

Máscara Binária Variante no Tempo para Redução do Tempo de Detecção de TEOAEs

Augusto B. Pizzetta, Márcio H. Costa, Maurício C. Tavares, Maria M.C. Pinheiro

Resumo— Este trabalho apresenta a avaliação de desempenho de uma máscara binária variante no tempo, cuja finalidade é a redução do tempo de detecção de emissões otoacústicas evocadas por estímulo transiente (TEOAE). As variações das características espectrais intrínsecas da TEOAE foram utilizadas para configurar os parâmetros da máscara binária de forma a aumentar a razão sinal ruído do sinal processado. Experimentos com 8 voluntários normo-ouvintes, utilizando tanto um detector convencional em âmbito clínico quanto um detector de energia, indicaram uma redução média de 10% no tempo de detecção da TEOAE em relação ao sinal processado pelo método convencional. Devido ao baixo custo computacional, o método analisado é de especial interesse para sistemas embarcados de triagem auditiva.

Palavras-Chave— Emissões otoacústicas, teste de audição, triagem auditiva, TEOAE, filtragem tempo-frequência.

Abstract— This work presents the performance assessment of a time-variant binary-mask filter, aiming to reduce the detection time of transient evoked otoacoustic emissions (TEOAE). The TEOAE intrinsic spectral characteristics were employed for setting the parameters of the binary-mask to increase the signal to noise ratio of the processed signal. Experiments with 8 normal-hearing volunteers, using both a clinical and an energy detector indicated 10% average reduction of the detection time as compared to the conventional processing. Due to its low computational cost, this method is of special interest for hearing screening tests performed in embedded systems.

Keywords— Otoacoustic emissions, hearing test, hearing screening, TEOAE, time-frequency filtering.

I. INTRODUÇÃO

Emissões otoacústicas (OAE – *Otoacoustic Emissions*) são sons produzidos pela orelha interna como parte do processo normal de audição. Sua ausência ou redução de amplitude são características de certos tipos de perda auditiva ou de presença de corpos estranhos que impossibilitam a captação das mesmas.

As OAEs foram descritas pela primeira vez em [1], partindo da observação de que enquanto as células ciliadas internas possuem grande inervação aferente (tendo papel de células sensoriais), as células ciliadas externas possuem pouca inervação aferente, mas substancial inervação eferente (apresentando função motora) [1] [2]. Essa característica levou ao consenso de que, durante o processo de audição normal, a orelha interna modifica ativamente as vibrações passivas induzidas pelo som das estruturas cocleares [2].

A ação motora das células ciliadas externas é mais evidente em estímulos sonoros abaixo de 20 dB peSPL (*peak equivalent sound pressure level*), podendo ser considerada como parte de

um amplificador biomecânico [2] [3].

As OAEs são classificadas pelo tipo de estímulo utilizado para sua obtenção, compreendendo duas categorias. As OAEs espontâneas são sinais tonais (banda estreita) de baixa amplitude (de 10 dB peSPL a 20 dB peSPL) que são registradas no canal auditivo durante a ausência de estimulação acústica [3]. As OAEs evocadas, por outro lado, ocorrem em resposta a estímulos acústicos externos. Entre elas, destacam-se as TEOAEs (*Transient-Evoked Otoacoustic Emission*) que são OAEs obtidas através da utilização de *clicks* de pequena duração com espectro de banda larga [3]. Atualmente, a análise de TEOAEs é o método mais utilizado no mundo para triagem auditiva neonatal, além de ser uma ferramenta auxiliar para a detecção de alterações auditivas de origem coclear em qualquer faixa etária [4].

Este trabalho apresenta a avaliação de um método para melhoria da razão sinal ruído (SNR – *signal-to-noise ratio*) de TEOAEs, com o objetivo de diminuição do tempo de exame. A técnica analisada consiste em um filtro variante no tempo, baseado em uma máscara binária, cujos parâmetros são definidos pelas características tempo-frequência intrínsecas das TEOAEs. A seção II apresenta aspectos fundamentais sobre as TEOAEs e o processo de aquisição, enquanto que na seção III são descritos os métodos de detecção de TEOAEs. Na seção IV é descrita a abordagem proposta. As seções V e VI apresentam o protocolo experimental e os resultados obtidos. Finalmente, na seção VII é apresentada a conclusão do trabalho.

II. FUNDAMENTOS DAS TEOAES

Para o diagnóstico diferencial e intervenção adequada de crianças são utilizados procedimentos de avaliação auditiva subjetivos e objetivos. Na avaliação subjetiva para o diagnóstico pediátrico encontra-se a audiometria comportamental e a logaudiometria. Já entre as medidas objetivas encontram-se as medidas de imitação auditiva, as OAEs e os potenciais evocados auditivos [3] [4]. O exame de TEOAE é amplamente utilizado em procedimentos clínicos de triagem devido às suas características de pequeno tempo de exame, baixo custo do equipamento e leque de patologias abordadas.

A. Estimulação do Sinal

A estimulação sonora em TEOAE é feita através de *clicks* com duração de 80 μ s, dispostos a uma taxa de aproximadamente 50 Hz, sendo aplicados no canal auditivo através de um pequeno alto-falante interno à sonda. Cada conjunto de quatro estímulos é denominado de “sequência”. É utilizada uma série de 8 *clicks* conhecida como DNL (Derived Non-Linear Response [3]), composta pelas sequências *3cR* e *3rC* [2] [3]. O “C” corresponde a um estímulo de compressão e o “R” a um estímulo de rarefação, ambos de intensidade configurada pelo dispositivo utilizado no exame. As letras minúsculas correspondem a *clicks*, com 1/3 da intensidade das letras maiúsculas.

Augusto B. Pizzetta e Márcio H. Costa, Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis-SC. Maurício C. Tavares, Contronic Sistemas Automáticos, Pelotas-RS. Maria Madalena C. Pinheiro, Universidade Federal de Santa Catarina, Departamento de Fonoaudiologia, Florianópolis-SC. E-mails: augustopizzetta@gmail.com.br, costa@eel.ufsc.br, mauricio.tavares@contronic.com.br, madalena.pinheiro@ufsc.br. Este trabalho foi parcialmente financiado por CAPES e CNPq (304867/2015-2, 305309/2017-0, 164594/2017-5, 315020/2018-0).

A média síncrona (promediação) do conjunto de duas sequências subsequentes (época) com polaridades contrárias, resulta uma estimativa do “ruído” associado à TEOAE. A subtração do mesmo conjunto de sequências dividida pelo fator de escala 2 define o “sinal” de TEOAE. A vantagem deste tipo de estimulação reside na redução de falsos negativos, decorrente da redução de *ringing* causado pelos estímulos, quando comparado à estimulação com *clicks* lineares [2].

Os 5 ms iniciais da janela de tempo do sinal de TEOAE apresentam uma oscilação que decai ao longo do tempo, referente ao eco do estímulo no canal auditivo. Esse sinal é descartado para fins de análise da TEOAE [2] [3] [6]. Após o decaimento do eco, uma oscilação de menor amplitude, longa latência e duração aparece, sendo esta resposta caracterizada como a TEOAE produzida pela cóclea [2] [7] [8] [9].

O padrão utilizado atualmente para a geração de TEOAE indica a utilização de 260 sequências DNLR, culminando em um tempo de exame de aproximadamente 42 segundos [2] [3] [7]. Na prática, o exame pode levar mais tempo devido a interferências, como o ruído ambiente e o de instrumentação, entre outros [2] [3] [7]. Em programas de triagem auditiva neonatal baseados em TEOAE o tempo de aquisição é uma característica crucial. Embora geralmente o exame seja realizado enquanto o recém-nascido está dormindo, a intensidade do estímulo pode ser incômoda a ponto de acordá-lo e induzir choro, aumentando o tempo de realização do exame [2] [3] [7].

B. Caracterização do Sinal

O sinal TEOAE apresenta característica não-estacionária ao longo do tempo, que é explicada através de sua relação com os mecanismos cocleares [8] [9]. De acordo com os modelos de linha de transmissão coclear aceitos atualmente [9]-[12], o estímulo acústico produzido pela sonda se propaga ao longo da cóclea, gerando um pacote de ondas acústicas de retorno, em função da frequência de excitação e do local característico da membrana basilar. Devido à distribuição tonotópica da cóclea, conforme o mapa de frequências de Greenwood [8]-[10], as componentes de frequência de regiões cocleares mais basais (i.e., frequências mais altas) são registradas mais cedo do que as componentes de frequência de regiões cocleares mais apicais (i.e., frequências mais baixas). Portanto, a latência das componentes de TEOAEs diminui com o aumento da frequência. Tal característica segue o modelo da lei de potência, descrita por

$$\tau(f) = \alpha f^\beta \quad (1)$$

em que $\tau(f)$ (em segundos) é a latência da frequência central f (em Hz), α é uma constante dependente da amplitude do estímulo e β é uma constante inerente ao mapa de frequências de Greenwood. Utilizando uma escala logarítmica, o modelo descrito em (1) torna-se linear, podendo utilizar-se uma regressão linear para a estimação de seus parâmetros. Dessa forma, β define a inclinação da reta de regressão.

