

---

# DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO OBJETIVA DAS FORÇAS LINGUAIS EM HUMANOS

Márcio Falcão Santos Barroso\*  
marcio.barroso@cetec.br

Jorge Milton Ellian Saffar\*  
jorge.saffar@cetec.br

Andréa Rodrigues Motta†  
andreamotta@terra.com.br

Monalise Costa Batista†  
monaufmg@yahoo.com.br

Cláudio Gomes da Costa\*  
claudio.gomes@cetec.br

Estevam Barbosa de Las Casas†  
estevam@dees.ufmg.br

Tatiana Vargas de Castro Perilo†  
tativcp@yahoo.com.br

Vivian Garro Brito†  
vigbrito@yahoo.com.br

\*Setor de Testes Físicos - Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais  
Avenida José Cândido da Silveira 2000, Bairro Horto  
Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

†Grupo de Biomecânica - Universidade Federal de Minas Gerais  
Avenida Presidente Antônio Carlos 6627, Pampulha  
Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

---

## ABSTRACT

This work presents the development of a system for the measurement of the axial forces produced by the human tongue. A prototype was developed which reproduces the underlying principles of the methods normally adopted in clinical procedures, with the advantage that it allows the phonoaudiologist to obtain objective measurements of these forces. This work also presents an analysis based on the repeatability and the reproducibility of the forces in an attempt to select which of these forces can be employed as parameters for diagnosis and as success indicators of therapies. Preliminary results indicate the mean force as the most reliable parameter.

**KEYWORDS:** Instrumentation, Biometrics, Force measurement, Reproducibility, Repeatability.

---

## RESUMO

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema para medição da força axial da língua humana. Como diferencial, o protótipo desenvolvido apresenta concordância metodológica com a prática clínica fonoaudiológica, no que diz respeito ao teste aplicado para a percepção da tensão lingual. O trabalho também verifica quais os pontos notáveis de força devem ser utilizados como parâmetros para a análise clínica, justificados a partir de testes de reprodutibilidade e repetitividade, numa tentativa de selecionar quais desses pontos podem ser empregados como parâmetros para o diagnóstico e como indicadores do sucesso de terapias. Resultados preliminares apontam para o uso da força média como medida mais confiável para a clínica fonoaudiológica.

**PALAVRAS-CHAVE:** Instrumentação, Biometria, Medição de Força, Reprodutibilidade, Repetitividade.

---

Artigo submetido em 16/07/2007 (Id.: 00811)  
Revisado em 18/08/2008, 20/01/2009, 16/03/2009  
Aceito sob recomendação do Editor Associado Prof. Sebastian Yuri Cavalcanti Catunda

## 1 INTRODUÇÃO

Avaliar a força lingual é uma prática rotineira e importante para os fonoaudiólogos, principalmente aqueles especializados na área de Motricidade Orofacial. Isso se deve ao fato de a língua ser um órgão especializado e anatomicamente complexo. A língua participa ativamente de processos como sucção, mastigação, deglutição, fonação e também tem importante papel no equilíbrio das forças sobre os dentes (Zemlin, 2000). Uma alteração que interfira na fisiologia normal da língua acarreta ao indivíduo deficiências na realização das atividades ligadas aos vários processos fisiológicos (Weijnen et al., 2000). Pacientes com queixa de distúrbios miofuncionais orofaciais e cervicais exigem uma detalhada avaliação do órgão em questão (Motta et al., 2004).

Entretanto, até os dias atuais, a Fonoaudiologia não conta com métodos objetivos para avaliação dessa estrutura, sendo necessário utilizar apenas a experiência clínica e o bom senso no processo, uma vez que a avaliação e o diagnóstico são feitos de maneira subjetiva. A dificuldade em objetivar a avaliação interfere na relação entre os profissionais das áreas afins, no diagnóstico, no prognóstico, na definição e no andamento do tratamento (Motta et al., 2004).

Por isto, a utilização de métodos objetivos, notadamente na medição e para a caracterização da força lingual, pode ser ferramenta auxiliar importante para a avaliação clínica. Devido à complexidade da anatomia lingual e sua constituição muscular, a relação entre sua estrutura e a mecânica funcional ainda não é totalmente compreendida, o que torna a construção de tais ferramentas um desafio instigante (Napadow et al., 1999).

