

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

**AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE FORÇA DE BOCHECHAS  
EM HUMANOS**

por

Monalise Costa Batista Berbert

Tese para obtenção do Título de  
Doutor em Engenharia

Porto Alegre, 17 de junho de 2013

# **AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE FORÇA DE BOCHECHAS EM HUMANOS**

por

Monalise Costa Batista Berbert

Mestre em Ciências Biológicas: Farmacologia Bioquímica e Molecular

Tese submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Rogério José Marczak

Co-orientadora: Dra. Irene Queiroz Marchesan

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Estevam Barbosa Las Casa (Universidade Federal de Minas Gerais)

Prof. Dra. Andréa Rodrigues Motta (Universidade Federal de Minas Gerais)

Prof. Dr. Jun Sérgio Ono Fonseca (Universidade Federal do Rio Grande do Sul)

Prof. Dr. Rogério José Marczak

Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 17 de junho de 2013

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus agradeço e dedico este trabalho. “Porque Dele, por Ele e para Ele são Todas as coisas.”

Ao Dr. Rogério Marczak pelo acolhimento no Programa de Pós-graduação, pela dedicação, orientação e incentivo.

Ao Thomas pelo apoio e companheirismo. Sem sua ajuda não seria possível apresentar estes protótipos.

À Dr. Irene Marchesan pelos conhecimentos compartilhados.

Aos membros da banca pela disponibilidade para ler e contribuir com meu trabalho.

Aos amigos do Gmap pela parceria, disponibilidade para participar dos testes, tirar dúvidas e contribuir com o desenvolvimento do trabalho.

Ao Grupo de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais pelo suporte.

Aos familiares e amigos por compreenderem minhas ausências.

Aos meus pais por acompanhar em oração esta caminhada. Por motivar, acreditar e se orgulhar sem muitas vezes entenderem o que eu tanto estudava.

Ao meu esposo Jeiverson por caminhar junto comigo, pelo cuidado, pelo abraço carinhoso no momento difícil, por demonstrar seu amor de forma tão prática.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

## **RESUMO**

Atualmente, a avaliação da tonicidade de bochechas é realizada de forma perceptual e dependente da experiência do avaliador. Por esse motivo, este trabalho propôs uma alternativa para diminuir a subjetividade da forma de avaliação atual da força das bochechas, a qual pode complementar o diagnóstico fonoaudiológico. Desenvolveu-se um protótipo constituído de uma célula de carga acoplada a uma haste, sistema de conversão, amplificação e transmissão do sinal elétrico. Um estudo inicial buscou avaliar a repetitividade e reprodutibilidade de medições realizadas em sujeitos normais e alterados quanto à força das bochechas. Num segundo estudo visou-se quantificar e analisar a performance de indivíduos com força adequada. Os valores de força no sexo masculino, tanto para força média quanto para força máxima, foram estatisticamente maiores do que os valores entre o sexo feminino. Cinco tipos de curva caracterizam o comportamento da bochecha durante o ensaio. O método de avaliação quantitativa da força das bochechas desenvolvido colaborou para a diminuição da subjetividade da avaliação e foi capaz de registrar a força exercida pelas bochechas.

Palavras-chave: Força muscular, bochecha, Biomecânica, instrumentação, Fonoaudiologia.

## **ABSTRACT**

Currently clinical evaluation of cheeks tone is performed at a perceptual level and depends on the evaluator's experience. Therefore, this study aimed to propose an alternative way of reducing the subjectivity in cheeks strength assessments, which can complement the speech therapist diagnosis. We developed a prototype consists of a load cell coupled to a handle, the conversion system, amplification, and the electrical signal transmission. An initial study was to analyze of repeatability and reproducibility of measurements performed in normal and abnormal individuals regarding cheek strength. In a second study sought to quantify and analyze the performance of subjects with adequate strength. The force values in males, both for strength and for average maximum force were statistically higher than the values among females. Five types of curve characterize the behaviour of the cheek during the test. The method of quantitative assessment of the cheeks strength developed helped to reduce the subjectivity of the evaluation and it was able to record the force exerted by the cheeks.

**Keywords:** Muscular force, cheek, biomechanics, instrumentation, speech, language and hearing science.

# ÍNDICE

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Objetivos</b> .....	<b>2</b>
<b>1.2</b>	<b>Estrutura da Tese</b> .....	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>4</b>
<b>2.1</b>	<b>Anatomofisiopatologia da Bochecha</b> .....	<b>4</b>
<b>2.2</b>	<b>Avaliação Fonoaudiológica da Bochecha</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3</b>	<b>Métodos para Quantificação da Pressão e da Força Exercida pelas Bochechas</b> .....	<b>14</b>
<b>3</b>	<b>INSTRUMENTO PARA AVALIAR A FORÇA DAS BOCHECHAS .</b>	<b>31</b>
<b>3.1</b>	<b>Projeto de Produtos</b> .....	<b>31</b>
<b>3.2</b>	<b>Planejamento para a Criação do Protótipo</b> .....	<b>34</b>
<b>3.3</b>	<b>O Protótipo</b> .....	<b>44</b>
3.3.1	Bocal .....	44
3.3.2	Sensor .....	48
3.3.3	Peça Condutora de Força e Fonte de Luz .....	49
3.3.4	Aquisição de Dados .....	50
3.3.5	Computador .....	50
3.3.6	Software .....	51
3.3.7	Validação do Sistema de Medição .....	52
<b>4</b>	<b>TESTES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO O MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DAS BOCHECHAS ...</b>	<b>55</b>
<b>4.1</b>	<b>Repetitividade e Reprodutibilidade das Medidas de Força da Bochecha</b> .....	<b>55</b>
4.1.1	Análise Estatística dos Resultados .....	58
4.1.2	Resultados .....	59
<b>5</b>	<b>TESTES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO O MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DAS BOCHECHAS ...</b>	<b>72</b>
<b>5.1</b>	<b>Análise Quantitativa da Força das Bochechas de Indivíduos com Tônus Normal</b> .....	<b>72</b>
<b>5.2</b>	<b>Análise Estatística dos Resultados</b> .....	<b>73</b>
<b>5.3</b>	<b>Resultados dos Testes Experimentais</b> .....	<b>74</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>81</b>
<b>6.1</b>	<b>Desdobramento da Função Qualidade</b> .....	<b>81</b>
<b>6.2</b>	<b>Protótipo</b> .....	<b>87</b>
<b>6.3</b>	<b>Repetitividade e Reprodutibilidade dos Resultados Obtidos Durante a Avaliação</b> .....	<b>89</b>

<b>6.4</b>	<b>Análise da Força da Bochecha Produzida pela Bochecha de Indivíduos com Tônus Normal.....</b>	<b>92</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>97</b>
<b>7.1</b>	<b>Sugestão para Trabalhos Futuros .....</b>	<b>97</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>98</b>
	<b>APÊNDICE A — Estruturas Anatômicas Citadas no Texto.....</b>	<b>104</b>
	<b>APÊNDICE B — Quadro Resumo dos Equipamentos mais Expressivos para Avaliação da Pressão das Bochechas .....</b>	<b>108</b>
	<b>APÊNDICE C — Questionário Aberto .....</b>	<b>114</b>
	<b>ANEXO A — Carta de Aprovação .....</b>	<b>115</b>
	<b>ANEXO B — Depósito de pedido de patente.....</b>	<b>116</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1.1	Divisão em subunidades da região estética da bochecha: medial, zigomática, oral e lateral .....	4
Figura 2.1.2	Vista lateral de músculos faciais .....	6
Figura 2.1.3	Músculos da face: destaque para os músculos orbicular da boca e bucinador .....	6
Figura 2.1.4	Músculos da face: visão lateral: destaque para a região do modíolo .....	7
Figura 2.1.5	Elo entre a porção tendinosa medial do músculo temporal e o músculo bucinador .....	7
Figura 2.2.1	Avaliação perceptual da força das bochechas .....	14
Figura 2.3.1	Desenho esquemático seccional do bocal de borracha .....	16
Figura 2.3.2	Transdutor de pressão .....	16
Figura 2.3.3	Desenho esquemático mostrando os componentes do sistema de medição ...	17
Figura 2.3.4	Bocal para a medida de pressão na região da gengiva e dos lábios .....	18
Figura 2.3.5	Posicionamento e fixação do sensor para avaliação da pressão .....	19
Figura 2.3.6	Bocal utilizado para medição da pressão .....	20
Figura 2.3.7	Bocal fixado para medição de pressão na maxila .....	20
Figura 2.3.8	Fixação do sensor com distância menor que 2 mm do dente .....	21
Figura 2.3.9	Sensor miniatura utilizado para verificar a variação da pressão durante a mastigação e deglutição .....	22
Figura 2.3.10	Desenho esquemático do dispositivo .....	22
Figura 2.3.11	Fixação dos sensores em placa plástica .....	23
Figura 2.3.12	Medição da pressão exercida pelas bochechas sobre bulbo com ar .....	23
Figura 2.3.13	Fixação dos sensores em um clipe com forma de U .....	25
Figura 2.3.14	Avaliação da força muscular estática .....	30
Figura 3.3.1	Vista lateral do bocal I adaptado para sensor FS20 .....	45
Figura 3.3.2	Vista frontal (a) e lateral do bocal I (b). Sensores acoplados ao bocal (c) .....	45
Figura 3.3.3	Fotografia do bocal II ou haste prototipado .....	46
Figura 3.3.4	Ilustração do bocal II .....	46
Figura 3.3.5	Processo evolutivo de elaboração do bocal .....	47
Figura 3.3.6	Variação angular para aproximação do valor de força .....	48
Figura 3.3.7	Sensor FS20 .....	49



Figura 3.3.8	Peça condutora de força (a). Peça condutora com imagem do sulco para inserção da fonte luminosa .....	49
Figura 3.3.9	Fonte de luz acoplada à peça condutora de força .....	50
Figura 3.3.10	Sistema de avaliação quantitativa da bochecha conectado ao computador ...	51
Figura 3.3.11	Sistema de avaliação quantitativa da bochecha conectado ao dispositivo encapsulado com display alfanumérico (a) e display gráfico (b) .....	51
Figura 3.3.12	Tela para coleta de dados do programa criado no Agilent VEE .....	52
Figura 3.3.13	Ajuste polinomial da curva obtida na calibração .....	53
Figura 4.1.1	Análise do gráfico da força da bochecha x tempo de medição .....	58
Figura 5.3.1	Perfil tipo A .....	78
Figura 5.3.2	Perfil tipo B .....	79
Figura 5.3.3	Perfil tipo C .....	79
Figura 5.3.4	Perfil tipo D .....	79
Figura 5.3.5	Perfil tipo E .....	80
Figura 6.4.1	Curva paramétrica tipo A .....	94
Figura 6.4.2	Curva paramétrica tipo B .....	94
Figura 6.4.3	Curva paramétrica tipo C .....	94
Figura 6.4.4	Curva paramétrica tipo D .....	95
Figura 6.4.5	Curva paramétrica tipo E .....	95

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 3.2.1	Relação entre a qualidade demandada e as especificações .....	41
Gráfico 3.2.2	Distribuição das partes do protótipo para o atendimento das especificações técnicas .....	43
Gráfico 4.1.1	Análise do gráfico da força da bochecha x tempo de medição .....	58
Gráfico 4.1.2	Valores médios dos parâmetros analisados nos três dias de avaliação.....	71
Gráfico 5.3.1	Distribuição dos valores médios de força média e força máxima de bochecha .....	74
Gráfico 5.3.2	Comportamento das medidas analisadas em cada uma das medições .....	77

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.2.1	Priorização da qualidade demandada .....	38
Tabela 3.2.2	Matriz qualidade .....	39
Tabela 3.2.3	Matriz do produto .....	42
Tabela 3.3.1	Análise das incertezas do instrumento de medição .....	54
Tabela 4.1.2.1	Valores médios da força média e medidas de tendência central dos participantes para estudo da repetitividade da força média .....	60
Tabela 4.1.2.2	Valores médios da força máxima e medidas de tendência central dos participantes para estudo da repetitividade da força máxima .....	62
Tabela 4.1.2.3	Descrição da força média nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade .....	64
Tabela 4.1.2.4	Descrição da força máxima nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade .....	65
Tabela 4.1.2.5	Descrição do tempo necessário para atingir o pico máximo nos três dias de avaliação para estudo da repetitividade .....	66
Tabela 4.1.2.6	Descrição do tempo necessário para atingir o pico máximo nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade .....	68
Tabela 4.1.2.7	Análise da repetitividade e reprodutibilidade dos parâmetros analisados.....	69
Tabela 4.1.2.8	Distribuição das medidas de tendência central e dispersão da força média e máxima da bochecha .....	71
Tabela 5.3.1	Medidas de tendência central da força média e máxima, em newtons.....	74
Tabela 5.3.2	Medidas de tendência central e dispersão das forças média e máxima das três medições realizadas com cada sujeito .....	75
Tabela 5.3.3	Medidas de tendência central e dispersão na análise comparativa entre as medições .....	77
Tabela 5.3.4	Descritiva da força média e máxima segundo o sexo .....	84
Tabela 5.3.5	Descrição da ocorrência dos perfis das curvas observadas .....	88

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CV	Coeficiente de Variação de Pearson
Desvpad	Desvio padrão
EMG	Eletromiografia
Fmax	Força máxima
Fmed	Força média
Gmap	Grupo de mecânica aplicada
ID <sub>i</sub>	Pesos da qualidade demandada
IOPI	<i>Iowa Oral Performance Instrument</i>
IP	Índice de priorização
IQ	Índice de priorização das características da qualidade
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LCD	<i>Liquid crystal display</i>
levdim	Levemente diminuído
PVC	Poli Cloreto de Vinila
QFD	Desdobramento da Função Qualidade
SBFa	Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VOC	voz do cliente ( <i>Voiceofcustomer</i> )

## 1 INTRODUÇÃO

A Fonoaudiologia é uma especialidade e disciplina acadêmica voltada ao estudo do desenvolvimento, dos distúrbios e das diferenças da comunicação humana em seus aspectos de fala, linguagem oral e escrita, audição e sistema sensorio motor oral. Promove, habilita, aperfeiçoa e recupera os padrões comunicativos [Lei 6965/81].

A “Motricidade Orofacial é o campo da Fonoaudiologia voltado para o estudo, pesquisa, prevenção, avaliação, diagnóstico, desenvolvimento, habilitação, aperfeiçoamento e reabilitação dos aspectos estruturais e funcionais das regiões orofacial e cervical” [item 2 do artigo 4º da Resolução do Conselho Federal de Fonoaudiologia 320/2006].

Os conceitos descritos nos parágrafos anteriores constituem-se pressupostos importantes para a compreensão do interesse da Fonoaudiologia pelo estudo da avaliação quantitativa da força das bochechas. A correta execução das funções de fala, mastigação e deglutição necessitam que as estruturas constituintes desse sistema apresentem-se de forma íntegra, eficiente e harmoniosa [Douglas, 2006]. Indivíduos que apresentam tônus da bochecha diminuído podem manifestar alterações no que diz respeito ao posicionamento dentário, funções de mastigação, sucção e deglutição. Como visto, é relevante avaliar e adequar as funções nas quais as bochechas estão envolvidas e há demanda para o desenvolvimento de equipamentos que auxiliem os processos de avaliação e adequação destas funções.

Uma vez que os fonoaudiólogos buscam a eficiência no desempenho e avaliação das funções do sistema sensorio motor oral e que as bochechas são estruturas importantes deste sistema, fundamenta-se o interesse inicial por este estudo.

A avaliação das bochechas envolve aspectos morfológicos, postura, tonicidade e função. A avaliação do tônus é realizada de forma perceptual e dependente da experiência do avaliador. Desta forma, a avaliação quantitativa proposta neste trabalho se faz significativa para a complementação do diagnóstico fonoaudiológico adequado. Ela será útil nos casos de leves alterações, situações de transição entre classificações, acompanhamento de doenças degenerativas, continuidade no processo terapêutico. Entretanto, a criação de uma avaliação quantitativa associada a componentes mecânicos e eletrônicos necessita do apoio de uma ciência capacitada para tal finalidade. Desta demanda, surge a associação da Fonoaudiologia com a Engenharia Mecânica para proporcionar os estudos em biomecânica específicos nesta área. A Biomecânica é uma ciência que combina o campo da Engenharia Mecânica com a

Biologia e a Fisiologia, utilizando princípios da mecânica para a concepção, modelagem, desenvolvimento e análise de equipamentos e sistemas na Biologia e Medicina [Ozkaya e Nordin, 1998]. Esta associação demonstrou ser sinônimo de interdisciplinaridade, evolução científica e tecnológica.

Este estudo justifica-se por sua originalidade, aprofundamento e relevância no meio acadêmico com plenas condições de atender as carências clínicas. Acredita-se que o conhecimento dos valores de força de forma indireta permitirá que o fonoaudiólogo realize uma avaliação miofuncional orofacial mais fidedigna, bem como trace planos de terapia específicos para cada situação.

## **1.1 Objetivos**

Este estudo tem como objetivo geral propor uma alternativa para diminuir a subjetividade que envolve a avaliação da força da bochecha.

Como objetivos específicos, pretende-se:

1. desenvolver um aparelho para a medição de força das bochechas;
2. estudar a repetitividade e reprodutibilidades das medidas realizadas pelo dispositivo de avaliação quantitativa das bochechas;
3. quantificar e analisar a força produzida pela bochecha de indivíduos com tônus adequado.

De forma ampla, esta tese se dedica a buscar uma complementação à avaliação clínica perceptiva do tônus da bochecha. Entendeu-se que, para atingir tal meta, o ideal seria, então, a criação de um dispositivo que medisse de forma indireta a força que a bochecha exerce durante o exame clínico realizado por fonoaudiólogos.

A necessidade de criar uma nova solução para o problema da avaliação perceptual surge da ausência no mercado atual de um equipamento com esta finalidade.

## **1.2 Estrutura da Tese**

Neste trabalho, descreve-se o desenvolvimento de um aparelho para avaliação da força das bochechas. Neste primeiro capítulo, o leitor foi informado da motivação, justificativa e relevância do estudo. Em seguida, foram apresentados os objetivos propostos. Para finalizar o capítulo, apresenta-se esta estrutura da tese.

No segundo capítulo, é apresentada uma revisão bibliográfica com o material disponível na literatura sobre o mensurando, bem como as formas mais significativas de avaliação qualitativa e quantitativa.

Os métodos utilizados para o desenvolvimento do protótipo são indicados no capítulo 3. Neste mesmo capítulo, são descritas as peças do aparelho e seus componentes.

O capítulo 4 descreve a metodologia dos ensaios em voluntários para o estudo da repetitividade e reprodutibilidade dos dados quantitativos das medidas seguido dos resultados encontrados. Também é possível acompanhar a descrição dos métodos para o estudo da descrição da força das bochechas de sujeitos normais, assim como seus resultados.

O capítulo 5 introduz o leitor à discussão sobre os resultados do Desdobramento da Função Qualidade (QFD) para o desenvolvimento do protótipo, bem como comentários sobre o mesmo. Ainda compõe este capítulo a análise crítica dos resultados encontrados na avaliação da repetitividade e reprodutibilidade das medidas, bem como o desempenho dos participantes com adequada força da bochecha.

O sexto capítulo dedica-se às conclusões e às sugestões de trabalhos futuros.

Para finalizar, listam-se as referências bibliográficas utilizadas seguidas dos anexos que apresentam um glossário simplificado de algumas expressões utilizadas no texto, um quadro resumo dos equipamentos mais expressivos utilizados para a avaliação de pressão das bochechas e o questionário aberto utilizado.

Neste texto, o leitor encontrará os termos oral e bucal para se referirem a estruturas diferentes. O vocábulo bucal é utilizado para fazer referência às bochechas. Em contrapartida, a palavra oral foi empregada no que alude à boca, à cavidade oral. Também preferiu-se empregar o termo tônus para a avaliação perceptiva das bochechas, para evitar confusão com os termos força ou tensão usados na Engenharia.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Anatomofisiopatologia da Bochecha

A bochecha é a maior subunidade estética da face. Ela é ampla, apresenta um contorno relativamente simples, comparada com as regiões orbital, nasal e labial. A porção estética da bochecha é dividida em quatro subunidades baseadas nos ossos e tecidos moles da região (Figura 2.1.1). Os limites incluem a borda infraorbital e o arco zigomático superiormente, a junção nasofacial medialmente, a borda da mandíbula inferiormente e a prega pré-auricular lateralmente. As variações na derme e epiderme caracterizam mudanças graduais na parte estética, criando transições naturais para quatro subdivisões: as unidades zigomática, medial, oral e lateral [Dobratz e Hilger, 2009].

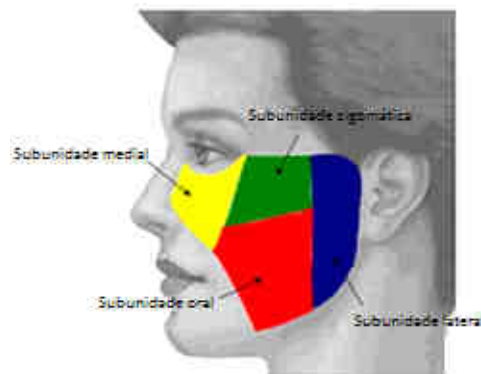


Figura 2.1.1 - Divisão em subunidades da região estética da bochecha: medial, zigomática, oral e lateral [Dobratz e Hilger, 2009].

As bochechas formam o limite lateral da cavidade oral e são contínuas com os lábios. Apresentam cinco camadas (da face externa para interna): cutânea, tela subcutânea, muscular, submucosa e mucosa [Madeira, 2008]. Entre essas camadas, encontram-se músculos faciais, músculos da mastigação, tecido glandular e um corpo adiposo subcutâneo bastante proeminente. A mucosa das bochechas mescla-se nas gengivas da mandíbula e da maxila e tem continuidade com a mucosa do palato mole. Essa membrana é firmemente ligada à fáscia da musculatura da bochecha e segue intimamente os movimentos musculares. A mucosa acompanha os movimentos do músculo bucinador porque está bem fixada a ele. A face



superficial da bochecha é revestida pela fáschia bucofaríngea<sup>1\*</sup> e também apresenta um coxim gorduroso (particularmente bem desenvolvido em lactentes) que o separa do músculo masseter [Zemlin, 2000]. A face mais profunda se relaciona com as glândulas da boca, membrana mucosa da boca e perfura o ducto da glândula parótida [Gray, 1977].

Se examinada intraoralmente, a bochecha parece ser muito menor. Superior e inferiormente termina no fórnice do vestibulo<sup>2</sup>. Posteriormente, limita-se com a prega pterigomandibular. Essa prega é formada pelo ligamento pterigomandibular que fica recoberto por mucosa. Quando a boca está aberta, o ligamento mantém-se tenso e bem saliente [Sicher e Dubrul, 1991; Madeira, 2008]. A rafe pterigomandibular<sup>3</sup> é uma estrutura tendínea que faz trajeto do hámulo da lâmina medial do processo pterigóide<sup>4</sup> até o limite posterior da linha milohióidea<sup>5</sup>. Na ausência da rafe pterigomandibular, as fibras do músculo constritor superior da faringe seriam contínuas com o músculo bucinador [Zemlin, 2000].

Os músculos faciais, em especial os da expressão facial, são exclusivos porque não possuem as bainhas fasciais características dos músculos esqueléticos. Seu tamanho, forma e grau de desenvolvimento dependem, entre outras coisas, da idade, da dentição e do gênero, assim como de variações individuais intrínsecas. Também, muitas de suas fibras inserem-se diretamente na pele [Zemlin, 2000].

O principal músculo da bochecha é o bucinador, este é derivado do segundo arco faríngeo [Moore e Persaud, 2008]. Juntamente com o risório, faz parte da classificação dos músculos transversos da face e está presente exclusivamente em mamíferos [Plas et al., 2004]. É um músculo mímico, bilateral, plano, quadrilátero, de largas dimensões, que forma as paredes laterais da boca e constitui a cobertura muscular essencial das bochechas (Figura 2.1.2) [Hanson e Barrett, 1995]. Ele é o mais profundo da musculatura facial e extrínseca dos lábios. Sua origem primária é na rafe, ou ligamento pterigomandibular, enquanto o restante das fibras emerge da face lateral do processo alveolar do maxilar e da mandíbula, na região do 1° e 2° molares [Kendall, 1995]. As fibras do bucinador, em feixes não paralelos entre si [Madeira, 2008], têm trajeto horizontal para frente e para medial, para mesclarem com as fibras musculares dos lábios inferior e superior. As fibras da porção central convergem para o canto da boca e decussam (cruzam em forma de x) antes da inserção. Isto significa que as fibras inferiores da porção central entram no lábio superior, enquanto as superiores entram no lábio inferior. As fibras horizontais passam embaixo do modíolo sem se inserirem nessa

---

\* As palavras ou expressões seguidas por números sobrescritos correspondem a estruturas que podem ser observadas no Apêndice A.

estrutura. As fibras mais superiores não decussam, e sim, entram no lábio superior; as fibras mais inferiores entram no lábio inferior (Figuras 2.1.3 e 2.1.4). A inserção muscular ocorre na membrana da mucosa [Plas et al., 2004]. Inferiormente, comunica-se com o músculo platisma [Jardini, 2007]. Posteriormente, o bucinador é coberto pelo músculo masseter e interiormente é coberto por outros músculos faciais que se inserem nos lábios. Por isso, sua visualização não ocorre tão facilmente [Zemlin, 2000]. A localização central e profunda na face está diretamente relacionada ao tono muscular das bochechas [Jardini, 2007].

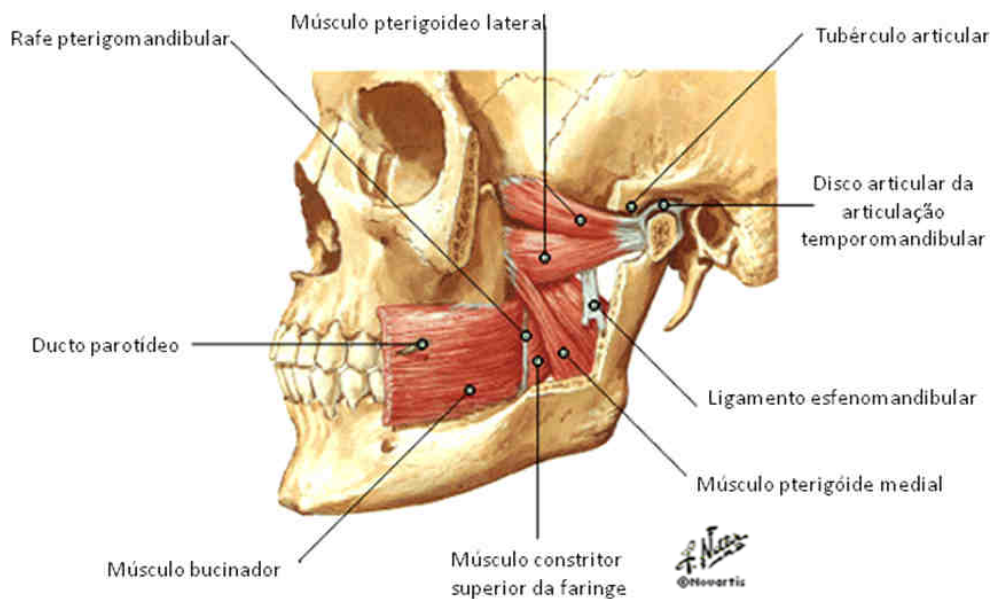


Figura 2.1.2 - Vista lateral de músculos faciais [Netter, 2000].

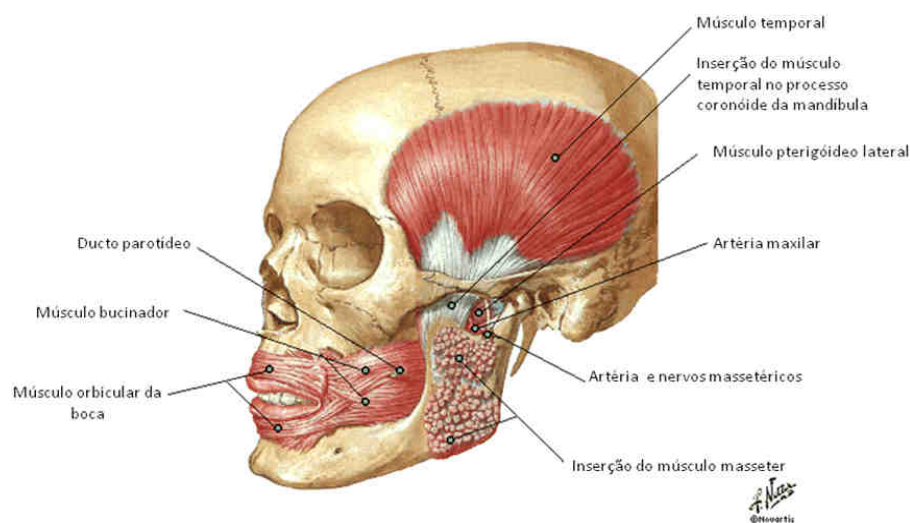


Figura 2.1.3 - Músculos da face: destaque para os músculos orbicular da boca e bucinador [Netter, 2000].

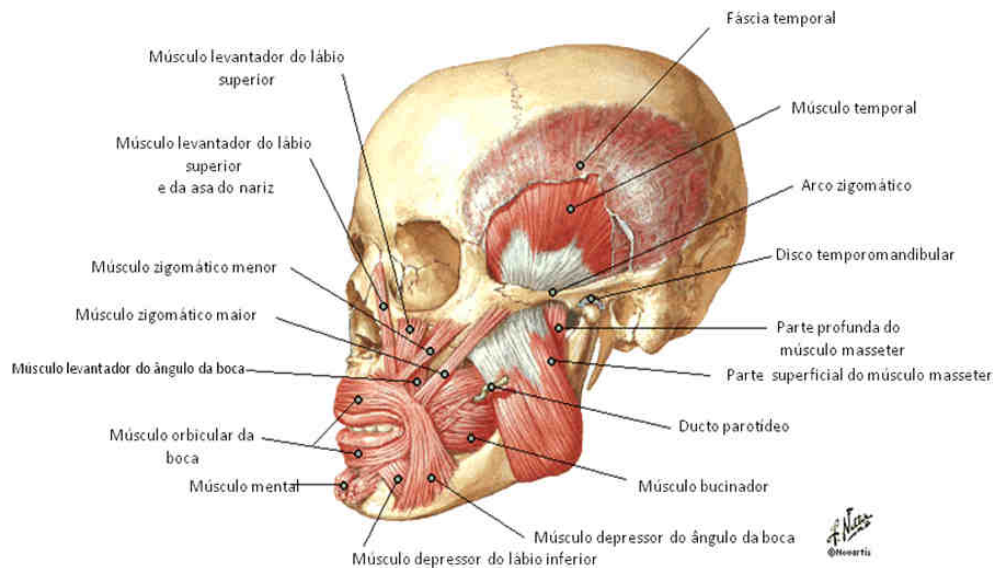


Figura 2.1.4 - Músculos da face: visão lateral: destaque para a região do modíolo [Netter, 2000].

O bucinador também pode apresentar ligação com o músculo temporal. Gaughran, 1957 chama a atenção para a superfície anterior do músculo temporal que, em sua fásia temporal profunda, apresenta uma proeminência espessa, a banda têmporo-bucinadora. Na origem do músculo bucinador, próximo ao processo coronóide, há uma banda tendinosa convergida da porção anterior do tendão do músculo temporal que se dirige para baixo, para frente se estendendo medialmente até o músculo bucinador [Howland e Brodie, 1966]. Também se pode considerar que o músculo bucinador faz parte intermediária de um vasto esfíncter que vai desde a faringe até os lábios e se relaciona com o músculo temporal no sentido de apresentar como ponto em comum o processo coronóide que origina o músculo bucinador e a inserção do músculo temporal (Figura 2.1.5) [Figún e Garino 2003].



Figura 2.1.5 - Elo entre a porção tendinosa medial do músculo temporal e o músculo bucinador [Figún e Garino, 2003].

Frederick, 1991 comenta que deve haver erros quando se imagina que as fibras superiores e inferiores tenham origem próxima ao processo alveolar da maxila e da mandíbula. Essa estreita origem seria contra os princípios físicos. A descrição de Sicher e Dubrul, 1991 seria a mais adequada: o músculo teria origem em uma linha em forma de ferradura. Essa linha é observada ao longo da base do processo alveolar ao nível do primeiro molar superior, distal à sutura entre a maxila e o osso palatino. A partir deste ponto, a linha de origem alcança a superfície inferior do processo piramidal do osso palatino e continua em um curto ligamento alcançando a superfície inferior do processo piramidal do osso palatino até a ponta do hámulo do processo pterigóideo.

A inervação das fibras motoras deste músculo é oriunda, ao mesmo tempo do ramo têmporo-facial e do ramo cérvico-facial do nervo facial e o trigêmeo que inerva as fibras sensitivas [Sicher e Dubrul, 1991].

Quanto às características histológicas desta musculatura, sabe-se que há predomínio de fibras do tipo I (51 a 77%), também chamadas de fibras de contração lenta. As características metabólicas e contráteis deste tipo de fibra proporcionam maior resistência à fadiga [Kendall, 1995]. A porção lateral (bucal) apresenta 51% de fibras tipo I e a porção medial (oral), por sua vez, possui 77% deste tipo de fibra. Esta maior quantidade de fibras musculares do tipo I promove uma prolongada atividade muscular diária para a manutenção do tônus facial, assim como ocorre com o músculo occipitofrontal. O estudo de Happak et al., 1988 não encontrou diferenças significantes na forma das fibras entre homens e mulheres. Ainda complementando as informações histológicas, Stal et al., 1990 encontraram 53% de fibras tipo I e uma ampla variabilidade intrasujeitos em relação ao diâmetro das fibras. Os autores explicam que o grande número de fibras tipo I implica na capacidade de manutenção da força durante contração contínua (resistência à fadiga) e relativamente baixos níveis de força. Esse estudo, feito em cinco cadáveres, também demonstrou junções entre músculo-tendão e músculo-músculo. Ressalta-se que não foram encontrados fusos musculares.

Os resultados das pesquisas sobre a ação do músculo bucinador apresentam contradições e variações entre os diferentes autores, como veremos a seguir. Provavelmente, estas divergências sejam em parte decorrentes da falta de padronização dos métodos de investigação utilizados.

Alguns autores sugerem que o bucinador participa de atividades complexas da face: sopro, sorriso, assovio, sucção, mastigação e deglutição [Blanton et al., 1970]. Pode também contribuir conjuntamente com musculatura da língua, a fim de manter o equilíbrio da posição

dental [Proffit,1978]. Entretanto, para De Sousa e Vitti, 1965, o bucinador não exerce todas as funções que lhe são atribuídas como, por exemplo, sopro, sucção e deglutição.

Em relação à participação do músculo bucinador no equilíbrio do posicionamento dentário Brodie, em 1953, já chamava a atenção para os fatores musculares nos casos de má oclusão, particularmente o equilíbrio entre a musculatura da língua e do bucinador, como responsáveis pela posição e forma do arco dental. Winders, 1958 reforça este princípio relatando a possibilidade de um equilíbrio de forças antagônicas entre a musculatura da língua e o músculo bucinador atuando sobre a dentição na cavidade oral. Ricketts, 1964 nota que a estabilidade e integridade do arco dental contra a força da língua são dadas por uma força de restrição externa do músculo bucinador, que atua como uma banda contínua muscular vinda da comissura bucal, movendo-se para posterior, para inserir na rafe atrás da dentição. Por outro lado, Stavridi e Ahlgren, 1992, em suas pesquisas com pacientes Classe II/Ia com estreitamento de arcada, não observaram ação significativa do músculo bucinador.

A respeito da movimentação muscular Sicher e Tander, 1981 afirmaram que o músculo bucinador desloca lateralmente a comissura labial e comprime a bochecha contra as arcadas dentárias. Para Madeira, 2008, o músculo em questão mantém a bochecha distendida durante a abertura e fechamento da boca, antagoniza-se ao músculo orbicular da boca, retrai o ângulo da boca. Basmajian e De Luca, 1985 relataram que o músculo bucinador atua no sentido de retraindo a comissura labial. Perkins et al., 1977, sugerem que o bucinador também colabora na lateralização das comissuras labiais e no sorriso, com os músculos zigomáticos maior e menor, risório e levantador do ângulo da boca.

Durante as atividades faciais, Blanton et al., 1970 observaram, em seus trabalhos, que a musculatura bucinadora atua durante a sucção de canudo. Há autores que defendem a atuação do bucinador durante o sopro [Madeira, 2008; Perkins et al., 1977; Blanton et al., 1970]. Isley e Basmajian, 1973 relataram que, durante o sopro e o sorriso a atividade do músculo bucinador sofre variações dependendo da quantidade de força exercida sobre o mesmo. Em 1985, Basmajian e De Luca afirmaram que o músculo bucinador atua como coadjuvante no sorriso, no sopro e na sucção, dependendo do esforço realizado. Perkins et al., 1977 também acrescentam a participação do bucinador com o constritor superior na emissão de vogais e tosse.

Acerca da mastigação, Lundquist,1959 descreveu a ação do músculo bucinador em indivíduos portadores de próteses totais e salienta que, durante na mastigação, o músculo atua vigorosamente no lado do trabalho na elevação que antecede o abaixamento da mandíbula e só é ativo na retenção e estabilização da prótese quando os avaliados mastigavam

bilateralmente. O mesmo autor observou, ainda, a ação deste músculo durante a elevação mandibular trabalhando como auxiliar dos músculos da mastigação (músculos masseter, temporal e pterigóideo medial). De Sousa e Vitti, 1965 referiram que o bucinador age durante a abertura máxima da boca e sobre o modíolo do ângulo da boca, para repuxar a comissura labial e para dar apoio ao músculo orbicular da boca. Também relataram a atuação do músculo bucinador no sentido de comprimir as bochechas sobre os alimentos reunidos no vestíbulo bucal auxiliando no posicionamento dos alimentos na arcada dental, sendo que atua significativamente no lado do trabalho. Além disso, segundo eles, o bucinador atua de forma intercalada ao músculo masseter, tornando-se, portanto, ativo na fase de abertura forçada da boca. Howland e Brodie, 1966 observaram ação elétrica gerada pela contração das unidades motoras do músculo bucinador durante a elevação da mandíbula, onde a banda têmporo-bucinadora atua no sentido de remover a bochecha entre os dentes. Blanton et al., 1970 demonstraram, em seus trabalhos, intensa atividade do músculo bucinador durante a mastigação, principalmente no lado do trabalho, atuando de maneira assincrônica em relação aos músculos temporal e masseter; exercendo também a função de limpar o vestíbulo e manter a comida entre os dentes. Perkins et al., 1977 descreveram que os músculos orbicular da boca, bucinador e constritor superior agem em conjunto durante a mastigação. Gray, 1977 referiu que o músculo bucinador comprime a bochecha atuando junto à mastigação, mantendo o alimento sob pressão direta nos dentes. Berry, 1979 afirmou que é possível observar o bolo alimentar ser mantido na superfície oclusal dos dentes pelo músculo bucinador, por meio de cineradiografia. Stavridi e Ahlgren, 1992 relataram que, durante a mastigação, o músculo bucinador apresenta atividade na fase de elevação da mandíbula, posicionando o bolo alimentar entre as arcadas, sendo que, no momento em que se inicia a trituração do alimento, a atividade do músculo bucinador vai se reduzindo. O músculo bucinador é frequentemente referido como um músculo acessório da mastigação, devido ao seu papel que mantém os alimentos em contato com os dentes molares, evitando que os mesmos se acumulem nos vestíbulos orais e também, mantendo a tração necessária das bochechas, o que previne que estas se dobrem e sejam mordidas pelos dentes. O músculo bucinador encontra-se relaxado na fase de abertura da mandíbula, contraindo-se no fechamento [Sicher e Dubrul, 1991]. Lang, 1995 descreve como principal função do músculo bucinador, auxiliar no enrijecimento das bochechas durante as fases de abertura e fechamento da boca. Em geral, o músculo relaxa durante o abaixamento mandibular e aumenta sua contração quando a boca se fecha, a fim de prevenir possíveis injúrias na bochecha pelos dentes. Há também uma expansão tendinosa temporal, cuja contração transmite tensão ao músculo bucinador. Hanson e Barrett, 1995

defendem que o mecanismo bucinador refere-se à força exercida pela ação conjunta de três músculos: orbicular da boca, bucinador e constritor da faringe, que respondem pelo aumento da tensão na fase de mastigação dos alimentos. As contrações do músculo bucinador impregnam o bolo alimentar com a ptialina e o fluido aquoso segregado pela glândula parótida. As forças deste músculo são operacionais, não permitindo que o alimento escape para o vestíbulo oral. Para Madeira, 2008, o músculo em questão mantém a bochecha distendida durante a abertura e fechamento da boca, empurrando o alimento até o arco dental, na mastigação.

Com respeito à deglutição, Perkins et al., 1977 referem que a ação deste músculo durante deglutição ocorre somente de forma conjunta com os músculos orbicular da boca e constritor superior da faringe. Entretanto, Blanton et al., 1970 relatam que durante a deglutição de líquidos, não observaram atividade elétrica. Finalmente, mesmo em posição de repouso, a influência do mecanismo do bucinador se faz sentir, embora exerça pressão menor do que a da língua durante a deglutição [Hanson e Barrett, 1995].

Os bucinadores podem estar alterados na flacidez facial, nos respiradores orais, no envelhecimento progressivo da face e nas paralisias ou paresias faciais. Há três fatores que podem acarretar a alteração do tônus facial (no qual as bochechas estão incluídas): o processo de envelhecimento, as irregularidades das funções orofaciais e as alterações posturais [Tasca, 2002].

O bucinador é ativado na expressão da face, variando sua atividade muscular de forma inter e intraindividual. Os efeitos causados pela flacidez do músculo bucinador levam as bochechas a parecerem caídas, denotando uma expressão de cansaço, ou de envelhecimento. É comum notar essa flacidez nos casos de respiradores orais ou no processo natural do envelhecimento, quando as bochechas, que deveriam estar no terço médio da face, apresentam-se deslocadas para o terço inferior [Jardini, 2007; Oliveira et al., 2007].

Sobre a ativação do músculo bucinadorem situação de alterações estruturais, Winders, 1962 reuniu alguns achados de pesquisas miométricas. Segundo ele, em deglutições normais não ocorre contração da musculatura perioral nem aumento da pressão da bochecha sobre a dentição. Por outro lado, em casos de mordida aberta ou sobremordida anormais, ocorre um aumento da pressão dos músculos periorais. Quando a língua é usada para vedar a porção anterior ou lateral da boca, torna-se necessário a contração da musculatura perioral associada.

Quanto às más oclusões, Ahlgren, 1995 ressalta que o aumento da atividade eletromiográfica dos músculos dos lábios e das bochechas, principalmente na região do módolo, pode explicar o estreitamento do arco dental característico de indivíduos com o

hábito de sugar polegar ou chupeta. No caso de mordida cruzada, o alimento é dirigido mais para o vestibulo e o músculo bucinador trabalha excessivamente, podendo ocasionar assimetria facial [Felício, 1999].

O aleitamento por mamadeira pode levar a uma hiperfunção do músculo bucinadore resultar em alterações motoras orais e das funções neurovegetativas. Gomes et al., 2006 perceberam um aumento na amplitude de contração deste músculo com o uso da mamadeira no aleitamento, mas não descreveram qual o tipo de bico utilizado. Ahlgren, 1995 encontrou em seus resultados maior atividade do músculo bucinador durante a sucção de chupeta que durante a sucção digital.

## **2.2 Avaliação Fonoaudiológica da Bochecha**

A avaliação da bochecha faz parte da avaliação miofuncional realizada em pacientes com queixa de motricidade orofacial. O objetivo da avaliação é definir claramente se há e quais são os distúrbios presentes no indivíduo avaliado, analisar os limites anatomofuncionais e se há necessidade de tratamento, além dos possíveis encaminhamentos. Avalia-se a simetria, a tonicidade, mobilidade e funcionalidade. Durante o exame, deve-se estar atento que determinada estrutura existe para determinado fim, e pode não estar apta a realizar movimentos desconhecidos e desnecessários à função que executa. Desta forma, é necessário cuidado ao solicitar e observar o desempenho de determinados exercícios ou procedimento de avaliação, uma vez que o indivíduo pode não estar familiarizado com alguns movimentos específicos, levando à reduzida habilidade de execução, porém, sem existir alteração muscular real [Bianchini, 2005].

A avaliação é composta por uma entrevista e pelos exames. O último preconiza a avaliação dos aspectos morfológicos e posturais, do tônus e da mobilidade dos órgãos fonoarticulatórios, bem com das funções de sucção, mastigação, respiração, deglutição e fala [Junqueira, 2004].

Quanto aos aspectos morfológico e postural das bochechas, deve-se observar internamente se há marcas ou ferimentos, se são assimétricas ou caídas. Quanto à mobilidade, solicita-se ao paciente que realize movimentos como: inflar as bochechas individualmente e/ou simultaneamente e sugá-las - como no movimento anterior - [Junqueira, 2004]. Recentemente, estas duas provas foram retiradas de alguns protocolos, visto que os movimentos avaliados estão extremamente ligados à atividade dos lábios [Genaro et al., 2009].



Essa parte do exame complementa a avaliação do tônus, pois um tônus muito alterado também pode levar a uma movimentação inadequada. A avaliação do movimento isolado da estrutura é de valor insuficiente, mas o tônus e a mobilidade avaliados em relação à morfologia possibilitam uma visão do que se pode esperar acerca das funções. O teste muscular é uma parte do exame. O teste é feito para determinar a capacidade do músculo ou grupos musculares para funcionar em movimento e sua habilidade para prover estabilidade e suporte. Proporciona informação útil para o diagnóstico, prognóstico e tratamento de distúrbios neuromusculares e musculoesqueléticos. Muitas condições neuromusculares são caracterizadas por fraqueza muscular. Em alguns casos, a fraqueza é simétrica e, em outros, assimétrica [Junqueira, 2005].

Segundo Biachini, 2005, a palpação nos fornece dados quanto à massa muscular, posição, simetria muscular e existência de pontos dolorosos. Para avaliarmos a potência do músculo bucinador, podemos solicitar sua contração contra a resistência do dedo indicador, intraoral. Logo, as principais provas para avaliação da força são a palpação da estrutura e principalmente a realização da prova de contra resistência ao dedo enluvado do avaliador ou a uma espátula. É solicitado ao avaliando que abra a boca. O avaliador coloca o dedo indicador enluvado entre o arco dental e as bochechas, aplica força no sentido horizontal lateral (como se empurrasse as bochechas) e solicita ao indivíduo que está sendo avaliado que realize um movimento contrário ao movimento do avaliador (empurrar o dedo do avaliador comprimindo-o entre os arcos dentais e a bochecha) (Figura 2.2.1). A classificação do tônus (normal, diminuído, aumentado) neste método clínico de avaliação da força de contra resistência da bochecha depende da experiência do examinador e está, portanto, sujeita a discordâncias.

Ao avaliar a tonicidade da musculatura, é preciso ter em mente que o tônus pode estar mais rígido ou mais reduzido quando há um mau uso das estruturas, e quando a forma, função e/ou posicionamento da musculatura estiverem alterados [Junqueira 2005]. Para alguns profissionais, a avaliação precisa do tônus muscular pode ser realizada por meio de um eletromiógrafo de superfície [Junqueira, 2004]. Além de não fazer parte do cotidiano da maioria dos consultórios, permanece uma discussão científica sobre a relação entre força e a atividade muscular referida no exame eletromiográfico.

A forma pela qual os fonoaudiólogos realizam a avaliação clínica está passando por um processo de inovação que, aos poucos, ganha mais objetividade por meio de pesquisas e exames mais elaborados que colaboram para a crescente credibilidade do trabalho de reabilitação.

A avaliação miofuncional deve ser sempre criteriosa, pois, a partir das informações nela colhidas, formula-se o diagnóstico fonoaudiológico. E parte do sucesso da terapia miofuncional depende deste diagnóstico. A busca para normatizar e quantificar os dados da avaliação só tende a contribuir para maior credibilidade do diagnóstico e dos resultados obtidos em terapia. Por isso, a relevância deste trabalho também no caminho de tornar acessível aos profissionais equipamentos como este divulgado nesta tese.

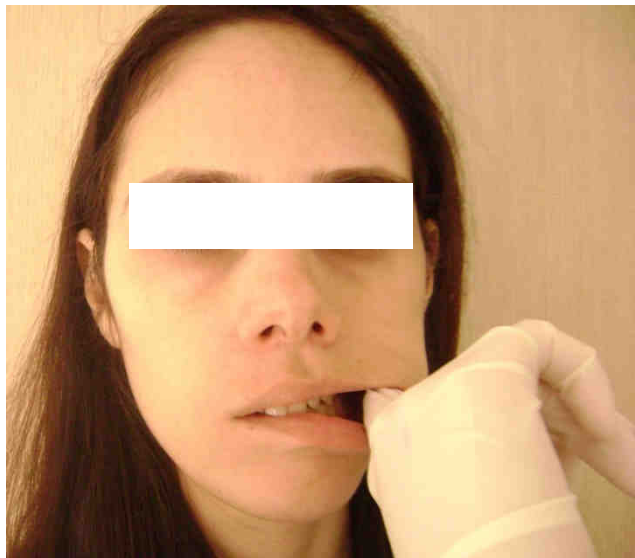


Figura 2.2.1 - Avaliação perceptual da força das bochechas.

### **2.3 Métodos para a Quantificação da Força e Pressão Exercida pelas Bochechas**

De acordo com a literatura pesquisada, foram encontrados trabalhos que quantificam o esforço das bochechas relacionando-o com as grandezas pressão e força, como se descreve a seguir.

A língua, os lábios e as bochechas permaneceram sem atenção para o posicionamento dentário até o século XIX [Lear e Moorrees, 1969]. Ingervall eThüer, 1988 sugerem que a pressão exercida por tecidos moles, como lábios, língua e bochechas, sobre os processos alveolares e os arcos dentais, podem exercer influência sobre a forma dos mesmos. Essa relação entre forma e tecidos moles e duros tem sido discutida desde 1834 [Inrie, 1834apudLear et al., 1965; Proffit, 1978], com argumentos contrários e favoráveis. Investigando a hipótese da estabilização dentária pelo equilíbrio das forças musculares orais, alguns trabalhos descrevem métodos para a avaliação destas estruturas [Küçükkeles e

Ceylanoglu, 2003; Ingervall e Thüer, 1988; Lindeman e Moore, 1990; Alderisio e Lahr, 1953; Margolis e Prakash, 1954; Gould e Picton, 1962; Luffingham, 1968].

Para o estudo da pressão das bochechas, encontrou-se descritos na literatura dispositivos baseados na deformação elástica como os diafragmas, diafragmas com uso de extensômetro, transdutores com líquido e ar em tubo. Embora as células de carga e os extensômetros sejam mais adequados para medidas de força do que de pressão, se a força atua uniformemente sobre a superfície, a pressão pode ser calculada [Lindeman e Moore, 1990]. Desde a década de 60, estes dispositivos são descritos para avaliar a pressão de lábios e bochechas sobre os dentes em pessoas normais [Gould e Picton, 1962 e 1964] e outros tipos de experimentos envolvendo a bochecha [Winders, 1962; Lear e Moorrees, 1969; Lear et al., 1965].

Alderisio e Lahr, 1953 apresentaram à comunidade científica o que chamaram de “técnica eletrônica” para a gravação de forças miodinâmicas de lábios, língua e bochechas. Foi uma nova proposta aos princípios de hidráulica proposta por Feldstein, 1950 para avaliar força nas superfícies bucal e labial dos dentes. Demonstrou-se que pressões musculares exercidas sobre extensômetros (protegidos e fixados nas superfícies laterais dos dentes) promoveriam alterações na corrente elétrica. Logo, as forças intraorais provocariam deformações responsáveis pelas alterações de tensão que seriam plotadas em curvas. Os autores não descreveram os valores de pressão encontrados.

Margolis e Prakash, 1954 enfatizaram que, embora se discutisse a influência das forças musculares no equilíbrio dental, havia uma limitação nos dispositivos existentes para as investigações. Segundo eles, um instrumento para medir forças musculares orais deveria medir e registrar acuradamente a magnitude das forças no repouso, durante a função e no esforço máximo. Seria necessário cobrir uma faixa entre 1-2000 gf com uma pequena margem de erros. O bocal deveria apresentar pequenas dimensões, de modo a evitar o deslocamento e o estiramento do tecido (Figura 2.3.1). Os registros não deveriam ser influenciados pela proximidade do aparelho, nem pela voltagem, temperatura ou umidade. O sistema deveria ser de fácil operação e permitir uma aplicação rotineira sem desconforto para o paciente. Para atender a essas demandas, ele apresentou o “*photoelectricmyodynagraph*”, que possuía uma coluna de ar conectada a um mecanismo de registro fotoelétrico. A pressão no bocal compressível localizado na extremidade aumentava a pressão na coluna de ar. Na outra extremidade, havia um diafragma de borracha fino que, por distensão, indicava a variação de pressão no sistema. O objetivo do trabalho foi descrever o instrumento, por isso, não foram apresentados os valores encontrados nos sujeitos.

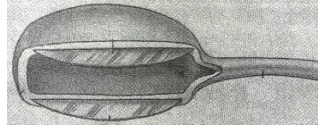


Figura 2.3.1 - Desenho esquemático seccional do bocal de borracha [Margolis e Prakash, 1954].

Gould e Picton, 1962 buscavam desenvolver um método para medir forças intraorais que fosse fácil de ser utilizado em sujeitos de todas as idades. Os autores testaram um sistema para avaliar as forças e estudaram qual a melhor distância entre o transdutor e o dente para que as medidas apresentassem menor variação. Foi utilizado um extensômetro com fios de resistência. A peça apresentava 2,5 mm de largura e 8 mm de comprimento e foi fixada no espaço interdental por meio de um botão acrílico (Figura 2.3.2). Concluíram que o extensômetro foi uma boa ferramenta e com tamanho adequado para a realização das funções orais. Além disso, também demonstraram que, para melhor acurácia, o transdutor deve ser localizado a uma distância menor que 2 mm da superfície do dente. Os autores encontraram medidas entre 8,9-36,2 gf/cm<sup>2</sup> durante o sopro; 9,2-74,4 gf/cm<sup>2</sup> na fala da consoante /m/; 25,5-80,6 gf/cm<sup>2</sup> durante a deglutição.

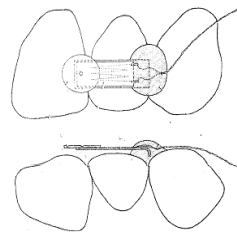


Figura 2.3.2 - Transdutor de pressão [Gould e Picton, 1962].

Winders, 1962 reuniu achados relativos à pesquisa miométrica. Ele apresentou dados de pressão de 4 gf/cm<sup>2</sup> no repouso e na deglutição. Este foi o primeiro estudo que demonstrou o esforço máximo na região bucal de aproximadamente 500gf/cm<sup>2</sup>.

Gould e Picton, 1964, utilizando o dispositivo descrito em 1962, tentaram estimar as pressões que os lábios e as bochechas exercem sobre os dentes incisivos, pré-molares e molares em 10 sujeitos com oclusão normal. Para as avaliações, os comandos eram: falar o fone /m/, ingestão de 10 mL de água e sopro. Os dados foram descritos individualmente numa tabela e observou-se que, para a deglutição de pequenos goles de água, os valores entre os sujeitos variaram entre 12-166 gf/cm<sup>2</sup> nos incisivos, 55-302 gf/cm<sup>2</sup> nos pré-molares, e 13-93

g/cm<sup>2</sup> nos molares. Para o sopro, os valores entre os sujeitos variaram entre 2-65 gf/cm<sup>2</sup> nos incisivos, 8-69 gf/cm<sup>2</sup> nos pré-molares, e 2-37 gf/cm<sup>2</sup> nos molares. Para a fala do fone /m/, os valores entre os sujeitos variaram entre 2-51 gf/cm<sup>2</sup> nos incisivos, 11-47 gf/cm<sup>2</sup> nos pré-molares e 9-18 gf/cm<sup>2</sup> nos molares. Para os autores, a distribuição das forças periorais foi similar nos três exercícios, mas a região dos primeiros molares apresentou forças maiores que as demais.

Luffingham, 1968 desenvolveu um método que detectou pequenas mudanças de pressão na cavidade oral com um pequeno sensor de pressão intraoral. Um sensor Solatron NT 4-313M utilizava extensômetros para medir o deslocamento de um diafragma. O diafragma, que apresentava 5 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura, foi fixado no dente. O sensor foi conectado a um grande transdutor de pressão industrial colocado fora da boca numa temperatura ambiente estável. O transdutor foi conectado via um amplificador e um filtro passa baixa para o registro. A pressão no interior do sensor, portanto, era seguida da pressão aplicada na superfície do diafragma e poderia ser medida pelo transdutor extraoral (Figura 2.3.3).

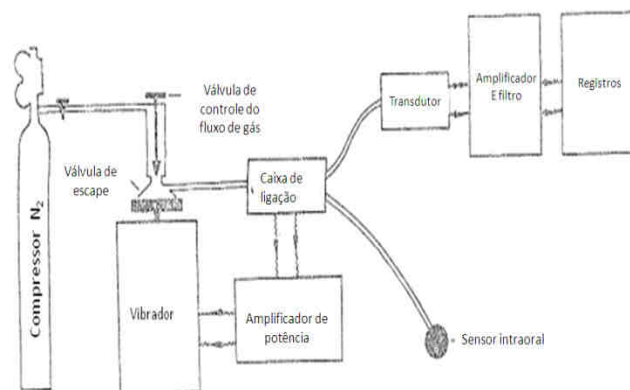


Figura 2.3.3 - Desenho esquemático mostrando os componentes do sistema de medição [Luffingham, 1968].

Luffingham, 1969 utilizou o protótipo desenvolvido no ano anterior para avaliar de forma quantitativa a atividade dos lábios e bochechas (hemiface direita). Fizeram parte da amostra 30 sujeitos com idade entre 15 e 31 anos (29 homens e uma mulher). O autor tentou relacionar os resultados com diferentes tipos de oclusão. Sujeitos com sobressaliência (*overjet*) normal apresentaram médias de 7,2 gf/cm<sup>2</sup> para o repouso; 21,1 gf/cm<sup>2</sup> para o fone /m/ e 46,4 gf/cm<sup>2</sup> para a deglutição de 2 mL de líquido. Sujeitos com *overjet* aumentado apresentaram médias de 5,4 gf/cm<sup>2</sup> para o repouso; 20,9 gf/cm<sup>2</sup> para o fone /m/ e 42,0 gf/cm<sup>2</sup> para a deglutição de líquido. Por fim, sujeitos com *overjet* reduzido apresentaram médias de

3,0 gf/cm<sup>2</sup> para o repouso; 11,5 gf/cm<sup>2</sup> para o fone /m/ e 45,0 gf/cm<sup>2</sup> para a deglutição de líquido. Para o repouso, houve diferença significativa entre os três grupos, o que não ocorreu para o fone /m/, já que houve diferença entre os grupos com *overjet* normal e reduzido, e entre reduzido e aumentado.

Em 1988, Ingervall e Thüer estudaram a pressão que as bochechas exercem sobre os dentes e processos alveolares, variando a posição da cabeça entre repouso e extensão (15°). Foram estudados 20 adultos (nove homens e 11 mulheres) com idade entre 24 e 33 anos. As medidas de pressão foram tomadas por meio de um transdutor de pressão intraoral incorporado a um sistema preenchido com água que apresentou algumas dificuldades para a calibração (Figura 2.3.4). No momento da medição, a cânula foi conectada a um tubo plástico e um sistema de pressão hidráulico [Thüer et al., 1985]. Verificou-se que a pressão média durante o repouso foi maior para a extensão da cabeça (média 4,1 gf/cm<sup>2</sup> nos dentes, 11,9 gf/cm<sup>2</sup> nos processos alveolares) que para a posição natural (3,4 gf/cm<sup>2</sup> nos dentes, 9 gf/cm<sup>2</sup> nos processos alveolares). Esta pressão das bochechas foi maior no processo alveolar que nos dentes e apresentaram significância estatística. Para a mastigação de pão com posição natural de cabeça, encontrou-se 38 gf/cm<sup>2</sup> na fase de abertura, 37 gf/cm<sup>2</sup> na fase de fechamento e 110 gf/cm<sup>2</sup> na deglutição na região dos dentes. Para a extensão de cabeça, a pressão nos dentes foi 39 gf/cm<sup>2</sup> na fase de abertura, 39 gf/cm<sup>2</sup> na fase de fechamento e 75 gf/cm<sup>2</sup> na deglutição. Nos processos alveolares, na posição natural de cabeça, observou-se 52 gf/cm<sup>2</sup> na fase de abertura, 37 g/cm<sup>2</sup> na fase de fechamento e 72 gf/cm<sup>2</sup> na deglutição; já para a posição estendida de cabeça, 63 gf/cm<sup>2</sup> na fase de abertura, 46 gf/cm<sup>2</sup> na fase de fechamento e 73gf/cm<sup>2</sup> na deglutição. Assim, durante a mastigação, as pressões nos processos alveolares foram maiores que nos dentes. O mesmo aconteceu no repouso e nenhuma diferença estatística foi encontrada durante a deglutição.

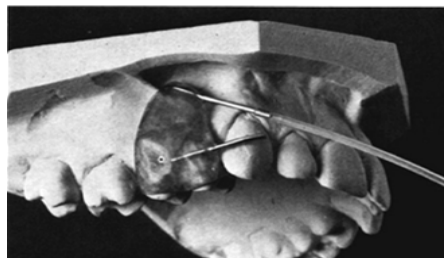


Figura 2.3.4 - Bocal para a medida de pressão na região da gengiva e dos lábios [Ingervall e Thüer, 1988].

Lindner e Hellsing, 1991 investigaram a pressão que o lábio e a bochecha exercem sobre os arcos dentais maxilares durante a sucção de chupeta. Foram avaliadas 12 crianças (quatro meninos e oito meninas) com idade entre 6 e 12 anos. Para medir a pressão, foram usados extensômetros colados no segundo molar decíduo. Os extensômetros de folha foram montados em lados opostos de uma viga em balanço. A área do transdutor era de  $0,043 \text{ cm}^2$ . O transdutor foi mantido num apoio numa base de metal com 7,0 mm de comprimento por 3,4 mm de largura (Figura 2.3.5). A calibração do transdutor foi realizada na boca do avaliando antes e depois das medições. A precisão das medidas na bochecha foi de  $3,4 \text{ gf/cm}^2$  e coeficiente de variação de 16,6 %. A média geral para a máxima pressão exercida nos molares foi de  $21 \text{ gf/cm}^2$  contra  $54 \text{ gf/cm}^2$  nos caninos.

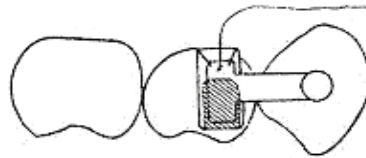


Figura 2.3.5 - Posicionamento e fixação do sensor para avaliação da pressão [Lindner e Hellsing,1991].

Halazonetis et al., 1994 investigaram os efeitos da expansão rápida da maxila (processo que, através de um aparelho ativo, separa os processos maxilares direito e esquerdo) na pressão exercida pelas bochechas sobre os arcos maxilares. A amostra consistiu de 15 indivíduos (cinco do gênero masculino e 10 do gênero feminino) com idade entre 10 e 16 anos. O método utilizado foi baseado num sistema desenvolvido por Thuer et al., 1985 para avaliar força lingual e sofreu algumas modificações. O sistema era independente e portátil. Foi utilizado ar, ao contrário da água utilizada por Thüer et al., 1985. O ar era bombeado para um tubo e escapava por meio de um orifício no bocal. O bocal era fixado no primeiro molar maxilar direito e esquerdo na face bucal. Quando o orifício era coberto pela bochecha, a pressão do ar no tubo aumentava, dependendo da pressão feita no bocal. O bocal apresentava dimensões de  $6 \times 3,5 \times 1 \text{ mm}$  (Figura 2.3.6). A pressão máxima suportada pelo dispositivo era de  $150 \text{ gf/cm}^2$ . Durante a fase de expansão maxilar, a pressão da bochecha no lado direito foi de  $3,43 \pm 2,75 \text{ gf/cm}^2$  para  $8,94 \pm 3,59 \text{ gf/cm}^2$  pós-expansão. Para o lado esquerdo,  $3,23 \pm 2,73 \text{ gf/cm}^2$  para  $9,72 \pm 2,69 \text{ gf/cm}^2$  pós-expansão. Não houve diferença nas medidas entre o lado esquerdo e direito, nem no período pós-expansão e pós-retenção.

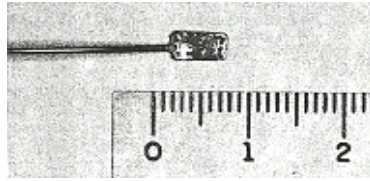


Figura 2.3.6- Bocal utilizado para medição da pressão [Halazonetis et al., 1994].

Em 1999, Thüier e colaboradores estudaram as pressões que a língua e as bochechas exercem sobre dentes posteriores da maxila e da mandíbula. Foram avaliados 24 adultos (12 homens e 12 mulheres) com idade entre 22 e 29 anos. O exame clínico revelou função normal dos lábios, língua e bochechas no repouso e durante a mastigação e deglutição. Os autores não descreveram os procedimentos da avaliação clínica. O aparelho apresentava um bocal colado nos dentes com cinco tubos finos de polietileno guiados pela rima lateral da boca (Figura 2.3.7). O sistema extraoral era composto por uma bomba de água e ar comprimido, um transdutor de pressão e uma válvula limitadora de fluxo. A pressão aplicada causava um pequeno e constante fluxo de água. As medidas de pressão das bochechas foram realizadas intraoralmente no espaço interdental entre os dentes 35 e 36 (segundo pré molar, primeiro molar superior direito), 25 e 26 (segundo pré molar, primeiro molar superior esquerdo). As pressões da língua e das bochechas (aproximadamente  $2 \text{ gf/cm}^2$ ), no repouso, apresentaram magnitude similar entre os dentes posteriores mandibulares. Já a média das bochechas nos dentes maxilares foi  $2,7 \text{ gf/cm}^2$  contra  $1,07 \text{ gf/cm}^2$  no lado lingual. Durante a mastigação de torradas suecas, a pressão média na mandíbula foi de  $33,11 \text{ gf/cm}^2$  e  $35,30 \text{ gf/cm}^2$  na maxila. Durante a deglutição de 5 mL de água,  $67,98 \text{ gf/cm}^2$  na mandíbula e  $67,57 \text{ gf/cm}^2$  na maxila. Somente a pressão durante a deglutição apresentou diferenças significativas entre os gêneros, sendo duas vezes maior na mulher que no homem,  $99,1 \text{ gf/cm}^2$  e  $49,0 \text{ gf/cm}^2$ , respectivamente.

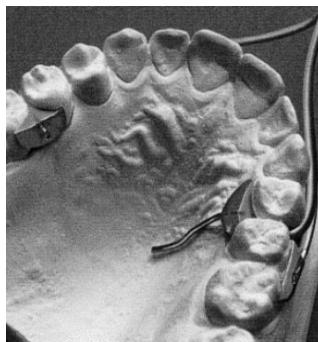


Figura 2.3.7 - Bocal fixado para medição de pressão na maxila [Thüier et al., 1999].



Küçükkeles e Ceylanoglu, 2003 descreveram o uso de um transdutor de pressão diafragmático para medir mudanças de pressão dos lábios, língua e bochechas produzidas pela expansão maxilar rápida. Um transdutor de pressão diafragmático EPL BO (Entran, Fairfield, NJ, EUA) foi conectado a um indicador digital de tensão (Figura 2.3.8). O transdutor de pressão foi calibrado usando uma câmara (vaso) de pressão com um manômetro. O transdutor foi colocado na câmara e a pressão de ar foi aumentada lentamente até  $1000 \text{ gf/cm}^2$ . O transdutor foi acoplado ao primeiro molar direito ou esquerdo aleatoriamente. Durante as medições, os pacientes estavam sentados em uma cadeira odontológica com a cabeça em posição natural. As gravações foram feitas durante o repouso e ao engolir 10 mL de água. Para a avaliação dinâmica, foram observadas as pressões criadas durante a pronúncia da vogal /u/ e da consoante /n/ em inglês. Para manter a compensação térmica, o transdutor foi mantido na boca durante 10 segundos antes das medições. Inicialmente, as bochechas foram afastadas do transdutor e o monitor foi zerado. As medições foram repetidas após o primeiro, segundo e terceiro mês da expansão maxilar. Foram realizadas duas medidas por teste, mas não se encontrou diferença estatística significativa entre elas. Os valores de pressão aumentaram significativamente após a expansão maxilar, diminuindo posteriormente no final do terceiro mês após a expansão com uso de retenção ( $p < 0,05$ ), demonstrando que a bochecha se adapta à nova posição do arco dental.



Figura 2.3.8 - Fixação do sensor com distância menor que 2 mm do dente [Küçükkeles e Ceylanoglu, 2003].

Casas et al., 2003 desenvolveram um protocolo não invasivo para avaliar os movimentos da língua e da bochecha durante a mastigação, avaliar a relação temporal entre a mastigação e o início da fase faríngea da deglutição. Fizeram parte da amostra três homens e três mulheres com idade entre 23 e 29 anos. Foram empregados transdutores de pressão em miniatura (0,4 mm de espessura e 3,5 mm de diâmetro) (Figura 2.3.9), colados unilateralmente na superfície bucal e lingual do primeiro molar mandibular e na superfície bucal do primeiro molar da maxila, no lado de preferência do avaliando. Para a fixação, foi

utilizado um *bracket* (suporte para os fios ortodônticos) de 1 mm de espessura. O estudo não descreveu os valores dos picos de pressão.



Figura 2.3.9 - Sensor miniatura utilizado para verificar a variação da pressão durante a mastigação e deglutição [Precision Measurement Company, 2013].

Ruan et al., 2005 avaliaram as características da distribuição das forças exercidas sobre a dentição decídua de 39 crianças (19 garotos e 20 garotas) com idade entre três e seis anos. O transdutor era composto por extensômetros e uma viga e tinha 0,7 mm de espessura e foi isolado com silicone e cimentado à superfície bucal do dente molar esquerdo superior (não foram comparados lado esquerdo e direito) com o adesivo Jing'jing para a avaliação das bochechas (Figura 2.3.10). Foram realizadas medidas durante o repouso e a deglutição de água com ajuda de uma colher de chá (3 mL). O transdutor suportava cargas de até 50,000 N/m<sup>2</sup>. Durante o repouso, os garotos demonstraram pressão média de 375 N/m<sup>2</sup> e as garotas 151 N/m<sup>2</sup> (p<0,05). Na deglutição de líquido, os valores médios foram de 1457 N/m<sup>2</sup> nos garotos e 986 N/m<sup>2</sup> nas garotas. No repouso, a pressão dos lábios e bochechas foi maior que a lingual (p<0,05). Em contrapartida, durante a deglutição, a pressão na superfície lingual dos dentes foi maior que nos lados bucal e labial (p<0,001).

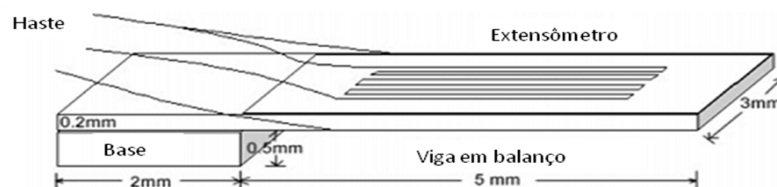


Figura 2.3.10- Desenho esquemático do dispositivo [Ruan et al., 2005].

Takada et al., 2008 procuraram determinar se o desequilíbrio entre pressões bucolinguais poderia estar envolvido na compensação dos dentes molares mandibulares e na assimetria do arco dental em sujeitos com assimetria facial. Participaram da amostra 12 sujeitos japoneses com idade entre 25-31 anos. A pressão exercida pela língua e pela

bochecha no primeiro molar mandibular direito foi medida com um par de sensores de pressão modelo PS-05KC Kyowa com capacidade para até 50 kPa, fixados em uma placa (Figura 2.3.11). A aquisição dos dados teve taxa de amostragem de 100 Hz. No repouso, foi encontrado o valor de  $1,87 \pm 1,38 \text{ g/cm}^2$ .



Figura 2.3.11- Fixação dos sensores em placa plástica [Takada et al., 2008].

Clark et al., 2009 descrevem o uso do IOPI para a medida de força de compressão das bochechas entre outras possibilidades. O Iowa Oral Performance Instrument (IOPI) é um aparelho disponível comercialmente e muito utilizado em pesquisas. O instrumento consiste de um transdutor de pressão mantido por bateria e um amplificador digital que exibe uma leitura em quilopascal (kPa) refletindo as pressões exercidas sobre um bulbo insuflado com ar. Neste trabalho, a pressão das bochechas foi usada como um controle. O bulbo foi ancorado lateralmente na superfície vestibular e os participantes foram instruídos a apertar o bulbo contra as bochechas com o máximo esforço (Figura 2.3.12). Foi utilizado o valor máximo em três julgamentos. Os participantes foram motivados verbalmente e não receberam *feedback* visual. Foram encontradas medidas de compressão voluntária máxima do bulbo de até 40 kPa, aproximadamente.



Figura 2.3.12- Medição da pressão exercida pelas bochechas sobre bulbo com ar [Clark et al., 2009].

Muitas variações existem entre os estudos citados devido às diferenças nas técnicas de medição. Estas variações estão relacionadas à espessura dos transdutores intraorais que tem efeito considerável sobre as medidas de pressão, ao tipo de sensor empregado para as medições, à posição do dente avaliado (arcada mandibular ou maxilar, caninos ou molares), ao tipo de frase empregada na fala, ao tipo de líquido ingerido para deglutição, entre outros pontos metodológicos.

As forças que atuam na dentição são produzidas, principalmente, pela musculatura perioral e pela língua. As forças têm um importante papel no processo de erupção dentária, formação da oclusão e manutenção da forma e estabilidade do arco. A dentição depende de um estado de equilíbrio entre forças externas de lábios e bochechas e da força interna da língua [Hanson e Barrett, 1995].

O conceito generalizado de força (isto é, uma tração ou impulso que tende a alterar o estado de movimento de um objeto) não pode ser extrapolado para o músculo, porque ele não pode empurrar, mas somente puxar. Em termos mecânicos, o músculo pode exercer uma força de tração (puxar), mas não uma força de compressão (empurrar). Porém, a força de tração exercida pelo músculo pode ser transmitida ao longo de um segmento e exercer uma força interóssea compressiva. Tanto o módulo como a direção do vetor da força muscular são difíceis de medir. Assim, a maioria dessas informações deriva de cálculos indiretos [Enoka, 2000].

O teste de força muscular é feito para determinar a capacidade dos músculos ou grupos musculares para funcionar em movimento e sua habilidade para prover estabilidade e suporte [Kendall, 1995].

A ciência demanda uma atenção rigorosa para cada detalhe que pode afetar a precisão do teste muscular. A falha, ao levar em conta fatores aparentemente insignificantes, pode alterar os resultados dos testes. Os achados são úteis apenas quando são acurados. Testes não acurados resultam em mau encaminhamento e confusão e podem levar a diagnósticos errados com sérias consequências. O teste muscular é um procedimento que depende de conhecimento, habilidade e experiência do examinador, que não deve trair, por meio da displicência ou falta de habilidade, a confiança que outros colocam inteiramente neste procedimento [Kendall, 1995].

A força muscular pode apresentar-se de duas maneiras: como força estática ou como força dinâmica. A força dinâmica é aquela que se desenvolve voluntariamente durante movimentos específicos (Figura 2.3.14) [Enoka, 2000].

Para a avaliação da força dinâmica durante algumas funções fisiológicas, foi encontrado o uso de sensores para medidas de força como os extensômetros. Um único trabalho foi encontrado na literatura nesse sentido aplicado à força que as bochechas exercem sobre os dentes [Lear et al., 1965].

Lear et al., 1965 propõem um dispositivo para medir forças musculares laterais nos arcos dentários após discutirem as limitações dos sistemas propostos até aquele momento. O sistema baseado em um extensômetro foi fixado nos lados lingual e bucal do dente pré-molar maxilar (Figura 2.3.13). Os resultados do referido estudo foram referentes ao processo de calibração relacionado à temperatura, espessura do sensor e linearidade.

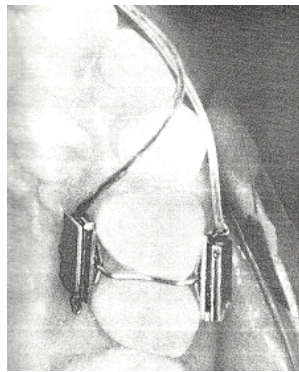


Figura 2.3.13- Fixação dos sensores em um clipe com forma de U [Lear et al., 1965].

Lear e Moorrees, 1969, utilizando o mesmo dispositivo, avaliaram sete sujeitos homens com idade entre 18 e 32 anos. Os sensores foram fixados nos dentes pré-molares mandibulares e maxilares direitos e esquerdos. A coleta de dados foi realizada durante seis dias. Tendo, cada dia, duas horas de coleta. Foram avaliadas as seguintes funções: fala (lista de sentenças balanceadas em inglês), mastigação (alimento de consistência moderada), deglutição (líquidos) e repouso (cabeça ereta, inclinada, em supino). Não foi realizada uma média dos valores encontrados entre os sujeitos para cada função avaliada. Pela observação dos gráficos do trabalho publicado, viu-se que, em um dos sujeitos, durante a fala, a força variou entre 0,7 - 3,9 gf; 1,9 - 4,4 gf para a deglutição de líquidos, 0,5 - 2,3 gf para a deglutição de saliva e 1,7 - 2,7 gf durante a mastigação, aproximadamente.

A força estática é aquela na qual um músculo ou grupo muscular desempenha numa posição determinada, voluntariamente, contra uma resistência imóvel. Em outras palavras, é a força exercida pelo músculo durante a contração isométrica. A força muscular estática pode ser medida por meio de métodos subjetivos, semiobjetivos ou objetivos [Enoka, 2000].

Os métodos subjetivos baseiam-se na palpação da musculatura e não garantem uma afirmação segura, uma vez que dependem da experiência clínica do avaliador (Figura 2.3.14).

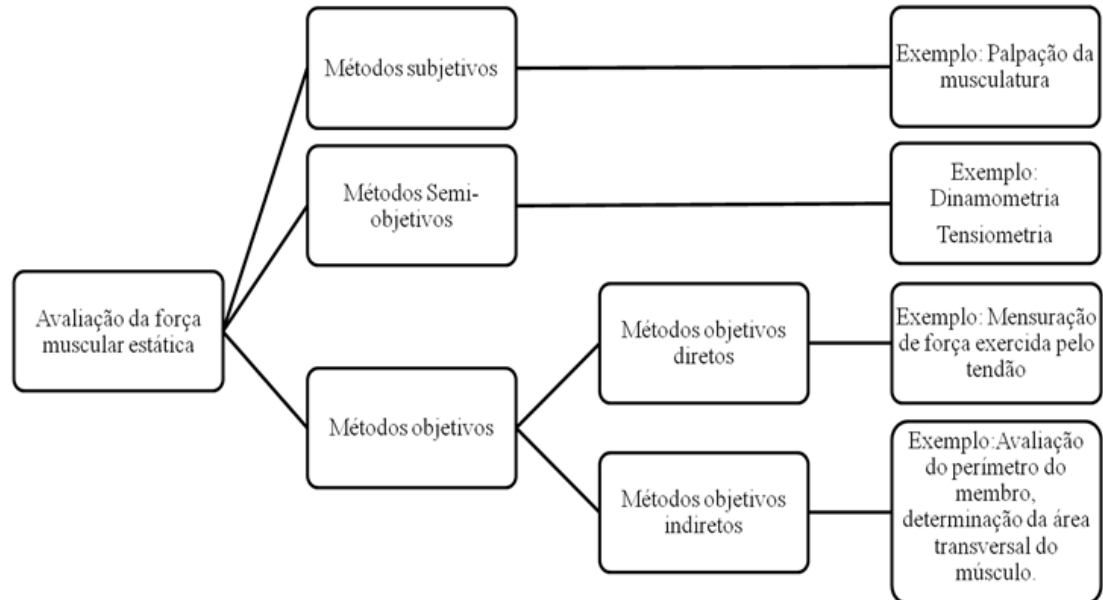


Figura 2.3.14- Avaliação da força muscular estática.

O teste muscular manual é uma arte e uma ciência. Por meio dele, é possível observar o desequilíbrio muscular e os efeitos da fraqueza e contratura no alinhamento e função. A arte do teste muscular se encontra no cuidado com o qual uma parte lesada é manuseada, o posicionamento para evitar desconforto e dor, a delicadeza necessária no teste de um músculo enfraquecido e, quando testar a força, a habilidade para aplicar a pressão ou resistência de um modo que permita que o indivíduo exerça a melhor resposta [Kendall, 1995].

Kendall, 1995 sugere que, na prova para avaliação do bucinador, o paciente deve pressionar as bochechas firmemente de encontro aos dentes laterais, tracionando para trás o ângulo da boca como ao tocar uma corneta.

Os métodos de avaliação subjetivos, como palpação [Kendall, 1995], resistência à tração, visualização, observação direta, seguida do acompanhamento individual e não somente interindividual, têm sido ainda muito utilizados pelos fonoaudiólogos como detecção das alterações musculares e de face. Estes procedimentos subjetivos não oferecem dados mensuráveis e, conseqüentemente, trazem dificuldades para o estabelecimento do padrão de comparação do que é observado [Jardini, 2007].

Os métodos semiobjetivos incluem a dinamometria e a tensiometria (Figura 2.13.14). A dinamometria é um método semiobjetivo de avaliação da força muscular que emprega

dinamômetros, manuais ou isocinéticos. O dinamômetro manual mede a força muscular máxima isométrica de acordo com o princípio de compressão, na qual a aplicação de uma força externa ao instrumento resulta na contração de uma mola que movimenta um ponteiro. Sabendo-se o valor da força necessária para deslocar o ponteiro a certa distância, pode-se determinar com exatidão o valor da força que foi aplicada ao dinamômetro. O fator que torna esta avaliação semiobjetiva é a dependência da aplicação da força pelo avaliador. O dinamômetro isocinético computadorizado mede a contração muscular máxima realizada em uma posição padronizada, é empregado com frequência em pesquisas, porém, requer muito tempo e espaço, além do alto custo, enquanto o dinamômetro manual é mais acessível e prático [Enoka, 2000].

Fisioterapeutas descrevem algumas dificuldades no uso desses dispositivos que podem, em alguma escala, também se aplicar a fonoaudiólogos. Alguns dinamômetros medem somente a força perpendicular sobre um plano, significando que uma leve inclinação do dinamômetro durante teste pode alterar os resultados. Segundo um estudo, o dinamômetro preso à mão mostra confiabilidade limitada quando usado por dois ou mais testadores. Outro autor refere que dinamômetros presos à mão podem subestimar a verdadeira força isométrica máxima do paciente, devido às dificuldades na estabilização do dispositivo [Kendall, 1995].

A tensiometria é um método que utiliza o tensiômetro com cabo para medir a força muscular. O instrumento consiste em um cabo, que é ligado ao membro, e um espelho contendo um ponteiro que indica o escore de força do indivíduo. À medida que a força exercida no cabo aumenta, o espelho sobre o qual o cabo passa é deprimido, produzindo a deflexão do ponteiro que indica o valor da força exercida pelo indivíduo [McArdle et al., 1992].

Já os métodos objetivos para avaliação da força muscular podem ser diretos ou indiretos (Figura 2.3.14). A avaliação objetiva indireta pode ser realizada por meio da avaliação do perímetro do membro, da determinação da área transversal do músculo, ou da eletromiografia, enquanto a avaliação objetiva direta se dá por meio da mensuração da força exercida no tendão [Hollmann e Hettinger, 1989].

Para a avaliação objetiva da força por meio indireto no procedimento de determinação da área transversal do músculo, podem ser realizadas secções perpendiculares à orientação das fibras musculares, com o objetivo de estimar a força muscular. A área da secção transversal é uma medida da vista superior da área no nível em que o corte foi feito. Essas medidas podem ser obtidas a partir de cadáveres ou pelo processamento de imagens (ultrassom, tomografia computadorizada, imagem por ressonância magnética). O método parte do princípio de que a

capacidade do músculo de produzir força está relacionada com a área de secção transversa do músculo, sendo que o músculo pode gerar 30 N de força por centímetro quadrado de área de secção transversa. Essa constante é identificada como tensão específica e varia entre 16 e 40 N/cm<sup>2</sup>. A tensão específica, portanto, é uma média da capacidade do músculo de exercer força, que é independente da quantidade de músculo [Enoka, 2000].

Os responsáveis pela dispersão na constante de tensão específica que relaciona a capacidade de força com a área são os fatores que incluem o tipo de fibra muscular, o sexo e a arquitetura muscular. Alguns indícios sugerem que a capacidade de força do músculo depende da porcentagem de fibras de contração rápida. Por outro lado, a tensão específica das fibras de contração rápida não foi relatada como diferente da encontrada para as fibras de contração lenta. A tensão específica parece ser constante para os diferentes tipos de fibras musculares, mas a transmissão de força entre as pontes transversas para os tendões varia entre os tipos de unidade motora. Então, o módulo de força muscular não é afetado pelo tipo de fibra ou pelo sexo, mas varia com a área de secção transversa, enquanto a tensão específica permanece constante. A estrutura muscular, esta sim parece afetar as relações de força. Se um músculo for considerado como uma estrutura simples na qual as fibras se alinham paralelamente umas às outras e se estendem de uma extremidade à outra de um músculo, então, a força absoluta em cada ponto ao longo de toda a extensão do músculo é essencialmente idêntica. Em consequência, a força exercida na extremidade de um músculo é a mesma no meio e na sua outra extremidade. Uma vez que os músculos são fusiformes e não cilíndricos, a área da secção transversa varia ao longo do comprimento do músculo [Enoka, 2000]. Este método pouco se aplica aos músculos orais e da face, os quais geralmente apresentam secções extremamente reduzidas e entrecruzamentos de fibras musculares.

Outra forma indireta para o cálculo do módulo da força muscular é a eletromiografia (EMG). A EMG é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis. O sinal eletromiográfico é a somatória algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição de sinais [Enoka, 2000].

De Luca, 1997 alerta que a EMG é um exame de fácil utilização e, por isso, fácil de cometer também abusos em relação à sua análise. Este mesmo autor chama atenção para as relações complexas entre o sinal eletromiográfico e a força para que não se caia desatentadamente em análises inadequadas. Em Biomecânica, há três princípios que dominam o uso do sinal EMG coletado através de eletrodos de superfície: a sua utilização como um



indicador de início de ativação muscular, sua relação com a força produzida por um músculo e, por fim, o seu uso como um índice da fadiga. Na Fonoaudiologia, há um grande interesse nas informações sobre a contribuição da força de músculos individuais, bem como, grupos musculares em determinadas funções. A habilidade de determinar de forma não invasiva a contribuição força de músculos individuais seria de grande valor clínico.

Um aspecto pontual é que quando o sinal eletromiográfico é retificado e suavizado, a sua amplitude é qualitativamente relacionada à quantidade de força medida sobre uma articulação. Porém, uma relação quantitativa precisa é quase indescritível. A razão para esse dilema é que o sinal EMG é o resultado de muitos fatores fisiológicos, anatômicos e técnicos. O efeito de alguns desses fatores podem ser controlados por métodos de detecção adequados, mas outros não são facilmente regulamentados com a tecnologia atual e seu potencial efeito sobre o sinal só pode ser imaginado e considerado. Para que o uso do sinal seja eficaz, é necessário primeiro entender o máximo possível sobre as fontes e as influências sobre o sinal. Esta tarefa é difícil e complicada, porque o estado atual dos conhecimentos não nos permite considerar de forma quantitativa a causa e o efeito de todos os processos e fenômenos que influenciam o sinal EMG. Mesmo se as influências pudessem ser completamente caracterizadas, o resultado da análise seria complicado pela heterogeneidade e anisotropia dos tecidos entre as membranas dos músculos e na detecção do eletrodo [De Luca, 1997].

Podemos utilizar um aspecto como exemplo: o espectro de amplitude e frequência do sinal EMG é afetado pela localização do eletrodo em relação à zona de inervação, à junção neuromuscular e às laterais (bordas) do músculo. O local mais adequado para a fixação do eletrodo é na linha média do ventre do músculo entre a zona mais próxima e inervação da junção miotendínea. Neste local, o sinal de EMG com maior amplitude é detectado. Aplicando-se isto ao bucinador, temos algumas dificuldades: o bucinador é um músculo profundo da face e, por isso, coberto por outros músculos e tecido adiposo. Isso faz com que a localização no ponto mais indicado fique comprometida pela interferência do sinal dos outros grupos musculares. Além disso, trata-se de um músculo facial com inserção em outro músculo sem junção miotendínea [De Luca, 1997].

Uma equação simples que descrevesse a relação entre força e o sinal eletromiográfico seria extremamente desejável e útil. Mas, infelizmente, essa fórmula simples não existe. A observação de que a amplitude do sinal EMG geralmente aumenta quando a força e/ou velocidade de contração do músculo aumenta apenas fornece uma indicação qualitativa da existência de uma relação entre as variáveis.

Para Lindeman e Moore, 1990, a medição de força ou pressão intraoral realizada pela musculatura são mais representativas da verdadeira ação muscular sobre a estrutura dental que os dados eletromiográficos.

Na Fonoaudiologia, a eletromiografia tem sido utilizada de forma criteriosa. A análise deste teste tem sido feita entendendo-se que um aumento no sinal eletromiográfico indica uma melhora na atividade muscular, uma provável melhora do tônus, mas que não emite dados quantitativos de força.

Também se pode medir indiretamente a força muscular por meio da pressão intramuscular com um cateter. A desvantagem reside no procedimento invasivo que envolve a inserção de transdutor de pressão no músculo. Por outro lado, parece fornecer um índice menos variável de força muscular do que a eletromiografia [Enoka, 2000].

Para medir direta e objetivamente a força muscular, deve-se medir a força exercida no tendão. Em experiências com músculo isolado, essa medição é realizada conectando-se um transdutor de força diretamente no tendão. Porém, nas experiências que envolvem seres humanos, em que o tendão não está separado do osso, a força muscular pode ser medida conectando-se um transdutor fixo ao tendão por meio de procedimento invasivo [Enoka, 2000]. Esta forma de avaliação mostra-se inadequada para demanda fonoaudiológica, uma vez que se busca uma avaliação rotineira, por isso, simplificada.

### **3 INSTRUMENTO PARA AVALIAR A FORÇA DAS BOCHECHAS**

#### **3.1 Projeto de Produto**

A produção de utensílios já é conhecida desde os primórdios da civilização humana, entretanto, o estudo de seu projeto de forma mais sistemática só ocorreu por volta da década de 60. O desenvolvimento de produto é um conceito amplo que abrange todo o processo de transformação de informações necessárias para identificação da demanda, a produção e o uso do que é produzido. O termo refere-se a um objeto concebido, produzido industrialmente com características e funções, comercializado e usado pelas pessoas ou organizações, de modo a atender a seus desejos ou necessidades. Um produto novo não significa, necessariamente, algo original, este pode resultar da melhoria ou modificações de objetos já existentes, podendo ser inovador (resultado de modificações que gera maior valor agregado) ou criativo [Back et al., 2008].

Entre os principais resultados do planejamento de produtos encontra-se a ideia de produto. Numa fase inicial, ela não é completa e deve haver um esforço no sentido de torná-la mais clara possível para apoiar o processo de decisão. A ideia também pode ser entendida como uma especificação, a qual deve conter uma ideia central chamada de benefício básico, ou seja, a vantagem que o consumidor perceberá ao adquirir o artigo em relação aos concorrentes [Back et al., 2008].

Em algumas situações, o projeto se inicia quando alguém identifica uma necessidade e decide fazer algo a respeito. O reconhecimento da necessidade nem sempre é evidente, por isso, ela também é um ato criativo. A definição do problema deve incluir todas as especificações para o objeto que será projetado. É muito importante preocupar-se com a funcionalidade, desgaste, segurança, confiabilidade, fabricabilidade, utilidade, custo, peso, barulho, forma, tamanho, propriedades térmicas, manutenção, entre outros fatores que surgem [Budynas et al., 2005].

A maioria dos produtos funciona em coordenação com as pessoas. A ergonomia está relacionada com as características, habilidades e necessidades das pessoas. Os fatores humanos estão fortemente relacionados com a qualidade e segurança do produto. Deseja-se que o produto funcione como esperado; este é um dos principais atributos da qualidade. No que se trata de segurança, normalmente produtos considerados inseguros não são vistos como

produtos de qualidade. Espera-se que nenhum dos usuários seja ferido e nenhuma das propriedades do produto venha a ser destruída com seu uso [Budynas et al., 2005].

Um produto adequado deve simplificar e reduzir as tarefas necessárias para a sua operação. Os controles e suas funções deverão ser óbvios, e as informações operacionais devem ser claras, visíveis e não ambíguas. Existem características do produto que influenciam a ergonomia: a fragilidade e o peso dos componentes, tamanho, quantidade, posição e localização das superfícies. Além de atender às funções técnicas definidas na estrutura de funções deve ser também esteticamente agradável aos clientes [Backet al.,2008].

Após a realização das tarefas de pesquisa de informações e a definição do produto a ser desenvolvido, o passo seguinte é o estabelecimento das especificações do projeto. Essa atividade é extremamente importante, pois, além de propiciar o entendimento e a descrição do problema na forma funcional, quantitativa e qualitativa, formalizando a tarefa de projeto, fornece a base sobre a qual serão montados os critérios de avaliação e de todas as tomadas de decisão realizadas nas etapas posteriores do processo de projeto.

Projetar, segundo Budynas et al., 2005 consiste em elaborar um plano que satisfaça uma necessidade específica ou solucione um problema. Se o plano consistir na criação de algo que tenha uma realidade física, então o produto deverá ser funcional, seguro, confiável, competitivo, utilizável, manufaturável e mercável. Além disso, deve ser legal e adaptado aos códigos e padrões aplicáveis.

Projetar é um processo inovador e altamente iterativo. Envolve um processo de tomada de decisão. Decisões estas, tomadas algumas vezes com base em escassas informações ou mesmo em uma fartura de informações contraditórias [Budynaset al., 2005]. Para orientar as tomadas de decisões, existem ferramentas que auxiliam a determinar os componentes do produto a serem priorizados durante o desenvolvimento conceitual do produto, considerando os aspectos de atendimento à qualidade demandada e de confiabilidade.

O *QualityFunction Deployment* (QFD – Desdobramento da Função Qualidade), é uma ferramenta que tem por objetivo transformar as necessidades dos clientes ou usuários nos requisitos técnicos apropriados para o desenvolvimento de produtos. Esta ferramenta também pode ser considerada como um guia para ser utilizado ao longo das fases de concepção e criação de novos produtos [Govers, 1996; Carnevalli et al., 2004]. O modelo conceitual tradicional mais conhecido é o modelo de quatro fases, que contempla as seguintes matrizes: (i) a matriz da qualidade, popularmente chamada de casa da qualidade; (ii) matriz do produto; (iii) matriz de processos e (iv) matriz de recursos. Essas matrizes relacionam a demanda do

consumidor com as especificações de engenharia, possibilitando o projeto dos componentes do produto e a definição das especificações das variáveis dos processos de produção, além da alocação inicial de recursos operacionais [Govers, 1996]. No presente trabalho, foram desenvolvidas a matriz qualidade e a matriz do produto. A matriz qualidade tem a finalidade de auxiliar no projeto da qualidade, correlacionando a qualidade exigida pelos clientes (voz do cliente) com as características da qualidade (requisitos técnicos). Já a matriz do produto tem por objetivos explicitar, organizar e hierarquizar as partes que compõem um produto. As demais matrizes não foram realizadas por estarem direcionadas à fabricação do produto e esta etapa ainda não foi alcançada.

O ponto de partida para a aplicação das matrizes do QFD é o levantamento da voz do cliente (*Voice of customer* – VOC). A VOC é inicialmente desdobrada, dando origem à qualidade demandada, que é uma das entradas da matriz da qualidade [Ribeiro et al., 2001]. Outra entrada dessa matriz são as características da qualidade, ou seja, os requisitos técnicos do produto que podem vir a atender às necessidades do cliente. A seguir, preenche-se a relação entre cada um dos itens da qualidade demandada e das respectivas características da qualidade. De posse dessas entradas e preenchimentos, a matriz da qualidade tem como principal resultado um índice de priorização das características da qualidade ( $IQ_i$ ), esse índice aponta as características de qualidade mais relevantes para atender às necessidades do cliente. As características da qualidade priorizadas na matriz da qualidade, juntamente com os componentes planejados para o produto, são as principais entradas da matriz do produto. Da mesma forma que na matriz anterior, é necessário preencher a relação entre os componentes e as características de qualidade. A matriz do produto resulta em um índice de priorização para cada componente do produto (IP), que é um indicativo de quais componentes são mais importantes para atender às necessidades de quem vai utilizar o produto.

O planejamento de produtos é um processo multidisciplinar e abrangente que requer informações e conhecimentos de várias áreas, sejam internos ou externos à organização. É um processo criativo e, ao mesmo tempo, sistemático para a geração e seleção de ideias, respectivamente. Está fortemente relacionado ao conhecimento e à capacidade de transformar esse conhecimento [Back et al., 2008].

### 3.2 Planejamento para a Criação do Protótipo

Planejar um projeto requer a identificação das atividades a serem desenvolvidas, sequência ou simultaneidade dessas atividades, tempo e recursos necessários, responsabilidade pelas atividades e início e conclusão do projeto [Back et al., 2008].

As metodologias que direcionam os procedimentos focalizam: o que fazer, para quem fazer, quando fazer, como fazer e com que fazer [Back et al., 2008].

- O que fazer?

Propor um método que diminua a subjetividade da forma atual de avaliar a força da bochecha. Para isso, decidiu-se desenvolver um instrumento portátil para avaliação quantitativa da força das bochechas.

- Para quem fazer?

A identificação do usuário procura definir o público alvo a que se deseja atingir. Não foi necessário segmentar o mercado, como é feito em projetos complexos. Pretende-se atender, com este dispositivo, principalmente Fonoaudiólogos. Entretanto, outros profissionais treinados podem ser beneficiados com o dispositivo.

- Quando fazer?

O projeto para o desenvolvimento da elaboração do protótipo e teste em humanos abrangeu aproximadamente quatro anos.

- Como fazer?

Foram utilizados princípios e ferramentas da Engenharia de Produção de Produtos para complementar o desenvolvimento desta tese. A etapa inicial do desdobramento da qualidade é a pesquisa de mercado, na qual é feita a identificação do usuário, assim como o processo de escuta da sua voz, o desdobramento da qualidade demandada por ele e a importância dos itens da qualidade demandada [Ribeiro et al., 2001].

A identificação do usuário está descrita no item anterior. Após esta identificação, propôs-se buscar a opinião e as expectativas destes futuros usuários. O processo de criação deve incorporar estas preferências, simultaneamente, assegurando qualidade e baixo custo.

Para identificar o problema e traçar os objetivos, foi efetuada uma busca na literatura dos equipamentos já descritos para a avaliação quantitativa das bochechas.

O instrumento para obtenção da voz do cliente ou usuário envolveu a organização de questionário aberto, a elaboração da qualidade demandada no questionário fechado e a atribuição dos pesos aos itens de qualidade demandada.

Na sequência, foi realizada uma reunião com fonoaudiólogos e alunos experientes do Grupo de Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, tanto na avaliação do tônus da musculatura orofacial como também na criação de produtos para a avaliação quantitativa de estruturas orofaciais.

No questionário aberto (APÊNDICE C), definiram-se questões amplas para atender aos objetivos principais e secundários. O questionário aberto foi aplicado aos participantes da reunião (sete pessoas) com o objetivo de levantar possíveis alternativas para o questionário fechado.

Em relação à primeira pergunta: *Você sente falta de algum instrumento que possa complementar algum aspecto de sua avaliação clínica? Qual?* Seis participantes referiram que necessitavam de instrumentos que mensurassem os dados de suas avaliações. Cinco deles foram específicos sobre a avaliação em Motricidade Orofacial. Um dos participantes não respondeu a pergunta. Não houve outra resposta distinta.

Sobre a pergunta: *Em seu trabalho, quantas avaliações relacionadas à tensão (tônus) das bochechas, em média, você faz por mês?* O mínimo foram quatro e o máximo 60 avaliações.

Quando se perguntou: *Qual método de avaliação de tensão/tônus das bochechas você utiliza atualmente? Pode descrever?* Observou-se que seis participantes descreveram de forma semelhante a avaliação clínica utilizada baseada na contra resistência feita à bochecha. Um dos participantes descreveu que traciona a bochecha, mas que não faz força. Um participante afirmou que, além de usar o dedo enluvado, também emprega a espátula.

Em relação às *dificuldades encontradas no método utilizado*, destaca-se a subjetividade apontada por cinco participantes. Ainda foram listadas dificuldades em comparar com a avaliação de outros fonoaudiólogos (com exceção de casos extremos de alteração), perceber pequenas mudanças na força, lembrar qual era a força do paciente no início do tratamento, controlar a atividade do dedo, dependência da experiência do avaliador, as dimensões da abertura da cavidade oral, o posicionamento do dedo, a classificação do grau de força e a falta de parâmetros para a normalidade.

Sobre a pergunta: *O que você esperaria de um aparelho para avaliação quantitativa da bochecha?* Os participantes elencaram: portabilidade, reprodutibilidade, fácil manuseio, fácil higienização, análise instantânea, sistema de coleta de dados desvinculado de um computador, obter dados individuais de cada bochecha, quantificação da avaliação feita pelo profissional, possibilidade de traçar padrão de normalidade, comparação entre as bochechas.

A respeito da sexta pergunta, que buscava a opinião dos participantes sobre como deveria ser um aparelho para a avaliação quantitativa da força das bochechas, obteve-se as seguintes respostas: apresentar pouco incômodo para o paciente, ser leve, pequeno, possibilidade de ser colocado dentro da boca, usar sensores de força, manter o mesmo gesto que a avaliação clínica, ficar confortável, ser confiável, fácil de higienizar, ter baixo custo e tamanho adequado, ter a possibilidade de avaliar separadamente as bochechas das hemifaces esquerda e direita.

Acerca dos *fatores decisivos na escolha de um aparelho ou método de avaliação do tônus das bochechas*, pontuou-se: portabilidade, preço, efetividade, repetitividade e precisão de resultados, facilidade de higienização, material biocompatível, atóxico, conforto, facilidade para manipular, entender e registrar resultados.

Com relação às *outras possibilidades de uso do aparelho*, foram citados: o treinamento de força, terapia com *biofeedback*, possibilidade conjunta de avaliação dos lábios, reabilitação da força das bochechas, comparação pré e pós-terapia, realização de exercícios.

Em alusão às *preferências*, foi ressaltado quanto à forma: conforto, pontas arredondadas, fácil manuseio, circular, ausência de risco de dano físico e um participante referiu não ter preferência quanto à forma. Quanto ao material: higienizável, biocompatível, que não incomodasse o paciente, nylon com silicone em algumas partes, e um participante não referiu preferência quanto ao material. Sobre o tamanho, as respostas foram: o menor possível; pequeno, para não ocupar muito espaço para guardar; pequeno, para que possa ser levado de uma clínica para outra; não pode ser tão pequeno ou conter peças muito pequenas que possa ser deglutidas pelo paciente (risco de aspiração).

Em relação à pergunta: *Qual a importância da avaliação da tensão/tônus das bochechas para o fonoaudiólogo?* Os aspectos mais pontuados foram: (i) a força aumentada ou diminuída da bochecha representam um desequilíbrio do sistema estomatognático necessitando, portanto, de intervenção fonoaudiológica; (ii) como as bochechas estão envolvidas nas funções de sugar, mastigar, deglutir e falar, evidentemente, se o tônus estiver alterado, podemos ter alterações em uma ou outra dessas funções; (iii) a tensão adequada das bochechas é fundamental para a realização harmoniosa da mastigação e também contribui para manutenção do correto posicionamento dentário;(iv) a avaliação da tensão é importante para averiguar as alterações, pensar em suas causas e na terapia; (v) a adequação dos aspectos funcionais depende da normotensão das bochechas, sendo um pré-requisito para a realização dessas funções (mastigação, deglutição e fala).



A partir dos resultados do questionário aberto, as respostas foram organizadas usando uma estrutura de árvore que reflete o desdobramento da qualidade demandada. O questionário foi complementado com itens, sugeridos pelos participantes, considerados importantes.

O questionário fechado é uma etapa quantitativa, na qual os pesos poderão ser atribuídos para os itens da qualidade demandada. Este instrumento questionou qual a importância que os fonoaudiólogos e futuros profissionais atribuíram a cada item do nível secundário. A importância foi definida de forma absoluta, solicitando-se ao respondente atribuir um valor - numa escala de 3, 6, 9, sendo 9 uma relação forte, 6 uma relação média e 3 uma relação fraca - independente para cada item da qualidade demandada. Os graus de importância atribuídos pelos respondentes aos itens primários da qualidade demandada foram transformados em pesos percentuais.

Na Tabela 3.2.1, demonstra-se o resultado da etapa quantitativa. A tabela refere-se aos pesos dados em concordância pelo grupo. Cada participante pontuou individualmente; caso o resultado fosse divergente, o item era discutido e novamente pontuado.

Posteriormente, foi realizada uma otimização dos dados por um profissional experiente na análise de QFD e a autora da tese, uma vez que a pontuação foi muito alta em quase todos os assuntos, dificultando o desenvolvimento das etapas posteriores.

A seguir, os requisitos foram utilizados para promover as especificações do produto. As especificações são o resultado final do processo de transformação das necessidades dos usuários.

Os pesos da qualidade demandada (IDi), obtidos na etapa anterior, são utilizados na matriz da qualidade demandada. Nessa matriz, avaliam-se as relações entre cada uma das qualidades demandadas e as especificações técnicas. A partir destes dados, montou-se a matriz da qualidade expressa na Tabela 3.2.2.

Tabela 3.2.1 - Priorização da qualidade demandada

<b>Atributos</b>		<b>Nota de priorização</b>
Resultados do instrumento	Identificar alterações de simetria	9
	Obter dados quantitativos	9
	Avaliar os lados separadamente	9
	Avaliar os dados de forma alternada	6
	Avaliar os lados de forma simultânea	3
	Observar a variação dos valores em função do tempo	9
	Comparar avaliações ao longo do tratamento	9
	Compartilhar as avaliações com outros profissionais	9
	Medidas confiáveis	9
	Avaliação mais precisa	9
Ergonomia	Não ser grande demais para a boca da pessoa	9
	Não machucar a boca	9
	Sensação de leveza quando for colocado na boca	9
	Flexibilidade para adaptação	9
Manipulação do aparelho	Fácil de transportar	9
	Fácil de higienizar	9
Aspectos técnicos	Fácil de calibrar	9
	Facilidade no posicionamento intraoral	9
	Facilidade de colocação e retirada	9
	Facilidade de medição	9
	Não depender de um computador	9
	Boa fixação do aparelho durante a avaliação	9
	Material atóxico	9
	Boa relação custo/benefício	9
	Boa aparência (aparência agradável)	6
Aprovação da ANVISA	6	

Tabela 3.2.2 - Matriz qualidade

Matriz da Qualidade	Especificações Técnicas											
	Qualidade Demandada	Idi	Força	Pressão	Quantidade de pontos de avaliação	Tempo	Capacidade de armazenamento	Capacidade de processamento da informação	Incerteza da medição	Número de pontos visuais de referência	Número de instruções de procedimento	Tamanho mínimo das peças
Identificar alterações de simetria	0,063	9	9	6				3				
Obter dados quantitativos	0,063	9	9			3	3	6				
Avaliar os lados separadamente	0,063			6					3			
Avaliar os dados de forma alternada	0,056			9								
Avaliar os lados de forma simultânea	0,056			9								
Observar a variação dos valores em função do tempo.	0,063				9	6	6					
Comparar avaliações ao longo do tratamento (banco de dados)	0,019					6	9					
Medidas confiáveis	0,063	9	9	3	3			9	3	3		
Avaliação menos subjetiva	0,038			3				3	9	9		
Baixo risco de aspiração	0,063											9
Conforto (não machuque a boca)	0,050											3
Sensação de leveza quando for colocado na boca	0,038											3
Flexibilidade para adaptação	0,031											
Fácil de transportar	0,050											3
Fácil de higienizar	0,050											3
Fácil de calibrar	0,038							3				
Facilidade de medição	0,044											
Independência de computador	0,038					6	6				6	
Boa fixação do aparelho durante a avaliação	0,050					9	9					
Baixo custo	0,031	6	6	3		3	3					
Boa aparência (aparência agradável)	0,038			3								
<b>Especificações meta</b>		até 12N	80kPa	2	10 segundos	100 exames	100 ponto/s	10%	3 ou 4	até 5		15mm
	<b>Iqi</b>	1,88	1,88	2,27	0,75	1,44	1,50	1,35	0,71	0,75		1,13

Legenda:

Idi: Índice de priorização da qualidade demandada. Iqi: importância de cada característica de qualidade.

