fmed 3 = força média gerada no ensaio 3; Fmed med = média da força média; N = newton.