

# Dispositivo e Método para Análise de Emissões Otoacústicas Evocadas Transientes

Augusto Boff Pizzetta, Maurício Campelo Tavares, Márcio Holsbach Costa

**Resumo**— Esse trabalho apresenta um dispositivo e método para estimação e análise de emissões otoacústicas evocadas por transiente (TEOAE). O método consiste em um cancelador ativo de ruído, baseado no filtro adaptativo NLMS, que utiliza uma referência do ruído ambiente obtida através de um microfone externo à sonda de estimulação. O objetivo é a redução do tempo de exame clínico ou da triagem auditiva neonatal em relação aos dispositivos comerciais disponíveis. Experimentos com sinais reais obtidos de um voluntário, para  $SNR = -31$  dB, resultaram na diminuição do tempo de detecção do TEOAE em 38% quando comparado à ausência do cancelador.

**Palavras-Chave** — Emissões Otoacústicas, TEOAE, Teste de audição, Triagem auditiva neonatal, Redução ativa de ruído.

**Abstract**— This work presents a device and method for estimation and analysis of transient evoked otoacoustic emissions (TEOAE). The proposed method consists of an active noise canceller, based on the NLMS adaptive filter, which applies a noise-environment reference-signal acquired by an external microphone, which is incorporated into the stimulation probe. The aim is to reduce the duration of the clinical exam or newborn screening as compared to commercial gadgets. Experiments with real signals, for  $SNR = -31$  dB, resulted in a detection time decrease of 38% as compared to the absence of the canceller.

**Keywords** — Otoacoustic emissions, TEOAE, Hearing testing, Newborn hearing screening, Active noise reduction.

## I. INTRODUÇÃO

Emissões otoacústicas (OAE - *Otoacoustic Emissions*) são sons produzidos pela orelha interna como parte do processo normal de audição. Foram descobertas e descritas pela primeira vez por David Kemp em 1978 [1] [2]. Kemp notou que as OAEs apresentam amplitude reduzida ou não se encontram presentes em certos tipos de perdas de audição [1].

A partir da descoberta das OAEs foi observado que enquanto as células ciliadas internas possuem grande inervação aferente, tendo papel apenas de células sensoriais, as células ciliadas externas possuem substancial inervação eferente, desempenhando também função motora [1] [2]. Esse achado levou a um 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 tem ainda maior efeito em estímulos sonoros abaixo de 20 dB peSPL (*peak equivalent Sound Pressure Level*), podendo ser considerada como um amplificador biomecânico [2] [3].

Os métodos de obtenção das OAEs são classificados quanto à existência ou não de estímulo, compreendendo duas categorias: OAEs espontâneas e OAEs evocadas. As OAEs

espontâneas (SOAE - *Spontaneous Otoacoustic Emission*) são sinais tonais de banda estreita e de baixa amplitude, tipicamente de 10 dB peSPL a 20 dB peSPL, que são registradas no canal auditivo durante a ausência de estimulação acústica [3]. As SOAEs são encontradas em cerca de 80% das pessoas, embora trabalhos anteriores possam indicar percentuais menores devido às limitações dos sistemas de captação mais antigos [3].

As OAEs evocadas são divididas basicamente em 3 tipos: estímulo-frequência (SFOAE - *Stimulus-Frequency Otoacoustic Emission*), produto de distorção (DPOAE - *Distortion-Product Otoacoustic Emission*) e transiente (TEOAE - *Transient-Evoked Otoacoustic Emission*) [3]. As SFOAEs são evocadas por um tom puro e as respostas apresentam a mesma frequência do estímulo, o que dificulta sua detecção e a correta medição [3]. As DPOAEs são evocadas por dois tons puros emitidos simultaneamente, porém com frequências distintas, permitindo a análise do comportamento não linear da orelha interna aos estímulos tonais através de frequências diferentes daquelas usadas para estimulação [3].