Matriz da Qualidade	Especificações Técnicas														
	Qualidade Demandada	Idi	Grau de arredondamento das extremidades	Grau de rugosidade da textura	Peso do inserto	Peso do aparelho	Quantidade de peças	Quantidade de uniões das peças para montagem	Cor do material	Número de etapas da sequência de calibração	Tempo da sequência de calibração	Tamanho máximo das peças	Número de etapas da sequência de medição	Existência de aquisição de dados embarcado	Quantidade de pontos de fixação
Identificar alterações de simetria	0,063														9
Obter dados quantitativos	0,063														
Avaliar os lados separadamente	0,063														9
Avaliar os dados de forma alternada	0,056					3									9
Avaliar os lados de forma simultânea	0,056					3									9
Observar a variação dos valores em função do tempo.	0,063														
Comparar avaliações ao longo do tratamento (banco de dados)	0,019												9		
Medidas confiáveis	0,063								3						3
Avaliação menos subjetiva	0,038						3		6			6			3
Baixo risco de aspiração	0,063										9				
Conforto (não machuque a boca)	0,050	9	6	9		3					3				
Sensação de leveza quando for colocado na boca	0,038			9		3									
Flexibilidade para adaptação	0,031			6		3					3				
Fácil de transportar	0,050				9	9	6				6		9		
Fácil de higienizar	0,050		9			3		9							
Fácil de calibrar	0,038								9	9					
Facilidade de medição	0,044					3	6		6			6	6		
Independência de computador	0,038					3						6	9		
Boa fixação do aparelho durante a avaliação	0,050			6		3	3				3				
Baixo custo	0,031			3		3							3		6
Boa aparência (aparência agradável)	0,038							9							
<b>Especificações meta</b>		0,7	0,1Ra	50g	1kg	3	2	claras	2	5min	150mm	2			2
<b>Iqi</b>	0,45	0,75	1,37	0,45	1,78	0,83	0,79	1,01	0,34	1,26	0,71	1,31	2,63		

No Gráfico 3.2.1, demonstra-se a proporção na qual as especificações atendem às qualidades demandadas.



Gráfico 3.2.1 – Relação entre a qualidade demandada e as especificações.

Na matriz do produto Tabela 3.2.3, identificam-se os componentes do produto que devem atender às características de qualidade estabelecidas na matriz anterior.

Tabela 3.2.3 - Matriz do produto

Matriz do Produto Especificações Técnicas	Componentes do Produto						
	IQi	sensor	placa de aquisição	computador	software	bocal	senalizador
Força	1,88	9					
Pressão	1,88	9					
Quantidade de pontos de avaliação	2,27	9	6	6		9	3
Tempo	0,75		9		3		
Capacidade de armazenamento	1,44		9	9			
Capacidade de processamento da informação	1,50		9	9			
Incerteza da medição	1,35	9					
Número de pontos visuais de referência	0,71	3				9	9
Número de instruções de procedimento	0,75			3	9		
Tamanho mínimo das peças	1,13	6				9	
Grau de arredondamento das extremidades	0,45					9	
Peso do inserto	0,75	6				9	
Peso do aparelho	1,37			9			
Quantidade de peças	0,45	3	3	3			
Quantidade de uniões das peças para montagem	1,78		6	9		3	
Grau de rugosidade do material	0,83					9	
Cor do material	0,79			6		9	6
Número de etapas da seqüência de calibração	1,01	9			6		
Tempo da sequêcia de calibração	0,34	3		6			
Tamanho máximo das peças	1,26	3				9	
Número de etapas da sequêcia de medição	0,71			3	9		
Existência de aquisição de dados embarcados	1,31		6	9	6		
Quantidade de pontos de fixação	2,63					9	
Preço dos materiais	0,51	9		9	3	6	
	<b>Ipj</b>	99,5	67	97	31	106	18

Legenda:

Ipj: Índice de priorização dos componentes.

IQi: Importância de cada característica de qualidade.

O bocal, o sensor e o computador correspondem às partes do produto que mais atendem às especificações técnicas, conforme visto no Gráfico 3.3.2.

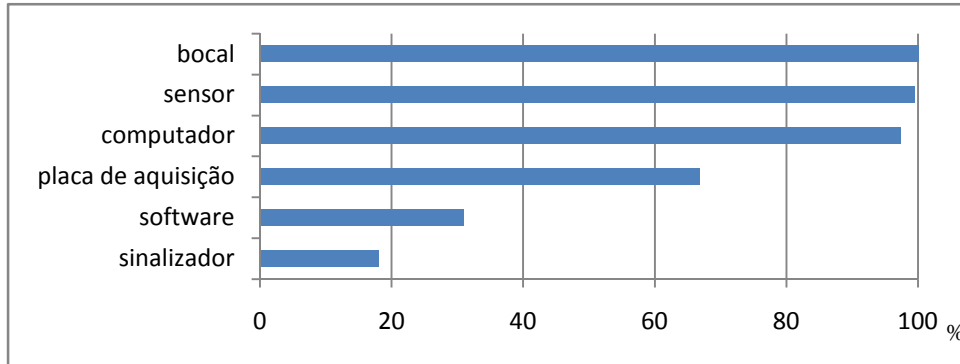


Gráfico 3.2.2- Distribuição das partes do protótipo para o atendimento das especificações técnicas.

Baseado em todo esse processo descrito anteriormente, inicia-se a passagem do abstrato ao concreto. A cada uma das funções escolhidas na etapa anterior, são atribuídos princípios de solução. Para auxiliar na busca de concepções para os princípios de solução que atendam às funções, é possível utilizar os chamados métodos de criatividade. Foram utilizados dois neste trabalho: um método intuitivo, o *Brainstorming*, e um método sistemático por meio de questionários e *checklists* [Budynas et al., 2005].

O questionário, ou *checklist*, foi utilizado na reunião com os participantes que responderam o questionário de obtenção da voz do cliente. Também foi respondido pela própria pesquisadora. As questões estimulam a geração de ideias. Baseados na qualidade demandada, eles deveriam sugerir modelos que atendessem às questões apontadas. Este método apresenta forte tendência a criações inovadoras em razão da necessidade de responder aos questionamentos [Budynas et al., 2005].

O *Brainstorming* é uma boa opção para o desenvolvimento de soluções criativas para problemas [Budynas et al., 2005]. As ideias foram apresentadas em grande quantidade e extravagância, uma vez que não foram criticadas. O método foi aplicado com um grupo de engenheiros mecânicos em sala de aula. O problema foi definido de forma clara e concisa. No grupo, havia alunos de engenharia com diferentes graus de experiência e nível de especialidade. Fixou-se 25 minutos para o desenvolvimento da tarefa. Foi priorizado quantidade acima de qualidade, e nenhum tipo de julgamento ou crítica foi feito neste momento. As opções geradas foram estudadas e avaliadas após a sessão.

### 3.3 O Protótipo

O protótipo desenvolvido para o aparelho proposto foi composto pelas partes analisadas no QFD.

O protótipo para medição da força da musculatura da bochecha é composto de duas partes, uma referente ao bocal em que se localiza a célula de carga e outra referente ao sistema de transdução, transmissão e armazenamento do sinal.

#### 3.3.1 Bocal

A elaboração do bocal foi um dos principais temas discutidos para o protótipo, seguido do tipo de sensor mais adequado. Como visto na matriz do produto, estes elementos contribuem para o cumprimento das principais demandas.

O bocal deve apresentar forma adequada para a avaliação e, preferencialmente, simular a avaliação perceptiva. A função do bocal é manter o aparelho fixo na boca do paciente. O bocal também é importante para que o movimento relativo do corpo do paciente não interfira na leitura da força da bochecha.

Vários modelos foram inspirados em treinadores para fortalecimento facial. Foi necessário estudar qual seria o melhor posicionamento, decidir as possibilidades de avaliação simultânea ou unilateral individual. Chegou-se a dois modelos potenciais:

O bocal I (Figuras 3.3.1 e 3.3.2) foi baseado num protetor oral duplo utilizado pelos boxeadores, de formato anatômico. O bocal possui um recorte para acomodação dos frênuos labiais superior e inferior. Para a acomodação do sensor, este modelo foi confeccionado por prototipagem rápida em ABS. Os sensores foram aplicados na porção distal das laterais externas direita e esquerda.

Inicialmente, a desvantagem principal deste tipo de bocal relacionava-se ao posicionamento do sensor dentro da cavidade oral. De acordo com o padrão facial dos indivíduos, o sensor pode variar numa posição anterior ou mais posterior. Isso consideraria porções diferentes da bochecha e poderia provocar problemas na avaliação. Por outro lado, se a análise for realizada somente comparando o mesmo indivíduo em momentos diferentes, a questão do posicionamento fica resolvida, pois o sensor sempre permanecerá no mesmo lugar no mesmo sujeito. Este tipo de bocal favorece a situação em relação a desdentados parciais (falhas dentárias), mas pode interferir na fixação diante alterações de oclusão mais graves.



Também foi discutida a viabilidade deste modelo devido às dimensões do mesmo, rigidez do material e a interferência do volume total do sistema do sensor na acomodação intraoral. Decidiu-se, então, descartá-lo, uma vez que, após sua confecção, o modelo apresentou-se desconfortável. O bocal foi testado apenas pela equipe técnica e provocou mal estar acentuado e estiramento excessivo das bochechas. Além disso, essa versão serviria, principalmente, ao propósito de avaliar simultaneamente as bochechas e este requisito não foi considerado uma prioridade pelos profissionais. Acrescenta-se que este modelo acomodaria dois sensores, o que aumentaria significativamente o custo financeiro do dispositivo sem respaldo da necessidade do profissional. Optou-se, assim, não expor voluntários a esta situação incômoda para estudar posteriormente qual modelo de bocal seria mais adequado.

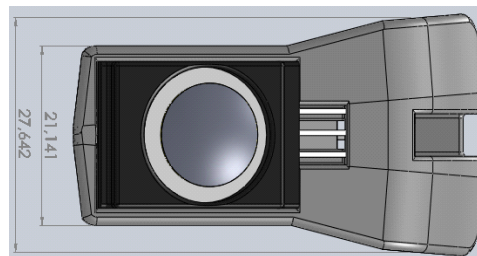


Figura 3.3.1 - Vista lateral do bocal I adaptado para sensor FS20.

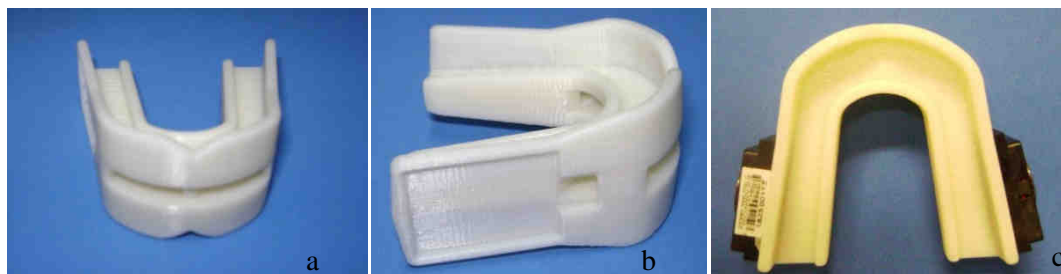


Figura 3.3.2 - Vista frontal (a) e lateral do bocal I (b). Sensores acoplados ao bocal I (c).

O bocal II (Figuras 3.3.3 e 3.3.4), também chamado de haste, é fixado unilateralmente. Trata-se de uma haste (136 mm) de material leve, que é apoiada na superfície oclusal dos dentes. A principal vantagem é que este modelo simula, com maior precisão que o anterior, a avaliação perceptiva de rotina. Esta peça foi equipada com uma fonte de luz para que seja posicionada a um ângulo de  $90^\circ$  entre a comissura dos olhos e da boca (Figura 3.3.5). Dessa forma, em qualquer sujeito, o posicionamento pode ser reproduzido.



Figura 3.3.3 - Fotografia do bocal II ou haste prototipado.

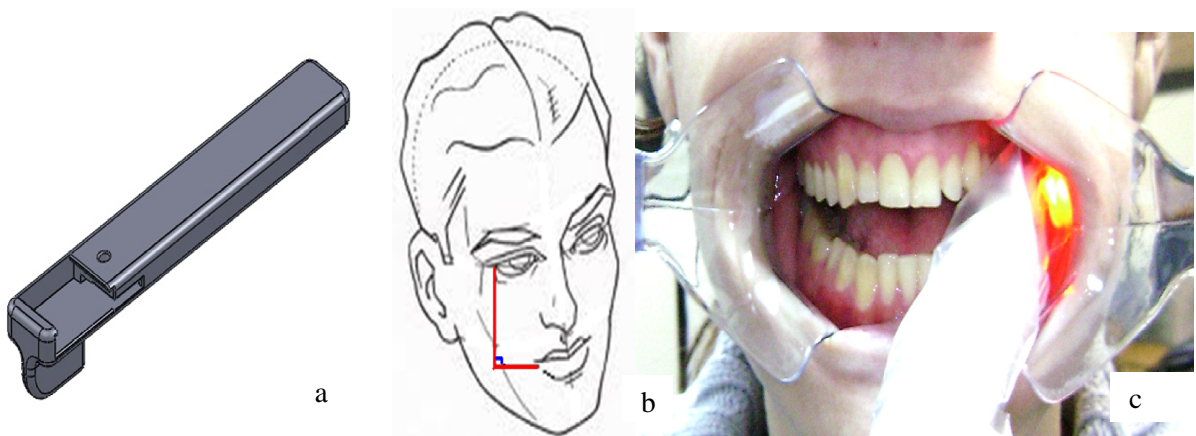


Figura 3.3.4 - Ilustração do bocal II. Desenho esquemático do bocalII. (b) Ponto para observação da fonte de luz extra-oral. (c) Posicionamento intraoral da haste.

O processo de elaboração do bocal sofreu um processo evolutivo (Figura 3.3.5), que culminou no uso do bocal II (Figuras 3.3.3 e 3.3.4) para integrar o sistema de avaliação quantitativa. Evoluiu-se de tentativas muito simples até um protótipo desenvolvido em impressão três dimensões em ABS. Em (a) observa-se um dos primeiros modelos rascunhado com corpo de prova que evoluiu para prototipagem rápida com a possibilidade de avaliar duas bochechas individualmente (b) que, como já comentado, não correspondeu aos critérios desejados. Em (c) é apresentado o primeiro modelo de haste que evolui com a prototipagem rápida para o modelo descrito em (d), promovendo melhor fixação dos componentes. Porém, durante as primeiras medições, a haste sofreu uma fratura e quebrou, como visto em (e). Foi confeccionada nova haste e, na oportunidade, aprimorou-se o contorno de apoio dos dentes e reforçou-se a parede de apoio do sensor (f).

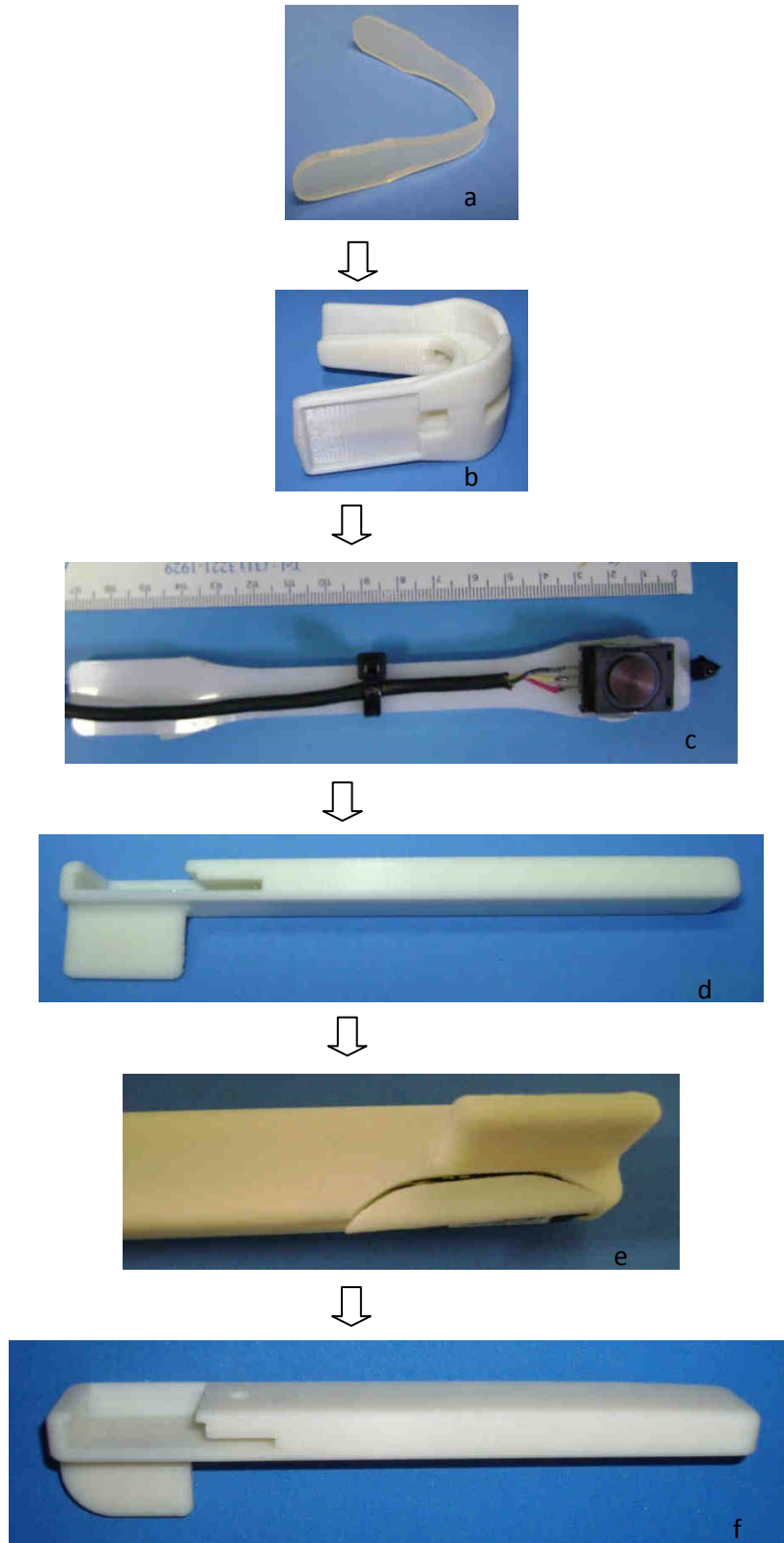


Figura 3.3.5- Processo evolutivo de elaboração do bocal: (a) bocal I modelado com corpo de prova; (b) bocal I prototipado em ABS; (c) bocal II modelado com corpo de prova; (d) bocal II, primeira versão em prototipagem rápida em ABS; (e) quebra da haste; (f) bocal atual com reforço e contorno anatômico melhorado.

### 3.3.2 Sensor

Como referido anteriormente, a escolha do sensor foi um processo cauteloso e desafiante. A tarefa envolveu delimitação da faixa de medição, tamanho e aspectos relacionados aos erros.

Pela revisão da literatura, poucas informações foram adquiridas, uma vez que a maioria dos resultados está em unidades de pressão e não foi possível fazer a conversão das unidades devido à ausência de informações, como a área do mesmo.

Em busca de um valor representativo que norteasse a escolha, foi realizado um experimento simplificado. Foi colocado um inserto na boca do pesquisador que oferecia certa resistência ao seu fechamento. As extremidades foram colocadas nas paredes laterais da bochecha. À medida que o pesquisador aplicava força, formava-se um ângulo entre estas hastes (Figura 3.3.6). Esta variação angular foi medida. Posteriormente, em uma balança, foi verificada qual a força aplicada para a variação angular observada. Encontrou-se um valor de aproximadamente 500 gf. Dessa forma, foi possível uma primeira estimativa da faixa de medição necessária do sensor.

Também foi usado para o mesmo fim o exercitador facial Pró-Fonoplus®. Por meio da balança, observou-se que, para a aproximação máxima das hastes do aparelho, foi necessária uma aplicação de aproximadamente 750 gf.



Figura 3.3.6- Variação angular para aproximação do valor de força.

O passo seguinte foi buscar sensores de força ou sensores de pressão com área delimitada que atendessem a esta faixa de medição e apresentassem tamanho reduzido para serem adaptados aos bocais.

Após extensa busca chegou-se ao modelo mais adequado. Trata-se da célula de carga FS20, com faixa de medição de 0-1500 gf. Este modelo possui dimensões de 25,1 mm x 8,26 mm x 17,27 mm (Figura 3.3.7). Pode ser usado em temperaturas entre 0° e 70°C, realiza compensação entre 5° e 50°C. As células de carga são tradicionalmente usadas para a avaliação de força.



Figura 3.3.7-Sensor FS20.

### 3.3.3 Peça Condutora de Força e Fonte de Luz

A peça condutora de força (Figura 3.3.8), de silicone, transparente, possui formato de calota esférica para melhor acomodar a bochecha e é acoplada à célula de carga. Na peça condutora de força, encontra-se inserida a fonte de luz (Figura 3.3.9) composta por um diodo emissor de luz (LED), *surface-mount device* (SMD) de cor vermelha, alimentado pelo dispositivo eletrônico para aquisição e análise do sinal elétrico, com intensidade determinada por um resistor inserido no sistema que também limita a corrente elétrica por ele consumida. O diodo emissor de luz é inserido no interior central da peça condutora de força por meio de um baixo relevo. Este item foi planejado para facilitar a fixação da haste no ponto de referência adequado. O acoplamento do *LED* pode contribuir para a repetitividade da localização do sensor. Jardini, 2004 ressalta que o ponto de localização do músculo bucinador na intercessão do plano horizontal da comissura labial com o plano vertical do ângulo externo dos olhos formando um ângulo reto é adequado para o posicionamento de eletrodos para análise eletromiográfica do músculo. Assim, acreditamos que, para melhor avaliação, esse ponto seria indicado como referência para o posicionamento do sensor.

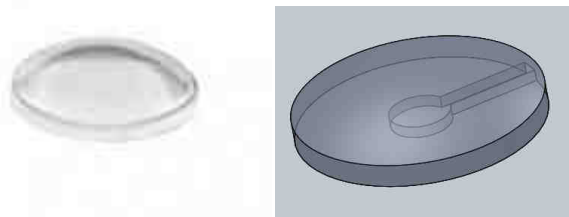


Figura 3.3.8 - Peça condutora de força (a). Peça condutora com imagem do sulco para inserção da fonte luminosa.



Figura 3.3.9- Fonte de luz acoplada à peça condutora de força.

### 3.3.4 Aquisição de Dados

A aquisição de dados pode ocorrer por meio do uso da placa USB-1208FS, até 10 KHz, podendo ter até oito canais conectado a um computador, permitindo uma melhor visualização da curva adquirida e análise do sinal. Uma segunda forma de aquisição utiliza o Arduino, plataforma de prototipagem eletrônica de hardware livre, projetada com um microcontrolador, que pode ser usado para desenvolver objetos interativos, admitindo entradas de uma série de sensores ou chaves. O equipamento pode ser alimentado pela conexão USB ou com uma fonte de alimentação externa. A alimentação é selecionada automaticamente. O modelo utilizado foi o Arduino Uno fixado a uma superfície ou encapsulamento.

### 3.3.5 Computador

A maioria dos sistemas de aquisição de dados necessita ser conectado ao computador. Para este trabalho, a proposta mais simples foi um sistema conectado a um computador pessoal portátil (Figura 3.3.10).

Todavia, uma demanda muito enfatizada foi a facilidade para transportar o aparelho e o peso geral de todo o sistema. Por este motivo, foi desenvolvido um sistema encapsulado com botões funcionais e um display para visualização gráfica e dos valores máximos e médios e análises simplificadas. Estes sistemas encontram-se em fase de melhoramento, como pode ser visto na Figura 3.3.11. No sistema encapsulado com *display* alfanumérico, podem ser observados os valores de força média e máxima ao final do teste. No sistema com *display* gráfico, além destes dados, é possível cadastrar um número de identificação do paciente, observar o comportamento da curva durante o ensaio, e ter os valores de força máxima e média.



Figura 3.3.10- Sistema de avaliação quantitativa da bochecha conectado ao computador.

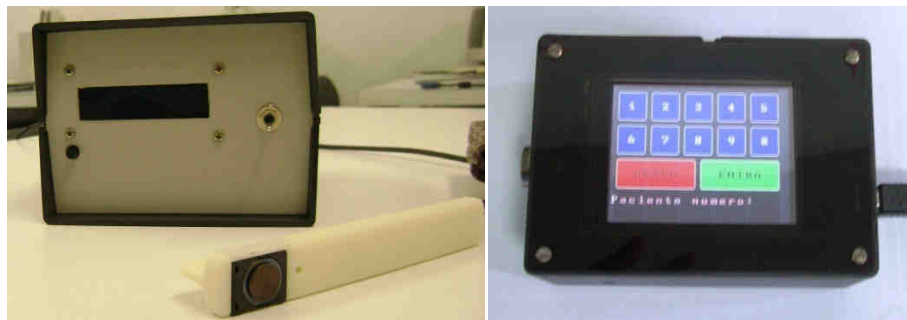


Figura 3.3.11- Sistema de avaliação quantitativa da bochecha conectado ao dispositivo encapsulado com display alfanumérico (a) e display gráfico (b).

### 3.3.6 Software

Para a coleta dos dados utilizou-se um programa desenvolvido no Agilent VEE (*Visual Engineering Environment*). Trata-se de um ambiente de programação gráfica para testes automatizados, medições e análises avançadas.

Durante a coleta de dados, o programa utilizou um sinal visual (mudança de cor de um círculo na tela do computador indicando a hora de iniciar e finalizar a aplicação da força) (Figura 3.3.12).

Para o sistema encapsulado, o software coleta o número de identificação do paciente fornecido pelo examinador, identifica qual bochecha está sendo avaliada, assim como os valores máximo e médio.

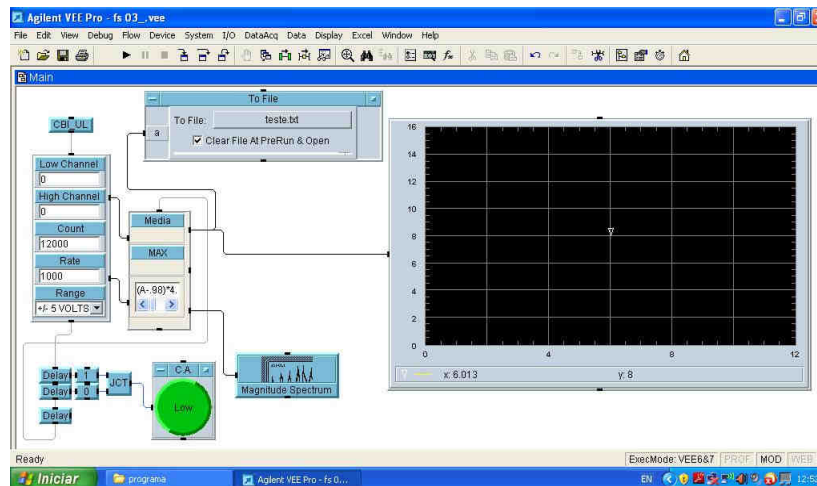


Figura 3.3.12 - Tela para coleta de dados do programa criado no Agilent VEE.

### 3.3.7 Calibração do Sistema de Medição

O sistema construído passou por um processo de calibração, no qual verificou-se a relação entre os valores indicados pelo instrumento e os valores representados por um material de referência. Assim, o resultado de uma medição torna-se adequado quando acompanhado do valor declarado das incertezas. O cálculo das incertezas foi feito de acordo com as etapas propostas no Guia para Determinação da Incerteza em Medição (GUM).

A célula de carga foi calibrada utilizando-se força conhecida, a qual foi equiparada aos valores de saída do instrumento. O sensor não foi calibrado separadamente do restante do sistema, para tanto foi utilizado, então, um suporte que serviu de apoio.

O sistema foi calibrado para um faixa de medição de força entre 0 e 16 N. Para estabelecer essa faixa, levou-se em consideração a faixa de medição do sensor.

Os testes de calibração foram realizados no GMAP, com temperatura ambiente entre 25 e 27°C. Para cada peso aplicado, foi obtido um sinal de saída em Volts (V). O tempo de aplicação das forças foi de 10 segundos (mesmo tempo empregado nas medições). Foi utilizada uma linha de tendência polinomial para ajuste do sinal. O polinômio obtido por meio da curva de calibração descreve a relação entre o padrão utilizado na calibração e a saída elétrica do sensor, em volts, retornada pelo sistema, sendo  $x$  a força medida em Newtons (N) com o instrumento e  $y$  o valor da tensão elétrica em volts (V). O polinômio gerado por meio da curva (Figura 3.3.13) está apresentado na equação da reta abaixo e obteve fator de correlação igual 0,9998.



$$F(N)=0,0022V+0,9586 \quad (3.3.3.1)$$

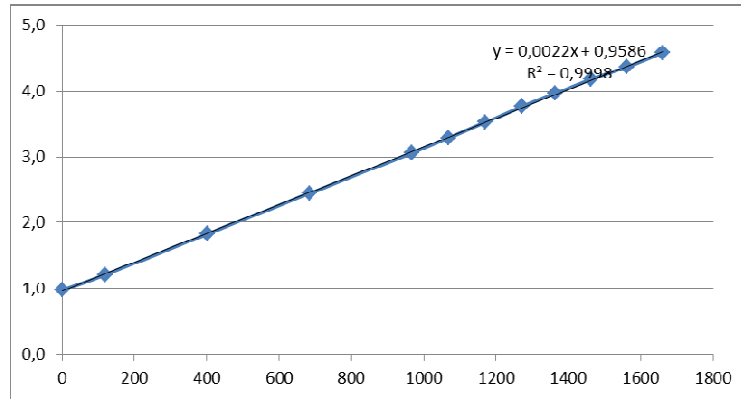


Figura 3.3.13- Ajuste polinomial da curva obtida na calibração.

Como recomendado na norma NIT-DICLA-021 do INMETRO, o valor numérico da incerteza da 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 cálculo da incerteza expandida (U), consideraram-se as incertezas padrão, multiplicado por um fator k de abrangência. Foram verificadas incertezas expandidas entre 1-2 e 3,3% (Tabela 3.3.1).

Tabela 3.3.1- Análise das incertezas do instrumento de medição

Gramas	Newton	L1 (V)	L2 (V)	L3 (V)	Média (V)	Desvpad (V)	u padrão(V)	uc (V)	U 95% (V)	U 95%
0,00	0,00	0,98	0,98	0,98	0,98	0,00	0,00	0,01	0,02	2,04
119,00	1,17	1,20	1,20	1,23	1,21	0,01	0,01	0,01	0,02	1,75
401,90	3,94	1,84	1,78	1,87	1,83	0,05	0,01	0,03	0,06	3,18
685,20	6,72	2,47	2,38	2,50	2,45	0,06	0,01	0,04	0,07	2,98
968,10	9,49	3,09	2,97	3,13	3,06	0,08	0,02	0,05	0,10	3,32
1069,40	10,49	3,32	3,21	3,35	3,29	0,08	0,02	0,05	0,09	2,86
1170,60	11,48	3,55	3,46	3,57	3,53	0,06	0,02	0,04	0,08	2,27
1270,70	12,46	3,78	3,72	3,79	3,76	0,04	0,02	0,03	0,06	1,64
1362,30	13,36	3,97	3,94	3,99	3,96	0,02	0,02	0,03	0,05	1,29
1461,90	14,34	4,18	4,16	4,20	4,18	0,02	0,02	0,03	0,05	1,21
1560,80	15,31	4,38	4,32	4,40	4,37	0,04	0,02	0,03	0,07	1,52
1660,00	16,28	4,58	4,53	4,63	4,58	0,05	0,02	0,04	0,07	1,61

Legenda: L1- leitura 1; L2 - leitura 2; L3 - leitura 3; desvpad - desvio padrão; u padrão - incerteza padrão, uc - incerteza combinada; U - incerteza expandida.

Apresentaram-se, neste capítulo, as etapas de idealização e construção do dispositivo e método de avaliação quantitativa das bochechas, bem como os testes realizados para calibração do sistema de medição.

Ao final da construção do instrumento, considerando sua inovação tecnológica, foi realizado o depósito de pedido de patente de invenção junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI), registrado em 21/12/2012 com o nº BR102012-032932-8 (Anexo B).

## **4 TESTES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO O MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DAS BOCHECHAS**

Esta etapa do estudo foi realizada após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul sob o parecer nº. 19756 (ANEXO A).

### **4.1 Repetitividade e Reprodutibilidade das Medidas de Força da Bochecha**

O levantamento ou pesquisa na área da saúde é enriquecido quando são informados os níveis de reprodutibilidade e validade dos instrumentos utilizados em sua aferição. A avaliação da confiabilidade de um instrumento é feita por meio da comparação de diversas aplicações do instrumento ao mesmo indivíduo. Dois aspectos da confiabilidade são mais frequentemente avaliados: a confiabilidade de teste/reteste, em que um grupo de pessoas é avaliado em dois momentos diferentes, visando estabelecer o grau com que o instrumento pode reproduzir os resultados; e a confiabilidade entre diferentes avaliadores, em que as mesmas pessoas são avaliadas por dois ou mais avaliadores, com o objetivo de investigar a concordância de aplicação e/ou de interpretação entre os avaliadores [Menezes, 1998].

O termo confiabilidade geralmente é utilizado para se referir à reprodutibilidade de uma medida [Inmetro, 2003]. Um teste de baixa reprodutibilidade forçosamente acarreta baixa validade, o que significa, em termos práticos, pouca utilidade [Pereira, 1995].

Reprodutibilidade é o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição. Para que uma expressão da reprodutibilidade seja válida, é necessário que sejam especificadas as condições alteradas, que podem incluir o princípio de medição, o método de medição, o observador, o instrumento e a medição, o padrão de referência, o local, as condições de utilização, o tempo. A reprodutibilidade pode ser expressa, quantitativamente, em função das características da dispersão dos resultados. Para que as medições sucessivas tenham um grau de concordância entre os resultados, é necessário manter as mesmas condições de medição que são chamadas de condições de repetitividade. Estas incluem o mesmo procedimento de medição, mesmo observador, mesmo instrumento de medição utilizado nas mesmas condições, no mesmo local e repetição em curto período de tempo. A repetitividade pode ser expressa quantitativamente, também em função das características da dispersão dos resultados [Inmetro, 2003].

De acordo com a definição do Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial sobre reprodutibilidade e repetitividade [Inmetro, 2003], não há especificamente um número de dados ou testes para que o equipamento seja considerado reprodutível e repetitivo. Contudo, exige-se a medida de dispersão dos resultados.

Para análise de repetitividade e reprodutibilidade, foi realizado um estudo observacional, com amostra de conveniência.

Os 10 indivíduos, média de 25,4 anos, foram convidados a fazerem parte do estudo. Os critérios de inclusão foram: possuir idade superior a 18 anos e inferior a 35 anos, e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido. Constituíram os critérios de exclusão: presença de alterações anatômicas, ferimentos na mucosa da bochecha, presença de feridas e comprometimentos cognitivos.

Os critérios de inclusão foram: possuir idade superior a 18 anos e inferior a 35 anos, tônus adequado de bochecha pelo consenso das avaliadoras e ter assinado o termo de consentimento livre e esclarecido. Constituíram os critérios de exclusão: presença de alterações anatômicas, ferimentos na mucosa da bochecha, presença de feridas e comprometimentos cognitivos.

Primeiramente, os indivíduos foram convidados a fazerem parte do estudo. Aqueles que aceitaram e concordaram em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido foram submetidos à avaliação fonoaudiológica clínica por duas fonoaudiólogas com experiência em motricidade orofacial.

Foram submetidos à avaliação fonoaudiológica clínica pela pesquisadora os indivíduos que aceitaram e concordaram em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido.

Quanto aos aspectos morfológicos da mucosa, foi observada a presença ou ausência de marcas dentárias e presença da linha alba. Não foram avaliados aspectos relacionados à mobilidade, embora existam provas para este fim, porque se acredita que os movimentos observados estejam estreitamente relacionados à atividade dos lábios, diminuindo, assim, a eficiência da avaliação das bochechas.

Na avaliação perceptiva das bochechas, foi solicitado ao participante realizar o movimento contrário ao dedo enluvado do avaliador no vestíbulo direito e, posteriormente, esquerdo, durante 10 segundos, como visto na figura 2.2.

Para este procedimento, os sujeitos estavam em posição de repouso sem contato dentário. O avaliador classificou as bochechas unilateralmente como tônus aumentado quando

a musculatura fosse capaz de resistir ao movimento do dedo do avaliador e imprimir excessiva força. Tônus normal quando a musculatura fosse capaz de resistir ao movimento do dedo do avaliador e imprimir força adequada. Tônus diminuído quando as dificuldades fossem significativas, podendo haver tremores e apoio da região do módolo, compensações com movimento de cabeça. Os casos em transição entre o tônus adequado e diminuído foram classificados como levemente diminuído. Quando houve suspeita de assimetria, as bochechas foram avaliadas simultaneamente para realização de comparação.

A avaliação quantitativa da força da bochecha foi realizada por meio do dispositivo construído para este fim em três dias diferentes com intervalo de pelo menos um dia entre eles e no máximo três. Antes das medições de cada indivíduo, a haste foi recoberta por um filme de PVC transparente atóxico e encapsulado numa embalagem plástica com a finalidade de tornar simples e rápida a higienização. O filme de PVC e a embalagem foram removidos logo após as medições daquele indivíduo e o aparelho higienizado com álcool 70%. Os participantes foram posicionados sentados de maneira confortável, em local reservado.

O protocolo elaborado para realização das avaliações foi:

- 1º - Higienização do bocal
- 2º - Leitura do valor inicial do sistema.
- 3º - Encaixe da haste na cavidade oral e espera de 15 segundos para acomodação.
- 4º - Realização da medição no período de repouso de cada bochecha.
- 5º - Realização da primeira medição seguida por retirada do instrumento da boca e descanso de um minuto.

O procedimento 5 foi realizado quatro vezes para o lado direito e o mesmo para o lado oposto.

Todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo avaliador.

O período de 10 segundos estipulado para a avaliação seguiu os modelos de outros trabalhos citados na literatura [Motta et al., 2004; Perilo et al., 2007; Furlan et al., 2010] , facilitando, assim, a comparação dos dados. A mesma explicação cabe ao intervalo de descanso de um minuto entre cada medição para aliviar o possível cansaço da bochecha. Procurando excluir algum viés de confusão, as medições do mesmo indivíduo foram realizadas no mesmo período diário.

Durante a análise dos dados, foram assinalados os valores iniciais de leitura do sistema, considerado o “zero”, de força durante o repouso, da força média e força máxima de cada ensaio. Cada dia de teste de um indivíduo gerava um total 11 dados para a coleta (zero, repouso da bochecha direita, repouso da bochecha esquerda, medida 1-4 do lado direito e

medida 1-4 do lado esquerdo). A força média refere-se à média do maior valor de força realizado entre o início da aplicação da força e o momento em que o indivíduo para em cada ensaio. A força máxima refere-se ao pico máximo de força obtido durante o ensaio. Ao final, foi feita uma média das forças médias e máximas para cada dia de testes. Também foi analisado o tempo decorrido para que o valor máximo fosse atingido. Esses parâmetros foram baseados na análise de força da língua [Motta, 2011].

Foi programado no *software* um tempo de 12 segundos de registro para obtenção dos dados. A distribuição do tempo de medição está apresentada na Figura 4.1.1, sendo o registro iniciado sem a contração voluntária dos participantes e com o instrumento já encaixado na cavidade oral (a). Um círculo verde no painel do programa tornava-se vermelho indicando o início do ensaio (b). Permanecia assim durante 10 segundos; ao final destes, o círculo retornava à cor verde e o participante relaxava (c). Era aguardado mais um segundo até o término do registro do sinal (d) e retirada do instrumento da boca. Com esta distribuição, foi possível verificar o comportamento da força da bochecha previamente, durante e após a contração solicitada.

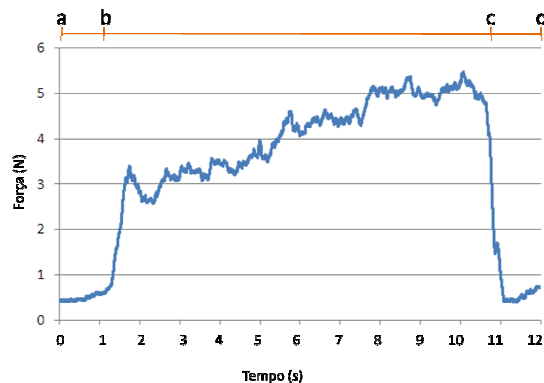


Figura 4.1.1 - Análise do gráfico da força da bochecha x tempo de medição.

#### 4.1.1 Análise Estatística dos Resultados

Para a análise estatística dos resultados, foram utilizados os valores obtidos da força máxima e da força média no intervalo entre (b) e (c) (Figura 4.1.1). Obteve-se, ao final dos testes experimentais, um total de 330 gráficos de força da bochecha x tempo de contração.

As informações coletadas foram digitadas em um banco de dados criado em planilha no Excel®. Os resultados descritivos foram obtidos utilizando medidas de tendência central e de variabilidade, sendo apresentados para cada avaliação realizada.

Os dados foram organizados de maneira a possibilitar a avaliação das forças registradas nos lados direito e esquerdo.

A reprodutibilidade e a repetitividade podem ser expressas, quantitativamente, em função das características da dispersão dos resultados [Inmetro, 2003]. Dessa forma, a análise foi baseada no desvio padrão e no coeficiente de variação das forças média e máxima. Para obter a significância estatística, utilizou-se o método Equações de Estimação Generalizadas (EEG), considerando-se o nível de 5% de significância.

A análise foi realizada no *software* SPSS versão 18. O coeficiente de variação é uma medida adimensional, usualmente expresso em porcentagem. É zero quando não houver variabilidade entre os dados, ou seja, quando todos os valores da amostra são iguais. Sua utilidade é fornecer uma medida para a homogeneidade do conjunto de dados. Um valor de coeficiente de variação menor ou igual a 0,25 geralmente indicará que o conjunto de dados é razoavelmente homogêneo. Entretanto, esse valor pode variar de acordo com a aplicação. Uma possível classificação é: baixo (inferior a 0,10); médio (de 0,10 a 0,20); alto (de 0,20 a 0,30); e muito alto (superior a 0,30) [Soares, Siqueira, 2002].

A análise da repetitividade foi realizada entre os quatro ensaios de cada dia, uma vez que, neste tipo de estudo, as medidas deveriam ser realizadas sob as mesmas condições.

A reprodutibilidade do aparelho foi avaliada analisando-se o grau de concordância entre os resultados da medição comparando-se os três dias. Enfatiza-se que a condição alterada no estudo da reprodutibilidade do sinal captado pelo equipamento, que corresponde às forças, foi o tempo. O tempo refere-se aos dias de medições diferentes.

Este trabalho aceitou como resultado repetitivo os dados diários com coeficiente de variação até 20,99%. Para a reprodutibilidade, estabeleceu-se como critério apresentar o coeficiente de variação igual ou menor que 20,99%.

#### **4.1.2 Resultados**

Nesta pesquisa, foi avaliada a repetitividade dos ensaios para cada bochecha realizados no mesmo dia. As bochechas foram sempre consideradas individualmente como direita e esquerda. Não foram realizadas médias entre elas para o mesmo indivíduo, entendendo que poderiam comportar-se diversamente. Em cada um dos três dias, a repetitividade entre os ensaios foi estudada. Ademais, foi avaliada a reprodutibilidade dos resultados obtidos durante os três dias de avaliação comparando-se à média de cada dia.

Os resultados serão apresentados considerando-se os dados de força máxima, força média e o tempo necessário para atingir o valor máximo. Foram comparados os valores de força média nos três diferentes dias de medição e no mesmo dia, assim como a força máxima.

Primeiramente, destaca-se que na análise acerca da diferença entre as quatro medidas do mesmo dia, observou-se que, no primeiro dia, a quarta medida apresenta diferença significativa (foi menor) em relação à terceira ( $p < 0,005$ ). Por este motivo, a quarta medida foi eliminada de todas as análises.

Na Tabela 4.1.2.1, estão apresentados os valores de medidas de tendência central e variabilidade para a força média. Observa-se que a repetitividade para a força média ocorreu em 53 dos 60 casos, correspondendo a 88,33%. Nota-se que 58,33% dos casos apresentaram coeficiente de variação até 10%, considerado baixo e 30% dos casos apresentaram coeficiente de variação médio, até 20,99%.

Tabela 4.1.2.1 - Valores médios da força média e medidas de tendência central dos participantes para estudo da repetitividade da força média

Sujeito	tônus	lado	dia	Fmed1 (N)	Fmed2 (N)	Fmed3 (N)	Fmed media	Fmeddesvpad	Fmedcv
1	levdim	d	1	2,22	3,00	3,31	2,84	0,56	19,83
	levdim	e	1	2,25	2,95	3,60	2,93	0,68	23,02
	levdim	d	2	3,49	2,80	3,19	3,16	0,35	10,91
	levdim	e	2	2,90	2,80	1,67	2,46	0,68	27,87
	levdim	d	3	4,99	4,79	4,41	4,73	0,29	6,16
	levdim	e	3	4,36	4,44	4,35	4,38	0,05	1,08
2	normal	d	1	7,55	6,76	8,12	7,47	0,69	9,17
	normal	e	1	6,00	5,76	4,91	5,56	0,57	10,33
	normal	d	2	6,86	6,75	6,51	6,71	0,18	2,73
	normal	e	2	6,10	5,09	5,18	5,46	0,56	10,25
	normal	d	3	6,97	7,39	6,69	7,01	0,35	4,98
	normal	e	3	6,49	5,09	5,10	5,56	0,80	14,46
3	normal	d	1	7,99	5,80	8,80	7,53	1,55	20,61
	normal	e	1	3,77	6,87	5,85	5,50	1,58	28,76
	normal	d	2	5,51	5,16	4,68	5,11	0,42	8,17
	normal	e	2	4,62	5,88	4,46	4,99	0,77	15,49
	normal	d	3	6,61	5,76	6,64	6,33	0,50	7,84
	normal	e	3	4,76	3,87	4,07	4,23	0,47	11,02
4	normal	d	1	1,90	1,85	1,28	1,68	0,34	20,45
	normal	e	1	3,56	4,03	2,98	3,52	0,52	14,88
	normal	d	2	2,64	4,05	2,43	3,04	0,88	28,97
	normal	e	2	4,37	4,80	5,27	5,03	0,33	6,57



	normal	d	3	4,17	3,71	3,06	3,65	0,56	15,33
	normal	e	3	6,67	5,81	5,54	6,01	0,59	9,87
5	normal	d	1	4,70	5,76	5,75	5,40	0,61	11,26
	normal	e	1	4,52	5,32	5,79	5,21	0,64	12,30
	normal	d	2	5,85	5,60	5,23	5,56	0,31	5,62
	normal	e	2	4,21	5,32	5,06	4,86	0,58	11,91
	normal	d	3	5,19	4,95	4,72	4,96	0,24	4,79
	normal	e	3	3,97	4,03	4,48	4,16	0,28	6,74
6	levdim	d	1	0,29	0,36	0,58	0,41	0,15	36,23
	levdim	e	1	0,95	0,89	0,83	0,89	0,06	6,32
	levdim	d	2	2,44	2,60	1,54	2,19	0,57	26,19
	levdim	e	2	3,28	2,07	2,47	2,61	0,61	23,58
	levdim	d	3	0,85	0,78	0,58	0,74	0,14	18,53
	levdim	e	3	1,63	1,14	1,48	1,41	0,25	17,74
7	normal	d	1	9,45	8,50	8,43	8,79	0,57	6,47
	normal	e	1	6,84	8,28	7,94	7,69	0,75	9,77
	normal	d	2	7,34	6,90	6,88	7,04	0,26	3,72
	normal	e	2	8,61	8,54	7,94	8,36	0,37	4,43
	normal	d	3	9,26	7,61	9,90	8,92	1,18	13,21
	normal	e	3	7,22	8,50	7,69	7,81	0,64	8,26
8	normal	d	1	8,60	8,39	8,08	8,36	0,26	3,15
	normal	e	1	8,14	7,40	7,23	7,59	0,48	6,39
	normal	d	2	9,82	10,12	10,67	10,20	0,43	4,23
	normal	e	2	9,19	9,14	8,51	8,95	0,38	4,21
	normal	d	3	9,45	9,44	9,30	9,39	0,09	0,90
	normal	e	3	8,68	7,71	6,53	7,64	1,08	14,12
9	normal	d	1	5,47	5,51	5,00	5,33	0,28	5,33
	normal	e	1	5,54	5,06	4,74	5,11	0,40	7,90
	normal	d	2	5,58	5,46	4,76	5,27	0,44	8,41
	normal	e	2	5,38	5,06	4,65	5,03	0,37	7,27
	normal	d	3	6,60	6,16	6,21	6,32	0,24	3,75
	normal	e	3	6,39	5,41	5,16	5,65	0,65	11,54
10	normal	d	1	11,84	9,70	10,15	10,56	1,13	10,68
	normal	e	1	10,47	7,70	7,90	8,69	1,55	17,79
	normal	d	2	11,19	8,72	9,44	9,78	1,27	12,99
	normal	e	2	8,61	7,88	7,72	8,07	0,47	5,87
	normal	d	3	11,83	12,52	11,24	11,86	0,64	5,40
	normal	e	3	9,93	9,32	9,74	9,66	0,31	3,23

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.2, estão apresentados os valores descritivos da força máxima da bochecha em cada medição dos três dias de testes e as medidas de tendência central e variabilidade. Observa-se que a repetitividade para a força máxima ocorreu em 54 dos 60 casos correspondendo a 89,99%. Nota-se que 51,66% dos casos apresentaram coeficiente de variação até 10%, considerado baixo, e 38,33% dos casos apresentaram coeficiente de variação médio, até 20%.

Tabela 4.1.2.2 - Valores médios da força máxima e medidas de tendência central dos participantes para estudo da repetitividade da força máxima

Sujeito	tônus	lado	dia	Fmax 1(N)	Fmax 2(N)	Fmax 3(N)	Fmax_media	Fmax_desvpad	Fmax_cv
1	levdim	d	1	3,29	4,33	4,79	4,14	0,77	18,63
	levdim	e	1	4,41	5,10	5,44	4,98	0,52	10,51
	levdim	d	2	4,66	4,02	4,96	4,55	0,48	10,54
	levdim	e	2	3,66	3,89	2,88	3,48	0,53	15,32
	levdim	d	3	5,89	5,18	4,73	5,26	0,58	11,10
	levdim	e	3	5,09	5,16	5,35	5,20	0,13	2,53
2	normal	d	1	9,43	8,53	10,29	9,42	0,88	9,37
	normal	e	1	6,97	6,85	6,11	6,64	0,47	7,02
	normal	d	2	8,03	8,33	8,74	8,37	0,36	4,30
	normal	e	2	7,24	6,75	7,11	7,03	0,26	3,66
	normal	d	3	8,63	9,35	8,55	8,85	0,44	4,95
	normal	e	3	8,74	6,95	6,43	7,37	1,21	16,42
3	normal	d	1	11,49	8,45	11,46	10,47	1,75	16,67
	normal	e	1	7,15	9,83	9,64	8,87	1,49	16,84
	normal	d	2	7,39	6,53	5,70	6,54	0,85	12,92
	normal	e	2	7,81	9,90	7,05	8,26	1,48	17,88
	normal	d	3	8,17	6,93	8,71	7,94	0,91	11,48
	normal	e	3	6,64	6,17	6,71	6,51	0,30	4,53
4	normal	d	1	3,76	3,15	1,89	2,93	0,95	32,49
	normal	e	1	5,15	5,39	3,99	4,84	0,75	15,49
	normal	d	2	3,11	5,66	4,35	4,37	1,28	29,18
	normal	e	2	3,42	5,30	6,63	5,12	1,61	31,45
	normal	d	3	6,51	5,38	4,72	5,54	0,90	16,34
	normal	e	3	7,93	7,39	6,59	7,30	0,67	9,21
5	normal	d	1	6,88	6,34	6,94	6,72	0,33	4,90
	normal	e	1	4,90	5,69	6,32	5,63	0,71	12,57
	normal	d	2	6,65	6,38	5,94	6,33	0,36	5,65
	normal	e	2	4,46	5,75	5,50	5,24	0,68	13,07
	normal	d	3	6,12	5,63	6,06	5,94	0,27	4,48
	normal	e	3	4,37	4,73	5,33	4,81	0,49	10,09

6	levdim	d	1	0,78	1,01	0,95	0,91	0,12	13,09
	levdim	e	1	2,09	0,72	1,28	1,36	0,69	50,34
	levdim	d	2	3,75	4,26	2,13	3,38	1,11	32,89
	levdim	e	2	4,31	2,91	3,67	3,63	0,70	19,35
	levdim	d	3	1,18	1,45	0,57	1,07	0,45	42,38
	levdim	e	3	1,90	1,62	1,51	1,68	0,21	12,26
7	normal	d	1	11,66	10,65	10,03	10,78	0,82	7,63
	normal	e	1	9,64	10,07	8,98	9,57	0,55	5,77
	normal	d	2	9,03	7,94	8,00	8,32	0,62	7,40
	normal	e	2	9,80	10,07	9,24	9,71	0,43	4,38
	normal	d	3	10,42	8,07	10,63	9,71	1,42	14,63
	normal	e	3	8,50	9,67	8,76	8,98	0,62	6,86
8	normal	d	1	10,76	10,31	9,66	10,24	0,55	5,40
	normal	e	1	10,06	11,22	10,64	10,64	0,58	5,45
	normal	d	2	12,38	13,96	14,16	13,50	0,98	7,22
	normal	e	2	11,53	11,48	11,05	11,36	0,26	2,32
	normal	d	3	13,09	12,83	12,38	12,77	0,36	2,81
	normal	e	3	11,40	10,61	8,47	10,16	1,52	14,95
9	normal	d	1	8,56	7,73	6,79	7,69	0,88	11,49
	normal	e	1	8,72	7,76	6,78	7,76	0,97	12,53
	normal	d	2	6,30	6,20	6,41	6,30	0,11	1,67
	normal	e	2	6,99	6,33	6,78	6,70	0,33	4,97
	normal	d	3	8,12	8,97	8,76	8,61	0,44	5,14
	normal	e	3	7,94	7,45	6,73	7,37	0,61	8,22
10	normal	d	1	13,59	10,84	11,86	12,09	1,39	11,50
	normal	e	1	11,85	9,67	9,61	10,38	1,27	12,28
	normal	d	2	12,16	9,85	10,32	10,78	1,22	11,32
	normal	e	2	9,66	8,95	9,46	9,36	0,36	3,90
	normal	d	3	12,76	14,92	13,22	13,64	1,14	8,34
	normal	e	3	12,22	11,30	11,70	11,74	0,46	3,93

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.3, estão apresentados os valores médios da força média da bochecha em cada dia de avaliação e as medidas de tendência central e variabilidade para análise da reprodutibilidade das medidas. Foi analisada a média dos três dias de avaliação de cada bochecha, somando-se 20 casos. Observa-se que a reprodutibilidade para a força média ocorreu em 14 dos 20 casos, correspondendo a 70%. Nota-se que 50% dos casos apresentaram coeficiente de variação até 10%, considerado baixo, e 20% dos casos apresentaram coeficiente de variação médio, até 20%.

Tabela 4.1.2.3 - Descrição da força média nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade

Sujeito e tônus	Lado	Fmed (N)	Fmed (N)	Fmed (F)	Média (N)	desvpad	CV %
1 levdim	d	2,84	3,16	4,73	3,58	1,01	28,25
	e	2,93	2,46	4,38	3,26	1,00	30,81
2 normal	d	7,47	6,71	7,01	7,06	0,39	5,47
	e	5,56	5,46	5,56	5,52	0,06	1,05
3 normal	d	7,53	5,11	6,33	6,33	1,21	19,09
	e	5,50	4,99	4,23	4,90	0,64	12,99
4 normal	d	1,68	3,04	3,65	2,79	1,01	36,17
	e	3,52	5,03	6,01	4,86	1,25	25,78
5 normal	d	5,40	5,56	4,96	5,31	0,31	5,92
	e	5,21	4,86	4,16	4,74	0,53	11,25
6 levdim	d	0,41	2,19	0,74	1,11	0,95	85,24
	e	0,89	2,61	1,41	1,64	0,88	53,82
7 normal	d	8,79	7,04	8,92	8,25	1,05	12,75
	e	7,69	8,36	7,81	7,95	0,36	4,54
8 normal	d	8,36	10,20	9,39	9,32	0,92	9,92
	e	7,59	8,95	7,64	8,06	0,77	9,57
9 normal	d	5,33	5,27	6,32	5,64	0,59	10,52
	e	5,11	5,03	5,65	5,26	0,34	6,47
10 normal	d	10,56	9,78	11,86	10,74	1,05	9,79
	e	8,69	8,07	9,66	8,81	0,81	9,14

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.4, estão apresentados os valores médios da força máxima da bochecha em cada dia de avaliação e as medidas de tendência central e variabilidade para análise da reprodutibilidade das medidas. Foi analisada a média dos três dias de avaliação de cada bochecha, somando-se 20 casos. Observa-se que a reprodutibilidade para a força máxima ocorreu em 15 dos 20 casos, correspondendo a 75%. Nota-se que 35% dos casos apresentaram coeficiente de variação até 10%, considerado baixo, e 40% dos casos apresentaram coeficiente de variação médio, até 20%.

Tabela 4.1.2.4 - Descrição da força máxima nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade

Sujeito e tônus	Lado	Fmax (N)	Fmax (N)	Fmax (N)	Média(N)	desvpad	CV %
1 levdim	d	4,14	4,55	5,26	4,65	0,57	12,28
	e	4,98	3,48	5,20	4,55	0,94	20,63
2 normal	d	9,42	8,37	8,85	8,88	0,52	5,91
	e	6,64	7,03	7,37	7,02	0,37	5,22
3 normal	d	10,47	6,54	7,94	8,32	1,99	23,96
	e	8,87	8,26	6,51	7,88	1,23	15,57
4 normal	d	2,93	4,37	5,54	4,28	1,31	30,52
	e	4,84	5,12	7,30	5,75	1,35	23,43
5 normal	d	6,72	6,33	5,94	6,33	0,39	6,18
	e	5,63	5,24	4,81	5,23	0,41	7,89
6 levdim	d	0,91	3,38	1,07	1,79	1,38	77,46
	e	1,36	3,63	1,68	2,22	1,23	55,32
7 normal	d	10,78	8,32	9,71	9,60	1,23	12,82
	e	9,57	9,71	8,98	9,42	0,39	4,11
8 normal	d	10,24	13,50	12,77	12,17	1,71	14,07
	e	10,64	11,36	10,16	10,72	0,60	5,61
9 normal	d	7,69	6,30	8,61	7,53	1,16	15,44
	e	7,76	6,70	7,37	7,28	0,54	7,37
10 normal	d	12,09	10,78	13,64	12,17	1,43	11,75
	e	10,38	9,36	11,74	10,49	1,20	11,40

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.5, estão apresentados os valores de tempo (segundos) para o alcance do valor máximo de força de todos os ensaios e as medidas de tendência central e variabilidade para análise da repetitividade. Foi analisada a média dos três valores de cada dia de avaliação de cada bochecha, somando-se 60 casos. Observa-se que a repetitividade do tempo ocorreu em sete dos 60 casos, correspondendo a 11,67 %. Nota-se que 5% dos casos apresentaram coeficiente de variação até 10%, considerado baixo, e 6,67% dos casos apresentaram coeficiente de variação médio, até 20%.

Tabela 4.1.2.5 - Descrição do tempo necessário para atingir o pico máximo nos três dias de avaliação para estudo da repetitividade

Sujeito	lado	dia	ensaio 1(s)	ensaio 2(s)	ensaio 3(s)	Média (s)	desvpad	CV %
1 levdim	d	1	0,36	0,70	0,60	0,55	0,18	32,20
	e	1	8,60	0,74	0,57	3,30	4,59	138,89
	d	2	2,68	2,02	0,34	1,68	1,21	71,86
	e	2	2,79	0,35	0,48	1,21	1,37	113,74
	d	3	4,05	7,64	1,08	4,26	3,28	77,17
	e	3	4,14	1,04	1,52	2,23	1,67	74,80
2 normal	d	1	2,77	0,71	0,96	1,48	1,12	75,90
	e	1	0,97	0,40	0,52	0,63	0,30	47,38
	d	2	0,71	0,59	0,54	0,61	0,09	14,26
	e	2	0,86	0,51	0,43	0,60	0,23	38,24
	d	3	0,53	0,46	0,58	0,52	0,06	11,46
	e	3	0,38	0,43	0,49	0,43	0,05	12,56
3 normal	d	1	0,68	0,45	2,19	1,10	0,94	85,57
	e	1	0,32	0,77	0,75	0,62	0,25	41,28
	d	2	0,73	0,78	4,40	1,97	2,10	106,80
	e	2	0,21	0,47	0,26	0,31	0,14	43,86
	d	3	1,88	1,64	0,83	1,45	0,55	37,72
	e	3	0,26	0,50	0,61	0,46	0,18	38,41
4 normal	d	1	7,10	2,83	0,58	3,50	3,31	94,52
	e	1	7,17	0,81	7,99	5,32	3,93	73,88
	d	2	0,96	1,85	1,00	1,27	0,50	39,60
	e	2	5,51	8,55	1,40	5,15	3,58	69,58
	d	3	0,83	0,60	0,56	0,66	0,15	22,08
	e	3	0,87	0,54	6,54	2,65	3,37	127,33
5 normal	d	1	1,00	1,61	1,49	1,36	0,32	23,66
	e	1	0,55	2,74	1,17	1,49	1,13	75,84
	d	2	1,23	1,11	1,43	1,26	0,16	13,00
	e	2	1,48	4,94	0,83	2,42	2,21	91,61

6 levdim	d	3	2,01	2,86	4,57	3,15	1,30	41,43
	e	3	1,59	0,50	0,52	0,87	0,63	71,89
	d	1	0,57	2,43	0,83	1,28	1,01	78,90
	e	1	0,87	8,11	1,60	3,53	3,98	112,99
	d	2	0,76	0,95	1,74	1,15	0,52	45,13
	e	2	6,18	0,70	0,77	2,55	3,15	123,32
	d	3	1,12	0,79	3,96	1,96	1,74	89,07
	e	3	1,67	0,85	3,74	2,09	1,49	71,18
7 normal	d	1	0,69	0,68	1,92	1,10	0,72	65,22
	e	1	1,11	0,32	1,61	1,01	0,65	63,95
	d	2	0,57	0,50	0,57	0,54	0,04	7,66
	e	2	0,61	0,53	0,65	0,60	0,06	10,05
	d	3	9,29	0,69	0,53	3,50	5,01	143,20
	e	3	0,91	0,56	0,80	0,76	0,18	23,47
8 normal	d	1	2,82	1,22	2,05	2,03	0,80	39,50
	e	1	4,05	0,54	0,68	1,76	1,99	113,13
	d	2	0,95	0,40	0,40	0,58	0,32	54,47
	e	2	0,51	0,48	0,45	0,48	0,03	6,09
	d	3	0,32	0,50	0,32	0,38	0,10	27,60
	e	3	0,58	0,27	0,49	0,45	0,16	35,07
9 normal	d	1	1,01	0,91	1,32	1,08	0,21	19,55
	e	1	0,39	0,44	0,27	0,37	0,09	24,57
	d	2	0,82	0,68	1,12	0,87	0,23	25,88
	e	2	0,61	0,85	0,42	0,63	0,22	34,80
	d	3	1,07	0,71	0,44	0,74	0,31	42,50
	e	3	0,94	0,32	1,29	0,85	0,49	57,45
10 normal	d	1	2,43	3,22	5,27	3,64	1,47	40,28
	e	1	1,80	0,60	0,58	0,99	0,70	70,16
	d	2	6,81	0,87	1,92	3,20	3,17	99,10
	e	2	0,50	0,97	0,88	0,78	0,25	31,57
	d	3	5,27	2,35	0,85	2,82	2,25	79,57
	e	3	1,04	0,41	0,92	0,79	0,34	42,71

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.6, estão apresentados os valores médios de cada dia de avaliação referente ao tempo (segundos) para o alcance do valor máximo e as medidas de tendência central e variabilidade para análise da reprodutibilidade. Foi analisada a média de cada dia de avaliação de cada bochecha, somando-se 20 casos. Observa-se que a reprodutibilidade do tempo ocorreu em quatro dos 20 casos, correspondendo a 20%. Nota-se que estes quatro casos apresentaram coeficiente de variação entre 11 e 20%, considerado médio.

Tabela 4.1.2.6 - Descrição do tempo necessário para atingir o pico máximo nos três dias de avaliação para estudo da reprodutibilidade

Sujeito	lado	média dia 1(s)	média dia 2(s)	média dia 3(s)	média	desvpad	CV %
1 levdim	d	0,55	1,68	4,26	2,16	1,90	87,79
	e	3,30	1,21	2,23	2,25	1,05	46,61
2 normal	d	1,48	0,61	0,52	0,87	0,53	60,67
	e	0,63	0,60	0,43	0,55	0,11	19,30
3 normal	d	1,10	1,97	1,45	1,51	0,44	28,90
	e	0,62	0,31	0,46	0,46	0,15	32,68
4 normal	d	3,50	1,27	0,66	1,81	1,50	82,63
	e	5,32	5,15	2,65	4,37	1,50	34,20
5 normal	d	1,36	1,26	3,15	1,92	1,06	55,20
	e	1,49	2,42	0,87	1,59	0,78	48,89
6 levdim	d	1,28	1,15	1,96	1,46	0,43	29,58
	e	3,53	2,55	2,09	2,72	0,73	27,00
7 normal	d	1,10	0,54	3,50	1,71	1,57	91,79
	e	1,01	0,60	0,76	0,79	0,21	26,49
8 normal	d	2,03	0,58	0,38	1,00	0,90	90,20
	e	1,76	0,48	0,45	0,89	0,75	83,70
9 normal	d	1,08	0,87	0,74	0,90	0,17	19,18
	e	0,37	0,63	0,85	0,61	0,24	39,48
10 normal	d	3,64	3,20	2,82	3,22	0,41	12,66
	e	0,99	0,78	0,79	0,85	0,12	14,20

Legenda: d-direita, e-esquerda, levdim- levemente diminuído.

Na Tabela 4.1.2.7, apresenta-se de forma resumida a análise da repetitividade e reprodutibilidade das medidas.



Tabela 4.1.2.7 – Análise da repetitividade e reprodutibilidade dos parâmetros estudados.

Sujeito	lado		Força média				Força máxima				tempo (s)	Tempo para alcançar a força máxima			
			repetitividade			reprodutibilidade	repetitividade			reprodutibilidade		repetitividade			reprodutibilidade
			dia 01	dia 02	dia 03	3 dias	dia 01	dia 02	dia 03	3 dias		dia 01	dia 02	dia 03	3 dias
1	d	N	3,31	3,19	4,41	3,58	4,14	4,55	5,26	4,65	tempo (s)	0,55	1,68	4,26	2,16
		CV %	19,83	10,91	6,16	28,25	18,63	10,54	11,10	12,28	CV %	32,20	71,86	77,17	87,79
	e	N	2,93	2,46	4,38	3,26	4,98	3,48	5,20	4,55	tempo (s)	3,30	1,21	2,23	2,25
		CV %	23,02	27,87	1,08	30,81	10,51	15,32	2,53	20,63	CV %	138,89	113,74	74,80	46,61
2	d	N	7,47	6,71	7,01	7,06	9,42	8,37	8,85	8,88	tempo (s)	1,48	0,61	0,52	0,87
		CV %	9,17	2,73	4,98	5,47	9,37	4,30	4,95	5,91	CV %	75,90	14,26	11,46	60,67
	e	N	5,56	5,46	5,56	5,52	6,64	7,03	7,37	7,02	tempo (s)	0,63	0,60	0,43	0,55
		CV %	10,33	10,25	14,46	1,05	7,02	3,66	16,42	5,22	CV %	47,38	38,24	12,56	19,30
3	d	N	7,53	5,11	6,33	6,33	10,47	6,54	7,94	8,32	tempo (s)	1,10	1,97	1,45	1,51
		CV %	20,61	8,17	7,84	19,09	16,67	12,92	11,48	23,96	CV %	85,57	106,80	37,72	28,90
	e	N	5,50	4,99	4,23	4,90	8,87	8,26	6,51	7,88	tempo (s)	0,62	0,31	0,46	0,46
		CV %	28,76	15,49	11,02	12,99	16,84	17,88	4,53	15,57	CV %	41,28	43,86	38,41	32,68
4	d	N	1,68	3,04	3,65	2,79	2,93	4,37	5,54	4,28	tempo (s)	3,50	1,27	0,66	1,81
		CV %	20,45	28,97	15,33	36,17	32,49	29,18	16,34	30,52	CV %	94,52	39,60	22,08	82,63
	e	N	3,52	5,03	6,01	4,86	4,84	5,12	7,30	5,75	tempo (s)	5,32	5,15	2,65	4,37
		CV %	14,88	6,57	9,87	25,78	15,49	31,45	9,21	23,43	CV %	73,88	69,58	127,33	34,20
5	d	N	5,40	5,56	4,96	5,31	6,72	6,33	5,94	6,33	tempo (s)	1,36	1,26	3,15	1,92
		CV %	11,26	5,62	4,79	5,92	4,90	5,65	4,48	6,18	CV %	23,66	13,00	41,43	55,20
	e	N	5,21	4,86	4,16	4,74	5,63	5,24	4,81	5,23	tempo (s)	1,49	2,42	0,87	1,59
		CV %	12,30	11,91	6,74	11,25	12,57	13,07	10,09	7,89	CV %	75,84	91,61	71,89	48,89
6	d	N	0,41	2,19	0,74	1,11	0,91	3,38	1,07	1,79	tempo (s)	1,28	1,15	1,96	1,46
		CV %	36,23	26,19	18,53	85,24	13,09	32,89	42,38	77,46	CV %	78,90	45,13	89,07	29,58
	e	N	0,89	2,61	1,41	1,64	1,36	3,63	1,68	2,22	tempo (s)	3,53	2,55	2,09	2,72
		CV %	6,32	23,58	17,74	53,82	50,34	19,35	12,26	55,32	CV %	112,99	123,32	71,18	27,00

Sujeito	lado		Força média				Força máxima					Tempo para alcançar a força máxima			
			repetitividade			reprodutibilidade	repetitividade			reprodutibilidade		repetitividade			reprodutibilidade
			dia 01	dia 02	dia 03	3 dias	dia 01	dia 02	dia 03	3 dias		dia 01	dia 02	dia 03	3 dias
7	d	N	8,79	7,04	8,92	8,25	10,78	8,32	9,71	9,60	tempo (s)	1,10	0,54	3,50	1,71
		CV %	6,47	3,72	13,21	12,75	7,63	7,40	14,63	12,82	CV %	65,22	7,66	143,20	91,79
	e	N	7,69	8,36	7,81	7,95	9,57	9,71	8,98	9,42	tempo (s)	1,01	0,60	0,76	0,79
		CV %	9,77	4,43	8,26	4,54	5,77	4,38	6,86	4,11	CV %	63,95	10,05	23,47	26,49
8	d	N	8,36	10,20	9,39	9,32	10,24	13,50	12,77	12,17	tempo (s)	2,03	0,58	0,38	1,00
		CV %	3,15	4,23	0,90	9,92	5,40	7,22	2,81	14,07	CV %	39,50	54,47	27,60	90,20
	e	N	7,59	8,95	7,64	8,06	10,64	11,36	10,16	10,72	tempo (s)	1,76	0,48	0,45	0,89
		CV %	6,39	4,21	14,12	9,57	5,45	2,32	14,95	5,61	CV %	113,13	6,09	35,07	83,70
9	d	N	5,33	5,27	6,32	5,64	7,69	6,30	8,61	7,53	tempo (s)	1,08	0,87	0,74	0,90
		CV %	5,33	8,41	3,75	10,52	11,49	1,67	5,14	15,44	CV %	19,55	25,88	42,50	19,18
	e	N	5,11	5,03	5,65	5,26	7,76	6,70	7,37	7,28	tempo (s)	0,37	0,63	0,85	0,61
		CV %	7,90	7,27	11,54	6,47	12,53	4,97	8,22	7,37	CV %	24,57	34,80	57,45	39,48
10	d	N	10,56	9,78	11,86	10,74	12,09	10,78	13,64	12,17	tempo (s)	3,64	3,20	2,82	3,22
		CV %	10,68	12,99	5,40	9,79	11,50	11,32	8,34	11,75	CV %	40,28	99,10	79,57	12,66
	e	N	8,69	8,07	9,66	8,81	10,38	9,36	11,74	10,49	tempo (s)	0,99	0,78	0,79	0,85
		CV %	17,79	5,87	3,23	9,14	12,28	3,90	3,93	11,40	CV %	70,16	31,57	42,71	14,20

Na Tabela 4.1.2.8 demonstram-se os valores de tendência central que caracterizam a amostra deste estudo. Os coeficientes de variação dos sujeitos com tônus lingual levemente diminuído foram maiores que nos sujeitos com tônus normal. Os valores de força média e máxima dos sujeitos normais também foram maiores que dos sujeitos com tensão da bochecha levemente diminuída.

Tabela 4.1.2.8 - Distribuição das medidas de tendência central e dispersão da força média e máxima da bochecha

	média	desvpad	mínimo	máximo	mediana	CV
<b>Média</b>						
média (N)	5,76	2,63	0,41	11,86	5,48	45,66
máxima (N)	7,31	3,08	0,91	13,64	7,34	42,15
tempo pico (s)	1,58	1,23	0,31	5,32	1,13	77,78
<b>Média (tônus normal)</b>						
média (N)	6,6	2,15	1,68	11,86	6,17	32,58
máxima(N)	8,32	2,48	2,93	13,64	8,29	29,85
tempo pico (s)	1,44	1,23	0,31	5,32	0,93	85,47
<b>Média (tônus levemente diminuído)</b>						
média (N)	2,4	1,37	0,41	4,73	2,53	57,08
máxima (N)	3,3	1,65	0,91	5,26	3,55	49,83
tempo pico (s)	2,15	1,10	0,55	4,26	2,02	51,15

No Gráfico 4.1.2, demonstram-se os valores médios dos três dias de avaliação dos parâmetros analisados. Não foi observada diferença estatística significativa dos parâmetros em relação aos três dias de avaliação.

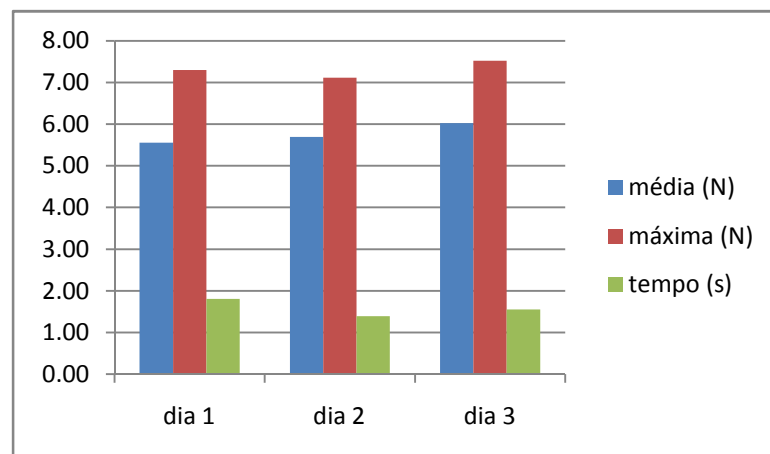


Gráfico 4.1.2 – Comportamento dos parâmetros analisadas em cada uma das medições.

## **5 TESTES EXPERIMENTAIS UTILIZANDO O MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DAS BOCHECHAS**

### **5.1 Análise Quantitativa da Força das Bochechas de Indivíduos com Tônus Normal**

Os 30 sujeitos da pesquisa foram convidados a fazerem parte do estudo. Estes eram saudáveis, com tônus adequado de bochecha, independentemente de raça, sendo 17 homens e 13 mulheres, com idade entre 19 e 35 anos, média igual a 26. Os critérios de inclusão foram: possuir idade superior a 18 anos e inferior a 35 anos, tônus adequado de bochecha pelo consenso das avaliadoras e ter assinado o termo de consentimento livre e esclarecido. Constituíram os critérios de exclusão: presença de alterações anatômicas, ferimentos na mucosa da bochecha, presença de feridas e comprometimentos cognitivos.

Primeiramente, os indivíduos foram convidados a fazerem parte do estudo. Aqueles que aceitaram e concordaram em assinar o termo de consentimento livre e esclarecido foram submetidos à avaliação fonoaudiológica clínica por duas fonoaudiólogas com experiência em motricidade orofacial.

Quantos aos aspetos morfológicos da mucosa foi observada a presença ou ausência de marcas dentárias e presença da linha alba. Não foram avaliados aspectos relacionados à mobilidade, embora existam provas para este fim, porque se acredita que os movimentos observados estejam estreitamente relacionadas à atividade dos lábios, diminuindo, assim, a eficiência da avaliação das bochechas.

Sabendo-se que a avaliação clínica perceptiva foi realizada por meio da observação das avaliadoras, levando em consideração a experiência clínica de cada uma, ambas examinaram sigilosamente a bochecha dos participantes e, ao término das avaliações, as mesmas revelaram o seu diagnóstico. Somente foram submetidos à avaliação quantitativa os participantes que obtiveram a classificação de tônus normal segundo a avaliação clínica das duas examinadoras. As avaliadoras foram treinadas para a realização do teste.

Na avaliação do tônus das bochechas, foi solicitado ao participante realizar o movimento contrário ao dedo enluvado da avaliadora no vestíbulo direito e posteriormente esquerdo, durante 10 segundos. Para este procedimento, os sujeitos estavam em posição de repouso sem contato dentário. As avaliadoras classificaram as bochechas unilateralmente como tônus aumentado quando a musculatura for capaz de resistir ao movimento do dedo do avaliador e imprimir excessiva força. Tônus normal quando a musculatura for capaz de

resistir ao movimento do dedo do avaliador e imprimir força adequada. Tônus diminuído quando as dificuldades forem significativas, podendo haver tremores leves e apoio da região do modíolo, compensações com movimento de cabeça. Quando houvesse suspeita de assimetria, as bochechas foram avaliadas simultaneamente.

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

Os participantes foram posicionados sentados de maneira confortável. O bocal foi encaixado na boca do participante e o indivíduo teve um tempo de 15 segundos para acomodação. Passado esse tempo, foi solicitado ao participante apertar o sensor 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 visual (um círculo no painel do programa de aquisição que mudava de cor). Não houve reforço visual durante o ensaio. Foi respeitado um intervalo de um minuto para recuperação e em seguida os mesmos procedimentos foram realizados mais três vezes para cada bochecha.

Foram assinaladas as forças médias de cada ensaio, que equivalem à média das forças que o indivíduo empregou durante todo o ensaio, e as forças máximas, que correspondem ao maior valor de força realizado em qualquer ponto de cada ensaio. O tempo necessário para o pico máximo também fez parte da análise. Além disso, ao final, foi feita uma média das forças médias e máximas. Esses parâmetros foram baseados na análise de força da língua [Motta, 2011].

## **5.2 Análise Estatística dos Resultados**

Os dados coletados foram digitados em um banco de dados criado no Microsoft Excel®. Os resultados descritivos foram obtidos utilizando medidas de tendência central e de variabilidade, sendo apresentados para cada avaliação realizada.

Para verificar se houve diferença significativa entre os valores de força nas medições, aplicou-se o método de Equações Estimativas Generalizadas (EEG), com estimador robusto, matriz correlação trabalho estruturada, distribuição normal, função ligação identidade e *post-hoc* Bonferroni.

Foi adotado nível de significância de 5%. A análise foi realizada no *software* estatístico SPSS versão 18.

### 5.3 Resultados dos Testes Experimentais

O gráfico 5.3.1 e a tabela 5.3.1 apresentam a distribuição dos valores de força média e máxima das bochechas, considerando a média dos três ensaios consecutivos. Observa-se limite superior próximo a 11 N e limite inferior próximo a 2 N.

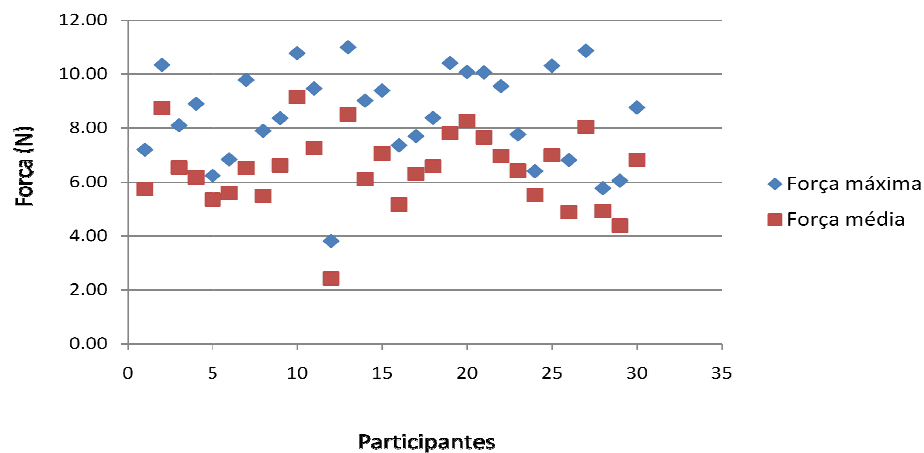


Gráfico 5.3.1- Distribuição dos valores médios de força média e força máxima da bochecha.

Tabela 5.3.1 - Medidas de tendência central e dispersão da força média e máxima, em newtons.

	Fmed (N)	Fmax (N)
Média	6,48	8,52
Mediana	6,39	8,52
Mínimo	2,60	3,89
Máximo	9,63	11,67
Desvio padrão	1,48	1,86
CV	22,91	21,87

Na Tabela 5.3.2, 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 (CV), para cada indivíduo.

Tabela 5.3.2 - Medidas de tendência central e dispersão das forças média e máxima das três medições realizadas com cada sujeito

Sujeitos	Gênero	Lado	Força média (N)	Desvio padrão	CV %	Força máxima (N)	Desvio padrão	CV %
1	F	D	5,01	0,88	17,57	6,20	1,06	17,08
		E	6,16	0,31	5,02	7,76	0,90	11,54
2	M	D	8,84	1,41	15,90	10,46	1,67	15,99
		E	8,74	0,98	11,23	10,00	1,87	18,66
2	F	D	7,47	0,56	7,48	9,42	0,88	9,37
		E	5,56	0,47	8,44	6,64	0,47	7,02
4	F	D	7,53	1,27	16,83	10,47	1,75	16,67
		E	4,77	1,49	31,16	7,41	2,30	31,11
5	M	D	5,40	0,50	9,19	6,72	0,33	4,90
		E	5,21	0,52	10,04	5,63	0,71	12,57
6	M	D	5,68	1,26	22,21	6,82	1,48	21,74
		E	5,39	0,73	13,57	6,24	1,33	21,27
7	F	D	6,26	1,07	17,05	9,79	2,38	24,28
		E	6,22	1,92	30,93	9,57	1,09	11,37
8	M	D	4,69	0,64	13,58	6,95	1,07	15,34
		E	6,37	0,64	10,03	9,63	0,46	4,80
9	M	D	6,96	1,47	21,11	9,38	2,39	25,51
		E	5,87	0,75	12,87	7,26	1,11	15,33
10	M	D	10,56	0,92	8,72	12,09	1,39	11,50
		E	8,69	1,26	14,53	10,38	1,27	12,28
11	M	D	6,22	2,54	40,78	7,82	3,04	38,81
		E	7,46	1,54	20,65	10,31	1,93	18,74
12	F	D	1,68	0,28	16,70	2,93	0,95	32,49
		E	3,52	0,43	12,15	4,84	0,75	15,49
13	M	D	8,25	0,78	9,42	11,36	0,27	2,39
		E	9,55	0,90	9,41	11,97	0,92	7,65
14	F	D	5,65	0,95	16,79	8,47	1,01	11,98
		E	6,59	0,94	14,28	9,60	0,76	7,94
15	M	D	6,87	0,74	10,71	8,94	1,02	11,39
		E	8,31	1,22	14,74	11,28	2,19	19,45
16	M	D	5,33	0,23	4,35	7,69	0,88	11,49
		E	5,11	0,33	6,45	7,76	0,97	12,53
17	F	D	5,43	0,38	6,97	7,30	1,07	14,72
		E	6,77	0,40	5,88	8,03	0,91	11,33
18	M	D	6,14	0,80	13,04	8,39	0,85	10,18
		E	6,59	0,45	6,81	8,01	0,34	4,28
19	M	D	8,36	0,21	2,57	10,24	0,55	5,40
		E	7,59	0,40	5,22	10,64	0,58	5,45
20	M	D	8,79	0,46	5,28	10,78	0,82	7,63

		E	7,69	0,61	7,98	9,57	0,55	5,77
21	M	D	8,42	0,44	5,19	11,51	1,44	12,48
		E	7,31	0,61	8,39	9,59	0,73	7,57
22	F	D	8,01	0,60	7,46	10,47	0,48	4,59
		E	5,51	1,98	36,02	8,66	1,09	12,64
23	F	D	6,70	0,12	1,84	7,72	0,23	2,92
		E	6,45	0,58	8,92	8,05	1,13	14,04
24	F	D	6,42	0,68	10,57	7,50	0,79	10,57
		E	4,90	1,25	25,54	5,69	1,36	23,89
25	M	D	7,39	0,13	1,82	10,20	0,17	1,63
		E	6,59	0,54	8,20	10,52	0,30	2,86
26	F	D	5,62	0,19	3,35	7,40	0,46	6,17
		E	4,37	0,69	15,86	6,53	0,35	5,37
27	M	D	8,68	1,51	17,43	11,29	2,35	20,85
		E	7,55	1,47	19,51	10,28	2,23	21,65
28	F	D	5,76	0,64	11,05	6,56	0,54	8,19
		E	4,24	0,53	12,59	5,19	0,91	17,58
29	F	D	3,99	0,81	20,39	5,35	1,47	27,41
		E	4,51	1,09	24,15	6,40	1,58	24,61
30	M	D	6,74	0,91	13,51	8,85	1,24	13,96
		E	6,10	1,05	17,24	8,60	1,78	20,72

A Tabela 5.3.3 apresenta uma análise comparativa, onde estão apresentadas as medidas de tendência central dos valores da força máxima e da 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 5.3.3 - Medidas de tendência central e dispersão na análise comparativa entre as medições

	Medição 1	Medição 2	Medição 3*
<b>Força média</b>	6,24	6,60	6,59
Mínimo	1,90	1,85	1,28
Máximo	11,84	10,79	10,15
Mediana	5,94	6,05	6,45
Desvio padrão	2,09	1,68	1,82
CV %	33,44	25,50	27,54
<b>Força máxima</b>	8,37	8,71	8,48
Mínimo	3,76	3,15	1,89
Máximo	13,59	12,62	12,14
Mediana	8,05	9,70	10,71
Desvio padrão	2,42	2,15	2,20
CV %	28,95	24,66	25,94

\*  $p > 0,05$  entre as três medições para a força média e máxima.

O comportamento das medidas analisadas no gráfico encontra-se ilustrado no Gráfico 5.3.2.

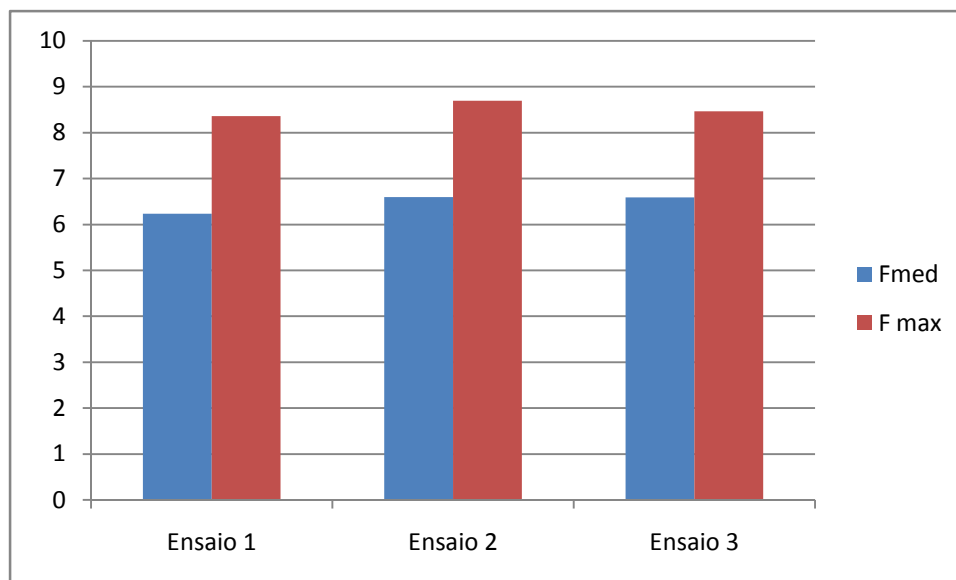


Gráfico 5.3.2- Comportamento das medidas analisadas em cada uma das medições.

A análise descritiva da força da bochecha segundo o gênero encontra-se na Tabela 5.3.4. Foi realizada a comparação das médias da força média e da força máxima entre os sexos. 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 5.3.4 - Descritiva da força média e máxima segundo o sexo

	Gênero	n	Média (N)	Máximo	Mínimo	Mediana	Desvpad	p-valor
força média	masculino	34	7,16	10,56	4,69	7,14	1,44	0,0012
	feminino	26	5,58	8,01	1,68	5,64	1,38	
força máxima	masculino	34	9,33	12,09	5,63	9,61	1,74	0,0035
	feminino	26	7,46	10,47	2,93	7,46	1,84	

Foram observados, pelo menos, cinco diferentes perfis da forma da curva força x tempo dos participantes. Estes perfis foram denominados como tipo A, B, C D e E.

A curva do tipo A compreende um pico de força inicial gerado nos primeiros segundos de medição seguido por uma região de decaimento (Figura 5.3.1). O modelo do tipo B apresenta uma espécie de platô com valores próximos do valor máximo com leve decaimento (Figura 5.3.2). O tipo C, como visto na Figura 5.3.3, mostra um traçado crescente que finaliza no valor máximo atingido nos instantes finais do ensaio. De forma oposta ao tipo A. No padrão D (Figura 5.3.4), o pico é observado na região central do gráfico, havendo antes e depois um sentido ascendente e descendente do traçado, respectivamente. Finalmente, o perfil E apresenta mais de um decaimento e retomada da força durante o ensaio, dando um aspecto recortado do traçado como visto na Figura 5.3.5.

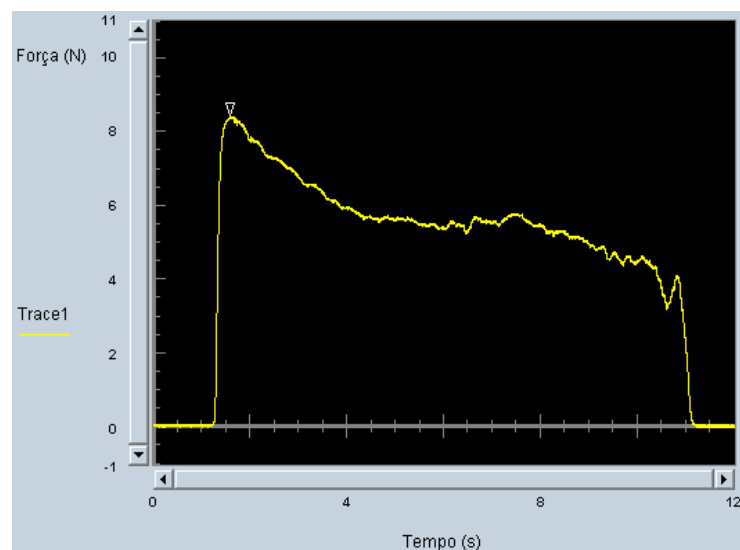


Figura 5.3.1 - Perfil tipo A.

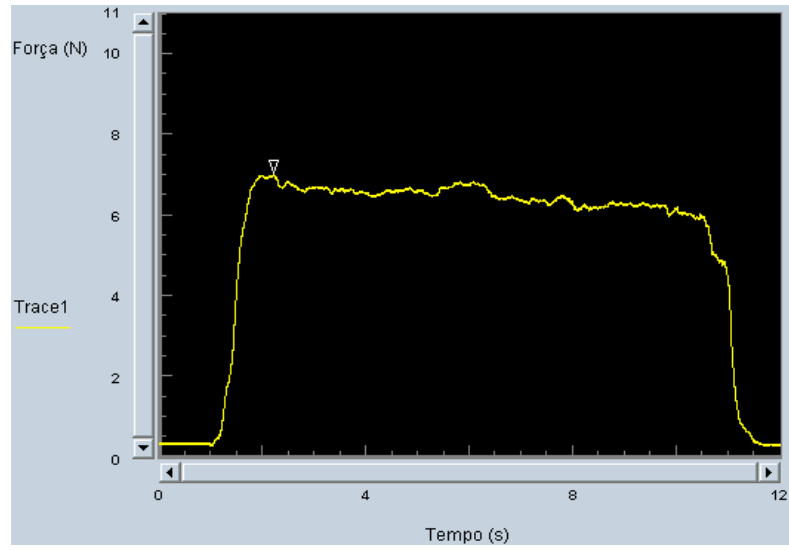


Figura 5.3.2 – Perfil tipo B.

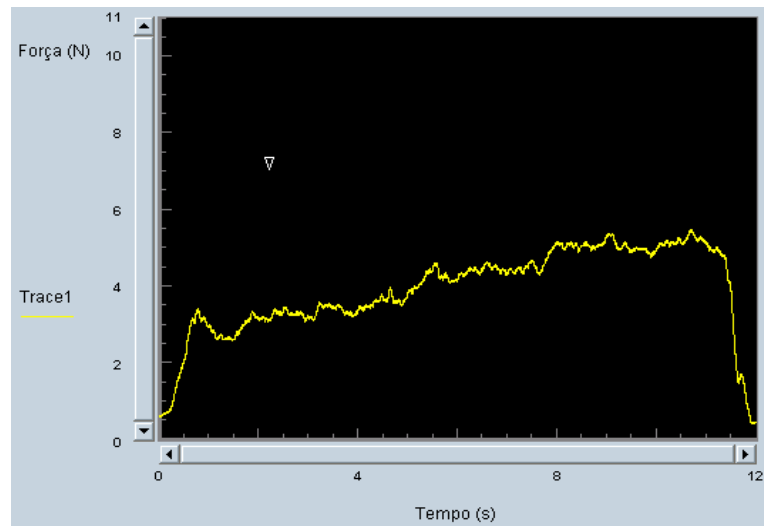


Figura 5.3.3 - Perfil tipo C.

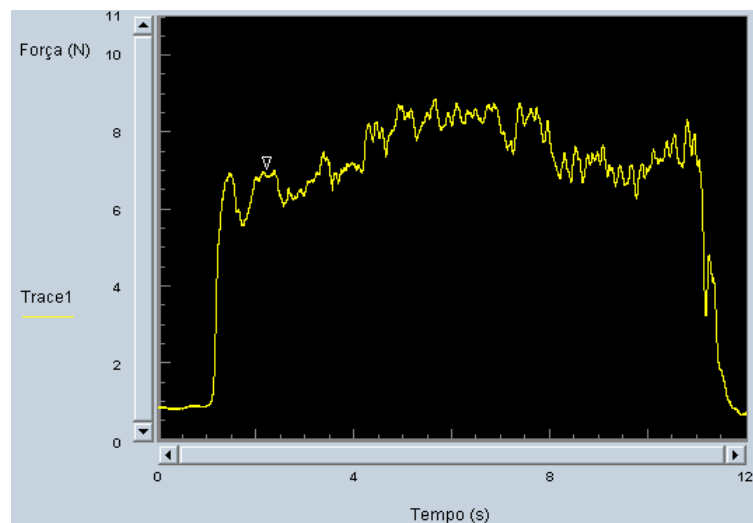


Figura 5.3.4 - Perfil tipo D.

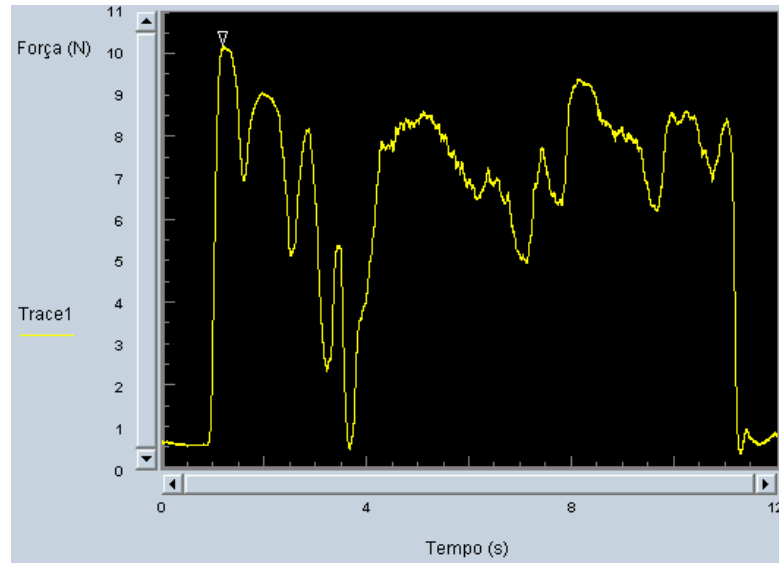


Figura 5.3.5 - Perfil tipo E.

Tabela 5.3.5 - Descrição da ocorrência dos perfis das curvas observadas

Tipo	n° de casos	%
A	82	45,56
B	24	13,33
C	9	5,00
D	32	17,78
E	33	18,33

## 6 DISCUSSÃO

Com esta tese demonstrou-se ser possível desenvolver uma estratégia para diminuir a subjetividade da avaliação da força das bochechas por meio da criação de um dispositivo que quantifica a força da estrutura em foco. O dispositivo apresentado foi capaz de quantificar a força das bochechas com medidas repetíveis e reprodutíveis e permitiu conhecer os valores de força durante a contração isométrica voluntária máxima de sujeitos com força adequada de bochecha.

Uma detalhada avaliação como precursora de um adequado tratamento é uma máxima na clínica fonoaudiológica. O investimento dos profissionais em preparação, conhecimento e desenvolvimento tecnológico em Motricidade Orofacial deve-se ao reconhecimento que o raciocínio clínico embasado num apropriado exame e somado à compreensão do paciente sobre suas alterações e potenciais constituem fundamentos essenciais do processo terapêutico eficiente.

Nesta perspectiva, foi embasada a proposta deste trabalho de desenvolver um sistema de avaliação quantitativa das bochechas que contribuísse para a minimização da subjetividade no processo de avaliação da força das bochechas. Esta linha de pensamento acompanha a avaliação de outras estruturas do sistema estomatognático como os lábios [Perilo et al., 2012] e a língua [Motta et al., 2011; Furlan et al., 2012].

Entretanto, de nenhuma forma, estas tecnologias têm a pretensão de substituir ou menosprezar a percepção do profissional experiente que, a partir de sua vasta vivência, adquire sensibilidade e sutileza não desenvolvidas em equipamentos mecânicos. Por estes motivos, deseja-se destacar desde o princípio que o dispositivo desenvolvido almeja complementar a avaliação clínica, contribuindo para a capacitação dos profissionais e o desenvolvimento científico, tornando mais acessível ao paciente a compreensão de sua condição orgânica.

### 6.1 Desdobramento da Função Qualidade

A proposta deste trabalho foi além do uso ou análise de instrumentos que o mercado pudesse disponibilizar. Mediante o desconhecimento de equipamento que pudesse ser melhorado ou adaptado, foi necessário elaborar um dispositivo a ser utilizado clinicamente na avaliação e até mesmo reabilitação de pacientes com dificuldades nas diversas funções nas quais as bochechas participam.

Embora o processo inventivo tenha muito da intuição e criatividade do idealizador, são necessários embasamentos teóricos que dêem fundamento sólido aos processos que culminam no objeto finalizado. O uso do QFD no desenvolvimento deste trabalho foi justificado pela necessidade de sistematizar os procedimentos do planejamento do protótipo.

Na primeira fase, o questionário aberto possibilitou observar que os profissionais e estudantes em contato cotidiano com avaliações em Motricidade Orofacial apontaram a necessidade da quantificação dos dados obtidos em suas avaliações. Essas respostas contribuíram para o embasamento e justificativa deste estudo. Os dados sobre o número de avaliações realizadas demonstraram que alguns profissionais podem aderir ao uso do aparelho mais que outros. Assim, aqueles que realizam muitas avaliações poderiam encontrar melhor relação custo-benefício ao terem este recurso ao seu alcance.

O grupo que contribuiu com as resposta deste questionário envolve estudantes, professores e pesquisadores. O aparelho pode contribuir para a formação dos alunos. Uma vez que a possibilidade da avaliação quantitativa não substitui a avaliação clínica e a palpação, o aparelho pode contribuir precocemente no processo de aprendizagem comparando as medidas durante a evolução do tratamento. Em relação aos pesquisadores e clínicos, este mesmo ganho pode ser aproveitado, além do enriquecimento de dados nos processos metodológicos e documentação dos resultados.

Esta pequena amostra que participou respondendo ao questionário já demonstrou as nuances das diferenças da realização da avaliação clínica. Embora haja a descrição da avaliação manual com o uso do dedo enluvado pressionando a região interna da bochecha lateralmente, observa-se diferenças relativas à região de posicionamento do dedo, grau de abertura da cavidade oral ou grau de apertamento quando solicitado leve contato entre os dentes, tempo de manutenção da força aplicada, variação da força aplicada e avaliação bilateral simultânea. A avaliação da força da bochecha apresenta algumas dificuldades semelhantes à avaliação do tônus da língua. Motta, 2011 afirma que, mesmo de diante da subjetividade, após um prévio treinamento, as avaliações clínicas podem ser confiáveis e encontrar concordância entre profissionais.

Os participantes revelaram dificuldade em comparar o resultado de sua avaliação com outros profissionais da mesma área ou áreas afins. O aparelho proposto contribui para a eliminação deste viés da avaliação perceptiva. Além do mais, há uma dificuldade para recordar a intensidade da força apresentada pelo paciente no primeiro exame para compará-la ao final do tratamento e durante o seu curso. O profissional documenta a classificação do tônus da bochecha do paciente, mas existem variações dentro da mesma categoria. Este

aspecto foi levado em consideração no desenvolvimento do instrumento que oferece um valor numérico correspondente ao esforço do avaliando, assim como uma curva que descreve seu desempenho no teste.

Segue-se a discussão de tópicos da Tabela 1 da priorização da qualidade demanda e os recursos alcançados no desenvolvimento do sistema apresentado.

Os requisitos elencados como maior importância foram atendidos com a realização deste trabalho. A questão da portabilidade foi resolvida acoplando-se equipamento a um microcomputador ou com o uso do sistema encapsulado. O formato do bocal e os sensores buscaram, entre outros objetivos, satisfazer a demanda de que fossem fornecidos dados individuais das bochechas, a diminuição da incerteza da medição, o conforto e a higienização. Preservou-se o gesto avaliativo clínico subjetivo ao criar o bocal em forma de haste. Todos estes aspectos foram contemplados no protótipo apresentado.

A priorização da qualidade demanda uma parte essencial do processo e mereceu muitos cuidados. Por isso, fez-se importante esclarecer o significado mais específico de cada uma delas. Como puderam ser observadas nos resultados, algumas dessas qualidades foram retiradas da segunda tabela, pois ficou entendido que elas se repetiam ou eram demandas obrigatórias nas quais não há possibilidade de julgamento.

Entre os atributos relacionados aos resultados do instrumento, a obtenção de dados quantitativos expressou a busca pela redução da subjetividade que envolve a avaliação atual. Acreditava-se que dados de força com incerteza adequada pudessem representar o desempenho do indivíduo no teste. Como visto no desenvolvimento do protótipo, o sistema apresentou incerteza expandida adequada para medição e os resultados apresentados demonstraram o desempenho dos avaliandos. Ainda que de forma preliminar, uma vez que somente dois indivíduos avaliados apresentavam força da bochecha reduzida, foi possível observar que estes demonstraram valores de força máxima e média menores em relação aos indivíduos com força normal.

A identificação da simetria foi uma demanda importante, pois é alvo do tratamento para uma melhor funcionalidade e estética, embora seja complexa a identificação das assimetrias discretas. Esta demanda é extremamente significativa, também, porque algumas formas de medição poderiam apresentar apenas uma média das bochechas esquerda e direita, de tal modo, não seria identificado o trabalho individual das bochechas. Este atributo direcionou a elaboração do bocal. Se os lados fossem avaliados simultaneamente, cada lado precisaria de um sensor independente. Notamos, durante a evolução da criação do sistema e testes, que a avaliação alternada parecia ser mais adequada evitando compensações nos

movimentos e sendo ainda mais semelhante à avaliação perceptiva. Retomando o tema da assimetria, ainda serão necessários outros estudos dedicados especialmente para tal fim, para que se identifique qual a diferença entre os lados deve ser realmente considerada assimetria e a relação dessa medida com outros aspectos da avaliação, entre eles, a antropometria.

A possibilidade de observar a variação dos valores em função do tempo, ao contrário somente da exibição final de um valor máximo ou médio, contribui para o uso do sistema como *biofeedback*, também permite outras análises como o tempo para obtenção do pico máximo, perfil da curva e estudo do melhor tempo de duração do exame. Até o presente momento, o sistema permite a visualização da curva após a conclusão do ensaio na opção de conexão com o computador para a coleta de dados, assim como a análise da média, força máxima e o tempo do pico. O sistema encapsulado permite a visualização em tempo real da curva, entretanto, com menor frequência de aquisição dos dados. Este segundo sistema continua em processo de aperfeiçoamento.

O item *comparar as avaliações ao longo do tratamento* refere-se à possibilidade de criação de um banco de dados no programa que acompanhará o sistema de coleta de dados. Assim sendo, o sistema guardará dados da curva, os valores a serem analisados e informações relevantes sobre o paciente e possíveis intercorrências durante o exame. Esses dados podem permitir um modelo padrão de relatório a ser gerado pelo programa contendo as informações do exame. O clínico ou pesquisador pode retirar os dados para a elaboração de um relatório a partir das informações do programa que coleta os dados. Contudo, encontra-se em fase de desenvolvimento um software que poderá acompanhar o sistema que contemplará de forma automática este procedimento.

A avaliação mais precisa, atributo presente na qualidade demandada, fez referência à redução da subjetividade no que se refere aos procedimentos da avaliação. Almeja-se que os resultados não sejam influenciados pelo avaliador, o que envolve treinamento, padronização da conduta, localização dos sensores, ordem verbal, número de testes e reforço positivo. Na proposta de avaliação apresentada a presença da fonte de luz indicadora do posicionamento do sensor intraoralmente permitiu que os dados fossem coletados no mesmo local diminuindo subjetividade por conta do avaliador. Além do mais, a marcação cutânea do ponto de interseção das comissuras, como indicado, também contribui para a reprodutibilidade dos procedimentos da avaliação. Por meio do estudo da repetitividade e reprodutibilidade das medidas, já se pode orientar a realização de três repetições, visto que a primeira medida pode ser considerada válida quando o paciente é bem orientado, não havendo receio de desconsiderá-la por supor que na mesma o paciente está somente aprendendo a realizar o



exame. Durante a avaliação, o indivíduo a ser avaliado não deve observar seus resultados, devendo os dados serem revelados no final. Já o reforço positivo pode ser dado no intervalo entre os ensaios.

Sobre os aspectos relacionados à ergonomia, procurou-se adequar o bocal a um tamanho que atenda o conforto do paciente e ao mesmo tempo assegure a confiabilidade das medidas. Este item foi retirado da segunda tabela, visto que se acredita que ele esteja incluído dentro o padrão de conforto, peso e flexibilidade posteriormente mencionados. O risco de dano físico pela colocação do equipamento na cavidade oral deve ser nulo. Embora possam ocorrer incômodos breves (afinal, é um corpo estranho introduzido na boca) não deve trazer risco e nem comprometer a medição. Logo, se o instrumento provocar dor, o avaliando não realizará esforço máximo na busca da autoproteção. O risco de aspiração, igualmente às demais demandas, pleiteia cuidados na elaboração da parte do instrumento que entra em contato com a boca. O tamanho das peças, sua fixação das mesmas e o elemento que faz a proteção higiênica cooperam para a atenuação do risco. O peso do bocal instrumentado deve contribuir para a sensação de leveza para que não haja compensações musculares relevantes no posicionamento que reflita na atividade da função a ser avaliada. Por fim, a flexibilidade para a colocação e adaptação na cavidade oral foi requisitada para assegurar que o posicionamento seja igual em todos os sujeitos, para que indivíduos com dificuldades na abertura oral não sejam prejudicados e para que não prejudique a firmeza do bocal. O bocal II atendeu às perspectivas ergonômicas propostas. Nenhum dos sujeitos avaliados referiu dor por uso do aparelho. Os cantos foram cuidadosamente arredondados, os sensores firmemente afixados, os fios devidamente protegidos e, finalmente, o sistema era envolvido por um filme PVC atóxico e protegido por uma embalagem plástica, evitando o risco de aspiração e contato de saliva com os componentes eletrônicos.

Quanto aos atributos relacionados à manipulação do aparelho, destacou-se o transporte e a higienização. O primeiro item faz menção ao deslocamento de todo o conjunto para que seja leve, permitindo ao profissional transportá-lo para realizar os atendimentos. O uso do sistema encapsulado busca melhorar ainda mais o recurso do microcomputador já realizado. O segundo ponto busca assegurar que o procedimento de limpeza do instrumento seja eficiente e acessível. O primeiro órgão a avaliar as condições de higiene neste trabalho foi o comitê de ética, que aprovou sua realização como demonstra o documento no Anexo A. O bocal foi protegido com o filme PVC atóxico e a embalagem plástica, evitando o contato de saliva com a haste. Antes dos procedimentos de avaliação, a haste foi higienizada com álcool 70%. Após

a finalização do produto e possível comercialização, o instrumento deverá ser encaminhado para os órgãos competentes para devida avaliação de riscos e higiene.

O termo facilidade de medição refere-se à sequência de procedimentos para a realização da avaliação. Para este fim, é desejável que a interface para a coleta de dados seja intuitiva, os encaixes do aparelho sejam de fácil manipulação, a colocação, retirada e posicionamento do bocal sejam simples. Além disso, a fixação do bocal, assim como o sistema que será colocado intraoral, deve ser firme para não somar erros à medição. O sistema de conexão dos cabos utiliza entradas USB já inseridas no cotidiano da maioria dos profissionais. O sistema encapsulado utiliza tecnologia de toque na tela, também já conhecida da população por meio dos celulares e uma variação do sistema encapsulado somente usa um botão de liga e desliga.

A relação custo-benefício deve ser atrativa aos profissionais para que o protótipo chegue a um produto final. Esta relação dependerá dos resultados a serem obtidos pelos testes, o material mais adequado e o volume estimado de produção, entre outros aspectos a serem estudados no momento apropriado. De forma inicial, os custos foram levados em conta para a criação do protótipo, principalmente na seleção dos componentes eletrônicos e fabricação das peças. O custo de fabricação do protótipo ficou em dois mil reais, aproximadamente, não sendo acrescentado o valor do microcomputador. Acredita-se que, em maior escala, o preço torne-se ainda mais acessível aos interessados.

Quanto ao design, ressalta-se a importância de uma aparência agradável, que não seja agressiva, e cores claras que contribuam para a limpeza do equipamento. O bocal apresenta cor clara e pequenas ranhuras no equipamento devem-se ao processo de prototipagem. Todavia, os procedimentos de limpeza e proteção evitam o depósito de impurezas.

Finalmente, sobre aspectos legais, a criação da patente é um interesse maior da equipe de criação que do indivíduo que usará o aparelho. Por isso, este termo foi retirado da priorização. Por outro lado, para poder ser comercializado, preocupa-se que posteriormente todo o sistema seja aprovado pela ANVISA e pelo Inmetro. O depósito de pedido de patente do sistema de avaliação da bochecha já foi realizado conforme documento no Anexo B.

Após o levantamento das especificações técnicas que atendam as qualidades demandadas, foi elaborada a matriz qualidade que demonstra o quanto cada especificação contribui para cada qualidade levantada numa escala de 3, 6, 9, sendo 9 uma relação forte, 6 uma relação média e 3 uma relação fraca. A ausência de marcação corresponde à ausência de relação. O resultado do Gráfico 1 desta matriz nos mostrou quais as especificações técnicas são mais importantes para atender à qualidade demandada.

Posteriormente, foram levantadas partes do produto que atendessem às especificações técnicas e partir daí foi elaborada a matriz do produto. Nesta segunda matriz, avaliou-se o quanto cada parte do produto atenderia à especificação técnica. Desta matriz, resultou o Gráfico 2, que demonstrou a importância de cada parte do protótipo. Por este gráfico, percebemos que o bocal é a parte que mais atende às especificações do produto. Como vimos, foi a também a parte que mais exigiu cuidados para a elaboração do protótipo. Em seguida, os sensores apresentaram grande representatividade no atendimento das especificações, uma vez que eles estão envolvidos no processo mais significativo do sistema: quantificar as medições.

O computador ou instrumento (aquisição de dados embarcados) também se destacou entre uma das três principais partes do aparelho. Este componente se relaciona com a possibilidade do aparelho não precisar estar conectado diretamente a um computador para a aquisição de dados ou visualização da curva. A placa de aquisição é um elemento importante pois ajuda a definir a taxa de aquisição dos dados e a possibilidade de captar o sinal de mais de um sensor ao mesmo tempo. A partir da definição das partes do protótipo e sua importância, foi realizado o processo de criação do protótipo apresentado.

## **6.2 Protótipo**

Na medida em que o pesquisador depara-se com a problemática da avaliação da força muscular e a necessidade de desenvolvimento de equipamentos ou soluções que contribuam para uma melhor avaliação, como a apresentada neste trabalho, poderia questionar o motivo da deficiência de recursos adequados para tal finalidade. Ao iniciar-se a elaboração desta solução, ou seja, deste dispositivo, foram compreendidos os limites tecnológicos que compõem o processo de idealização do projeto. Estes limites, como visto no QFD, envolvem biocompatibilidade, tamanho, precisão, armazenamento de dados, portabilidade, facilidade de manipulação, entre outros. Acredita-se que, por este motivo, não foi encontrado um sistema que atendesse à demanda apresentada.

Conforme já comentado, a proposta deste trabalho foi além do uso ou análise de instrumentos que o mercado pudesse disponibilizar devido o desconhecimento de outro dispositivo que pudesse ser melhorado ou adaptado para que atendesse à atividade clínica cotidiana do fonoaudiólogo. No entanto, a pesquisa da literatura revela técnicas que foram descritas para a medição de força ou pressão intraoral. Lindemann e Moore, 1990 compararam extensômetros, células de carga e sensores de pressão quanto ao tamanho, sensibilidades, compensação térmica, validade e repetitividade durante a avaliação de lábios. Segundo os

autores, o sensor para pressão Entram EEPL BO apresentou melhor desempenho. Os extensômetros apresentaram o pior desempenho. Entretanto, este sensor apresenta custo muito elevado (R\$ 2.985,45 cada, mais taxas de impostos), por isso, não foi citado como possibilidade deste trabalho.

A escolha dos sensores foi trabalhosa, uma vez que precisam ter resolução para pequenos sinais e tamanho reduzido para não interferir na função da bochecha. É difícil encontrar instrumentos que satisfaçam estes pré-requisitos relacionados ao tamanho, características eletrônicas e econômicas. Outra possibilidade seria o uso de transdutores extraorais conectados a sensores intraorais por um sistema fechado de fluido, mas estes estão sujeitos a artefatos originados dos tubos de conexão ou bulbo de pressão e também são sensíveis a mudanças de temperatura [Kydd, 1957; Winders, 1962].

A espessura e o tamanho total do dispositivo intraoral são fatores extremamente importantes. Alguns autores [Gould e Picton, 1962; Lear et al., 1965; Weinstein et al., 1983] mostraram que o deslocamento da bochecha maior que 2 mm pode causar um aumento na média das medidas de pressão durante o repouso. No protótipo apresentado neste trabalho, a parede lateral, o aplicador e o sensor somam mais que 2 mm. Todavia, nosso objetivo principal não se trata de avaliar a pressão ou a força durante o repouso, mas numa contração isométrica voluntária máxima. Realizando alguns exercícios, Lindeman e Moore, 1990, relataram que pressões medidas a 7 mm de distância do sensor foram iguais ou menores com as medidas de pressão colhidas na superfície do dente.

A localização dos pontos de medição é outro aspecto que merece atenção. Luffingham, 1969, afirmou que as pressões são maiores na região próxima ao modíolo que posteriormente nos arcos. Na região dos dentes pré-molares, as fibras centrais se cruzam e encontram o modíolo que pode ser sentido como um espessamento na região da bochecha próxima aos lábios sobre os pré-molares e os caninos. Por isso, os músculos periorais produzem mais força nesta região que nos dentes molares ou nos incisivos [Gould e Picton, 1964]. Para este trabalho foram, então, determinados pontos de referência semelhantes para a avaliação eletromiográfica do bucinador, buscando acertar o melhor ponto para avaliar este que se apresenta como o principal músculo da bochecha. Justifica-se, aqui, que a avaliação proposta destaca a força da bochecha e não exclusivamente do bucinador, por entender-se que a força avaliada é uma resultante da atividade conjunta de outros músculos além do bucinador.

O grande diferencial do sistema proposto é sua compatibilidade com a clínica fonoaudiológica. A preservação do gesto físico da avaliação perceptual é um fator

determinante que retroalimenta a ideia defendida que o sistema complementa a avaliação perceptual. Assim, complementa de forma tão eficiente que reproduz de forma semelhante, o gesto físico do clínico. Uma diferença entre os gestos durante a avaliação da bochecha é que, na avaliação quantitativa, o avaliador não realiza uma contraresistência ativa à bochecha do paciente. Tal procedimento foi necessário uma vez que parte da força poderia estar sendo gerada pela mão do terapeuta empurrando o transdutor em direção à bochecha do paciente. Acrescenta-se à lista de vantagens a reprodutibilidade do posicionamento dentro da cavidade oral do sensor, o que proporciona a comparação com dados de reavaliações. Outro ponto positivo do sistema foi o uso de célula de carga já consagrada para avaliação da grandeza força. O sistema de higienização segura, rápida, que permite a reutilização do bocal, de baixo custo, apresenta-se como vantagem em relação aos trabalhos que utilizaram sensores aplicados aos dentes [Gould e Picton, 1962; Lindner e Hellsing, 1991; Küçükkeles e Ceylanoglu, 2003].

A desvantagem deste sistema de avaliação quantitativa é que, assim como na avaliação perceptiva, alguns sujeitos demonstram dificuldade em realizar o movimento de contraresistência. Bianchini, 2005, lembra que determinada estrutura existe para determinado fim e pode não estar apta a realizar movimentos desconhecidos à função que executa. Por este motivo, é muito importante o esclarecimento dado ao paciente durante o procedimento de avaliação. Diante de tal situação, o clínico reconhece que o desempenho demonstrado pelo paciente na avaliação quantitativa pode não corresponder à sua real condição muscular observada na avaliação perceptiva, na palpação e desempenho das funções. Dessa forma, enfatiza-se, novamente, a soberania da avaliação clínica perceptual e o caráter complementar da avaliação quantitativa. Outra dificuldade relativa a este sistema é a impossibilidade de usá-lo para avaliação da atividade da bochecha durante atividades funcionais do sistema estomatognático.

### **6.3 Repetitividade e Reprodutibilidade dos Resultados Obtidos Durante a Avaliação**

Um dos objetivos deste trabalho foi investigar, por meio das características do sinal da força representadas pela força média, força máxima e tempo para atingir o pico máximo, a reprodutibilidade e a repetitividade das medidas do sistema objetivo de medição da força da bochecha desenvolvido. Este trabalho também serviu como panorama inicial para estimativa dos valores de força da bochecha durante contração isométrica máxima.

O desenvolvimento deste capítulo seguirá a mesma estruturação dos resultados. Assim, primeiramente, serão discutidos aspectos relacionados à repetitividade dos parâmetros: força média, força máxima e tempo para alcançar o valor máximo. Seguidamente, virá a discussão dos aspectos relacionados à reprodutibilidade dos mesmos parâmetros.

Diferentes métodos foram usados para mensurar a força das bochechas em estudos anteriores, como visto na revisão da literatura. Porém, não foi levantado qualquer estudo que demonstrasse a repetitividade ou reprodutibilidades dos métodos descritos.

Inicialmente, foi verificado se o primeiro ensaio do mesmo dia mostrava-se diferente dos demais, imaginando-se que o participante estaria aprendendo a realizar o teste. A comparação dos resultados dos quatro ensaios em cada dia para a força média e máxima demonstrou que não foi encontrada significância estatística que comprovasse esta hipótese, sendo assim, a primeira medida pôde ser considerada válida e representativa da capacidade do sujeito.

Sobre a quarta medida da seqüência, foi questionado se esta não era diferente das demais, podendo ser maior por um efeito da aprendizagem do teste ou ser menor devido à fadiga muscular. Avaliando-se os quatro ensaios do mesmo dia, observou-se um decaimento estatisticamente significativo da quarta medida em relação à terceira para a força média no primeiro dia de teste. Por este motivo, a quarta medida deixou de ser considerada em todas as análises estatísticas seguintes. Neste caso o efeito da fadiga muscular predominou sobre o aprendizado. Estudos de fadiga com a língua demonstraram que sujeitos normais mantiveram a força por seis segundos [Solomon et al., 1996]. Mesmo que o tipo muscular das fibras da bochecha favorecem produção de força mais contínua que a língua, os quatro ensaios de 10 segundos cada parecem ser suficientes para provocar fadiga.

Foi considerada repetitiva a média de três ensaios do mesmo dia que apresentasse coeficiente de variação (CV) menor ou igual a 20%. Como se observa nos resultados, a força média e a força máxima apresentaram repetitividade próximas: 88,33% dos casos para força média e 89,99% dos casos força máxima. Diante deste resultado, sugere-se que a análise de ambas sejam levadas em consideração quando um paciente for avaliado num primeiro dia. A homogeneidade dos resultados observados deve-se às condições de aferição do aparelho e do controle físico do participante em manter a força da bochecha. Estes achados proporcionam confiança ao profissional nos resultados do instrumento.

Ainda em relação à repetitividade, observa-se que os sujeitos normais apresentam melhores resultados de repetitividade que os alterados (Tabela 4.1.2.8). Imagina-se que os

sujeitos alterados pela característica muscular tenham dificuldade em manter a máxima contração voluntária máxima. Podendo indicar uma possível característica deste grupo.

Quanto ao tempo para alcançar a força máxima, nota-se baixa repetitividade (11,67 % dos casos). O estudo do tempo necessário para o alcance da força máxima foi justificado pela hipótese de que, por meio dele, pudesse ser verificada a influência do treinamento na resposta muscular da bochecha, uma vez que esse aspecto foi pesquisado na língua [Motta, 2011]. Embora seja solicitado ao participante que, ao perceber a mudança de cor do círculo comece a apertar o sensor com a maior força que fosse capaz, percebe-se que nem sempre o pico da força máxima ocorre no início do ensaio, podendo acontecer no meio e, em outros casos, no final do teste. Provavelmente por este motivo, este parâmetro tenha apresentado porcentagem baixa de repetitividade.

Em relação à análise da reprodutibilidade dos parâmetros, foi considerada reprodutiva a média dos três dias de avaliação que apresentasse coeficiente de variação (CV) menor ou igual a 20%. Como se observa nos resultados, a reprodutibilidade da força média apresentou-se menor que a força máxima: 70% dos casos para força média e 75% dos casos força máxima. Este dado sugere o uso da força máximo como bom padrão de avaliação. A preferência pelo uso do valor máximo também ocorre para a avaliação da língua por apresentar coeficiente de variação mais baixo e cálculo mais simples (Motta, 2011).

Quanto ao tempo para alcançar a força máxima, nota-se, mais uma vez, baixa reprodutibilidade (20% dos casos). Embora o tempo necessário para atingir o pico máximo tenha maior reprodutibilidade que repetitividade, os valores são baixos para que se considere um parâmetro adequado para avaliar o desempenho nesta avaliação.

Mesmo realizando avaliação quantitativa da força das bochechas, é necessário salientar que a bochecha é parte de um indivíduo sujeito a variações emocionais e orgânicas. Além disso, muitos outros fatores podem afetar a mensuração de músculos da face, tais como: as instruções dadas ao paciente, motivação externa, número de testagens, feedback ou reforço positivo, como é descrito para a avaliação da tensão lingual [Solomon, 2000].

Durante a coleta dos dados, os participantes relataram maior facilidade na execução das tarefas do teste no último dia de medição. Apesar disso, não se observou efeito do treinamento, ou seja, obtenção de valores maiores de força no último dia. Embora o fato fosse esperado, sua ausência demonstra que o intervalo de tempo entre as medições foi adequado, não provocando melhora ou piora dos resultados.

Embora este estudo seja um piloto, com amostra extremamente reduzida, foi encontrada diferença entre os sujeitos normais e os com tónus levemente diminuídos (Tabela 4.1.2.8), sugerindo que o sistema contribuirá para o apontamento de alterações.

Este estudo tem relevância significativa por ser o primeiro a demonstrar os valores da força de contração isométrica máxima da bochecha (Tabela 4.1.2.8). Constatou-se como média geral para a força média da bochecha 5,76 N e 7,31 N para a força máxima.

#### **6.4 Análise da Força da Bochecha Produzida pela Bochecha de Indivíduos com Tónus Normal**

Os resultados demonstraram que o sistema criado foi capaz de quantificar a força da bochecha e demonstrar que os parâmetros força média e força máxima apresentam repetitividade e reprodutibilidade. A etapa seguinte procurou, então, caracterizar a força observada em sujeitos com adequada força de bochechas.

Foi observado que esta população apresentou valores entre 1,68 N e 10,56 N para a força média. Para a força máxima, os valores variaram entre 2,93 N e 12,09 N (Tabela 5.3.1). A comparação dos valores de força obtidos neste trabalho com outros estudos da literatura torna-se inviável, uma vez que não foi encontrada publicação que avaliasse a força da contração voluntária máxima da bochecha e publicasse os dados de forma a ser possível compará-los com a grandeza força (N).

Apesar disso, podemos ressaltar que a força da bochecha observada neste estudo é maior que as forças exercidas durante a fala, mastigação e deglutição, descritas por Lear e Moorrees, 1969. Convertendo as unidades de grama-força para Newton, os valores descritos pelos autores para um dos sujeitos durante a fala, a força variou entre 0,006 - 0,038 N; 0,018 - 0,043 N para deglutição de líquidos, 0,004 - 0,022 N para a deglutição de saliva e 0,016 - 0,026 N durante a mastigação, aproximadamente. Sendo que observamos valores acima de 1,68 N. A comparação entre os achados do presente trabalho e Lear e Moorrees, 1969, como observado, revelam que durante a execução das funções analisadas não é empregada a força máxima exigida neste estudo. Todavia, a utilização de sensores durante a execução de funções tais como a fala, a mastigação e a deglutição pode interferir no sistema fisiológico normal de execução destas funções, ocasionando o prejuízo da avaliação quantitativa neste caso. Por este motivo, alguns autores [Perilo et al., 2012, Furlan et al., 2012; Motta et al., 2011] têm estudado a capacidade máxima de contração e inferido que o satisfatório desempenho nesta



atividade represente também um satisfatório desempenho durante a execução das funções estomatognáticas. Além disso a força máxima tem sido mais reprodutível.

A análise estatística indicou semelhança nos valores encontrados entre os três ensaios realizados consecutivamente no mesmo participante. Esta afirmação apresenta importante significado clínico, uma vez que reflete a possibilidade de reprodução dos valores de força obtidos, favorecendo a identificação de variações nesta força, que poderá ser modificada pela presença de alguma alteração ou mesmo promovida pelo treino muscular. Estes resultados concordam com os resultados observados no estudo da repetitividade das medidas.

Verificou-se que os sujeitos normais deste trabalho apresentaram média para força média igual a 6,48 N e força máxima 8,51 N. Comparando a bochecha com outras estruturas do sistema estomatognático avaliadas de forma semelhante, ressalta-se que os valores de força média e máxima da bochecha, independente do sexo, foram menores que os valores encontrados para língua 13,0 N e 18,3 N [Motta, 2011]; 16,5 N e 21,4 N [Furlan, 2011], força média e máxima, respectivamente. Em relação aos lábios, observamos os valores da bochecha mais próximos segundo os resultados de força média demonstrados de 7,33 N para a força do lábio superior e 5,94 N para o lábio inferior [Perilo, 2012].

Na comparação dos valores de força entre os sexos, Tabela 5.3.4, verificou-se que indivíduos do sexo masculino apresentaram valores significativamente maiores de força máxima e de força média do que indivíduos do sexo feminino. Isto também foi observado na avaliação quantitativa da língua [Motta, 2011].

Este estudo se destaca por ser o primeiro a descrever os perfis das curvas observadas durante a contração voluntária isométrica máxima. Como descrito nos resultados, foram encontrados cinco diferentes perfis. Questiona-se se estes perfis estariam relacionados à característica muscular dos sujeitos com predomínio de fibras musculares de contração mais rápida ou lenta. Outro ponto a ser levantado seria a ativação neuromuscular dos indivíduos.

Estes tipos de curvas formam um conjunto de figuras paramétricas, servindo como referencial para análise. Os resultados com comportamento não comparável a estes podem ser indicativos de algum problema durante a realização do exame. Além disso, a avaliação perceptiva é soberana e qualquer resultado que contradiz a percepção do avaliador deve ser exaustivamente ponderado e, até mesmo, descartado. Nas figuras abaixo, se demonstra os diagramas força versus tempo paramétricos das curvas.

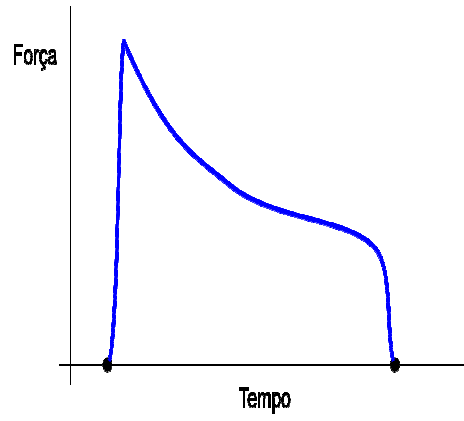


Figura 6.4.1 Curva paramétrica tipo A.

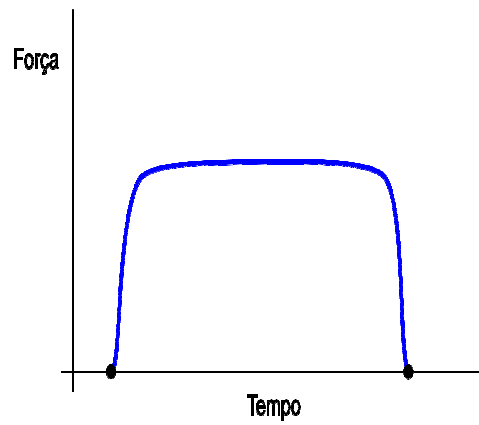


Figura 6.4.2 Curva paramétrica tipo B.

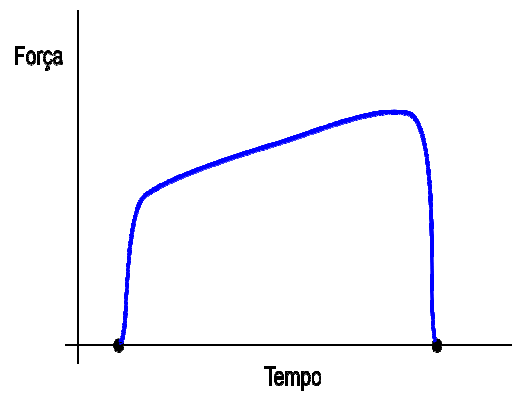


Figura 6.4.3 Curva paramétrica tipo C

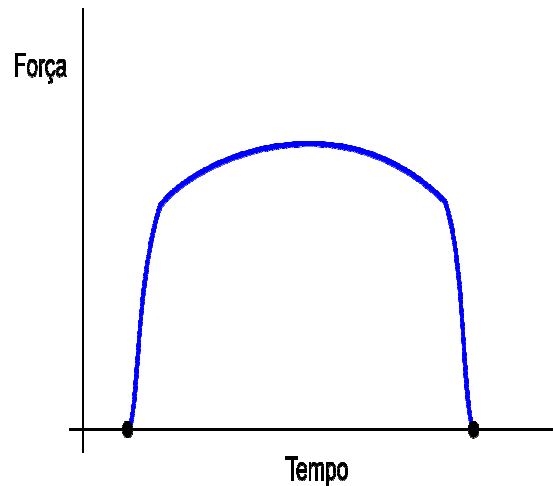


Figura 6.4.4 Curva paramétrica tipo D

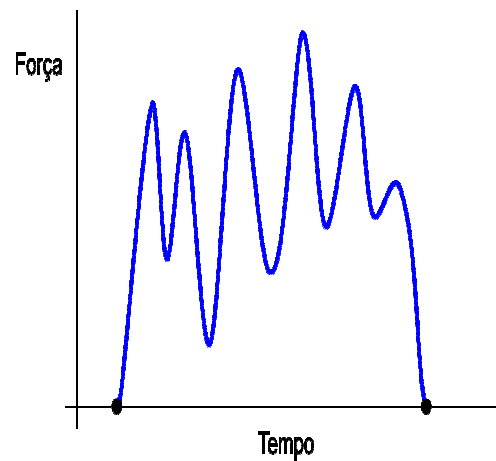


Figura 6.4.5 Curva paramétrica tipo E

A curva do tipo A (Figura 6.5.1), mais comum, apresenta um pico de força inicial gerado nos primeiros segundos de medição seguido por uma região de decaimento. Este modelo de curva é semelhante ao comportamento da língua [Barroso et al., 2009] e também dos lábios [Perilo, 2012]. A curva do tipo B (Figura 6.5.2) apresenta uma espécie de platô com valores próximos do valor máximo com leve decaimento, poderia se inferir se a esta manutenção dos valores próximos ao máximo estaria relacionada com a característica da fibra muscular dos sujeitos avaliados. O tipo C, com visto na Figura 6.5.3 mostra um traçado crescente que finaliza no valor máximo atingido nos instantes finais do ensaio. Este tipo de curva foi o mais raro e poderia sugerir alguma dificuldade na ativação da força muscular. Entretanto, ressalta-se que todos os perfis descritos foram observados em sujeitos considerados normais quanto ao tônus em concordância entre duas avaliadoras. As curvas tipo D (Figura 6.5.4) e E (Figura 6.5.5) apresentaram valores próximos de aparição entre as

avaliações. Em D, o pico surge na região central do gráfico, havendo antes e depois do mesmo um sentido ascendente e descendente do traçado, respectivamente. Finalmente, o perfil E apresenta mais de um decaimento e retomada da força durante o ensaio, dando um aspecto recortado do traçado. O perfil E passa a impressão que o sujeito consegue ativar altos valores de força, entretanto, não consegue mantê-los.

Por meio deste trabalho foi possível desenvolver uma estratégia para a diminuição da subjetividade que envolve a avaliação da força das bochechas. Para a construção do dispositivo foi significativa a utilização do QFD que contribuiu para o direcionamento e tomadas de decisões. A construção do protótipo envolveu o desenvolvimento de sistemas mecânicos e eletrônico, sendo que esses apresentam características favoráveis, como fácil manuseio, transporte e adaptação em diferentes indivíduos. O instrumento foi capaz de avaliar quantitativamente a força das bochechas, caracterizando-se como uma ferramenta importante para a Fonoaudiologia.

## 7 CONCLUSÕES

Esta tese apresentou um estudo que teve por objetivo desenvolver um aparelho de avaliação quantitativa da força das bochechas e, com base nos resultados obtidos,conclui-se que:

- O instrumento desenvolvido para a avaliação da força das bochechas é capaz de avaliar quantitativamente a força das bochechas, caracterizando-se como uma importante ferramenta para a Fonoaudiologia.
- Observa-se repetitividade para a força média em 88% dos casos, para a força máxima em 90% dos casos e tempo para atingir o pico máximo em 12%.Reprodutibilidade para a força média em 70% dos casos, para a força máxima em 75% dos casos e tempo para atingir o pico máximo em 20%.
- Os valores médios da força da bochecha em sujeitos adultos com força adequada referem-se a 6,5 N para a força média e a 8,5 N para força máxima.Os valores de força no sexo masculino, tanto para força média quanto para a máxima, são estatisticamente maiores do que os valores entre o sexo feminino.
- Cinco tipos de curva caracterizam o comportamento da bochecha durante o ensaio.

### 7.1 Sugestão de Trabalhos Futuros

Considera-se importante quantificar e descrever a força das bochechas de crianças. Pondera-se, também, que o sistema de avaliação quantitativo da força das bochechas seja aplicado em diferentes grupos, a saber, indivíduos de diferentes tipos faciais, alteração de tônus facial, classificações oclusais, respiradores orais, paralisia facial para a comparação com resultados de sujeitos normais.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahlgren, J. EMG Studies of Lip and Cheek Activity in Sucking Habits. **Swedish Dental Journal**, v. 19, p. 95-101, 1995.

Alderisio, J.P.; Lahr, R. An Electronic Technique for Recording the Myodynamic Forces of the Lip, Cheek, and Tongue. **Journal of Dental Research**, v. 32, p. 548-553, 1953.

Back, N.; Ogliari, A.; Dias, A.; Silva, J.C. **Projeto Integrado de Produtos: planejamento, concepção e modelagem**. Manole, Barueri, 2008.

Barroso, M.F.S.; Costa C.G.; Saffar J.M.E.; Las Casas E.B.; Motta A.R.; Perilo V.C.P.; Batista, M.C.; Brito, V.G. Desenvolvimento de um Sistema Protótipo para Medição Objetiva das Forças Linguais em Humanos. **SBA Controle & Automação** [online], v. 20, n. 2, p. 156-163, 2009.

Basmajian, J.V.; De Luca, C.J. **Muscle Alive: their functions revealed by electromyography**. 5. ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

Berry, D.C. The Buccinator Mechanism. **Journal of Dentistry**, v. 7, n. 2, p. 111-114, 1979.

Bianchini, E.M.G. Mastigação e ATM: avaliação e terapia. In Marchesan, I.Q. **Fundamentos em Fonoaudiologia: aspectos clínicos da motricidade oral**. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2005.

Blanton, P.L.; Biggs, N.L.; Perkins, R.C. Electromyographic Analysis of the Buccinator Muscle. **Journal of Dental Research**, v. 49, p. 389-394, 1970.

Brasil, **Lei 6965/81**, de 9 de dezembro de 2001. Dispõe sobre a regulamentação da Profissão de Fonoaudiólogo, e determina outras providências. Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil, Brasília, 26 de dez. 1981. Disponível em: <<http://presrepublica.jusbrasil.com.br/legislacao/129429/lei-6965-81>>. Acesso em: 15 mar ago. 2013.

Brodie, A. G. Late Growth Changes in the Human Face. **The Angle Orthodontist**, v. 23, n. 3, p. 146-157, 1953.

Budynas, R.G.; Mischke, C.R.; Shigley, J.E. **Projeto de Engenharia Mecânica**. Artmed, Porto Alegre, 2005.

Carnevalli, J.A.; Sassi, A.C.; Miguel, P.A.C. Aplicação do QFD no Desenvolvimento de Produtos: levantamento sobre seu uso e perspectivas para pesquisas futuras. **Gestão & Produção**, v. 11, p.33-49, 2004.

Casas, M.J.; Kenny, D.J.; Macmillan, R.E. Buccal and Lingual Activity During Mastication and Swallowing in Typical Adults. **Journal of oral rehabilitation**, v. 30, p. 9-16, 2003.

Clark, H.M.; O'Brien, K.; Calejja, A.; Corrie, S.N. Effects of Directional Exercise on Lingual Strength. **Journal of Speech, Language, And Hearing Research**, v. 52, p. 1034-1047, 2009.

Conselho Federal de Fonoaudiologia, **resolução nº 320**, de 17 de fevereiro de 2006. Disponível em: <<http://www.fonoaudiologia.org.br/legislacaoPDF/Res%20320-06%20-%20Especialidades.pdf>> Acesso em: 15 mar ago. 2013.

De Luca, C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p. 135-163, 1997.

De Sousa, O.M.; Vitti, M. Estudo Eletromiográfico do Músculo Bucinador. **Hospital**, v.68, p. 105-117, 1965.

Dobratz, E.J.; Hilger, P.A. Cheek Defects. **Facial Plastic Surgery Clinics of North America**, v. 17, p. 455-467, 2009.

Douglas, C.R. **Fisiologia Aplicada à Fonoaudiologia**. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2006.

Enoka, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. Manole, São Paulo, 2000.

Feldstein, L. An Instrument for Measuring Muscular Forces Acting on the Teeth. **American Journal of Orthodontics**, v. 36, n. 11, p. 856-859, 1950.

Felício, C.M.D. **Fonoaudiologia Aplicada a Casos Odontológicos: motricidade oral e audiológica**. Pancast, São Paulo, 1999.

Figún, M.E.; Garino, R.R. **Anatomia Odontológica**. Panamericana, Porto Alegre, 2003.

Frederick, S. The Perioral Muscular Phenomenon: part 1. **Australian Orthodontic Journal**, v. 12, p.3-9,1991.

Furlan, R.M.M.; Valentim, A.F.; Motta, A.R.; Barroso, M.F.S.; Costa, C.G.; Las Casas, E.B. Métodos Quantitativos para Avaliação da Força de Língua. **Revista CEFAC (Online)**, v. 14, p. 1215-1225, 2012.

Furlan, R.M.M.M. **Desenvolvimento de um Aparelho Portátil para Quantificação e Reabilitação da Força da Língua Humana**. 2011. 141f. Dissertação. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

Furlan, R.M.M.M.; Valentim, A.F.; Perilo, T.V.C.; Costa, C.G.; Barroso, M.F.; Las Casas, E.B.; Motta, A.R. Quantitative Evaluation of Tongue Protrusion Force. **The International Journal of Orofacial Myology**, v. 36, p. 33-43, 2010.

Gaughran, G.R.L. Fasciae of the Masticator Space. **The Anatomical Record**, v.129,p. 383-400, 1957.

Genaro, K.F.; Berretin-Felix, G.; Rehder, M.I.B.C.; Marchesan, I.Q. Avaliação Miofuncional Orofacial: protocolo MBGR. **Revista CEFAC**, v. 11, p. 28, 2009.

Gomes, C.F.; Trezza, E.M.C.; Murade, E.C.M.; Padovani C.R. Surface Electromyography of Facial Muscles During Natural and Artificial Feeding of Infants. **Journal of Pediatrics**, v.82, p.103-109, 2006.

Gould, M.S.E.; Picton, D.C.A. A Method of Measuring Forces Acting on the Teeth from the Lips, Cheeks and Tongue. **British dental journal**, v.112, p.235-242, 1962.

Gould, M.S.E.; Picton, D.C.A. A Study of Pressures Exerted by the Lips and Cheeks on the Teeth of Subjects with Normal Occlusion. **Archives of Oral Biology**, v. 9, p.469-478, 1964.

Govers, C.P.M. What and How About Quality Function Deployment (QFD). **International Journal of Production Economics**, v. 46-47, p. 575-585, 1996.

Gray, H. **Anatomia**. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1977.

Halazonetis, D.J.; Katsavrias, E.; Spyropoulos, M.N. Changes in Cheek Pressure Following Rapid Maxillary Expansion. **European Journal of Orthodontics**, v. 16, p. 295-300, 1994.

Hanson, M.L.; Barret, R. H. **Fundamentos da Miologia Orofacial**. Enelivros, Rio de Janeiro, 1995.

Happak, W.; Burggasser, G.; Grubber, H. Histochemical Characteristics of Human Mimic Muscles. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 83, p. 23-25, 1988.

Hollmann, W.; Hettinger T. **Medicina de Esporte**. São Paulo, Manole, 1989.

Howland, J.P.; Brodie, A.G. Pressures Exerted by the Buccinator Muscle. **The Angle Orthodontist**, v.36, p. 1-12, 1966.

Ingervall, B.; Thüer, U. Cheek Pressure and Head Posture. **The Angle Orthodontist**, v. 58, p. 47-57, 1988.

Inrie, J. apud in Talbot, E.S. 1901. **Irregularities of the Teeth**. Davis, Philadelphia, 1834.

Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro). **Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia**. 3. ed. Rio de Janeiro, 2003.

Isley, C.L.; Basmajian, J.V. Electromyographic of the Human Cheeks and Lips. **The Anatomical Record**, v. 176, p. 143-48, 1973.

Jardini, R.S.R. **A Adequação dos Músculos Orofaciais com o Uso dos Exercitadores Pró-Fono**. Pró-Fono, Barueri, 2007.

Jardini, R.S.R. Uma outra Possibilidade para a Reabilitação da Flacidez Facial e do Bruxismo. 2004.165 f. Tese – Universidade Estadual de Campinas, 2004.



Junqueira, P. Avaliação e Diagnóstico Fonoaudiológico em Motricidade Oral. In Ferreira, L.P.; Befi- Lopes, D.; Limongi, S. (org). **Tratado de Fonoaudiologia**. Roca, São Paulo, 2004.

Junqueira, P. Avaliação Miofuncional. In: Marchesan, I.Q. **Fundamentos em Fonoaudiologia: aspectos clínicos da motricidade oral**. 2. ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, p.19-27, 2005.

Kendall, F.P. **Músculos: provas e funções**. Manole, São Paulo, 1995.

Kendall, F.P.; McCreary, E.K. **Músculos, provas e funções**. Manole, São Paulo, 1987.

Küçükkeleş, N.; Ceylanoğlu, C. Changes in Lip, Cheek, and Tongue Pressures After Rapid Maxillary Expansion Using a Diaphragm Pressure Transducer. **The Angle Orthodontist**, v.73, p. 662-668, 2003.

Kydd, W.L. Maximum Forces Exerted on the Dentition by the Perioral and Lingual Musculature. **The Journal of the American Dental Association**, v.55, p. 646-651, 1957.

Lang, J. **Clinical Anatomy of the Masticatory Apparatus and Peripharyngeal Spaces**. Thieme Medical Publishers, New York, 1995.

Lear C.S.C.; Moorrees, C.F.A. Buccolingual muscle force and dental arch form. **American Journal of Orthodontics**, v. 56, p.379-393, 1969.

Lear, C.S.C.; Catz, J.; Grossman, R.C; Flanagan, J.B.; Moorrees, C.F.A. Measurement of Lateral Muscle Forces on the Dental Arches. **Archives of Oral Biology**, v. 10, p. 669-689, 1965.

Lindeman, D.E.; Moore, R.N. Measurement of Intraoral Muscle Forces During Functional Exercises. **American Journal of Orthodontics and Dento Facial Orthopedics**, v. 97, p. 289-300, 1990.

Lindner, A.; Hellsing, E. Cheek and Lip Pressure Against Maxillary Dental Arch During Dummy Sucking. **European Journal of Orthodontics**, v.13, p. 362-366, 1991.

Luffingham, J.K. A Technique for the Measurement of Soft Tissue Pressures Acting Upon Teeth. **Archives of Oral Biology**, v.13, p.309-318, 1968.

Luffingham, J.K. Lip and Cheek Pressure Exerted Upon Teeth in Three Adult Groups with Different Occlusions. **Archives of Oral Biology**, v.14, p. 337-350, 1969.

Lundquist, D.O. An Electromyographic Analysis of the Function of the Buccinator muscle as an Aid to Denture Retention and Stabilization. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 9, p. 44-52, 1959.

Madeira, M.C. **Anatomia da Face**. Sarvier, São Paulo, 2008.

Margolis, H.I.; Prakash, P. A New Instrument for Recording Oral Muscle Forces: the photoelectric myodynograph. **Journal of Dental Research**, v. 33, n. 3, p. 425-434, 1954.

McArdle, W.D.; Katch, F.I.; Katch, V.L. **Fisiologia do Exercício**: energia nutrição e desempenho humano. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1992.

Menezes, P.R. Validade e Confiabilidade das Escalas de Avaliação em Psiquiatria. **Revista de Psicologia Clínica**, v. 25, n. 5, p. 214-216, 1998.

Monteiro, W.D. Medida de Força Muscular Aspectos Metodológicos e Aplicações. **Revista Treinamento Desportivo**, v.3, n.1, p.38-51, 1998.

Moore, K.L.; Persaud, T.V.N **Embriologia Clínica**. Elsevier, Rio de Janeiro, 2008.

Motta, A.R. **Análise Quantitativa da Força Axial da Língua**. 2011. 107f. Tese. Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2011.

Motta, A.R.; Cesar, C.C.; Bommarito, S.; Chiari, B.M. Força Axial da Língua em Diferentes Faixas Etárias. **Jornal da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia**, v. 23, p. 201-205, 2011.

Motta, A.R.; Perim, J.V.; Perilo, T.V.C.; Casas, E.B.L.; Costa, C.G.; Magalhaes, 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.

Netter, F.H. **Atlas de Anatomia Humana**. Artmed, Porto Alegre, 2000.

Oliveira, A.C.; Anjos, C.A. .; Silva, E.H.A.A.; Menezes, P.L. Aspectos Indicativos de Envelhecimento Facial Precoce em Respiradores Orais Adultos. **Pró-Fono Revista de Atualização Científica**, v. 19, n. 3, p. 305-312, 2007.

Ozkaya, N.; Nordin, M. **Fundamentals of Biomechanics**: equilibrium, motion, and deformation. Springer, New York. 1998.

Pereira, M.G. Aferição dos Eventos. In: Pereira, M.G. **Epidemiologia**: teoria e prática. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, p.358-76, 1995.

Perilo, T.V.C. Desenvolvimento de um Instrumento para Avaliação da Força Labial e Modelagem Computacional do Músculo Orbicular da Boca. 2012. 87 f. Tese. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

Perilo, T.V.C.; Motta, A.R.; Casas, E.B.L.; 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** (Impresso), v. 12, p. 184-190, 2007.

Perkins, R.E.; Blanton, P.L.; Biggs, N.L. Electromyographic Analysis of the "Buccinator Mechanism" in Human Beings. **Journal of Dental Research**, v. 56, p. 783-94, 1977.

Plas, E.; Deliac P.; Garuet L.A.; Caix, P.; Bioulac, B. The Buccinator Muscle: an original morphogenetical study. **Morphologie**, v.88, p. 27-30, 2004.

Precision Measurement Company. **Miniature Pressure Transducers Extensometers Miniature Load Cells**. Disponível em: <<http://www.pmctransducers.com/transducers.html>>. Acesso em: 05-07-2011.

Proffit, W.R. Equilibrium Theory Revisited: factors influencing position of the teeth. **Angle Orthodontist**, v. 48, p. 175-186, 1978.

Ribeiro, J.L.D.; Echeveste, M.E.; Danilevicz, A. M. **QFD - Desdobramento da Função Qualidade**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.(Série Monográfica).

Ricketts, R.M. The Keystone Triad I: anatomy, phylogenetics, and clinical references. **American Journal of Orthodontics**, v. 50, p. 244-264, 1964.

Ruan, W.; Chen, M.; Gu, Z.; Lu, Y.; Su, J.; Guo Q. Muscular Forces Exerted on the Normal Deciduous Dentition. **The angle orthodontist**, v. 75, p. 785-790, 2005.

Sicher, H.; Tander J. **Anatomia para Dentistas**. Atheneu, São Paulo, 1981.

Sicher, H.; Dubrul, E.L. **Anatomia Oral de Sicher e Dubrul**. Artes Médicas, São Paulo, 1991.

Soares, J.F.; Siquiera, A.L. **Introdução à Estatística Médica**. 2. ed. Coopmed, Belo Horizonte, 2002.

Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, Comitê de Motricidade Orofacial. **Documento 03/2003**. Disponível em: <<http://www.sbfa.org.br>>. Acesso em: 25 nov. 2010.

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.

Stal, P.; Eriksson, P.O.; Eriksson, A.; Thornell, L.E. Enzyme-Histochemical and Morphological Characteristics of Muscle Fibre Types in the Human Buccinator and Orbicularis Oris. **Archives of Oral Biology**, v. 35, p.449-458, 1990.

Stavridi, R.; Ahlgren, J. Muscles Responses to the Oral-Screen Activator: an EMG study of the masseter, buccinator, and mentalis muscles. **European Journal of Orthodontics**, v. 14, p. 339-349, 1992.

Takada, J.; Ono, T.; Takahashi, S.; Honda, E.; Kurabayashi, T. Changes in Horizontal Jaw Position and Intraoral Pressure. **The Angle Orthodontist**, v. 28, p. 254-260, 2008.

Tasca, S.M.T. **Programa de Aprimoramento Muscular em Fonoaudiologia Estética Facial**: PAMFEF. Pró-fono, Barueri, 2002.

Thüer U.; Sieber R.; Ingervall B. Cheek and Tongue Pressures in the Molar Areas and the Atmospheric Pressure in the Palatal Vault in Young Adults. **European Journal of Orthodontics**, v. 21, p.299-309, 1999.

Thüer, U.; Janson, T.; Ingervall, B. Application in Children of a new Method for the Measurement of Forces From the Lips on the Teeth. **European Journal of Orthodontics**, v. 7, p.63-78, 1985.

Weinstein, S.; Bowley, W.W. Extensibility Characteristics of the Human Cheek: a pilot study. **Journal of Dental Research**, v. 63, p. 344-348, 1983.

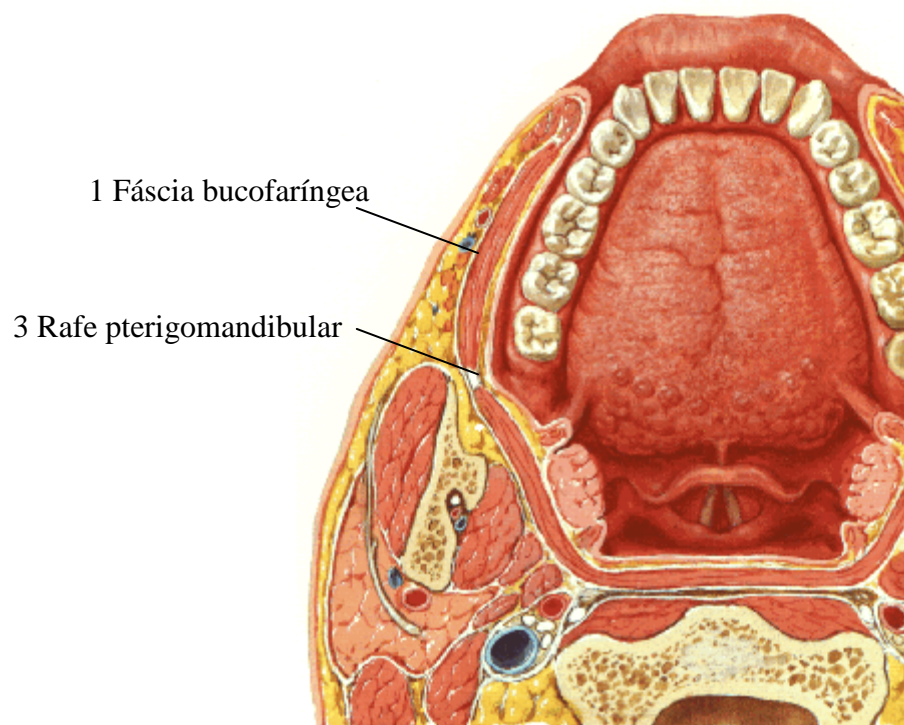
Winders, R.V. Forces Exerted on the Dentition by the Perioral and Lingual Musculature During Swallowing. **The Angle Orthodontist**, v. 28, n. 4, p. 226-235, 1958.

Winders, R.V. Recent Findings in Myometric Research. **The Angle Orthodontist**, v. 32, p. 38-43, 1962.

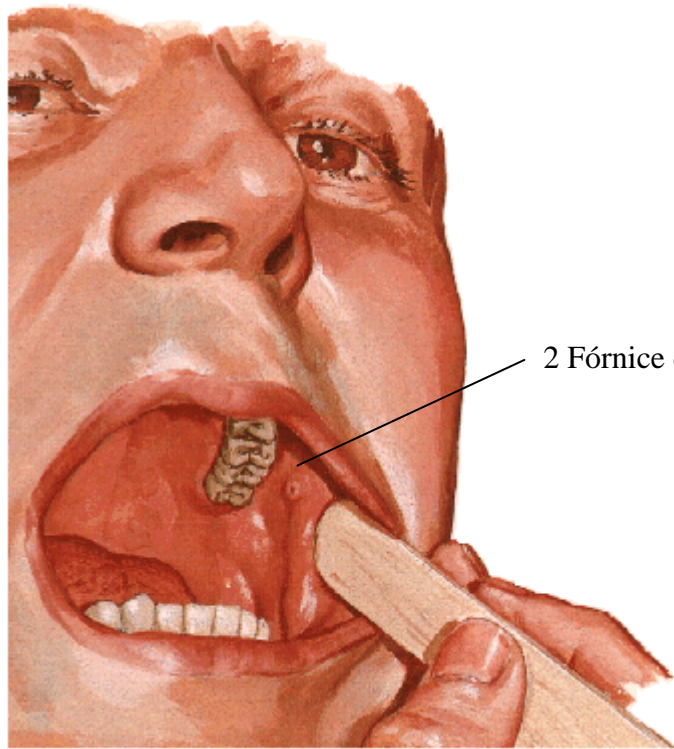
Zemlin, W.R. **Princípios de Anatomia e Fisiologia em Fonoaudiologia**. Artmed, Porto Alegre, 2000.

## APÊNDICE A — Estruturas Anatômicas Citadas no Texto

Nas figuras abaixo pode-se observar estruturas anatômicas citadas no texto identificadas com números sobrescritos.



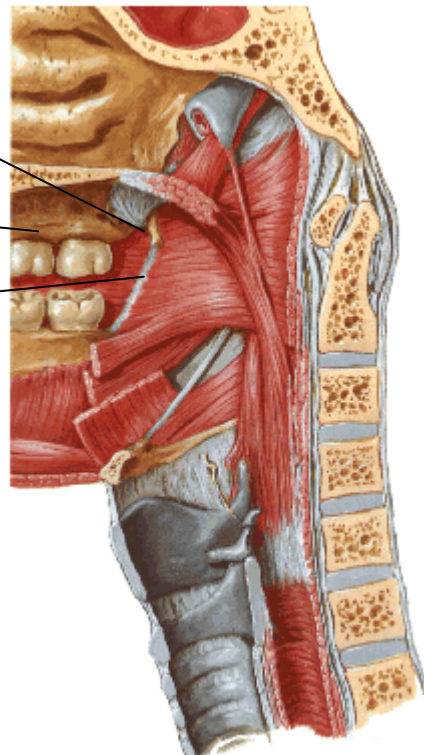
Netter, 2000



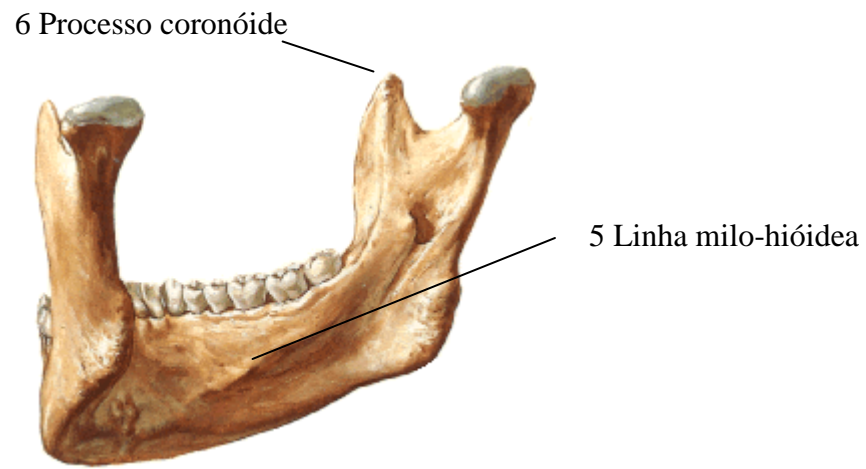
2 Fórnice do vestibulo superior

Netter, 2000

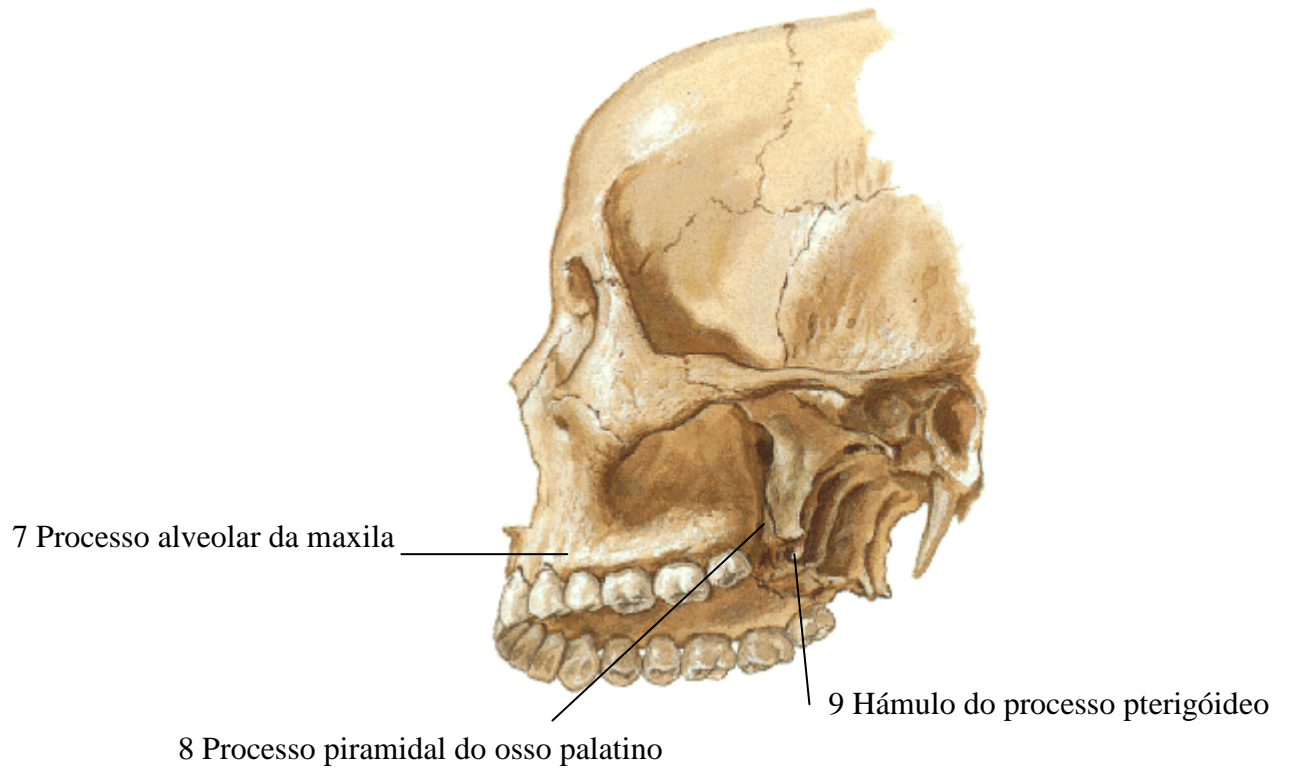
- 4 Hámulo do processo pterigóide
- 7 Processo alveolar da maxila
- 3 Rafe pterigomandibular



Netter, 2000



Netter, 2000



Netter, 2000

10 Processos maxilares



Netter, 2000



**APÊNDICE B — Quadro resumo dos equipamentos mais expressivos utilizados para a avaliação de pressão das bochechas**

Referência	Amostra	Método	Resultados
Gould e Picton, 1962	Quatro sujeitos	Extensômetro com fios de resistência. A peça apresentava 2,5 mm de largura e 8 mm de comprimento e foi fixada no espaço interdental por meio de um botão acrílico.	8,9 - 36,2 g/cm <sup>2</sup> durante o sopro; 9,2 - 74,4g/cm <sup>2</sup> na fala do fone /m/ 25,5 - 80,6g/cm <sup>2</sup> durante a deglutição.
Luffingham, 1968		Sensor Solatron NT 4-313M com extensômetros para medir o deslocamento de um diafragma. O diafragma apresentava 5 mm de diâmetro e 1,5 de espessura foi fixado no dente. O sensor foi conectado a um grande transdutor de pressão industrial colocado fora da boca numa temperatura ambiente estável. O transdutor foi conectado via um amplificador e um filtro passa baixa para o registro.	

Luffingham, 1969	Trinta sujeitos com idade entre quinze e trinta um anos (Vinte nove homens e uma mulher) com diferentes tipos de oclusão.	Sensor Solatron NT 4-313M para medir o deslocamento de um diafragma. O diafragma apresentava 5 mm de diâmetro e 1,5 de espessura foi fixado no dente. O sensor foi conectado a um grande transdutor de pressão industrial colocado fora da boca numa temperatura ambiente estável. O transdutor foi conectado via um amplificador e um filtro passa baixa para o registro.	Sujeitos com <i>overjet</i> normal apresentaram médias de $7,2 \pm 4,3 \text{ g/cm}^2$ para o repouso; $21,1 \pm 12,5 \text{ g/cm}^2$ para o fone /m/ e $46,4 \pm 30,6 \text{ g/cm}^2$ para a deglutição de dois ml de líquido. Sujeitos com <i>overjet</i> aumentado apresentaram médias de $5,4 \pm 2,9 \text{ g/cm}^2$ para o repouso; $20,9 \pm 12,7 \text{ g/cm}^2$ para o fone M e $42,0 \pm 25,2 \text{ g/cm}^2$ para a deglutição de líquido. Por fim, sujeitos com <i>overjet</i> reduzido apresentaram médias de $3,0 \pm 2,4 \text{ g/cm}^2$ para o repouso; $11,5 \pm 9,2 \text{ g/cm}^2$ para o fone /m/ e $45,0 \pm 37,8 \text{ g/cm}^2$ para a deglutição de líquido.
Ingervall e Thüer, 1988	Vinte anos adultos (nove homens e onze mulheres) com idade entre vinte quatro e trinta três anos.	As medidas de pressão foram tomadas por meio de um transdutor de pressão intraoral incorporado a um sistema preenchido com água que apresentou algumas dificuldades para a calibração. No momento da medição a cânula foi conectada a um tubo plástico e um sistema de pressão hidráulico (Thüer e Ingervall, 1985).	Pressão média durante o repouso com extensão da cabeça média de $4,1 \pm 1,2 \text{ gm/cm}^2$ nos dentes e $11,9 \pm 7,5 \text{ g/cm}^2$ nos processos alveolares. Posição natural $3,4 \pm 1,5 \text{ g/cm}^2$ nos dentes e $9 \pm 8,1 \text{ g/cm}^2$ nos processos alveolares. Mastigação de pão com posição natural de cabeça $38 \pm 17 \text{ g/cm}^2$ na fase de abertura, $37 \pm 19 \text{ g/cm}^2$ na fase de fechamento e $110 \pm 83 \text{ g/cm}^2$ na deglutição nos dentes. Para a extensão de cabeça a pressão nos dentes $39 \pm 13 \text{ g/cm}^2$ na fase de

			abertura, $39 \pm 18 \text{ g/cm}^2$ na fase de fechamento e $75 \pm 94 \text{ g/cm}^2$ na deglutição. Nos processos alveolares, na posição natural de cabeça: $52 \pm 35 \text{ g/cm}^2$ na fase de abertura, $37 \pm 25 \text{ g/cm}^2$ na fase de fechamento e $72 \pm 75 \text{ g/cm}^2$ na deglutição. Posição estendida de cabeça: $63 \pm 51 \text{ g/cm}^2$ na fase de abertura, $46 \pm 18 \text{ g/cm}^2$ na fase de fechamento e $73 \pm 94 \text{ g/cm}^2$ na deglutição.
Lindner e Hellsing, 1991	Doze crianças (quatro meninos e oito meninas) com idade entre seis e doze anos.	Medição de pressão a partir de um transdutor baseado em extensômetro desenvolvido por Proffit, 1978.	A média geral pra a máxima pressão exercida nos molares foi de $21 \pm 13 \text{ g/cm}^2$ contra $54 \pm 19 \text{ g/cm}^2$ nos caninos.
Halazonetiset al., 1994	Quinze sujeitos (dezhomens e cincomulheres) com idade entre dez e dezesseis anos.	O método utilizado foi baseado num sistema desenvolvido por Thüer et. al., 1985 para avaliar força lingual e sofreu algumas modificações. O sistema era independente e portátil. Foi utilizado ar, ao contrário de água utilizado por Thüer. O ar era bombeado para um tubo e escapava por meio de um orifício no bocal. O bocal era fixado no primeiro molar maxilar direito e esquerdo na face bucal. Quando o orifício era coberto pela bochecha a pressão do ar no	Durante a fase de expansão maxilar o valor médio de pressão da bochecha no lado direito foi $3,43 \pm 2,75 \text{ g/cm}^2$ para $8,94 \pm 3,59 \text{ g/cm}^2$ pós-expansão. Para o lado esquerdo $3,23 \pm 2,73 \text{ g/cm}^2$ para $9,72 \pm 2,69 \text{ g/cm}^2$ pós-expansão. Não houve diferença nas medidas entre o lado esquerdo e direito. Nem no período pós-expansão e pós-retenção.

		tubo aumentava, dependendo da pressão feita no bocal. O bocal apresentava dimensões de 6 x 3,5 x 1 mm. A pressão máxima suportada pelo dispositivo era de 150 g/cm <sup>2</sup> .	
Thüeret al., 1999	Vinte quatro adultos com idade entre vinte dois e vinte nove anos.	Sistema intraoral com bocal fixado nos dentes com cinco tubos finos de polietileno guiados pela rima lateral da boca. O sistema extraoral era composto por uma bomba de água e ar comprimido, um transdutor de pressão e uma válvula limitadora de fluxo.	Pressão no repouso: mandíbula 2,49 ± 3,01 g/cm <sup>2</sup> ; maxila 2,67 ± 1,93 g/cm <sup>2</sup> . Pressão durante a mastigação: mandíbula 33,11 ± 25,31 g/cm <sup>2</sup> ; maxila 35,3 ± 18,41 g/cm <sup>2</sup> . Pressão durante a deglutição: mandíbula 67,98 ± 51,54 g/cm <sup>2</sup> ; maxila 67,57 ± 41,23 g/cm <sup>2</sup> .
Casas et al., 2003	Três homens e Três mulheres com idade entre vinte três e vinte nove anos.	Foram empregados transdutores de pressão miniatura (0,4mm de espessura e 3,5 mm de espessura) colados unilateralmente na superfície bucal e lingual do primeiro molar mandibular e na superfície bucal do primeiro molar da maxila, no lado de preferência do avaliando. Para a fixação foi utilizado um <i>bracket</i> de 1 mm de espessura.	
Ruanet al., 2005	Trinta nove crianças (dezenove garotos e vinte garotas) com idade entre três	O transdutor era composto por extensômetros e uma viga com 0,7 mm de espessura. O mesmo foi isolado com silicone e cimentado	Durante o repouso, os garotos demonstraram força média de 375 N/m <sup>2</sup> e as garotas 151 N/m <sup>2</sup> . Na deglutição de líquido os valores

	e seis anos	à superfície bucal do dente molar esquerdo superior (não foram comparados lado esquerdo e direito) com o adesivo Jing'jing. Foram realizadas medidas durante o repouso e a deglutição de água com ajuda de uma colher de chá (3 ml). O transdutor suportava cargas de até 50,000N/m <sup>2</sup> .	médios foram de 1457 N/m <sup>2</sup> nos garotos e 986 N/m <sup>2</sup> nas garotas. No repouso a pressão dos lábios e bochechas foi maior que a lingual. Em contrapartida durante a deglutição a pressão na superfície lingual dos dentes foi maior que nos lados bucal e labial.
Takada et al., 2008	Doze sujeitos japoneses com idade entre vinte cinco e trinta um anos.	Um par de sensores de pressão modelo PS-05KC Kyoga com capacidade para até 50 kPa fixados em uma placa.	No repouso foi encontrado 1,87±1,38 g/cm <sup>2</sup> .
Clark et al., 2009	Trinta nove adultos saudáveis (dezessete homens e vinte duas mulheres) com idade entre dezoito e sessenta sete anos.	Iowa Oral Performance Instrument (IOPI). Consiste em um transdutor de pressão e um amplificador digital que exibe uma leitura em quilopascal (kPa) refletindo as pressões exercidas sobre um bulbo insuflado com ar.	Até 40 kPa, aproximadamente.

## APÊNDICE C — Questionário Aberto

### Questionário aberto

O seguinte questionário tem por objetivo observar suas principais preferências sobre um aparelho para avaliação quantitativa tensão (tônus) das bochechas.

- 1) Você sente falta de algum instrumento que possa complementar algum aspecto de sua avaliação clínica? Qual?
- 2) Em seu trabalho, quantas avaliações relacionadas à tensão (tônus) das bochechas, em média, você faz por mês?
- 3) Qual método de avaliação de tensão das bochechas você utiliza atualmente? Pode descrever?
- 4) Quais são as suas principais dificuldades quanto ao método que você utiliza?
- 5) O que você esperaria de um aparelho para avaliação quantitativa da bochecha?
- 6) Em sua opinião, como deveria ser um aparelho para avaliação quantitativa da bochecha?
- 7) Quais são seus fatores decisivos na escolha de um aparelho ou método de avaliação da tensão (tônus) das bochechas?
- 8) Que outras atividades você poderia realizar com este aparelho?
- 9) Quais são suas preferências quanto a:
  - Forma
  - Material
  - Tamanho
- 10) Qual a importância da avaliação da tensão das bochechas para o fonoaudiólogo?

## ANEXO A — CARTA DE APROVAÇÃO

9756\_22967\_135.pdf

[http://viuvabranca.ufrgs.br/pesquisa/PRD/PP/DocAprovacao/19756\\_229..](http://viuvabranca.ufrgs.br/pesquisa/PRD/PP/DocAprovacao/19756_229..)**U F R G S**UNIVERSIDADE FEDERAL  
DO RIO GRANDE DO SUL**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA**

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



### CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 19756

Título: AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE FORÇA DE BOCHECHA EM HUMANOS

Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

ROGERIO JOSE MARCZAK - coordenador desde 01/10/2010

*Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo , em reunião realizada em 31/05/2012 - Sala 01 de Reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.*

Porto Alegre, Terça-Feira, 5 de Junho de 2012


JOSE ARTUR BOGO CHIES  
Coordenador da comissão de ética

## ANEXO B— Depósito de pedido de patente

UFERS

< Uso exclusivo do INPI >

Espaço reservado ao protocolo



INSTITUTO NACIONAL DE PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
 21/12/2012 15:38 DERS  
 016120006171  
 BR 10 2012 032932 8  
 Espaço para etiqueta

---

**DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE OU DE CERTIFICADO DE ADIÇÃO**

**Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:**  
 O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas

**1. Depositante (71):**

1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
 1.2 Qualificação: INST. PÚBLICA DE ENSINO SUP  
 1.3 CNP/CPF: 9298986000138  
 1.4 Endereço Completo: AV. PAULO GAMA, 110 - CENTRO, PORTO ALEGRE - RS, Brasil  
 1.5 CEP: 90040-050      1.6 Telefone: 51 3308 3800      1.7 Fax: 51 3308 4237  
 1.8 E-mail: sedatec@ufrgs.br

continua em folha anexa

**2. Natureza:**     Invenção                       Modelo de Utilidade                       Certificado de Adição

Escreva, obrigatoriamente, e por extenso, a Natureza desejada: Patente de Invenção

---

**3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade ou Certificado de Adição(54):**  
 DISPOSITIVO E MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DA BOCHECHA

continua em folha anexa

---

**4. Pedido de Divisão:** do pedido Nº \_\_\_\_\_      Data de Depósito: \_\_\_\_\_

---

**5. Prioridade:**                       interna                       unionista

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou organização de origem	Número de depósito	Data do depósito

---

**6. Inventor (72):**

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seu(s) nome(s)

6.1 Nome: MONALISE COSTA BATISTA BERBERT  
 6.2 Qualificação: Estudante                      6.3 CPF: 061.827.016-03  
 6.4 Endereço completo: Rua João Cândido, 18, Apto. 304 - Vila Ipiranga, Porto Alegre - RS, Br  
 6.5 CEP: 91380-420                      6.6 Telefone: (51) 3276-3844                      6.7 Fax: \_\_\_\_\_  
 6.8 E-Mail: monaufmj@yahoo.com.br

continua em folha anexa



## 7. Declaração na forma do item 3.2 do Ato Normativo nº 127/97:

7.1 Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

em anexo

8. Declaração de divulgação anterior não prejudicial: (Período de Graça):  
(art. 12 da LPI e item 2 do AN nº 127/97)

em anexo

## 9. Procurador (74)

9.1 Nome:

9.2 CNPJ/CPF:

9.3 APROAB:

9.4 Endereço completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone:

9.7 Fax:

9.8 E-Mail:

## 10. Listagem de sequências Biológicas (documentos anexados) (se houver):

- Listagem de sequências em arquivo eletrônico: nº de CDs ou DVDs (original e cópia).
- Código de controle alfanumérico no formato de código de barras: fl.
- Listagem de sequências em formato impresso: fls.
- Declaração de acordo com o artigo da Resolução INPI nº 228/09: fls.

11. Documentos anexados (assinale e indique também o número de folhas):  
(Deverá ser indicado o nº total de somente uma das vias de cada documento)

<input checked="" type="checkbox"/>	11.1 Guia de Recolhimento	1 fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.5 Relatório descritivo	9 fls.
<input type="checkbox"/>	11.2 Procuração	fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.6 Reivindicações	3 fls.
<input type="checkbox"/>	11.3 Documentos de Prioridade	fls.	<input type="checkbox"/>	11.7 Desenhos	fls.
<input type="checkbox"/>	11.4 Doc. de contrato de trabalho	fls.	<input checked="" type="checkbox"/>	11.8 Resumo	1 fls.
<input checked="" type="checkbox"/>	11.9 Outros que não aqueles definidos no campo 11 (especificar) Anexos do Relatório; Autorizações de Cessão; Portaria de Competência; cópia Diário Oficial da União.				14 fls.

12. Total de folhas anexadas (referentes aos campos 10 e 11): 28 fls.

13. Declaro, sob penas da Lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Porto Alegre, 20/12/2012

Local e Data

*Raquel S. Maurer*  
Assinatura e Carimbo

110ª Raquel S. Maurer  
Secretária de Desenvolvimento  
Tecnológico  
INPI/CGS

**ANEXO DE INVENTORES****Título: DISPOSITIVO E MÉTODO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA FORÇA DA BOCHECHA**

Página 1

---

**Nome:** ROGÉRIO JOSÉ MARCKZAK**Qualificação:** Professor**CPF:** 591.638.019-48**Endereço Completo:** Rua Coronel Feijó, 1031, Apto. 204 - Higienópolis, Porto Alegre - RS, Br**CEP:** 90520-060**Telefone:** (51) 3308-3522**FAX:****E-mail:** rro@meccanica.ufrgs.br

---

**Nome:** CARLOS ALBERTO KERN THOMAS**Qualificação:** Técnico-administrativo**CPF:** 356.083.070-20**Endereço Completo:** Rua Maestro Medanha, 84, Apto. 601 - Santana, Porto Alegre - RS, Br**CEP:** 90620-160**Telefone:** (51) 3308-3996**FAX:****E-mail:** carlos.thomas@ufrgs.br