III. DETECÇÃO DE TEOAE

A detecção da TEOAE é realizada através da análise do sinal promediado. Duas são as formas mais comuns: o método clássico, amplamente difundido em testes clínicos e de triagem; e o método de Neyman-Pearson, baseado na teoria de detecção estatística. A seguir, são apresentadas e discutidas brevemente suas características.

A. Método Clássico

O método clássico de detecção de TEOAE é determinado por um critério de parada do processo de promediação, definido da seguinte forma [2]: Utilizando-se a transformada rápida de Fourier (FFT – *Fast Fourier Transform*), calcula-se a magnitude do espectro do sinal promediado para 5 faixas com frequências centrais de 1 kHz, 1,414 kHz, 2 kHz, 2,828 kHz e 4 kHz, correspondendo a passos de meia oitava dentro da banda de interesse. Calcula-se então a média quadrática dos módulos da FFT para os *bins* associados à faixa de frequências de interesse, tanto para o sinal quanto para o ruído da TEOAE, conforme

$$RMS_q = 10 \log_{10} \left(\sum_{b=0}^{B_q-1} S_q^2(b) \right) - 10 \log_{10} \left(\sum_{b=0}^{B_q-1} V_q^2(b) \right) \quad (2)$$

em que $q \in \{1, 2, \dots, 5\}$ é o índice da faixa associada a cada uma das frequências centrais previamente descritas; B_q é o número de *bins* contidos em cada faixa q ; e $S_q(b)$ e $V_q(b)$ são os módulos do espectro da faixa q no *bin* b , respectivamente, para o sinal e o ruído da TEOAE.

Assume-se existência da TEOAE quando se obtém uma diferença maior ou igual a 3 dB para pelo menos 3 das 5 faixas. Caso não seja verificada essa diferença em um número máximo de promediações então é assumida a inexistência de TEOAE.

B. Neyman-Pearson

No método de Neyman-Pearson, a TEOAE é modelada como um processo aleatório com uma estrutura de correlação conhecida. Assume-se que o sinal de TEOAE, descrito pelo vetor $\mathbf{s} = [s_1 \ s_2 \ \dots \ s_N]^T$, é um processo aleatório gaussiano de média nula com matriz de correlação \mathbf{C}_s . Considera-se que o ruído, descrito pelo vetor $\mathbf{v} = [v_1 \ v_2 \ \dots \ v_N]^T$ é gaussiano branco com variância σ_v^2 . Dessa forma, o problema de detecção é definido pela distinção entre as hipóteses definidas por [13] [14]

$$\begin{cases} H_0 : \mathbf{x} = \mathbf{v} & \sim N(\mathbf{0}, \sigma_v^2 \mathbf{I}) \\ H_1 : \mathbf{x} = \mathbf{s} + \mathbf{v} & \sim N(\mathbf{0}, \mathbf{C}_s + \sigma_v^2 \mathbf{I}) \end{cases} \quad (3)$$

em que $N(\boldsymbol{\mu}_x, \mathbf{C}_x)$ indica uma distribuição normal com média $\boldsymbol{\mu}_x = [\mu_1 \ \mu_2 \ \dots \ \mu_N]^T$ e matriz de covariância \mathbf{C}_x ; $\mathbf{C}_s = \text{diag}\{\sigma_s^2(1), \sigma_s^2(2), \dots, \sigma_s^2(N)\}$, com dimensão $(N \times N)$, é a matriz de autocorrelação do vetor \mathbf{s} ; σ_v^2 é a variância do ruído aditivo; $\mathbf{0} = [0 \ 0 \ \dots \ 0]^T$ é um vetor nulo de dimensão $N \times 1$; e \mathbf{I} é a matriz identidade.

O detector de Neyman-Pearson decide pela hipótese alternativa H_1 se a razão de verossimilhança $\Lambda(\mathbf{x})$, ou seja, a razão entre a probabilidade da hipótese alternativa e a probabilidade da hipótese nula exceder o limiar γ , conforme [13]

$$\Lambda(\mathbf{x}) = p(\mathbf{x}; H_1) / p(\mathbf{x}; H_0) > \gamma \quad (4)$$

O detector de energia apresentado em (4) pode ser definido como o teste estatístico [13]-[16]

$$T(\mathbf{x}) = \sum_{n=0}^{N-1} w(n) x^2(n) > \eta \quad (5)$$

em que $\mathbf{w} = [w_1 \ w_2 \ \dots \ w_N]^T$ e

$$w_i = [1 + 1/(M \xi_i)]^{-1} \quad (6)$$

em que $\xi_i = \sigma_s^2(i)/\sigma_v^2(i)$ é a SNR em cada amostra i , para M promediações.

Em [14], a omissão do termo relacionado à energia da TEOAE resultou em aumento conjunto de sensibilidade e especificidade do teste estatístico, reduzindo o número de falsos

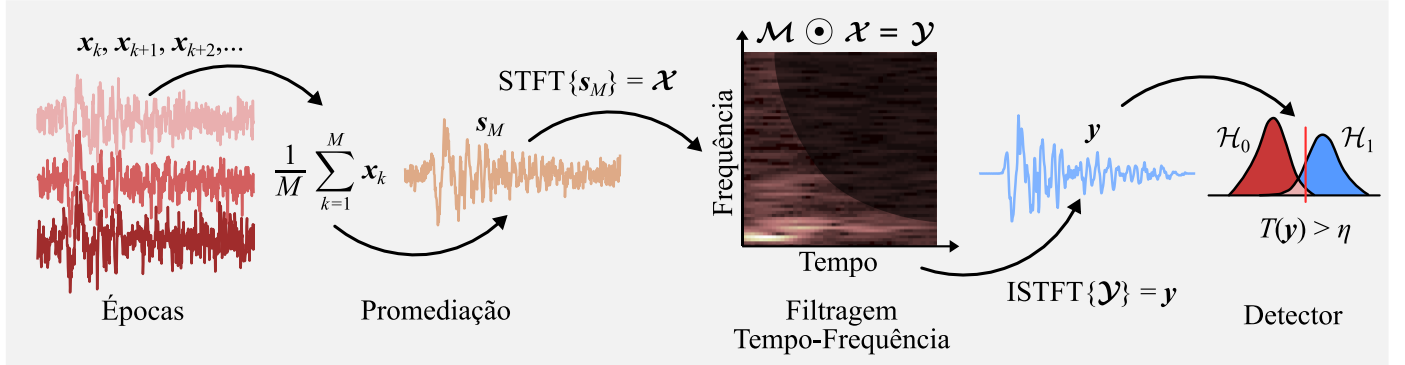


Fig. 1. Diagrama de um sistema de detecção de TEOAEs, ilustrando as etapas de separação de épocas, promediação, filtragem tempo-frequência e detecção.

positivos e negativos. Isto é explicado pelo fato de que a energia da TEOAE varia consideravelmente entre sujeitos. Ao escolher um limiar η a partir de uma amostra da população, sujeitos que apresentam uma resposta com energia inferior ao limiar resultariam em tempo maior ou falha na detecção [14]. Dessa forma, sugere-se aproximar (5) por [14]

$$T(\mathbf{x}) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} w(n) > \eta. \quad (7)$$

IV. ABORDAGEM PROPOSTA

Nessa seção é apresentada uma proposta de filtragem variante no tempo, baseada no uso de uma máscara binária, para diminuição do tempo de detecção do sinal de TEOAE. Sua concepção é baseada em [17], no qual é utilizada abordagem semelhante, baseada na transformada Wavelet, para análise de TEOAEs. A Fig. 1 apresenta uma descrição global do processamento convencional da TEOAE. Inicialmente são aplicados estímulos à orelha. Em seguida, o sinal adquirido pela sonda é convertido para o domínio discreto, sendo realizado o pré-processamento do sinal através da remoção de componentes menores que 500 Hz. O sinal é separado em épocas, que são utilizadas para a obtenção do sinal TEOAE, através do processo de promediação. O sinal promediado, então, é convertido para o domínio tempo-frequência através da transformada de Fourier de tempo curto (STFT). Em sequência é realizado um processo de filtragem variante no tempo para a redução de ruído e então o sinal é reconstruído no domínio do tempo discreto. Finalmente, é realizado o processo de detecção.

A. Filtragem Variante no Tempo

Conforme descrito na seção II.B, a TEOAE possui características tempo-frequência que variam de acordo com a lei de potência descrita em (1). Dessa forma, propõe-se utilizar essa informação para projetar um filtro variante no tempo que pode ser interpretado como um *template* sincronizado à resposta em frequência do sinal de interesse ao longo do tempo, conforme apresentado na Fig. 2.

O sinal promediado é definido como $\mathbf{s}_M = [s_1 \ s_2 \ \dots \ s_N]^T = \mathbf{s} + \mathbf{v}_M$, em que $\mathbf{v}_M = [v_1 \ v_2 \ \dots \ v_N]^T$ é o ruído resultante das M promediações. Aplicando-se a STFT, sequencialmente, a trechos de \mathbf{s}_M é realizado o seguinte processo de filtragem:

$$\mathcal{Y}(\lambda, k) = \mathcal{M}(\lambda, k) \mathcal{X}(\lambda, k) \quad (8)$$

em que $\mathcal{X}(\lambda, k)$ e $\mathcal{Y}(\lambda, k)$ são respectivamente, a STFT da TEOAE original e filtrada, para o *bin* k e trecho λ ; e $\mathcal{M}(\lambda, k)$ é a máscara binária, definida pela lei da potência descrita em (1)

$$\mathcal{M}(\lambda, k) = \begin{cases} 1 & \text{para } \lambda R_t < 3\alpha (k K_f)^\beta, \\ 0 & \text{demais casos} \end{cases}, \quad (9)$$

em que

$$R_t = N / (f_s R_{STFT}) \text{ e } K_f = f_s / (2K_{STFT}) \quad (10)$$

são constantes relacionadas à conversão do tempo discreto para o domínio tempo-frequência, em que N é o número de amostras de uma época do sinal, f_s é a frequência de amostragem, R_{STFT} e K_{STFT} são as quantidades de unidades de tempo e *bins* da representação da STFT. O valor 3α deve ser definido respeitando sua relação com a frequência central (f) de cada banda, conforme recomendações em [12] e [17]. Finalmente, aplica-se a STFT inversa, para a obtenção da TEOAE filtrada no domínio tempo definida por $\mathbf{y} = [y_1 \ y_2 \ \dots \ y_N]^T$.

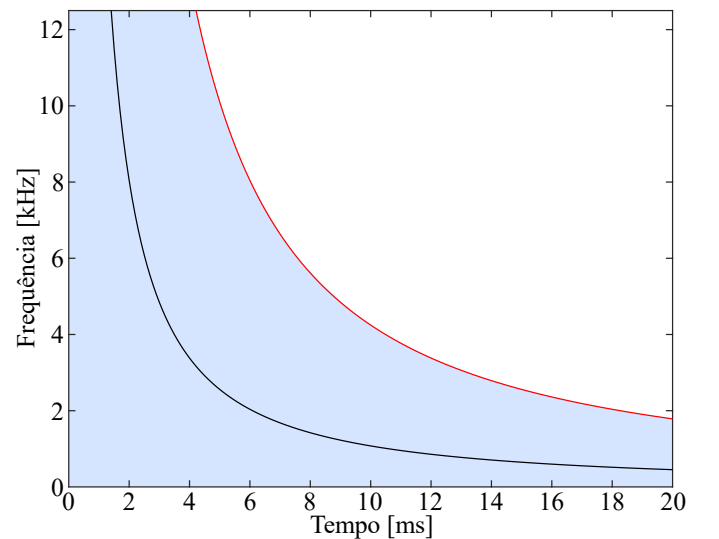


Fig. 2. Características tempo-frequência do sinal TEOAE. Modelo da lei de potência (em preto) e região de passagem da máscara binária (em azul), com o limite superior definido por 3α (em vermelho).

V. MÉTODO EXPERIMENTAL

De forma a verificar o desempenho do método proposto foram realizadas simulações computacionais e testes estatísticos a partir de sinais obtidos através de experimentos com 8 voluntários entre 18 e 60 anos. Os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos mediante certificado CEP SH-UFSC número 09912518.1.0000.0121.

Para a aquisição, foi realizado o posicionamento de uma sonda na entrada do conduto auditivo externo do voluntário,

sendo o acoplamento feito por uma oliva descartável. A sonda possui um alto-falante e um microfone com face para a porção interna do canal auditivo. O alto-falante aplica um estímulo sonoro que percorre a orelha média e excita a cóclea, enquanto o microfone adquire sinal de retorno. A intensidade dos sinais de excitação foi mantida a níveis baixos, de 80 a 83 dB peSPL, de forma a não produzir desconforto ao indivíduo.

O sistema de aquisição de OAEs utilizado possui resolução de 24 bits, 512 amostras por época e frequência de amostragem de 25 kHz [18]. Foram realizadas 2 aquisições de 90 s para cada orelha de cada voluntário. Um dos voluntários foi submetido a uma aquisição de duração total de 10 minutos, sem estímulo, de modo a obter ruído real. Durante as aquisições os voluntários permaneceram em silêncio. Utilizou-se o teste de Wilcoxon como método de inferência estatística, a fim de verificar a relevância estatística da proposta.

Os sinais de TEOAE dos 8 voluntários foram obtidos através de promediação convencional e contaminados artificialmente com diferentes SNR, utilizando o ruído obtido na aquisição sem estímulo.

A. Parâmetros

O filtro passa-altas para pré-processamento dos sinais foi implementado na forma de um filtro de resposta finita ao impulso (FIR), com coeficientes obtidos a partir de uma janela *Hamming* com 100 coeficientes. A STFT foi implementada com janelamento *Hamming* de 128 coeficientes e passos de 8 amostras, resultando em uma representação de $K_{STFT} = 65$ bins e $R_{STFT} = 49$ unidades no tempo. As constantes para o modelo descrito pela lei de potência, conforme o nível de 83,5 dB peSPL de estimulação DNLr foram $\alpha = 2,663$ e $\beta = -0,8$ [11] [12] [17]. Para suavização das extremidades da janela de $N = 512$ amostras foi utilizada a janela de *Tukey*, a qual zera as primeiras 48 e últimas 32 amostras da janela, com intervalo de suavização de 64 amostras em ambos extremos.

O parâmetro η do detector foi definido através de gravações em que TEOAEs eram ausentes e através da SNR inicial do teste. Para gravações em que TEOAEs eram ausentes, dado um tempo de 2 minutos de gravação, o limiar alcançou um valor máximo de 0,22. Para $\eta = 0,25$, em média, o sinal deve apresentar uma SNR = 10 dB para ser detectado. É importante salientar que o processo de detecção foi iniciado a partir de $M = 4$ para reduzir o efeito do valor inicial de w .

VI. RESULTADOS

Os resultados das simulações com o ruído artificial são apresentados na Fig. 3. As simulações foram realizadas para a faixa de $-40 \text{ dB} \leq \text{SNR} \leq -22 \text{ dB}$, representando condições semelhantes às condições ambientais em aquisições de TEOAE. O sinal de referência é proveniente de um adulto normo-ouvinte com idade de 20 anos, apresentando SNR = -19 dB. Na Fig. 3, verifica-se o decaimento exponencial do tempo de detecção em função da SNR. Os diagramas de caixa de cor azul representam os sinais processados de forma convencional, enquanto que os de cor laranja relacionam-se aos sinais processados pela máscara binária proposta. O uso da máscara binária reduz em cerca de 26% o tempo médio de detecção para o detector clássico (Fig. 3a) e 57% para o detector Neyman-Pearson (Fig. 3b).

A Fig. 4 apresenta o diagrama da distribuição de tempo de detecção para os voluntários individualmente. Salienta-se que os

participantes S_2 e S_8 , embora normo-ouvintes, apresentam pressão negativa na orelha média, fator determinante na atenuação de TEOAEs. Nota-se que, assumindo-se a utilização do detector clássico, nenhum desses dois voluntários é beneficiado com o uso do filtro proposto.

Para o detector clássico (Fig. 4a), o tempo médio de detecção foi reduzido em 12%. Salienta-se que no caso da orelha S_{1d} ocorreu uma redução de 54% do tempo médio. Por outro lado, não ocorreu detecção da TEOAE para S_2 . No total, 11 das 16 orelhas analisadas apresentaram redução do tempo médio de detecção, sendo que 3 orelhas apresentaram resultados estatisticamente semelhantes.

Para o detector Neyman-Pearson (Fig. 4b), o tempo médio de detecção foi reduzido em 9%. Novamente, o caso da orelha S_{1d} apresentou a maior redução do tempo médio, sendo 26%. No total, 10 das 16 orelhas analisadas apresentaram redução do tempo médio de detecção, com 6 orelhas apresentando resultados estatisticamente semelhantes.

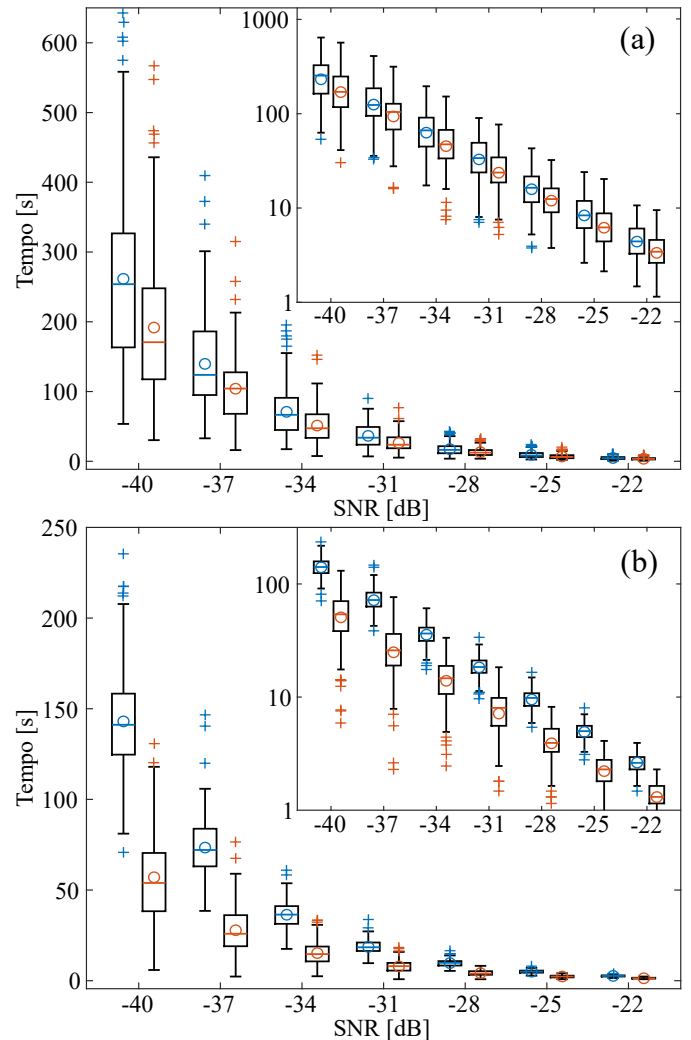


Fig. 3. Diagramas de caixas da distribuição de tempo necessário para a detecção da TEOAE para diferentes SNRs. Detector clássico (a) e detector Bayesiano (b). Caixas em azul representam o sinal promediado convencional e caixas em laranja o sinal promediado processado pelo filtro variante no tempo (máscara binária) proposto, para 200 realizações cada. As figuras internas são réplicas das figuras maiores, com a ordenada em escala logarítmica de base 10.

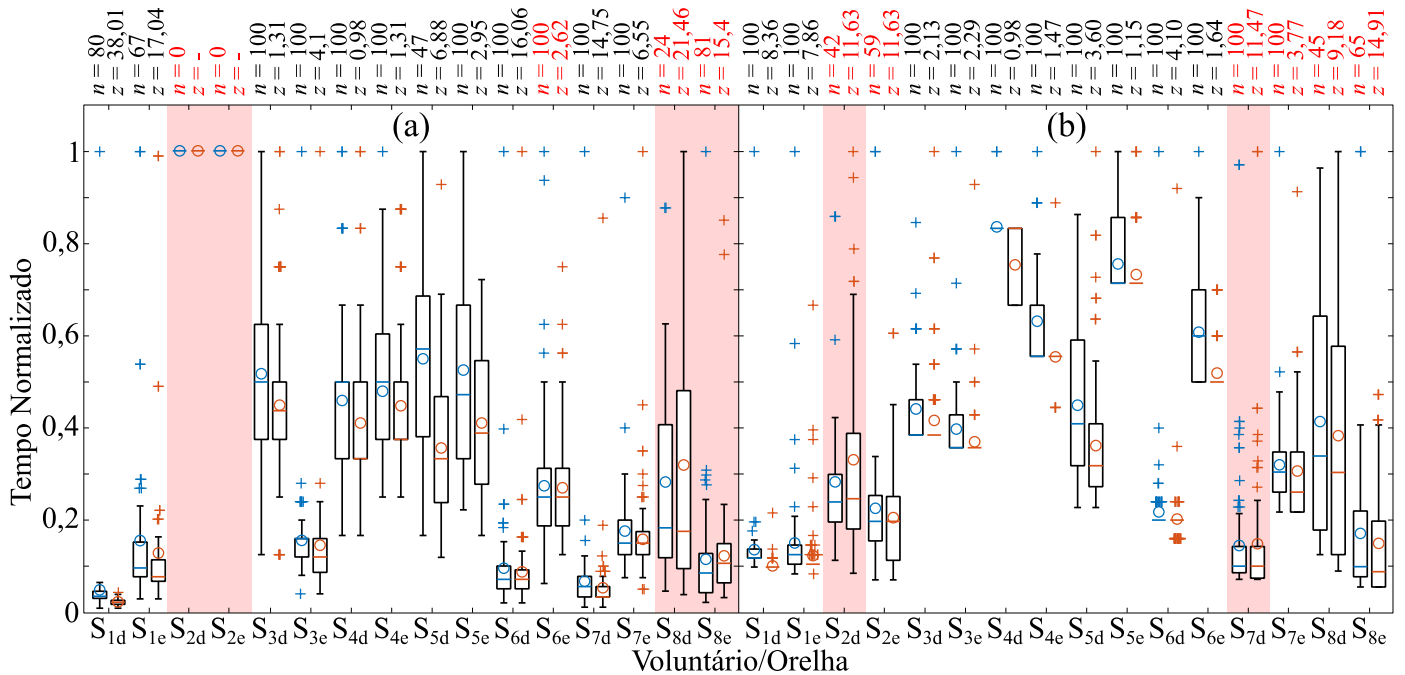


Fig. 4. Diagramas de caixas da distribuição de tempo necessário para a detecção da TEOAE para diferentes SNRs. A nomenclatura S_{io} refere-se ao voluntário número $i \in \{1, 2, \dots, 8\}$ e orelha (o) direita (d) ou esquerda (e). Detector clássico (a) e detector Bayesiano para $\eta = 0,25$ (b). Caixas em azul representam o sinal promediado convencional e caixas em laranja o sinal promediado processado pelo filtro variante no tempo (máscara binária). Diagramas normalizados pelo valor máximo z (em segundos), com n realizações para melhor visualização. Os valores de z e n , na parte superior dos gráficos, são grafados em vermelho quando o teste estatístico ultrapassa o nível de significância, $p = 0,05$. O fundo do diagrama de blocos é apresentado em vermelho quando a média da caixa laranja é maior que a média da caixa azul.

VII. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou a proposta de um método para processamento do sinal promediado de TEOAE, baseado em suas características tempo-frequência, para a redução do tempo de detecção. O método apresenta-se como um filtro variante no tempo, mas pode ser interpretado como um *template* sincronizado à resposta em frequência do sinal de interesse, ao longo do tempo. Além disso, verificou-se que a utilização de um detector Bayesiano apresenta vantagens sobre o método convencional de TEOAE, resultando em uma tomada de decisão pós-exame mais confiável que o convencional “passa/falha”. A proposta foi avaliada através de simulações utilizando sinais reais provenientes de 8 voluntários. Os resultados indicam uma redução do tempo médio de detecção de cerca de 10% em relação à utilização da promediação sem procedimento de filtragem.

REFERÊNCIAS

- [1] D. T. Kemp, “Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 64, n. 5, pp. 1386-1391, 1978.
- [2] M. L. Whitehead *et al.*, “Measurement of otoacoustic emissions for hearing assessment”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 13, n. 2, pp. 210-226, 1994.
- [3] S. Dhar e J. W. Hall, *Otoacoustic emissions: Principles, procedures, and protocols*, 2^a ed., Plural Publishing, 2018.
- [4] World Health Organization. *Newborn and infant hearing screening: Current issues and guiding principles for action*, Geneva, 2010.
- [5] P. C. Mancini *et al.*, “Children with phenylketonuria treated early: basic audiological and electrophysiological evaluation”, *Ear Hearing*, v. 34, n. 2, pp. 236-44, 2013.
- [6] V. W. Zhang *et al.*, “Detection improvement for neonatal click evoked otoacoustic emissions by time-frequency filtering”, *Computers in Biology and Medicine*, v. 41, n. 8, pp. 675-686, 2011.
- [7] P. Ravazzani *et al.*, “Principal component analysis as a method to facilitate fast detection of transient-evoked otoacoustic emissions”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 2, pp. 249-252, 2003.
- [8] G. Tognola, F. Grandori e P. Ravazzani, “Wavelet analysis of click-evoked otoacoustic emissions”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 6, pp. 686-697, 1998.
- [9] G. Tognola, F. Grandori e P. Ravazzani, “Time-frequency distributions of click-evoked otoacoustic emissions”, *Hearing Research*, v. 106, n. 1-2, pp. 112-122, 1997.
- [10] A. Paglialonga *et al.*, “Cochlear active mechanisms in young normal-hearing subjects affected by Williams syndrome: Time-frequency analysis of otoacoustic emissions”, *Hearing Research*, v. 272, n. 1-2, pp. 157-167, 2011.
- [11] S. K. Mishra e M. Biswal, “Time-frequency decomposition of click evoked otoacoustic emissions in children”, *Hearing Research*, v. 335, pp. 161-178, 2016.
- [12] A. Moleti e R. Sisto, “Estimating cochlear tuning dependence on stimulus level and frequency from the delay of otoacoustic emissions”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 140, n. 2, pp. 945-959, 2016.
- [13] S. M. Kay, *Fundamentals of statistical signal processing: Detection Theory*, v. 2, Prentice Hall PTR, 1998.
- [14] V. Marozas *et al.*, “Multiscale detection of transient evoked otoacoustic emissions”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 53, n. 8, pp. 1586-1593, 2006.
- [15] A. Janušauskas *et al.*, “Detection of transient-evoked otoacoustic emissions and the design of time windows”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 49, n. 2, p. 132-139, 2002.
- [16] Z. Šarić *et al.*, “Improved transient evoked otoacoustic emission screening test using simple regression model and window optimization”, *Applied Acoustics*, v. 127, pp. 215-222, 2017.
- [17] A. Moleti, F. Longo e R. Sisto, “Time-frequency domain filtering of evoked otoacoustic emissions”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 132, n. 4, pp. 2455-2467, 2012.
- [18] A. B. Pizzetta, M. C. Tavares e M. H. Costa, “Dispositivo e método para análise de emissões otoacústicas evocadas transientes”, *Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais*, 2019, Petrópolis, p. 1-5.