Diferentes dispositivos já foram usados para medir a força da língua em vários trabalhos, dentre os quais, podem-se citar: transdutores de forças intraorais, bucal com célula de cargas, bulbos calibrados e dinamômetros. Esses trabalhos, muitas vezes, apresentam resultados em grandezas diferentes (força, pressão), são metodologicamente incompatíveis com os métodos subjetivos e em muitos casos faltam dados conclusivos, o que dificulta uma comparação direta dos resultados (Solomon et al., 2000; Hayashi et al., 2002; Clark et al., 2003; Soares and Siqueira, 2002).

O presente trabalho tem como objetivo descrever um novo sistema para medição das forças axiais da língua, tendo como diferencial a sua construção compatível com a prática clínica fonoaudiológica.

## 2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Nos métodos subjetivos de avaliação, a percepção de força da língua é obtida pressionando-se uma espátula, ou o dedo enluvado, contra a língua, como exemplificado na Figura 1. Baseado na experiência e bom senso em relação a outras análises, o profissional fonoaudiólogo classifica a língua em quatro classes: hipotensa, levemente hipotensa, normotensa e hipertensa, de acordo com a força observada no ápice lingual. Os limites entre cada um desses grupos são também subjetivos.



Figura 1: Aplicação de avaliação subjetiva utilizando-se o dedo enluvado como sensor.

Um dos problemas de uma medição subjetiva, baseada em faixas discretas de tensão, é que a percepção de melhora clínica do paciente perante o tratamento proposto não é, em muitos casos, possível. Ou seja, para que o profissional perceba uma resposta ao tratamento proposto, o resultado deve ser tal que permita uma transição para outra faixa de força.

A mesma observação vale para o caso em que há piora do paciente. Pequenos avanços (ou piores) do paciente podem passar despercebidos por não ter o profissional, na maioria dos casos, sensibilidade suficiente para perceber variações na força lingual.

Com o desenvolvimento de um sistema que seja capaz não só de retornar um valor de força, mas também seja capaz de produzir memória temporal, a clínica fonoaudiológica passa a contar com uma ferramenta auxiliar importante para o aprimoramento do diagnóstico e o acompanhamento de terapias.

### 3 SISTEMA PARA MEDIÇÃO OBJETIVA DA FORÇA LINGUAL

Para o desenvolvimento de um sistema compatível com a prática clínica, foi observado o princípio de funcionamento de método subjetivo costumeiramente utilizado (percepção humana da força).

No caso corrente, o dedo, quer seja diretamente, quer indiretamente por meio da espátula, é o sensor de força utilizado.

Pode-se ainda dizer que existe todo um sistema de tratamento, transmissão e armazenamento do sinal emitido pelo sensor humano. Esse sistema poderia ser, grosso modo, os sistemas nervosos periférico e central.

Buscou-se então substituir a medição subjetiva por um sistema de medição objetiva, com função análoga à do original. Além disso, buscou-se manter a forma de acionamento do sensor pela língua, de maneira a reproduzir, da melhor maneira possível, a realidade.

Esse sistema foi pensado de maneira a permitir não só a medição da força, mas também a emissão de relatórios, análises gráficas do perfil da força lingual e também valores notáveis da força lingual, tais como força máxima e média. O sistema proposto, em blocos funcionais, pode ser vista na Figura 2.



Figura 2: Visão Geral do sistema para medição objetiva da força lingual.

O sistema é basicamente composto por um conjunto pistão-cilindro (CPC) acoplado hidráulicamente a um transdutor de pressão, cujo sinal em tensão é armazenado em um computador pessoal por meio de uma placa de aquisição de dados.

Todo o processamento do sinal é feito via *software* e o armazenamento é feito por meio da gravação da série temporal em arquivo de texto.

O fato de a água, fluido manométrico empregado no

acoplamento hidráulico, ser incompressível permitiu que o comprimento da parte ejetada do pistão pudesse ser sempre repetido, fato que minimiza a influência do grau de distensão da língua no nível da força gerada.

#### 3.1 Descrição do Sistema

No protótipo, o CPC é composto de uma seringa de material biocompatível com capacidade de 5ml, e de um mordedor para fixação na boca do paciente, como pode ser visto na Figura 3.