As TEOAEs, também chamadas de OAEs evocadas por *clicks* (CEOAEs - *Click-Evoked Otoacoustic Emission*) são obtidas através de *clicks* de pequena duração que resultam em estimulação de banda larga [3]. Atualmente, a análise clínica de TEOAEs é um dos métodos mais utilizados no mundo para triagem auditiva neonatal [4].

Este trabalho apresenta a proposta e descrição de um dispositivo microprocessado para estimulação, detecção e estimação de TEOAEs associado a um processo de cancelamento ativo de ruído ambiental que tem como objetivo a redução do tempo de execução do exame. Na seção II é apresentada uma fundamentação sobre o exame de TEOAE. A seção III descreve o dispositivo desenvolvido, enquanto na seção IV é descrito o sistema de cancelamento de ruído aplicado em TEOAEs. Na seção V são descritos os materiais e métodos utilizados para avaliação de desempenho e na seção VI são apresentados os resultados obtidos. A seção VII apresenta a conclusão do trabalho.

## II. EMISSÕES OTOACÚSTICAS

Atualmente, quatro técnicas são usadas na avaliação auditiva pediátrica: audiometria comportamental, medidas de imitância auditiva, resposta auditiva de tronco encefálico (ABR - *Auditory Brainstem Response* ou PEATE - *Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico*) e análise por OAE [3] [4]. Para recém-nascidos a audiometria comportamental é descartada, pois é um teste subjetivo que exige conversação com o paciente [3] [4]. As medidas de imitância auditiva são realizadas de forma complementar, uma vez que contêm

Augusto Boff Pizzetta, Márcio Holsbach Costa, Universidade Federal de Santa Catarina. Maurício Campelo Tavares, Contronic Sistemas Automáticos. E-mails: augustopizzetta@gmail.com.br, mauricio.tavares@contronic.com.br, costa@eel.ufsc.br. Este trabalho foi financiado pela CAPES e CNPq através dos projetos 304867/2015-2, 164594/2017-5 e 315020/2018-0.

informações adicionais à análise por OAE relativas a disfunções da orelha média [3] [4]. A ABR, por sua vez, abrange um conjunto maior de patologias que as demais técnicas, permitindo a avaliação das vias neurais relacionadas à audição, porém o tempo de exame é maior [3]. Segundo resultados apresentados em [3], a partir de um grupo de 300 crianças de 0 a 5 anos, o tempo médio do exame de TEOAE é de 6,4 minutos, para DPOAE é de 4,8 minutos e para ABR automatizada (AABR) é de 48 minutos.

A estimulação sonora em TEOAE é feita através de *clicks* com duração de 80  $\mu$ s, aplicados no canal auditivo através de um pequeno alto-falante, a uma taxa de aproximadamente 50 estímulos/s. O protocolo consiste na aplicação de uma série de 8 *clicks* conhecida como DNLR (*Derived Non-Linear Response*) [3] [5], composta pela sequência *3cR* e *3rC* [2] [3], nas quais *C* corresponde a um estímulo de compressão e *R* a um estímulo de rarefação, ambos com a intensidade nominal do dispositivo. Os estímulos *c* e *r* indicam compressão e rarefação, respectivamente, com 1/3 da intensidade nominal de *C* e *R*. Cada conjunto de quatro estímulos é denominado *sweep*. A média temporal sincronizada de dois *sweeps* subsequentes define o ruído associado a TEOAE, enquanto que a subtração (dividido por 2) define a TEOAE. A vantagem deste tipo de estimulação reside na diminuição de falsos negativos, decorrente da redução do *ringing* causado pelos estímulos, se comparado à estimulação com *clicks* lineares [2].

Os 5 ms iniciais da janela de TEOAE são removidos da análise, uma vez que contêm um sinal oscilatório que decai ao longo do tempo, referente ao eco do estímulo no canal auditivo. Contudo, essa porção do sinal captado é analisada separadamente da TEOAE uma vez que permite inferências sobre o posicionamento adequado da sonda e do correto encaixe da oliva no canal auditivo [2] [3]. Após o desvanecimento da oscilação inicial, ocorre um sinal transitório complexo de menor amplitude, longa latência e longa duração, sendo essa forma de onda caracterizada como a TEOAE produzida pela cóclea [2].

O protocolo utilizado atualmente para TEOAE preconiza a utilização de 260 sequências DNLR, definindo um tempo teórico de exame de 42 segundos [2] [3], considerado um padrão ouro. Na prática o exame demanda mais tempo devido às condições nas quais é realizado como, por exemplo: ruído ambiente, ruído de instrumentação, movimentação do paciente, entre outros [2] [3].

Em programas de triagem auditiva neonatal baseados em TEOAE a redução do tempo de execução do exame é uma demanda natural, uma vez que o recém-nascido é exposto a estímulos de 53 a 83 dB peSPL [2] [3] [6]. Embora o procedimento seja realizado enquanto o recém-nascido está dormindo, a intensidade do *click* pode ser incômoda a ponto de acordá-lo e induzir choro, aumentando o tempo do exame ou mesmo inviabilizando a sua execução naquele momento [3].

#### A. Cancelamento de Ruído Ambiente

A utilização da técnica DNLR e a disponibilização de circuitos para aquisição com alta resolução têm permitido a redução do tempo de estimação e detecção de TEOAEs. Entretanto, esses artifícios não são eficientes em situações em que o ruído ambiental é elevado, visto que o tempo do exame é diretamente influenciado pela razão sinal ruído (SNR – *Signal-to-Noise Ratio*) do sinal adquirido [3] [9].

Os primeiros estudos relativos ao uso de filtros adaptativos

em aplicações de cancelamento ativo de ruído (ANC - *Active Noise Cancellation*) apareceram no final da década de 90. Posteriormente, foram desenvolvidas algumas aplicações para estimação de OAEs.

Em [10] foi apresentado um sistema para ANC baseado no algoritmo *Least Mean Square* (LMS) utilizando três microfones: o primeiro na orelha a ser testada, como parte da sonda; o segundo internamente à orelha contralateral, de forma a captar o ruído interno; e o terceiro atrás da cabeça do paciente, para captar o ruído ambiental externo. Um sistema semelhante foi desenvolvido em [11], mas utilizando o algoritmo *Normalized LMS* (NLMS).

Em [12] foi proposto um sistema de ANC baseado no algoritmo NLMS com apenas dois microfones: um interno, na sonda de captação de OAE (para realização do exame) e outro externo, posicionado fora do canal auditivo. Em [13] foi utilizada uma forma modificada do algoritmo LMS também utilizando dois microfones: um na sonda (orelha a ser analisada) e outro na orelha contralateral, com o objetivo de reduzir o ruído biológico decorrente da oclusão do canal auditivo. O maior diferencial desse trabalho, porém, relaciona-se à utilização de um critério de parada definido por uma SNR maior que 3 dB ao menos em três de cinco sub-bandas.

### III. DISPOSITIVO DE AQUISIÇÃO E ESTIMAÇÃO

Atualmente o mercado brasileiro não disponibiliza nenhum equipamento comercial desenvolvido com tecnologia nacional. Dessa forma, esse trabalho apresenta a primeira iniciativa nesse contexto.

A IEC 60645-6 [7] define as normas para equipamentos audiométricos de EOAE utilizados para uso clínico e diagnóstico (tipo 1). As características específicas do dispositivo construído incluem: estímulos de banda larga (*clicks*) para TEOAE na faixa de 0,5 kHz a 4 kHz; intensidade ajustável entre 30 dB peSPL e 90 dB peSPL; indicador de estabilidade do estímulo; oscilograma e espectro de frequência do estímulo; faixa mínima de medição de -20 dB peSPL a +30 dB peSPL; erro de medição máximo de  $\pm 3$  dB até 4 kHz e  $\pm 5$  dB nas frequências superiores.

A implementação do dispositivo baseia-se no microcontrolador Cortex-M4, com arquitetura ARM de 32 bits. Os destaques dessa arquitetura são: alto desempenho na execução de algoritmos de processamento de sinais; baixo consumo de energia; baixo custo comercial; grande variedade de periféricos analógicos e digitais agrupados no mesmo encapsulamento; núcleo de processamento digital e ponto flutuante; processador multitarefas; e facilidade de programação [8].

É utilizada uma taxa de amostragem de 25.000 amostras/s, com épocas de 512 amostras. Uma época engloba as amostras obtidas desde o início de um *click* até o início do *click* subsequente, compreendendo um total de 20,48 ms.

A Fig. 1. apresenta o diagrama de blocos do dispositivo. O microcontrolador é apresentado à esquerda, sob a forma de um retângulo lilás. Internamente a esse retângulo são representados os periféricos (blocos verdes). Os circuitos analógicos desenvolvidos são apresentados internamente ao retângulo amarelo no centro da figura, sendo compostos por: circuito de condicionamento dos sinais do microfone interno e externo e circuitos dos *receivers*, responsáveis pela transdução dos estímulos acústicos gerados digitalmente. Todos os filtros analógicos são do tipo *Butterworth*.

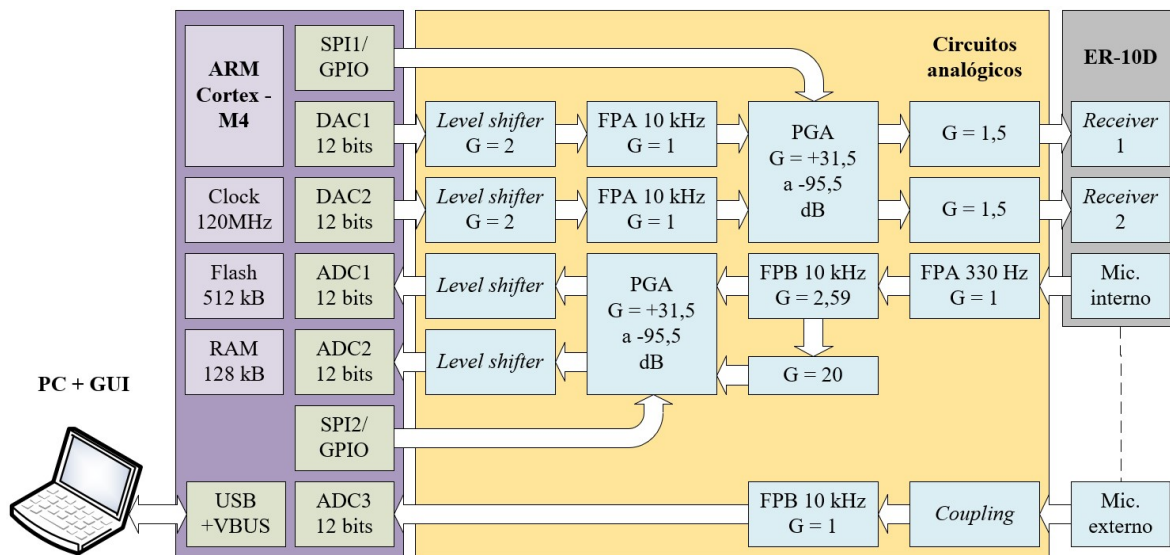


Fig. 1. Diagrama de blocos do sistema de aquisição.

TABELA I. ESPECIFICAÇÕES DA SONDA ERD-10: MICROFONE E RECEIVER

	Microfone (in)	Receiver (out)
Sensibilidade	50 mV/Pa	86 dB peSPL @ 1 kHz
Reposta em frequência	$\pm 4$ dB @ 0,2 – 12 kHz	$\pm 10$ dB @ 0,2 – 10 kHz
Tensão máxima sem distorção	1,6 V <sub>RMS</sub> @ 5 V (120 dB peSPL)	10 V <sub>RMS</sub> (106 dB peSPL)
Impedância	100 $\Omega$ (nominal)	1 k $\Omega$ (nominal)
Nível de ruído (banda 100 Hz)	3 dB peSPL @ 1 kHz -8 dB peSPL @ 3 kHz 3 dB peSPL @ 5 kHz	-

Foi utilizada uma sonda de aquisição ER-10D (Tabela 1), acrescida de um microfone de eletreto na parte externa ao canal auditivo para captar o ruído ambiente.

O dispositivo construído (Fig. 2) é conectado a um computador que executa um *software* com interface gráfica (Fig. 3), de forma a facilitar a configuração de parâmetros operacionais, além de permitir o armazenamento dos sinais.

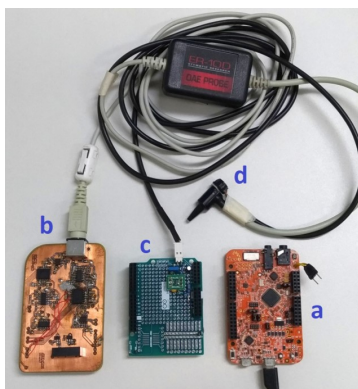


Fig. 2. Hardware de aquisição de TEOAE: (a) placa FRDM-K22F; (b) *shield* com os circuitos digitais e analógicos adicionais; (c) *shield* com o circuito do microfone externo; (d) sonda ER-10D com adição do microfone externo. As placas são conectadas por empilhamento.

#### IV. CANCELADOR ADAPTATIVO DE RUÍDO AMBIENTE

Em concordância com trabalhos anteriores [10] [11] [12] [13], no presente trabalho foi utilizado o algoritmo NLMS com o intuito de reduzir a influência de ruído ambiental, de forma a incrementar a SNR e, por conseguinte, diminuir o tempo de

realização do exame. A equação de atualização do algoritmo NLMS é definida como [14]:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n) [\mathbf{z}^T(n) \mathbf{z}(n)]^{-1} \mathbf{z}(n), \quad (1)$$

em que

$$e(n) = -\mathbf{w}^T(n) \mathbf{z}(n) + x(n). \quad (2)$$



Fig. 3. Interface gráfica do computador hospedeiro.

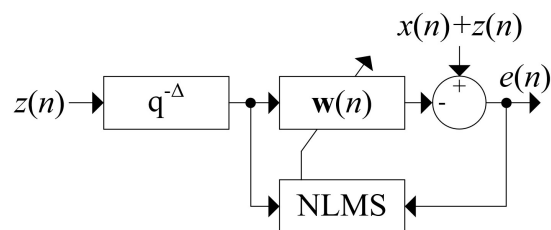


Fig. 4. Diagrama em blocos do cancelador adaptativo (simulação computacional):  $z(n)$  é o ruído ambiental captado pelo microfone externo,  $x(n)$  é o TEOAE desejado,  $\mathbf{w}(n)$  é o filtro adaptativo,  $q^{-\Delta}$  é um atraso de  $\Delta$  amostras e  $e(n)$  é TEOAE processado.

As letras em negrito representam vetores e as letras em *itálico* representam escalares;  $\mathbf{w}(n) = [w_1(n) \dots w_M(n)]^T$  é o vetor de coeficientes;  $n$  é o tempo discreto;  $\mathbf{z}(n) = [z(n) \dots z(n-N+1)]^T$  é o vetor contendo as  $N$  amostras mais recentes do sinal acústico captado pelo microfone externo;  $\mu$  é o passo de adaptação;  $e(n)$  é a saída do processo de filtragem;  $x(n) = s(n) + r(n)$  é o sinal TEOAE  $s(n)$  contaminado pelo ruído interno à cavidade auditiva  $r(n)$ . A Fig. 4 apresenta o diagrama em blocos do

processo de filtragem, em que  $q^{-\Delta}$  é um atraso de  $\Delta$  amostras.

## V. MATERIAIS E MÉTODOS

De forma a verificar o desempenho do método proposto foram realizadas simulações numéricas a partir de sinais obtidos através de experimentos com um voluntário, conforme os procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos mediante certificado CEPESH-UFSC número 90912518.1.0000.0121.

### A. Detecção de TEOAE $\times$ Ruído Ambiente Simulado

Simulações computacionais foram realizadas com sinais estimados a partir de um experimento com voluntário do sexo masculino e 57 anos de idade seguindo o protocolo DNLR a 83 dB peSPL. Para a aquisição foi utilizado o protótipo descrito na seção III.

Inicialmente, assumindo-se um ambiente silencioso, foi obtida uma estimativa do TEOAE através da promediação de 260 épocas do sinal captado pelo sistema de aquisição. O resultado foi determinísticamente replicado de forma a obter-se uma emulação de  $s(n)$ . Em sequência, um segundo experimento de aquisição foi realizado, também em um ambiente silencioso, sem a aplicação de nenhum estímulo, de forma a obter uma realização do ruído de fundo na cavidade auditiva  $r(n)$ . Finalmente, o sinal de interesse  $s(n)$  foi artificialmente contaminado por  $r(n)$ , simulando o sinal captado pelo microfone interno da sonda  $x(n) = s(n) + G_1 \cdot r(n)$ , de forma a apresentar uma SNR = -20 dB ajustada pelo ganho  $G_1$ . Para esse cálculo, os segmentos iniciais associados ao eco foram removidos através da aplicação da janela de *Tukey* para cada época [2].

O ruído de contaminação ambiental  $z(n)$  foi simulado através da aplicação de um filtro passa-baixas do tipo resposta finita ao impulso (janela *Hamming*, 200 coeficientes) em um ruído branco gaussiano. A contaminação do sinal no interior da cavidade auditiva foi realizada de forma artificial  $y(n) = x(n) + G_2 \cdot z(n)$ , tendo sua potência ajustada pelo ganho  $G_2$ , [3] [4], para a faixa  $-40 \text{ dB} \leq \text{SNR}_A \leq -22 \text{ dB}$  em intervalos de -3 dB. A  $\text{SNR}_A$  foi calculada como:

$$\text{SNR}_A = 10 \log_{10} \left[ \sum_{i=0}^T x_i^2(i) \right] - 10 \log_{10} \left[ G_2^2 \sum_{i=0}^T z_i^2(i) \right]. \quad (3)$$

O objetivo desse primeiro experimento é determinar o impacto da  $\text{SNR}_A$  sobre o número de promediações necessárias para a detecção da existência do TEOAE.

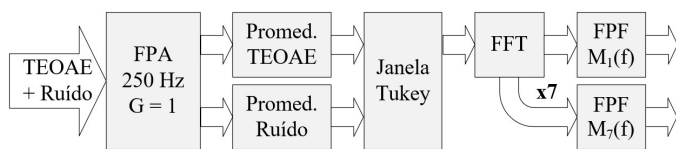


Fig. 5. Diagrama de blocos para verificação da existência do TEOAE.

O processo de detecção do TEOAE é determinado por um critério de parada, definido da seguinte forma: (Fig. 5) [13]: Utilizando-se a transformada rápida de Fourier (FFT) é calculada a magnitude do espectro do sinal promediado para 7 faixas com frequências centrais de 500 Hz, 707 Hz, 1 kHz, 1,414 kHz, 2 kHz, 2,828 kHz e 4 kHz, correspondendo a passos de meia oitava. Estas faixas são definidas de acordo com a banda de interesse para análise do TEOAE [2] [3]. Dessa forma, é calculado o valor quadrático (RMS) dos *bins* da FFT associados a cada faixa, tanto para o sinal promediado de

TEOAE quanto para o ruído promediado, conforme:

$$\text{RMS}_b = \sqrt{\frac{1}{F} \sum_{f=0}^{F-1} M_b^2(f)} \quad (4)$$

em que  $b = \{1, \dots, 7\}$  é o índice de cada uma das 7 faixas;  $F$  é o número de *bins* contidos em cada faixa  $b$  e  $M_b$  é o módulo do espectro no bin  $b$ .

É assumida existência do TEOAE quando se obtém uma diferença de 6 dB entre a energia do TEOAE promediado e a energia do ruído promediado, no mínimo em 5 das 7 faixas. Caso não seja verificada essa diferença em um número máximo de promediações então é assumida a inexistência de TEOAE.

### B. Cancelamento de Ruído Ambiente Simulado

Nesse segundo experimento foi utilizada a estrutura de cancelamento de ruído ambiente apresentada na seção IV como etapa de pré-processamento do sinal captado pelo microfone interno. O sinal processado pela rotina de detecção de TEOAE é  $e(n)$ , descrito pela equação (2).

Assumiu-se que o atraso de propagação do ruído ambiente entre o microfone externo e o interno é nulo ( $\Delta = 0$ ), configurando o pior caso para o cancelador.

Experimentos preliminares foram realizados para a definição dos parâmetros do cancelador, assumindo  $\text{SNR}_A = -40 \text{ dB}$  e 1000 realizações. O número de coeficientes e o passo de convergência foram avaliados em uma matriz de possibilidades definida por  $10^{-1} \leq \mu \leq 10^{-6}$ , em passos a cada meia década, e  $5 \leq N \leq 100$ , com passos de 5 coeficientes.

### C. Experimento com Sinais Reais

Finalizando o processo de avaliação de desempenho, foi realizado um experimento com ruído ambiente real obtido através do processo de aquisição de sinais de ambos os microfones, externo  $z(n)$  e interno  $r(n)$ , sem a aplicação de estímulos. A condição acústica ambiental foi definida pela reprodução de uma gravação de choro de criança (sinal não estacionário), na qual a maior parte da energia se encontra concentrada na faixa de 250 Hz a 5,5 kHz, com picos em 700 Hz e 2 kHz. Essa situação simula o ruído em um berçário, no qual outras crianças podem estar chorando. O sinal  $s(n)$  obtido no primeiro experimento foi contaminado pelo ruído do microfone interno, constituindo  $x(n)$ . Os parâmetros utilizados no cancelador ativo foram  $N = 10$  e  $\mu = 5 \times 10^{-4}$ .

## VI. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A partir do primeiro experimento com ruído correlacionado artificial, na Fig. 6 são apresentadas distribuições do tempo médio de promediação para atingir o critério de parada. Para tanto, foram realizadas 1000 realizações do processo de detecção em função da  $\text{SNR}_A$ . A partir desses resultados é possível constatar que o tempo de detecção cresce exponencialmente com a redução da  $\text{SNR}_A$ .

Os experimentos preliminares para a obtenção dos parâmetros de projeto do cancelador resultaram em  $\mu = 5 \times 10^{-4}$ , de forma a estabelecer um compromisso adequado entre velocidade de convergência e regime permanente, e  $N = 10$ , de forma a realizar uma escolha conservativa entre custo computacional e desempenho de cancelamento.

A Fig. 7 apresenta o resultado do processo de cancelamento para ruído artificial estacionário (ruído branco filtrado). Os



resultados são apresentados para  $-40 \text{ dB} \leq \text{SNR}_A \leq -22 \text{ dB}$ , em passos de 3 dB, na forma de  $MSE = 10 \log_{10} \{ [e(n) - s(n)]^2 \}$ . