

AVALIAÇÃO AERODINÂMICA E ACÚSTICA DA FONTE DE VOZ

I. INTRODUÇÃO

Os sons vocais são resultantes da vibração das pregas vocais a partir da corrente de ar advinda dos pulmões, gerando assim uma corrente de ar pulsante. Este fluxo de ar é um som que percorre o trato vocal antes de ser irradiado para o ar livre. Uma descrição detalhada da função da voz humana pode ser encontrada em Sundberg, 1987 (tradução em português Sundberg, 2015). Aqui, apenas uma breve visão geral será fornecida.

A modelagem do som é determinada por três fatores principais: (i) a pressão subglótica (P_{Sub}); (ii) as características de vibração das pregas vocais; e (iii) a forma do trato vocal. O P_{Sub} é determinado pelo sistema respiratório e controla a intensidade vocal; quanto maior a pressão, mais forte/intenso o som (Björklund & Sundberg, 2015; Schutte, 1980). As características de vibração das pregas vocais são controladas pelos músculos laríngeos. Alguns podem variar seu comprimento e tensão, determinando assim sua frequência de vibração glótica. Outros músculos laríngeos podem variar a adução da prega vocal. Isto determina o tipo de fonação, que varia de sopro/hipofuncional à tensa/hiperfuncional. O trato vocal atua como um ressonador com ressonâncias que aparecem em certas frequências. Estas são governadas por sua forma que, por sua vez, determina as propriedades acústicas das vogais e consoantes.

Tanto do ponto de vista clínico quanto pedagógico, a função das pregas vocais é particularmente importante. Os distúrbios de voz são geralmente causados por alterações desta função e por hábitos fonatórios inadequados que tendem a causar lesões fonotraumáticas dos tecidos das pregas vocais. As características do fluxo de ar pulsante resultante, chamado de *fonte de voz*, podem ser analisadas ao eliminar, a partir do som irradiado, a influência das propriedades de transferência do som no trato vocal, um procedimento denominado de *filtragem inversa*.

Este capítulo oferece uma visão geral prática sobre como gravar, analisar e interpretar medidas que refletem os três fatores fisiológicos que forma da onda sonora. Será descrito o uso de um dispositivo de gravação que permite gravações concomitantes de áudio, eletroglotografia (EGG), pressão intraoral e sinais de fluxo de ar, o *Sistema Híbrido*. Além disso, a gravação e análise de sinais com a ferramenta de *software* livre *Sopran* (www.tolvan.com) será demonstrada. Para obter uma descrição completa da função fonatória, são necessárias a análise da fonte de voz e a medição de P_{Sub} . Tal análise pode ser realizada utilizando a filtragem inversa das gravações de sequências diminuendo com a sílaba /pa/. A seguir, isto será descrito com certo detalhe em termos de apresentações de um conjunto de parâmetros da fonte de voz:

quociente fechado (CQ_{Fechado}), *velocidade máxima de declínio de fluxo* (MFDR), *amplitude de pulso pico a pico* (p-t-p), *dominância da frequência fundamental da voz* (H1-H2) e *fluxo de ar médio* (U). Também serão fornecidas explicações sobre como extrair alguns outros parâmetros relevantes: *frequência fundamental* (f_0), *pressão subglótica* (P_{Sub}), *limiar de pressão fonatória* (PTP) e *limiar da pressão de colisão* (CTP).

II. FONTE DE VOZ

1. *Geração de som*

Se for adequadamente acionada, as pregas vocais são levadas à vibração quando uma pressão subglótica é gerada por uma compressão do sistema respiratório. Esta pressão provoca o afastamento das pregas vocais, de modo que se produz uma corrente de ar glótica. A elasticidade das pregas vocais e os efeitos aerodinâmicos gerados pela corrente de ar glótica interagem então para fechar a glote.

Existem três efeitos aerodinâmicos que causam a vibração. A abertura da glote é produzida pelo fato de que a pressão de ar abaixo da glote é maior do que acima dela. Isto afasta a parte inferior das pregas, produzindo um perfil da glote em forma de cunha, veja a série de fotos na Figura 1. A separação das pregas então se desloca para cima, completando a abertura da glote.

O efeito de Bernoulli produz uma rarefação das partículas do ar, ou seja, uma diminuição da pressão, nas camadas laterais da corrente de ar da glote. O efeito é gerado pelo fato de que as camadas laterais da corrente de ar são forçadas a percorrer uma distância maior do que as camadas centrais. Isto significa que a pressão ao longo da superfície da prega vocal é baixada, de tal forma que é gerada uma força de sucção. Isto contribui para medializar as pregas vocais, ou seja, para movê-las de volta para a linha média.

Um terceiro efeito é produzido pela forma afunilada do perfil da glote. Isto implica que a corrente de ar é comprimida na parte inferior e mais larga na parte superior da glote. Como consequência, a pressão é menor na parte superior do que na parte inferior da glote e isto gera uma força de sucção que ajuda a se aproximar também da parte superior da mesma.

Como resultado destes três efeitos, a glote é forçada a fechar logo após um fluxo de ar ter começado a passar entre as pregas vocais. Mas quando a glote é fechada, a pressão subglótica as separa novamente e todo o processo é repetido. Dessa forma, a vibração das pregas vocais abre e fecha alternadamente o fluxo de ar glótico, criando assim um fluxo de ar pulsante, a fonte de voz (Fant, 1960). As características deste fluxo de ar contribuem de forma importante para as propriedades timbrísticas do som vocal produzido.

As propriedades da fonte vocal podem ser ilustradas em termos de uma curva mostrando o fluxo de ar glótico *versus* o tempo, um *glotograma de fluxo* (FLOGG), veja Figura 2. Ele contém informações relevantes em termos perceptuais, clínicos e pedagógicos. Caracteriza-se por uma sequência de pulsos quase triangulares rodeados por partes planas. Os pulsos são produzidos quando a glote está aberta, permitindo a passagem do fluxo de ar. A porção plana corresponde à fase fechada.

A duração de um ciclo completo, ou seja, o período, obviamente determina quantos períodos se encaixam em um segundo. Assim, o período é o inverso da frequência, o que determina a percepção do tom da voz. A frequência é medida em Hertz (Hz), especificando o número de períodos por segundo. Se a duração de um ciclo for 1/440 de um segundo, a frequência é de 440 Hz e o tom percebido é A4.

O FLOGG possui várias propriedades que são frequentemente mensuradas. A duração do pulso de fluxo é uma delas. Sua duração é a *fase aberta*, portanto a *fase fechada* é a diferença entre o período e a fase aberta. Ele tende a aumentar com o aumento da intensidade vocal e também quando há aumento da adução glótica, ou seja, quando a voz se torna mais hiperfuncional.

Também a amplitude do pulso de fluxo é controlada pela adução glótica e pela pressão subglótica; quanto maior a pressão e quanto mais fraca a adução, maior a amplitude do pulso.

A inclinação máxima da parte móvel do pulso de fluxo tem um grande efeito sobre o espectro da fonte vocal. É geralmente referida como a *velocidade máxima de declínio do fluxo*, MFDR. Ela é determinada pela amplitude do pulso e pela duração da fase fechada e, por sua vez, determina a intensidade do som produzido (Sundberg, 2018).

O fechamento glótico pode ser mais ou menos completo, portanto, muitas vezes a fase fechada é mais corretamente referida como a fase quasifechada. Se incompleto, o ar turbulento passará através da glote durante a fase quasifechada e isso gera ruído e causa uma qualidade de voz sopro.

Uma característica perceptualmente ainda mais relevante do FLOGG é a semelhança entre os períodos adjacentes. Se as durações dos períodos não forem exatamente as mesmas, ou seja, se a vibração for mais ou menos aperiódica, a voz soará disfônica, por exemplo, rouca ou rugosa. Acusticamente, a fonte vocal é uma corda de tons senoidais que soam simultaneamente, denominados *parciais*. Suas frequências formam uma série harmônica, de modo que o número parcial n tem a frequência de n vezes a frequência do parcial mais baixo, que é referido como a *fundamental*.

2. *Fatores de controle*

a. Pressão subglótica

O aumento da pressão de ar nos pulmões e na traqueia, chamada de P_{Sub} , tem uma influência extremamente forte sobre as propriedades da fonte glótica e, portanto, também sobre o glotograma de fluxo. Portanto, a análise da fonte vocal não é muito informativa, a menos que a P_{Sub} seja conhecida.

A P_{Sub} pode ser facilmente capturada como a pressão oral durante a oclusão para a consoante /p/. Como essa consoante não é vozeada, ela é produzida com uma sem vibração glótica, ou seja, com as pregas vocais levemente abduzidas. Além disso, essa consoante é produzida com a boca fechada. Isto implica que a via aérea entre a boca e a cavidade oral está aberta e, portanto, a pressão oral é igual à pressão pulmonar.

Pode-se facilmente imaginar que a *amplitude de pulso de pico a pico (amplitude CA)* aumenta quando a P_{Sub} é aumentada, sendo as outras condições iguais. A relação é bastante forte, como pode ser visto na Figura 3; o coeficiente de determinação (R^2) indica que mais de 90% da variação da amplitude de pulso de pico a pico pode ser explicada pela variação de P_{Sub} . A equação da linha de tendência também indica que a amplitude de pulso de pico a pico tende a ganhar quase 0,3 L/s para cada decímetro (dm) de aumento da P_{Sub} .

O aumento de P_{Sub} normalmente prolonga a duração da fase fechada do ciclo glótico. Isto é ilustrado na Figura 4. Os dados diferiram um pouco entre os cantores, mas como ilustrado pela linha de tendência em baixas pressões, o efeito é muito forte enquanto é quase nulo em altas pressões.

Considerando o fato de que o aumento de P_{Sub} aumenta a amplitude CA e prolonga a fase fechada, é óbvio que um aumento dessa amplitude aumentará a inclinação do final do percurso do pulso de fluxo do ar ou em outras palavras, quanto maior a P_{Sub} , mais abruptamente o fluxo de ar glótico é interrompido. Isto significa que a *velocidade máxima de declínio do fluxo*, MFDR, aumenta com o aumento de P_{Sub} . Isto pode ser visto na Figura 5, que mostra a MFDR como função de P_{Sub} para vozes masculinas em um tom médio. A relação tende a ser linear, mas difere entre os indivíduos. Um aumento de 1 dm de P_{Sub} está associado a um aumento de MFDR entre 500 e 1300 L/s². Assim, a MFDR está fortemente e linearmente relacionada à P_{Sub} . Além disso, ela representa a força de excitação do trato vocal, e, como mencionado, determina a amplitude da onda sonora. Isto significa que a P_{Sub} é a principal ferramenta para controlar a intensidade vocal.

A P_{Sub} tem um forte efeito também sobre a *diferença de nível entre a primeira e a segunda parcial* do espectro da fonte vocal. Isso é ilustrado na Figura 6, mostrando este parâmetro como função de P_{Sub} . Dependendo da P_{Sub} , a diferença de nível entre estas parciais pode variar entre 4 dB e 20 dB. O efeito é intenso para baixas pressões e pequeno para altas pressões, de modo que a relação pode ser aproximada com uma função de potência.

O FLOGG, repetido em qualquer sinal periódico, pode ser expresso como um conjunto de parciais harmônicas que soam simultaneamente, significando que suas frequências formam uma série harmônica, $f_{hn} = n * f_{h1}$, onde n é o número do harmônico h . Por exemplo, se a frequência do parcial mais baixo é 110 Hz, as frequências dos parciais mais altos são 220, 330, 440...Hz.

Existem duas relações simples entre a forma de onda e as características do espectro da fonte vocal. O aumento da MFDR, ou seja, aumento do ruído vocal, reduz o grau de inclinação do envelope do espectro da fonte. Além disso, o aumento da amplitude de CA aumenta a amplitude da fundamental proveniente da fonte glótica.

b. Adução glótica

A capacidade de fechar rapidamente a glote tem um valor de sobrevivência: evitar que objetos sejam sugados para os pulmões durante a inspiração. Além disso, durante o esforço, por exemplo, para levantamento de peso, os pulmões são geralmente comprimidos, criando assim uma alta pressão pulmonar que estabiliza a caixa torácica e fornece um suporte estável para os braços. A glote precisa ser fechada com grande força para manter altas pressões de ar nos pulmões, portanto, para o fechamento da glote ou adução glótica, os músculos precisam ser rápidos e fortes. Tal adução tem um forte efeito sobre a voz. A adução firme produz uma voz tensa ou hiperfuncional, enquanto a fonação soprosa ou hipofuncional resulta de uma fraca adução.

A maioria dos efeitos da adução glótica sobre o FLOGG é fácil de imaginar. Se a força de adução for aumentada, as pregas vocais tenderão a vibrar com menor amplitude e a manter a glote fechada durante uma porção mais longa do período vibratório. Assim, o quociente fechado torna-se maior e a amplitude do pulso AC fica menor. Como esta amplitude controla a amplitude da fundamental proveniente da fonte glótica, uma fundamental enfraquecida pode ser um sinal de aumento da adução glótica. Além disso, o aumento da fase fechada tende a aumentar a inclinação do percurso final do pulso de fluxo e, portanto, a aumentar a MFDR. Entretanto, a MFDR também depende da amplitude AC, que diminui se a adução for

aumentada, portanto, uma adução glótica mais firme não é necessariamente acompanhada por um aumento de MFDR. Lembrando que a MFDR determina a amplitude, isto significa que uma adução glótica mais firme não produz necessariamente uma voz mais forte/intensa.

De fato, a relação entre a amplitude do pulso e a MFDR, que é chamada de *quociente de amplitude*, demonstrou estar associada à abdução glótica. Em outras palavras, um aumento desta relação é frequentemente um sinal de diminuição do grau de adução glótica, de modo que a fonação tensa/hiperfuncional está geralmente associada a um baixo valor do quociente de amplitude. Na maioria das vezes, este quociente é normalizado em relação ao período, dividindo-se o quociente de amplitude com o período.

Também é fácil perceber que o aumento da adução glótica reduzirá o fluxo de ar, portanto, uma determinada P_{Sub} gerará um fluxo de ar menor se a adução glótica for aumentada. Isto significa que a relação entre pressão e fluxo, que em física é denominada de *Resistência*, aumentará se a adução for aumentada. Em outras palavras, a fonação tensa é normalmente associada à elevada resistência glótica.

c. Tensão e alongamento das pregas vocais

O tom dos sons vocais é controlado pela frequência da vibração das pregas vocais. É determinado pela frequência do espectro mais baixo parcial, a *frequência fundamental* (f_0). Seu parâmetro de controle fisiológico é o comprimento e a tensão das pregas, propriedades que são reguladas, principalmente, por dois músculos laríngeos, o cricótireoideo e o tiroaritenóideo. O primeiro move a cartilagem tireoidea anterior e caudalmente e a cricoide posterior e cranialmente. O último torna as pregas mais rígidas. Ao contrair estes dois músculos, a f_0 é aumentada.

Também um aumento de P_{Sub} aumenta um pouco a f_0 . Tornando as pregas vocais alongadas e tensas à vibração também requer uma P_{Sub} mais alta do que as pregas encurtadas e frouxas. Como consequência, a variação de f_0 precisa ser acompanhada de um aumento de P_{Sub} .

III. GRAVAÇÃO

1. Equipamento

Para registrar o fluxo de ar na fonação, uma máscara de fluxo é utilizada na maioria das vezes. Essa máscara apresenta uma série de furos, que são cobertos com uma fina malha metálica, tornando mais difícil a passagem do ar. Portanto, a pressão na máscara será maior do que a pressão atmosférica fora da máscara. A diferença de pressão entre o interior e o exterior da

máscara é proporcional ao fluxo de ar. Esta diferença de pressão pode ser convertida em um sinal que pode ser gravado em arquivos de computador.

A maioria dos dispositivos de gravação é construída para sinais de áudio, que oscilam muito rapidamente; idealmente, os sinais de áudio refletem com precisão as vibrações da membrana do microfone. Tais sinais são denominados de corrente alternada ou sinais CA. Sistemas de gravação comumente usados não podem gravar sinais que mudam lentamente, que são denominados de corrente contínua ou sinais DC.

A pressão oral durante a pronúncia da consoante /p/ é um exemplo de um sinal DC, mudando muito lentamente para permitir gravações com um sistema comum. Outro exemplo de um sinal DC fonatório é o fluxo de ar médio, que pode revelar a presença de um vazamento glótico. Portanto, um sistema DC é necessário para dados quantitativos sobre tal vazamento.

A saída de um microfone é uma voltagem oscilatória. Tais sinais são chamados de sinais *analógicos*. Os sistemas digitais não podem lidar com sinais analógicos. Eles precisam registrar qual é a voltagem em momentos de tempo extremamente densos e compactados. O resultado é chamado de sinal *digital*. Os conversores analógicos para digitais (AD) realizam esta transformação. O truque é que o conversor verifica qual é a voltagem do sinal analógico a um certo número de vezes por segundo. Este número é chamado de *taxa de amostragem*. Para seguir os detalhes finos da voltagem oscilatória, a taxa de amostragem precisa ser alta, mais precisamente, precisa ser duas vezes maior do que a frequência mais alta no espectro que se deseja analisar. Por exemplo, se alguém quiser medir componentes do espectro a 10.000 Hz, a taxa de amostragem deve ser de pelo menos 20.000 Hz. Em geral, não há muito para ser visualizado acima de 10.000 Hz em um espectro de fala e canto. Para análise de vogais, muitas vezes não há parciais de espectro forte acima de 8.000 Hz, portanto 16.000 Hz é uma frequência de amostragem comumente utilizada em tais estudos. Para gravações de alta fidelidade, 44.100 Hz é frequentemente utilizado.

Para medir a quantidade de fluxo de ar durante a fase quasifechada, ou seja, o vazamento glótico, é necessário utilizar um sinal representando o fluxo de ar absoluto em vez de meramente a amplitude das oscilações do fluxo de ar.

2. *Sistemas*

Há vários sistemas disponíveis no mercado que podem registrar o fluxo e a pressão. Por exemplo, o Sistema Fonatório Aerodinâmico (PAS), KayPENTAX Modelo 6600 (New Jersey, NY USA) permite medições de parâmetros fonatórios, acústicos e aerodinâmicos, tais como

frequência, pressão sonora, fluxo de ar e pressão do ar. Mais informações sobre como usar esse equipamento podem ser encontradas em outros lugares (*p. ex.*, Hillman & Klober, 2000; Stemple et al., 2011). Outro sistema disponível é o sistema MS-110 da *Glottal Enterprises* (Syracuse, NY, EUA), que permite medições de pressão e fluxo durante a fonação. Mais informações sobre este equipamento podem ser encontradas em outros lugares (*p. ex.*, Hillman & Klober, 2000; Solomon, 2011).

O sistema MS-110 da *Glottal Enterprises* pode ser combinado com um microprocessador digital *Laryngograph* (Laryngograph, Londres, Reino Unido) para gravações simultâneas de dois sinais AC e dois DC (ver Figura 7). Portanto, além da pressão e do fluxo, este *Sistema Híbrido* também pode gravar sinais de áudio e eletrolaringográficos (ELG). Assim, a gravação destes sinais oferece medidas dos quatro principais componentes envolvidos na produção da voz. As possibilidades oferecidas por este sistema não foram descritas antes; portanto, na seção seguinte será descrita sua utilização.

3. O Sistema Híbrido

Como mencionado, quatro canais podem ser gravados simultaneamente pelo Sistema Híbrido, tipicamente áudio, ELG, mais conhecido como eletroglotografia (EGG), pressão intraoral e sinais de fluxo. O sistema digitaliza estes sinais e os envia através de um contato USB para um computador.

O sinal de áudio é obtido de um microfone omnidirecional acoplado à cabeça, tipo condensador *Knowles EK3132* com resposta plana de banda larga de 100 Hz a 10 kHz. A posição do microfone pode ser ajustada de acordo com as recomendações publicadas (Svec & Granqvist, 2018).

O sinal ELG é obtido através de dois eletrodos colocados em cada lado da lâmina da cartilagem tireoidea. Ele mede uma corrente elétrica muito fraca que passa entre as pregas vocais (Baken & Orlikoff, 2000). Assim, a forma de onda resultante reflete mudanças na condutividade da corrente elétrica: o pico máximo corresponde ao contato máximo, enquanto as fendas são produzidas pelos eventos de diminuição de contato. Outros sistemas de gravação de contato das pregas vocais se referem ao sinal correspondente como o eletroglotograma (EGG). Informações detalhadas sobre como colocar os eletrodos e como gravar podem ser encontradas em outro lugar (*p. ex.*, Epstein, 2011).

Tanto a pressão intraoral quanto o fluxo de ar são capturados por dois transdutores de pressão, cada um inserido em um dos dois orifícios da máscara de fluxo que acompanha o sistema

(*Glottal Enterprises*, NY, EUA). Esta máscara deve ser segurada firmemente no rosto; uma vedação perfeita da máscara é necessária para uma medição correta do fluxo de ar. Este sinal é adequado para filtragem inversa e pode ser usado para medições de nível de pressão sonora baseadas no fluxo de ar que não dependem da colocação precisa do microfone ou de uma sala com tratamento de som. Por outro lado, as máscaras de fluxo às vezes têm ressonâncias que podem complicar a filtragem inversa.

O transdutor de pressão é fixado a um adaptador plástico que é inserido a um tubo plástico de cerca de 3 mm de diâmetro. A extremidade deste tubo deve ser inserida no canto da boca e o contato com a língua deve ser evitado.

Tanto os sinais de pressão intraoral quanto os de fluxo de ar são enviados através de um cabo dividido para a interface do computador MS-110 da *Glottal Enterprises*. Esta unidade, por sua vez, é conectada por um cabo de sua tomada de saída a uma porta mini4 do microprocessador *Laryngograph*[®]. Para permitir o ajuste de compensação (*offset*) DC dos sinais de pressão intraoral e fluxo de ar, os interruptores *OFFSET* no painel frontal do MS-110 devem ser ajustados para ADJ. Em seguida, o *offset* pode ser ajustado por meio do botão ao lado dos interruptores. Da mesma forma, para permitir o ajuste do ganho, deve-se aplicar o mesmo procedimento nos interruptores e botões direitos para pressão e fluxo, canais A e B. Observe que antes de ajustar o ganho, a calibração do fluxo e pressão deve ser concluída e nenhuma alteração deve ser feita durante a gravação.

O microprocessador *Laryngograph*[®] digitaliza estes dois sinais junto com os sinais de áudio e ELG e os envia para um computador através da conexão USB. A Figura 8 mostra como o microfone, os eletrodos e os transdutores de pressão e fluxo são conectados às duas unidades montadas do Sistema Híbrido.

O *software* de gravação que vem com o Sistema Híbrido, *Speech Studio Software* (www.laryngograph.com), exibe cada um dos quatro sinais gravados individualmente, com cores diferentes. Um exemplo de como estes quatro canais são exibidos em tempo real durante uma gravação é fornecido na Figura 9. O *software* exibe vários segundos da gravação na janela grande e uma visão detalhada de apenas alguns ciclos vibratórios em uma janela menor abaixo.

4. Calibração do sistema

Como para qualquer outro equipamento de gravação, o Sistema Híbrido requer calibração antes do início de uma gravação. Enquanto o sinal ELG não requer calibração, os outros sinais

necessitam. O primeiro procedimento é ajustar o *offset* para os sinais de pressão e fluxo de ar (de preferência registrados nos canais 3 e 4), de modo que os sinais para pressão zero e fluxo de ar zero estejam localizados perto da parte inferior dos respectivos *displays* (visores) dos canais. Isto é necessário porque não há ajuste automático dos níveis de zero para o fluxo de ar e para a pressão.

Para calibrar o fluxo de ar, uma quantidade conhecida de ar é inserida no sistema em uma duração conhecida. Para este fim, o dispositivo de calibração, FC1, pode ser usado. O transdutor de fluxo de ar é inserido em um orifício (ver Figura 10, painel direito). O fluxo é obtido esvaziando 140 mL de ar contido na seringa para dentro do FC1. O início e o fim deste procedimento devem ser anunciados no canal de áudio.

A unidade PC1 pode ser usada para calibração da pressão (ver Figura 10, painel esquerdo). Ela contém uma seringa e uma escala visual que vai de 0 a 20 cmH₂O. A calibração começa com a movimentação do cursor da escala visual de 0 a 20 cmH₂O usando a seringa e depois ajustando o 0 novamente pressionando o deslocamento do zero no PC1. Novamente, estes valores devem ser anunciados no canal de áudio.

A calibração do sinal de áudio também é obrigatória. Isto pode ser feito colocando o microfone próximo a um medidor de nível sonoro e gravando uma onda senoidal de 1.000 Hz com o nível de pressão sonora lido pelo medidor. Uma onda senoidal pode ser facilmente obtida do *software Tone* personalizado (disponível gratuitamente em www.Tolvan.com). Observe que se a onda senoidal não estiver sendo usada como tom de calibração, então a ponderação dB-C deve ser selecionada no medidor de nível sonoro. Novamente, o valor do nível de pressão sonora (*SPL* – *sound pressure level*) deve ser anunciado no canal de áudio.

Uma vez terminada a calibração do equipamento, é aconselhável anunciar o “Fim da calibração” no canal de áudio. É desnecessário dizer que a gravação de calibração deve ser salva e registrada como “Calibração”, seguida da data da gravação. Informações detalhadas sobre a calibração e medições *SPL* podem ser encontradas em outros lugares (Sävec & Granqvist, 2018).

IV. PROCEDIMENTOS DE GRAVAÇÃO

1. Software

Uma vez calibrado o sistema, podem ser feitas gravações de diferentes tarefas vocais. É aconselhável obter múltiplas medidas de um assunto em uma sessão. Independente da escolha da medida, é importante que a tarefa seja tentada antes da gravação, para que tanto o

pesquisador quanto o participante se sintam à vontade com a tarefa e seu desempenho. Levando em conta os possíveis efeitos de aprendizagem, as tarefas devem ser repetidas pelo menos três vezes (Stemple et al., 2011).

A posição do microfone deve ser escolhida levando em conta tanto a tarefa como a análise subsequente. Idealmente, o microfone deve ser posicionado o mais próximo possível da bochecha, perto da comissura labial. Isto é para garantir um sinal de áudio sem sons de estalo e efeitos de reflexos sonoros na sala. A medição da distância da boca até o microfone é crucial e deve ser anunciada no canal de áudio. Uma vez posicionado o microfone e medida a distância, o microfone não deve ser movido (Sävec & Granqvist, 2018).

O posicionamento dos eletrodos ELG é crítico; muitas vezes, é necessário tentar várias posições enquanto se monitora a forma de onda obtida. A aplicação de gel de contato nos eletrodos também é aconselhável para melhorar a qualidade do sinal.

Deve-se tomar especial cuidado para garantir que o tubo conectado ao transdutor de pressão oral seja colocado de modo que sua extremidade esteja localizada dentro dos lábios do participante. O transdutor de pressão de fluxo de ar deve ser inserido no outro orifício da máscara. O participante deve ser instruído a manter o pescoço reto e a manter a máscara firmemente selada no rosto (ver Figura 11).

2. *Tarefas vocais*

Dependendo da tarefa vocal, diferentes parâmetros podem ser extraídos. A repetição da sílaba /pa/, /pi/ ou /pæ/ com nível de intensidade continuamente decrescente em diferentes pontos é recomendada para extração de resistência glótica, P_{Sub} , fluxo médio de ar (U), limiar da pressão de fonação (PTP) e limiar da pressão de colisão (CTP). Esta tarefa permite medições de P_{Sub} como a pressão oral durante a oclusão para a consoante /p/ (Rothenberg, 1968; Smitheran & Hixon, 1981). A sequência deve ser executada em legato e com /p/ não aspirado para fornecer picos de pressão planos. Isto pode exigir algum treinamento, especialmente se os sujeitos não estiverem treinados (Jiang et al., 1999).

Para medidas de PTP e CTP, é recomendável uma sequência diminuindo na sílaba /pæ/, iniciando em ruído médio e diminuindo até cessar a voz (Smitheran & Hixon, 1981; Enflo & Sundberg, 2009). Esta tarefa deve ser repetida várias vezes para a mesma *fo*, para que um meio confiável possa ser obtido.

Algumas limitações de desempenho da tarefa e medidas de P_{Sub} devem ser mencionadas. Falar suavemente em *fo* constantes pode ser difícil mesmo para vozes treinadas, especialmente

quando existe uma patologia na laringe (Fisher & Swank, 1997; Enflo & Sundberg, 2009). Além disso, medidas precisas são difíceis de obter para P_{Sub} muito baixo (Enflo & Sundberg, 2009). Além disso, a P_{Sub} aumenta com a adução glótica (Ibid.). A nasalização deve ser evitada, pois uma abertura velofaríngea reduz a pressão intraoral durante a oclusão com /p/ (Fisher & Swank, 1997).

3. Como usar a calibração

Antes de medir o áudio, a pressão e o fluxo de ar, deve ser usada a calibração gravada. O método mais seguro é anexar o arquivo de calibração à gravação. O *software* gratuito *Sopran* (www.Tolvan.com) será usado aqui para demonstrar como as calibrações podem ser alcançadas e as medições extraídas.

Uma vez aberto o *Sopran*, os arquivos de calibração e gravação devem ser arrastados para a mesma janela do *Sopran*. O resultado será um arquivo de oito canais, com os primeiros quatro canais (canais 0 a 3) correspondentes à tarefa gravada e os outros quatro (canais 4 a 7) contendo a calibração. Um processamento destes 8 canais é agora necessário. Para isso, o *Sopran* vem com um módulo de *Processamento* que permite anexar e excluir canais. Abra o *Processamento*, vá para *Editar* e execute os seguintes passos mostrados na Figura 12. O resultado final será um arquivo de quatro canais, com a gravação no início e a calibração no final. O arquivo resultante deverá ser salvo com um novo nome, por exemplo, “Pae diminuendos_Calibração” e, importante, escolhendo a alternativa de extensão .smp.

Para permitir a calibração dos sinais de áudio, pressão e fluxo de ar, o arquivo precisa ser reaberto em *Sopran*. Para a calibração de áudio, selecione uma parte da onda senoidal de calibração de 1.000 Hz. Em seguida, vá para o módulo *Edit* em *Sopran* e escolha a opção *Calibrar*. No *Nível de Seleção [dB]* escreva o valor do medidor SPL que foi gravado. Se você tiver predefinido seu medidor de nível de pressão sonora para a Ponderação dB-C, a opção de leitura dB-C deve ser selecionada. Em seguida, pressione *Calibrar* (ver Figura 13). A unidade Pascal [Pa] aparecerá agora no canal de áudio. Salve este arquivo escolhendo o formato de arquivo .smp com um novo nome.

Para calibrar os picos de pressão, o mesmo procedimento precisa ser repetido, mas agora escolha *Duas amplitudes [Pa]*. Uma linha vertical rosa aparece na extremidade esquerda dos canais. Pressione e arraste o pequeno círculo na parte inferior dessa linha para que ele fique verde. Arraste-o ao longo do canal de pressão para que ele atinja a porção plana do sinal de calibração. Repita este procedimento novamente, de modo que você acabe com dois cursores

verdes delimitando a porção plana do sinal de pressão, ou seja, 20 cmH₂O. Escreva cmH₂O como a unidade para este canal. Em seguida, escreva 20 cmH₂O, abaixo do *Valor médio entre os cursores verdes [cmH₂O]*. Repita este procedimento, mas agora com os cursores roxos sobre as pressões zero (ver Figura 14).

O último passo é calibrar o fluxo de ar. Destacar o sinal de calibração do fluxo, escrever 140 mL na janela marcada *Integral da janela de seleção*, selecionar o canal de fluxo na janela inferior e pressionar *Calibrar*. Em seguida, salvar o arquivo no formato .smp e fornecer um novo nome (ver Figura 15). Todos os canais do arquivo estão agora prontos para serem analisados.

V. ANÁLISE

1. Fonte vocal

A filtragem inversa é uma técnica que permite a análise do som produzido pela fonte glótica. Ela se baseia no fato de que as propriedades de transferência de som do trato vocal podem ser previstas, se as frequências formadoras e suas larguras de banda forem conhecidas. Desde que a frequência fundamental seja mais de uma oitava menor que a primeira frequência de formação, as frequências de formação podem ser detectadas em termos de picos no envelope do espectro. No caso de vogais orais, suas larguras de banda normalmente variam dentro de limites bastante estreitos.

Existem várias ferramentas de *software* que podem ser usadas para filtragem inversa manual, semiautomática e automática. Aqui, o procedimento será descrito com referência ao módulo de *Filtragem Inversa em Sopran*.

O sinal a ser analisado pode ser de fluxo ou de áudio. Após destacar uma seção do sinal, ele é mostrado no *display* (visor) do *filtro Inverso* que está disponível sob o módulo de *Análise*. O *display* mostra, nas janelas superior e inferior, a forma de onda e o espectro do sinal bruto e filtrado, respectivamente (ver Figura 16). Os formadores podem ser adicionados na tela de espectro após pressionar o botão direito do mouse. Os formantes preliminares são inseridos nas frequências dos picos no envelope do espectro. Em média, para vozes adultas não deve haver mais de um formante por 1.000 Hz, mas os formantes são geralmente mais próximos ou mais afastados. Ao colocar os dois formantes mais baixos, é muito útil lembrar a tabela de vogais F1&F2 (ver Figura 17), que mostra as frequências aproximadas destes formantes para vogais diferentes.

Um pequeno círculo aberto no display (visor) mostra onde um formante foi colocado ao longo do eixo horizontal de frequência. Sua posição vertical mostra sua largura de banda e se o símbolo for colocado entre as duas curvas paralelas, a largura de banda selecionada está dentro dos limites dos valores típicos de largura de banda.

Ao ajustar as frequências e larguras de banda dos formantes, o alvo é uma fase fechada sem ondulações combinada com um envelope de espectro tão vazio quanto possível de quedas e picos próximos aos formantes. Como pode ser visto na Figura 16, a forma de onda resultante, ou seja, o glotograma de fluxo e o espectro da fonte vocal são ambos exibidos em tempo quase real nas janelas superior e inferior, respectivamente.

O glotograma de fluxo mostra o fluxo de ar através do espaço entre as pregas vocais em vibração, como mencionado, bem como seu espectro. Como foi mostrado na Figura 2, os glotogramas de fluxo são geralmente analisados com uma série de parâmetros. Os mais importantes estão listados abaixo. Todos eles estão disponíveis em *Medições de parâmetros de fluxo glótico* localizados sob o módulo *Análise*.

- Amplitude máxima do pulso de fluxo, *amplitude CA*, definida como a amplitude de pico a pico do glotograma de fluxo
- Velocidade máxima de declínio de fluxo, *MFDR*, definida como o valor mínimo da derivada do glotograma de fluxo,
- Quociente fechado, Q_{fechado} , definido como a relação entre a duração da fase fechada e a duração do período
- Quociente de amplitude, *AQ*, definido como a relação entre a amplitude AC e MFDR
- Quociente de Amplitude Normalizado, *NAQ*, definido como AQ multiplicado pela frequência fundamental
- A diferença de nível entre a fundamental e o segundo parcial do espectro da fonte vocal, *H1-H2*

A maioria dos parâmetros da fonte de voz é fortemente influenciada pela P_{Sub} , como foi ilustrado pelos dados das Figuras 3, 4, 5 e 6, que foram derivados de cinco cantores ocidentais profissionais, classicamente treinados. Tais cantores podem geralmente variar a P_{Sub} sistematicamente, sem alterar o tom e a adução glótica. Como pode ser visto na figura, a dependência de P_{Sub} é bastante forte. Portanto, é necessário especificar em que P_{Sub} foi

mensurado um parâmetro específico de glotograma de fluxo, caso contrário, as informações não são muito significativas.

2. *Fluxo de ar (U)*

Uma estimativa razoavelmente precisa do fluxo de ar pode ser obtida mesmo sem acesso a uma máscara de fluxo. Para ausência de vazamento glótico, o truque é usar as informações contidas no glotograma de fluxo. O pulso de fluxo é então aproximado como um triângulo, com a amplitude do pulso como a altura e a base igual à duração da fase aberta, ou seja, o quociente aberto multiplicado pelo período (ver Figura 2); a unidade é então litro/segundo (altura do pulso) multiplicado pela duração da fase aberta em segundo, de modo que a unidade resultante é simplesmente litro. Esta operação produz a quantidade de volume de ar contida em cada pulso. Multiplicando-a com a frequência fundamental, ou seja, o número de pulsos por segundo, fornece o fluxo de ar estimado em litros por segundo.

3. *Resistência Glótica*

A resistência glótica reflete como o ar tem dificuldade de percorrer através da glote. Por exemplo, a resistência é alta quando a fenda é estreita e baixa quando a glote está aberta. A resistência glótica varia com a adução glótica, portanto, é relevante do ponto de vista clínico; o uso habitual da fonação hiperfuncional/tensa tende a causar distúrbios de voz (Holmberg et al., 1988). A resistência é baixa na fonação soprosa/hipofuncional relaxada, alta na fonação hiperfuncional/tensa e infinita quando a glote é completamente fechada.

A resistência é definida como a relação entre pressão e fluxo, portanto a resistência glótica é a relação entre a P_{Sub} e o fluxo médio de ar glótico. Ela pode ser medida em cmH₂O por litro por segundo. A unidade também pode ser quilopascal, kPa (1 kPa = 10 cmH₂O) por cm cúbico (1 litro = 1.000 cm³). Como mencionado, a P_{Sub} pode ser mensurada como a pressão oral durante a oclusão para a consoante /p/ e o fluxo médio pode ser estimado como acabou de ser descrito.

4. *Frequência fundamental*

Existem muitas ferramentas de *software* diferentes para medir a f_0 . Um *software* gratuito comumente utilizado é o *Praat* (de Paul Boersma e David Weenink). Ele permite a extração de vários parâmetros acústicos do sinal de áudio. No capítulo atual, propomos um método alternativo, extraindo f_0 do sinal EGG. O uso deste sinal tem a vantagem de evitar os efeitos do ruído ambiental e da acústica do ambiente (Baken & Orlikoff, 2000).

O módulo de *Análise* em *Sopran* contém a opção *Correlograma*. Esta última calcula o coeficiente de correlação entre duas janelas de tempo adjacentes que variam em comprimento. Quando as janelas contêm exatamente o período f_0 , a correlação atinge valores extremamente altos. O coeficiente de correlação é representado pela escuridão da curva no *display*. Também quando as janelas contêm dois períodos, uma correlação alta é atingida, mas geralmente não tão alta quanto a da fundamental. Para medir a f_0 , a curva mais escura deve ser selecionada. Pressione a tecla  no canto superior direito do visor e um lápis aparecerá na tela, permitindo a colocação de cercas azuis que delimitam a curva mais escura. A tecla  deve ser pressionada para apagar as partes do sinal que não contêm som. O *software* então escolhe o valor f_0 correspondente (Granqvist & Hammarberg, 2003). Pressione a tecla  para exibir o canal f_0 em *Sopran* (ver Figura 18). A saída é um arquivo com formato .smp contendo as curvas de f_0 que podem ser exportadas para um arquivo excel.

5. *Estimativa de P_{Sub} a partir da pressão intraoral*

Boas estimativas do P_{Sub} podem ser obtidas a partir da pressão intraoral durante a oclusão da consoante /p/, desde que os picos de pressão sejam planos em vez de inclinados (Holmberg et al., 1988). Um pico plano sinaliza um P_{Sub} constante. Deve-se tomar cuidado para evitar a invasão da saliva no tubo intraoral. A Figura 19 fornece exemplos de picos de pressão válidos e não válidos.

Para obter os valores dos picos de pressão, o *Sopran* possui um módulo de *Análise* no qual várias opções podem ser assinaladas. Para medições de P_{Sub} , recomenda-se marcar *Nome do arquivo*, *Tempo*, *Seleção do tempo de início*, *Valor médio* e *Desvio padrão*. Para obter estes valores, selecione apenas o canal de pressão e depois uma porção plana e estável do pico de pressão. Pressione a tecla *Log* de medição na parte superior dos canais exibidos. Repita o mesmo procedimento para todos os picos de pressão em uma sequência de diminuindo. Uma janela aparecerá com todas estas informações que poderão ser copiadas para um arquivo Excel (ver Figura 20).

6. *Limiar de Pressões de fonação e de colisão*

Dois valores de P_{Sub} são particularmente informativos em relação à função de fonação: *limiar da pressão de fonação* (PTP) e *limiar da pressão de colisão* (CTP). O PTP é definido como a P_{Sub} mais baixa necessária para gerar vibração da prega vocal (Titze, 1998). O PTP depende do

coeficiente de pressão transglótica (k), da velocidade da onda de mucosa das pregas vocais (c), da espessura da prega vocal (T), do coeficiente médio de amortecimento da vibração mecânica no tecido (B) e da largura média glótica pré-fonatória (w) (ver Eq. 1) (Verdolini-Marson, Titze & Drucker, 1990).

$$PTP \geq (2k/T)(Bc)(w/2) \text{ (Eq. 1)}$$

Uma medida alternativa ao PTP é o CTP, definido como a pressão mínima necessária para iniciar a colisão da prega vocal. Esta medida também reflete a mobilidade da prega vocal. PTP e CTP são altamente correlacionados (Eq. 2, $R^2 = 0,945$) (Lã & Sundberg, 2012).

$$CTP = 1,3857 * PTP + 0,5 \text{ (Eq. 2)}$$

O CTP é calculado como a média entre a menor pressão que causa o contato da prega vocal e a maior pressão que não produz tal contato, conforme revelado pela amplitude do sinal EGG (Enflo & Sundberg, 2009). Sua variação com parâmetros fisiológicos é semelhante àquelas válidas para o PTP. A vantagem de usar esta medida é que os sujeitos não precisam realizar a fonação tão suavemente como para o PTP; as pregas vocais falham em contato a pressões mais elevadas do que para vibrações sem contato. Além disso, a reprodutibilidade tende a ser melhor para o CTP. Entretanto, o CTP pode ser impossível de se obter para vozes hipofuncionais e para tons altos, pois sob estas condições não pode haver contato com pregas vocais (Ibid.).

7. Relevância clínica, terapêutica e pedagógica de PTP e de CTP

O PTP é uma medida que depende das propriedades físicas (comprimento, espessura e viscosidade), bem como das propriedades vibratórias das pregas vocais, pois reflete sua disposição para vibrar, ou seja, sua mobilidade. Valores mais altos de PTP são esperados quando as pregas vocais são rígidas, como nas pregas alongadas e mais finas, por exemplo, *fo* altas (Titze, 1988; Verdolini-Marson, Titze & Drucker, 1990). Por outro lado, são esperados valores crescentes de PTP com o aumento da viscosidade do tecido das pregas vocais. Esta situação pode acontecer durante a desidratação (Verdolini-Marson, Titze & Drucker, 1990; Fisher et al., 1998). As variações do PTP parecem ser maiores com os níveis de hidratação para a fonação em tom alto em comparação com a fonação de baixo tom (Verdolini-Marson, Titze & Drucker, 1990; Verdolini, Titze & Fennell, 1994). Além disso, mesmo quando os níveis de hidratação são altos, os valores de PTP foram encontrados como sendo diretamente proporcionais à fadiga vocal (Solomon & DiMattia, 2000; Solomon et al., 2003). Isto pode ser devido ao fato de que a fadiga vocal aumenta a rigidez da prega vocal (Chang & Titze, 2006).

Pelo contrário, valores mais baixos de PTP estão associados a percepções de facilidade de fonação (Somolon & DiMattia, 2000; Chang & Karnell, 2004) ou durante uma fonação mais eficiente e sem esforço (Scherer, 1991). Como o PTP permite inferir sobre o estado físico do tecido mucoso, ele é clinicamente relevante. Lesões e inflamações envolvem efeitos no tecido das pregas vocais e, portanto, tendem a elevar o PTP (Titze, 2009).

O CTP também é uma medida de valor clínico. Ele aumenta como consequência da fadiga vocal, especialmente em vozes não treinadas (Enflo, Sundberg & McAllister, 2013). O CTP foi considerado maior durante a gravidez em comparação com o pós-gravidez. Isto pode ser devido à diminuição da mobilidade da mucosa da prega vocal associada à retenção de líquidos e viscosidade do tecido durante a gravidez. Tais condições estão associadas com as elevadas concentrações de ambos os hormônios esteroides femininos durante o último trimestre da gravidez (Lã & Sundberg, 2012).

O PTP tem se mostrado relevante também ao avaliar os efeitos da terapia de voz. Por exemplo, os valores de PTP caíram significativamente nas professoras após a terapia de voz ressonante (Chen et al., 2007). Também os efeitos imediatos dos lubrificantes sobre a função fonatória podem ser revelados pelo PTP. O uso de manitol parece ter um efeito de curto prazo de facilidade de fonação (20 minutos) em comparação com o uso de água e o *Entertainer's Secret Throat Relief* (Roy et al., 2003). Além disso, também o PTP é utilizado para avaliar os efeitos do aumento das concentrações de ambos os hormônios esteroides femininos na mobilidade da prega vocal durante a gravidez. Valores aumentados de PTP foram encontrados durante o último trimestre da gravidez. Foi feita a hipótese de que isto estava relacionado ao aumento da rigidez das pregas vocais (Lã & Sundberg, 2012).

Além disso, os efeitos do treinamento vocal foram examinados em termos de PTP. A fadiga vocal aumentou os valores de PTP mais em pessoas com pouca ou nenhuma experiência vocal do que em cantores profissionais (Enflo, Sundberg & McAllister, 2013). Além disso, exercícios de aquecimento parecem afetar o PTP de forma dependente do tom; o aumento do PTP é observado em tons altos, mas não em tons baixos (Motel et al., 2003) e o PTP mínimo é encontrado em tons confortáveis (Solomon et al., 2007). Os efeitos do PTP podem diferir entre os gêneros; o PTP diminuiu significativamente após o aquecimento em mulheres, mas não em homens (McHenry, Johnson & Foshea, 2009).

Foram encontrados valores aumentados de CTP após exercícios utilizando tubos ressonantes na água (Enflo et al., 2013). Da mesma forma que PTP, o CTP diminuiu após o aquecimento (Enflo & Sundberg, 2009).

VI. PERSPECTIVA

Aqui apresentamos uma série de métodos diferentes para reunir dados sobre a função fonatória. Alguns deles consomem tempo, mas fornecem informações bastante valiosas sobre a função da voz. Por exemplo, a filtragem inversa é demorada e requer competência especial. Por outro lado, ela oferece informações detalhadas sobre a força da excitação do trato vocal e, se complementada com dados sobre pressão subglótica, fornece informações sobre a eficiência e outros aspectos do estado fisiológico do mecanismo glótico.

O EGG/ ELG, ao contrário, é um método mais direto que produz informações menos detalhadas sobre a função fonatória, concentrando-se nas características de vibração da prega vocal, em termos de contato da prega vocal. Se combinado com medidas de pressão subglótica, pode revelar mobilidade da prega vocal, em termos de CTP.

Naturalmente, as medidas ideais de voz devem fornecer uma descrição da qualidade de voz percebida. Tal cenário ainda deve ser produzido pela pesquisa de voz. Atualmente, o Sistema Híbrido descrito neste capítulo tem o potencial de ser desenvolvido nessa direção. Deve-se notar, entretanto, que algumas propriedades da qualidade da voz que escapam à percepção auditiva ainda podem ser bastante importantes do ponto de vista clínico. Portanto, o refinamento da medição da função da voz deve ser o objetivo final da pesquisa da voz.

REFERÊNCIAS

Figura 1. Fotografias de uma sequência do ciclo de vibração da prega vocal.

Figura 2. Glotograma de fluxo, sua derivada (gráficos superior e inferior esquerdo), o espectro de um glotograma de fluxo (painel direito) e parâmetros da fonte vocal.

- 1 - Fluxo
- 2 - Período
- 3 – Pulso
- 4 – Amplitude
- 5 – Fase fechada
- 6 – Fase aberta
- 7 – Fase fechada
- 8 – Nível [dB]

9 – Frequência [Hz]

10 – Mudança do fluxo

11 – Velocidade Máxima de Declínio do Fluxo (MFDR)

12 – Tempo [s]

Figura 3. Amplitude de pulso, calculada em cinco barítonos classicamente treinados, em função da pressão subglótica. Linhas tracejadas e equações mostram as linhas de tendência. Os símbolos se referem às frequências fundamentais.

1 - Média da amplitude de pulso [L/s]

2 – Pressão subglótica [cm H₂O]

Figura 4. Quociente fechado, com uma média de cinco barítonos classicamente treinados, em função da pressão subglótica. As curvas tracejadas e as equações as linhas de tendência. Os símbolos se referem às frequências fundamentais.

1 – Média do Q_{fechado}

2 – Pressão subglótica [cmH₂O]

Figura 5. MFDR, com o cálculo da média em cinco barítonos classicamente treinados, em função da pressão subglótica. As linhas tracejadas e as equações mostram as linhas de tendência. Os símbolos se referem às frequências fundamentais.

1 – Média do MFDR [L/s²]

2 – Pressão subglótica [cmH₂O]

Figura 6. H1/H2, média de todos os cinco barítonos treinados classicamente, em função da pressão subglótica. As curvas tracejadas e a equações mostram as linhas de tendência. Os símbolos se referem às frequências fundamentais.

1 – Média de H1/H2 [dB]

2 – Pressão subglótica [cm H₂O]

Figura 7. O Sistema Híbrido composto pela unidade MS-110 com Transdutor e Interface do Computador com Dados Analógicos da *Glottal Enterprises Transducer* (esquerda) e a unidade de microprocessador *Laryngograph*[®] (direita).

Figura 8. Montagem do Sistema Híbrido. Microfone de cabeça [1] e eletrodos [2] estão ambos conectados à unidade de microprocessador Laryngograph® [3]. Os transdutores de fluxo [4] e pressão [5] são acoplados à interface da *Glottal Enterprises* [6], que por sua vez é conectada de um *minijack* a um mini plugue 4 à unidade Laryngograph® [7].

Figura 9. *Software* de gravação *Speech Studio*, exibindo quatro canais em tempo real durante uma gravação de sinais de áudio (azul escuro), ELG (verde), pressão (vermelho) e fluxo de ar (azul claro). A pequena janela exibida na parte inferior amplia um momento da gravação, mostrando três ciclos vibratórios.

1 – **Áudio**

2 – **EKG**

3 – **Pressão**

4 - **Fluxo**

Figura 10. Unidades de calibração do Sistema Híbrido para pressão intraoral (PC1, painel esquerdo) e fluxo de ar (FC1, painel direito).

Figura 11. Exemplo de uma sessão de gravação usando o Sistema Híbrido. O participante está segurando uma máscara de fluxo [1], com transdutores de pressão (lado esquerdo) e de fluxo (lado direito), um microfone de cabeça [2] e um par de eletrodos [3] para aquisição de dados.

Figura 12. Procedimento para juntar canais de arquivos separados. Primeiro, ambos os arquivos separados (isto é, arquivos de calibração e de gravação) são arrastados para a mesma janela *Sopran*, de modo que todos os canais sejam exibidos em dados brutos; os canais 0 a 3 correspondem aos sinais de áudio, ELG, pressão intraoral e fluxo de ar do arquivo de gravação, enquanto os canais 4 a 7 contêm os sinais de áudio, ELG, pressão intraoral e fluxo de ar do arquivo de calibração. Após executar o roteiro Anexo em *Sopran* (à direita), um arquivo contendo quatro canais será obtido (parte inferior), com os canais de calibração unidos ao final dos quatro canais do arquivo gravado.

1 – **Arquivo de gravação**

2 – **Arquivo de calibração**

3 – Arquivo de gravação

4 – Arquivo de calibração

Figura 13. Janela de Calibração que aparece ao pressionar *Calibração* no módulo *Editar* de *Sopran* ao escolher a opção *Nível*. A leitura da pressão sonora deve ser inserida em *Nível de seleção* e Pascal é a unidade de calibração.

1 – Leitura do medidor de pressão sonora

2 – Seleção do tom de calibração

Figura 14 Janela de calibração que aparece ao pressionar *Calibração* no módulo *Edit* da *Sopran* ao escolher a opção *Duas amplitudes*. Inserir a medida máxima de calibração (isto é, 20 cm H₂O) sob *Valor médio* entre os cursores verdes e o valor zero sob *Valor médio entre os cursores roxos* e usar cmH₂O como unidade de calibração.

1 – Seleção da calibração da pressão

Figura 15 Janela de calibração que aparece ao pressionar *Calibração* no módulo *Editar* do *Sopran* ao escolher a opção *Integral*. A janela foi preenchida para calibrar o sinal de áudio usando Pascal como referência. O cursor verde indica o valor máximo (10 mL/s) enquanto o roxo indica o valor mínimo (0 mL/s).

1 – Áudio [Pa]

2 – Pressão [cmH₂O]

3 – Seleção da calibração do fluxo de ar

Figura 16. Exibição em *Sopran* do filtro inverso. Os círculos abertos mostram as frequências do formante.

1 – FORMA DE ONDA

2 – ESPECTRO

3 – Tempo

4 – Nível [5 dB por divisão]

5 – Formato da largura da banda [escala arbitrária]

6 – Sina de entrada

7 – Espectro da fonte

8 – Frequência [Hz]

Figura 17. Frequências formantes de vogais [Hz]. O painel superior mostra a primeira frequência formante em notação musical.

- 1 – Frequência do segundo formante [Hz]
- 2 – Primeiro formante [Hz]
- 3 – Atenção
- 4 – Cabeça
- 5 – Tinha
- 6 – Cabana
- 7 – Ela
- 8 – Duro ou difícil
- 9 – Garoto
- 10 – Todos
- 11 – quem iria ou quem tinha

Figura 18. Módulo de *correlograma* em *Sopran* exibindo o sinal eletrolaringográfico (ELG) para a sílaba /pae/ cantada como diminuendo (esquerda), com a correspondente saída de correlograma (meio) e suas barreiras colocadas manualmente delimitando o contorno, cujos valores foram então extraídos correspondentes às correlações mais altas para extração de f_0 em Hertz (Hz) (direita).

- 1 – Áudio
- 2 – Adicionar o rastro
- 3 – Cortar o rastro
- 4 – Exibir o f_0 em *Sopran*
- 5 – Resultado do visor de f_0 em *Sopran*
- 6 – Áudio
- 7 – Rastro de f_0

Figura 19. Picos de pressão intraoral mensurados durante uma sequência de diminuendo usando a sílaba /pae/. Os círculos sólidos e tracejados apontam para picos de pressão não válidos e válidos como estimativas de P_{sub} , respectivamente.

- 1 – **Pressão [cmH₂O]**
- 2 – Picos de pressão válidos

3 – Picos de pressão inválidos

Figura 20. Arquivo Excel contendo medidas obtidas a partir da mensuração de picos de pressão em *Sopran*.

1 – Nome do arquivo

2 – De [s]

Lista de abreviaturas

AC = Corrente alternada

AD = Analógico para digital

AQ = Quociente de amplitude

cm³ = Centímetro cúbico

cmH₂O = Centímetros de água

CQ_{Fechado} = Quociente fechado

CTP = Limiar da pressão de colisão

dB = Decibel

dm = Decímetro

DC = Corrente contínua

EKG = Eletroglotografia

ELG = Eletrolaringografia

f_0 = Frequência fundamental

FLOGG = Glotograma de fluxo

Hz = Hertz

Ibid = No mesmo lugar

kPa = Quilopascal

MFDR = Velocidade máxima de declínio de fluxo

mL = Mililitro

mm = Milímetro

NAQ = Quociente de amplitude normalizado

Pa = Pascal

PAS = Sistema Fonatório Aerodinâmico

P_{Sub} = Pressão subglótica

PTP = Limiar de pressão fonatória

s = Segundos

SPL = Nível de pressão sonora

U = Fluxo médio de ar