O CPC deve permanecer sempre com a mesma quantidade de água em seu interior, de maneira que as medições aconteçam sempre nas mesmas condições. Para isso, estipulou-se que a quantidade de água não ultrapassasse 1ml e que o êmbolo ficasse sempre em contato com a água, evitando-se assim o aparecimento de bolhas de ar.

Dessa maneira é possível transmitir toda a força da língua para o transdutor de pressão através do sistema hidráulico.

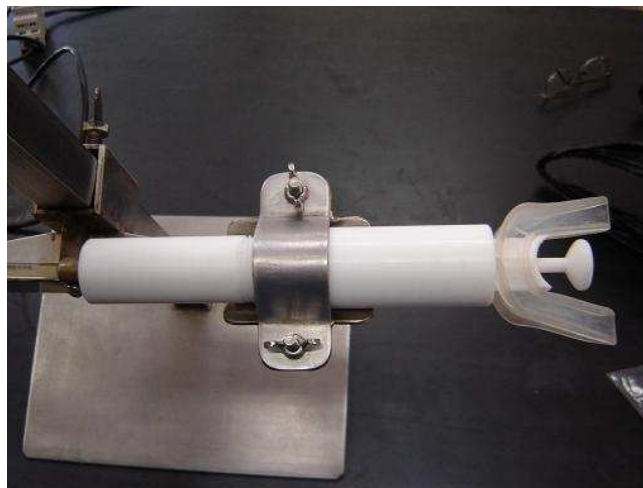


Figura 3: Conjunto Pistão-Cilindro como elemento primário do sistema de medição de pressão.

Com o intuito de direcionar a ação da língua e evitar o surgimento de forças parasitas, o CPC é acomodado e preso pelos dentes (por meio do mordedor), como mostra a Figura 4. Espera-se assim, que a posição do êmbolo seja sempre a mesma para o mesmo paciente, uma vez que o CPC é posicionado e fixado em relação aos seus dentes.

Para a percepção da força, o paciente deve empurrar o êmbolo do CPC provocando um pequeno deslocamento

no mesmo, e assim, medindo-se a pressão.

Para transdução/transmissão do valor de pressão (em tensão elétrica) foi utilizado um transmissor de pressão da marca Wärme do Brasil, modelo WTP-4010, série 670/06, faixa nominal de 2,5 bar.

A aquisição de dados foi feita por meio de uma placa de aquisição de dados marca ONTRAK, modelo ADU100, de 16 bits, série B02086, alimentação via USB.

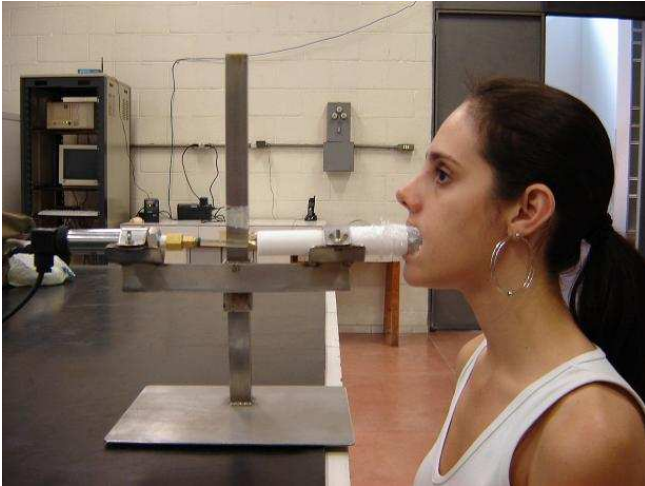


Figura 4: Fixação do Conjunto Pistão-Cilindro na boca do paciente.

Todo o tratamento do sinal e a interface com o usuário foi feito via *software* programado em plataforma MATLAB®.

A medição da força lingual foi obtida indiretamente por meio da definição de pressão, tendo o seu cálculo feito por *software*. Como a área do êmbolo é conhecida, é possível se obter o valor da força correspondente, em newtons, como descrito a seguir na equação (1):

$$F = P.A \quad (1)$$

sendo que  $F$  é a força escalar em newtons (N),  $P$  é a pressão escalar em pascals (Pa) e  $A$  é a área em metros quadrados ( $m^2$ ).

### 3.2 Levantamento da incerteza

O levantamento da incerteza do sistema tem como objetivo primordial determinar a confiabilidade da medição, no sentido de que se tenha convicção de que o sistema é capaz de reproduzir fidedignamente o perfil da força lingual. Ou seja, as possíveis variações apresentadas no

perfil da língua são características desta e não incerteza do sistema de medição.

Como a força é medida indiretamente, ou seja, é obtida a partir do conhecimento da pressão e da área do êmbolo, como visto na equação (1), essas duas grandezas contribuem de forma definitiva para a incerteza da medida. Então, não basta apenas verificar a qualidade metrológica do transdutor de pressão, mas também é preciso verificar o quanto a medição da área efetiva do êmbolo do CPC é precisa.

Para a estimação da incerteza padronizada combinada, a partir do conhecimento da equação (1), foi utilizado o seguinte cálculo (INMETRO, 1998):

$$u_F = \sqrt{\left(u_P \frac{\partial F}{\partial P}\right)^2 + \left(u_A \frac{\partial F}{\partial A}\right)^2} \quad (2)$$

sendo que  $u_F$  é a incerteza padronizada combinada da medida da força,  $\frac{\partial F}{\partial P}$  e  $\frac{\partial F}{\partial A}$  são as derivadas parciais da força em relação à pressão e área, respectivamente e  $u_P$  e  $u_A$  são as incertezas padronizadas combinadas da medida de pressão e da medida da área do êmbolo, respectivamente.

As variáveis da equação (2) foram obtidas por meio dos certificados de calibração de cada um dos instrumentos utilizados para medição da área do êmbolo e da pressão.

A medição da área foi feita utilizando-se a equação (3), a seguir:

$$A = \pi \frac{D^2}{4} \quad (3)$$

em que  $D$  é o diâmetro do êmbolo do CPC, em metros e  $A$  é a sua área em metros quadrados.

Para a medição do diâmetro  $D$  foi usado um paquímetro digital Stainless Worker, com divisão de 0,01 mm, calibrado pelo Laboratório de Metrologia Dimensional - SENAI - MG. A incerteza expandida é de  $U_D = 0,02$  mm, e foi baseada em uma incerteza padronizada combinada multiplicada por um fator de abrangência  $k_D = 2,45$  para um nível de confiança de aproximadamente 95%, sendo que o erro de paralelismo não foi considerado para o cálculo da incerteza.

A incerteza padronizada combinada da medida da área do êmbolo é dada pela equação (4) a seguir:

$$u_A = \left(\frac{dA}{dD}\right) \left(\frac{U_D}{k_D}\right) \quad (4)$$

em que  $\frac{dA}{dD}$  é a derivada da área pelo diâmetro.

Aplicando as manipulações matemáticas necessárias e substituindo os valores conhecidos para cada variável da equação (4), obtém-se  $u_A = 0,01$ .

Para a medição da pressão foi utilizado o transmissor WTP-4010, como descrito anteriormente. Este instrumento foi calibrado pelo Laboratório Blaise Pascal do Setor de Testes Físicos do CETEC. A incerteza expandida foi de  $U_P = 0,18$  kPa, e foi baseada em uma incerteza padronizada combinada multiplicada por um fator de abrangência  $k_P = 3,18$  para um nível de confiança de aproximadamente 95%. A incerteza padronizada combinada de medição foi determinada segundo as prescrições do ISO GUM (Ed. Bras. 1998), considerando-se os seguintes componentes: padrão, resolução, repetitividade, histerese e interpolação, segundo o certificado de calibração (Certificado de Calibração n° 120506 - STF).

De posse das informações fornecidas pela calibração dos instrumentos, pode-se então determinar a incerteza da medição da força, por meio da substituição dos parâmetros na equação (2), da seguinte maneira:

$$u_F = \sqrt{\left(\frac{U_P}{k_P} A\right)^2 + (u_A P)^2}. \quad (5)$$

Fazendo-se a substituição na equação (5) pelos valores de interesse para análise e procedendo os ajustes dimensionais adequados, tem-se que:

$$u_F = \sqrt{\left[\frac{185}{3,180}(1,099 \times 10^{-4})\right]^2 + [0,01(50 \times 10^3)]^2}. \quad (6)$$

A partir da equação (6), tem-se  $u_F \approx 0,01$ N para a incerteza padronizada combinada da medida da força lingual. Esse valor de  $u_F$  foi obtido para o pior caso<sup>1</sup>, ou seja, para  $P \approx 50$  kPa, que equivale a uma força  $F \approx 5,75$  N. Isso retorna uma incerteza combinada de aproximadamente 0,18% para a medida da força lingual, no caso da região de maior incerteza.

A maior contribuição para a incerteza nessa faixa é a resolução do transmissor de pressão que, segundo o certificado de calibração, contribui com 75% da incerteza.

É importante deixar claro que para a calibração do transmissor de pressão foi usado o sistema completo,

compreendendo o computador pessoal, placa de aquisição de dados e todos os periféricos necessários e utilizados no sistema de medição da força lingual. Sendo assim, fica determinada a incerteza global do sistema, à exceção dos parâmetros físicos relacionados ao conjunto pistão-cilindro (atrato, viscosidade, etc.).

## 4 RESULTADOS PRELIMINARES

Na prática fonoaudiológica, a percepção da força lingual é feita por meio de uma força de contra-resistência da língua em relação à espátula (ou dedo enluvado) por um período de 10 (ou 15) segundos. De acordo com esse procedimento, o paciente deve empurrar o êmbolo do CPC com a maior força possível, por 10 (ou 15) segundos. Obtém-se assim uma curva, um perfil da língua e não uma única medida da força, como pode ser visto na Figura 5. Então é preciso definir que informação deve ser retirada da curva para ser usada como medida da força lingual.

A curva média característica, como visto na Figura 5, pode ser dividida em duas regiões bem definida: (i) uma em que o valor da força cresce até o seu máximo e a partir de então sofre uma inflexão. Esse ponto de inflexão é a força máxima; (ii) a partir do ponto de inflexão a curva sofre um decaimento bem definido, caracterizando assim a segunda região da curva. Dois valores, dois pontos notáveis, serão considerados, a partir da análise das regiões (i) e (ii): a força máxima ( $F_{\max}$ ) e a força média da região de decaimento ( $F_{\text{dec}}$ ), incluindo-se a força máxima para o cálculo.

É importante para a análise fonoaudiológica a capacidade do indivíduo de manter a força no maior patamar possível durante a aplicação do teste clínico. Com isso, a força máxima não deve ser o único fator determinante para a análise, uma vez que aquele valor não garante a permanência da força em patamares elevados durante o ensaio. No entanto, se for possível manter a força em elevados patamares (igual ou menor que a força máxima), é possível que o valor médio da força se aproxime do valor máximo. No caso contrário, quando a média da força é muito menor que o valor máximo, é um indicativo que o paciente não foi capaz de manter a força durante a aplicação do teste clínico.

### 4.1 Avaliação dos pontos notáveis

Para a avaliação dos pontos notáveis, foi feito um estudo prospectivo, sendo selecionados, aleatoriamente, dez indivíduos, com idades entre 14 e 80 anos, com língua classificada como normotensa ou levemente hipotensa.

<sup>1</sup>Fornecido pela curva de calibração.

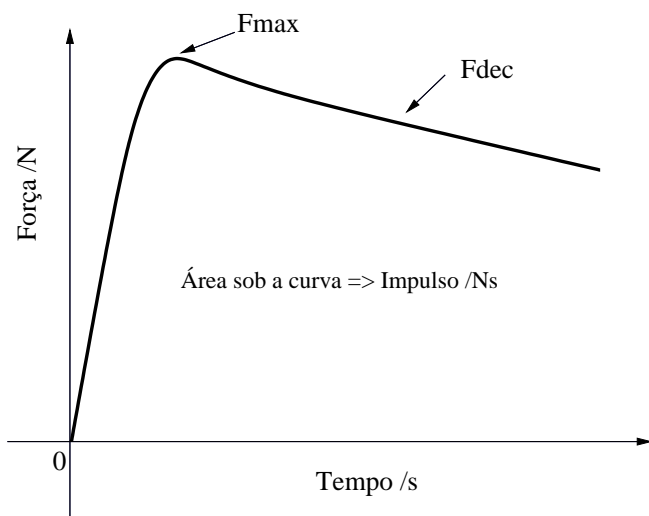


Figura 5: Perfil típico da força axial da língua humana, sendo que:  $F_{\max}$  é a força máxima aplicada pelo paciente;  $F_{\text{dec}}$  é a força média na região de decaimento da curva.

Num primeiro momento, realizou-se avaliação subjetiva quanto à tonicidade, mobilidade e outros aspectos relevantes para o diagnóstico.

Para a avaliação subjetiva da força lingual solicitou-se ao paciente que empurrasse a língua contra uma espátula e, posteriormente, contra o dedo enluvado do avaliador, com a maior força que conseguisse. O paciente foi então diagnosticado segundo a análise subjetiva. Após este procedimento, os indivíduos foram submetidos à avaliação objetiva da força axial da língua. O paciente foi orientado a impulsionar o êmbolo com a maior força que fosse capaz e manter a aplicação dessa força por 10 segundos. O procedimento foi realizado por mais três vezes, com intervalo de dois minutos entre cada ensaio.

Os mesmos procedimentos foram repetidos em outros dois dias, no mesmo período do dia (manhã, hora do almoço ou tarde) pelo mesmo avaliador.

Para avaliar qual dos pontos notáveis é o mais confiável para determinar a evolução clínica do paciente, foram utilizados os conceitos de reprodutibilidade e repetitividade, sendo que: (i) Reprodutibilidade - é o grau de concordância entre os resultados das medições de um mesmo mensurando efetuadas sob condições variadas de medição; (ii) Repetitividade - é o grau de concordância entre os resultados das medições repetidas sob as mesmas condições, que podem ser expressos, quantitativamente, em função das características da dispersão dos resultados representados (INMETRO, 2003).

Para verificar a homogeneidade dos resultados, utilizou-

se o coeficiente de variação (CV), definido, neste caso, como a razão entre o desvio padrão e a média dos valores de força máxima e força média de decaimento. Quanto menor for o valor do coeficiente de variação, tanto maior será a homogeneidade dos dados (Soares and Siqueira, 2002). No entanto, como observado por (da Silva et al., 2003), em sistemas biológicos, é muito difícil que os valores de homogeneidade sejam menores do que 0,5, devido à complexidade dos sistemas envolvidos. Sendo assim, serão considerados homogêneos os valores de  $CV \leq 0,3$ , ou 30%.

Para obter a significância estatística utilizou-se o teste t de Student e análise da variância para um fator de 5% de significância (One-Way ANOVA, p-valor) (Pereira, 2000). Este trabalho aceitou como resultado repetitivo os dados de força média ou força máxima com coeficiente de variação até 30%. Para serem considerados reprodutíveis os valores de força média e força máxima deveriam apresentar o coeficiente de variação igual ou menor a 30% e p-valor  $\geq 0,05$ ; uma vez que os resultados não deveriam ser estatisticamente diferentes.

A análise da repetitividade foi realizada para os três ensaios realizados no mesmo dia, uma vez que neste tipo de estudo as medições deveriam ser realizadas sob as mesmas condições<sup>2</sup>. A reprodutibilidade 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<sup>3</sup>.

A Tabela 1 apresenta os resultados referentes à força média e a Tabela 2 à força máxima dos três dias de medição acompanhadas do desvio padrão, coeficiente de variação e p-valor.

## 4.2 Discussão

Confrontando-se os dados, verificou-se que as condições de aceitação da repetitividade ocorrem em 80% das medições para força média e em 100% para força máxima. Já as condições de aceitação da reprodutibilidade foram observadas em 70% para força média e em 70% para força máxima, em relação a todos os resultados. Estes

<sup>2</sup>Dentro de limites possíveis e realizáveis, devido à natureza do experimento, ou seja, sistema biológico, complexo e não controlável.

<sup>3</sup>É importante deixar claro que os estudos de reprodutibilidade e repetitividade não dizem respeito ao sistema de medição e sim para verificar quais os pontos notáveis devem ser utilizados para a análise clínica.

Tabela 1: Resumo dos dados gerais dos 10 participantes, sendo  $F_{Dec}$  a força média em Newtons (N), DP o desvio padrão, CV o coeficiente de variação (%) e P o p-valor. Os valores marcados em vermelho estão fora da faixa aceitável.

Paciente	$F_{Dec}$	DP	CV	P
1	13,24	4,02	0,30	0,001
2	11,40	0,61	0,05	0,187
3	6,84	1,25	0,18	0,180
4	5,96	1,66	0,28	0,089
5	7,21	2,47	0,34	0,056
6	10,64	2,35	0,22	0,039
7	5,21	0,24	0,05	0,863
8	3,55	0,32	0,09	0,396
9	9,84	2,48	0,25	0,001
10	6,30	0,86	0,14	0,052

Tabela 2: Resumo dos dados gerais dos 10 participantes, sendo  $F_{max}$  a força máxima (N), DP o desvio padrão, CV o coeficiente de variação (%) e P o p-valor. Os valores marcados em vermelho estão fora da faixa aceitável.

Paciente	$F_{max}$	DP	CV	P
1	19,96	2,65	0,13	0,068
2	15,42	1,05	0,07	0,013
3	8,79	1,49	0,17	0,254
4	8,39	2,38	0,28	0,094
5	10,01	2,81	0,28	0,090
6	14,26	2,82	0,20	0,005
7	7,07	0,18	0,03	0,971
8	4,97	0,37	0,08	0,700
9	12,97	2,84	0,22	0,001
10	9,74	2,23	0,23	0,057

dados podem indicar que a força média e a força máxima seriam importantes no diagnóstico e acompanhamento do tratamento devendo ser analisadas em conjunto. Entretanto, a força máxima parece ser um padrão com menor variação.

Os resultados demonstraram que os dados de um mesmo participante podem ser repetitivos e não serem reproduzíveis. É necessário salientar que a língua é parte de um indivíduo sujeito às variações emocionais e, além disso, muitos outros fatores podem afetar a mensuração da força lingual tais como: as instruções dadas ao paciente, motivação externa, número de ensaios, *feedback* ou reforço positivo e a relação da postura entre a língua e a mandíbula (Solomon, 2004).

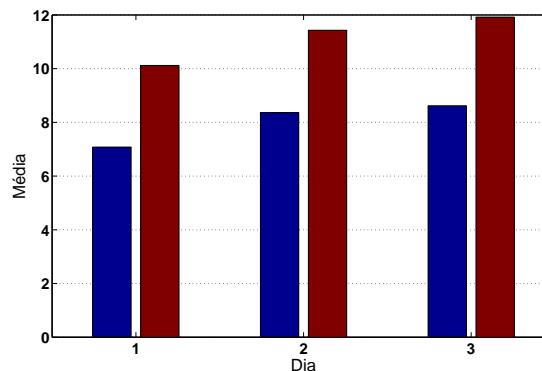


Figura 6: Efeito de treinamento positivo, sendo que: as barras em vermelho correspondem à  $F_{Max}$  e as barras em azul correspondem à  $F_{Dec}$ .

Faz-se importante enfatizar que, devido às questões levantadas, o método objetivo desenvolvido poderá ser, em um futuro próximo, uma ferramenta auxiliar à avaliação clínica subjetiva. No entanto, este não tem a pretensão de se tornar um substituto, uma vez que a experiência do profissional fonoaudiólogo pode e deve contribuir para a percepção dos problemas inerentes.

Durante a coleta dos dados, os participantes relataram maior facilidade na execução das tarefas do teste no último dia de medição. Este fato pode ter colaborado para obtenção de valores maiores de força em relação aos dias anteriores. Considerou-se este evento como um “efeito do treinamento”. Nos casos do aumento de força o efeito do treinamento caracterizou-se como positivo. Quando os valores da força não apresentaram uma tendência ascendente o efeito foi nomeado como negativo. A Figura 6 mostra, em valores médios, como se comportam  $F_{dec}$  e  $F_{max}$ , em relação ao “efeito de treinamento”.

Os resultados permitem afirmar que evento positivo aconteceu em 100% dos casos estudados, sendo assim uma observação pertinente e que confirma a importância dos testes serem feitos não somente uma vez.

Os casos de leve hipotensão demonstram que o perfil das forças em alguns casos é parecido com o de sujeitos normotensos, como pode ser visto na Figura 7.

No entanto, é perceptível a diferença no valor da força. Por isto, na análise subjetiva, classificação do grau de hipotensão pode depender, em muitos casos, exclusivamente da experiência clínica do avaliador, principalmente, no que se refere à capacidade de classificar a língua dentre as classes de força existentes. O uso da abordagem quantitativa proposta por este trabalho na

rotina clínica, entre outros benefícios, poderá auxiliar na precisão do diagnóstico.

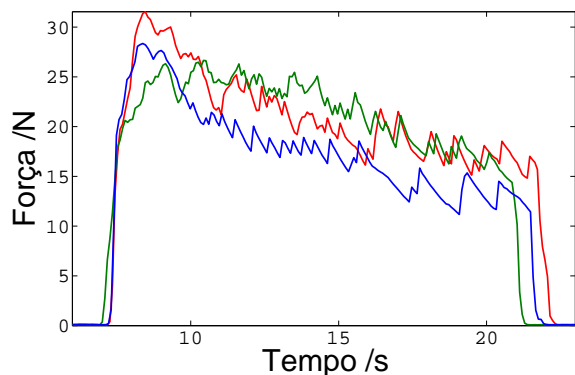


Figura 7: Teste clínico objetivo em paciente levemente hipotenso (em azul) em comparação a dois pacientes normotensos.

## 5 CONCLUSÕES

Criar e desenvolver um aparelho com o objetivo de avaliar a força linguaxial tem sido uma tarefa desafiante ao longo dos anos. Contudo o aperfeiçoamento dos processos tem trazido inovações que poderão auxiliar o fonoaudiólogo em sua prática clínica.

O estímulo à formação multi e interdisciplinar e à pesquisa são contemplados de forma ampla em trabalhos como este. O instrumento desenvolvido não substitui em nenhuma circunstância a avaliação clínica e experiência do profissional. Contudo, tem um enorme valor na complementação do diagnóstico, na discussão de casos com outros profissionais, na precisão diagnóstica, no embasamento do processo terapêutico, auxiliando inclusive o paciente a perceber o progresso do tratamento.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FAPEMIG para a execução deste trabalho.

## REFERÊNCIAS

Clark, H. M., Henson, P. A., Barber, W. D. and Stierwalt, J. A. Gand Sherril, I. M. (2003). Relationships among subjective and objective measures of tongue strength and oral phase swallowing impairments, *Am J Speech Lang Pathol* **12**: 10–50.

da Silva, C. T., Behrsin, R. F., Cardoso, G. P. and Monteiro, N. P. (2003). Avaliação do coeficiente de variação da idade dos pacientes com síndrome

de derrame pleural no Hospital Universitário Antônio Pedro, cidade de Niterói, estado do Rio de Janeiro, Brasil, *Revista Protuguesa de Pneumologia* **IX**: 389–393.

Hayashi, R., Tsuga, K., Hosokawa, R., Yoshida, M., Sato, Y. and Akagawa, Y. (2002). A novel handy for tongue pressure measurement, *Int J Prosthodont* **15**: 385–388.

INMETRO (1998). Guia para expressão da incerteza de medição (ISO GUM), *Technical report*, INMETRO, ABNT e SBM.

INMETRO (2003). Vocabulário internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia, *Technical Report 3. ed.*, Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro), Rio de Janeiro.

Motta, A. R., Perim, J. V., Perilo, T. V. C., Las Casas, E. B., Costa, C. G. and Magalhães, F. E. (2004). Método objetivo para a medição de forças axiais da língua, *Rev CEFAC* **6**(5): 164–169.

Napadow, V. J., Chen, Q., J., W. V. and Gilbert, R. J. (1999). Biomechanical basis for lingual muscular deformation during swallowing, *Am J Physiol* **277**: 695–701.

Pereira, M. G. (2000). *Epidemiologia: Teoria e Prática*, 4 edn, Editora Guanabara Koogan S. A., Rio de Janeiro.

Soares, J. F. and Siqueira, A. L. (2002). *Introdução à estatística médica*, Vol. 1, 2 edn, Cooperativa Editora e de Cultura Médica, Rio de Janeiro.

Solomon, N. P. (2004). Assessment of tongue weakness and fatigue, *Int J Oral Myol* **30**: 8–19.

Solomon, N. P., Robin, D. A. and Luschei, E. S. a. (2000). Strength, endurance and stability of the tongue and hand in parkinson disease, *J Speech Lang Hear Res.* **43**: 256–267.

Weijnen, F., Kuks, J. B. M., Van der Bilt, A., Van der Glas, H. W., Wassenberg, M. W. M. and Bosman, F. (2000). Tongue force in patients with myasthenia gravis, *Acta Neurol Scand* **102**: 303–308.

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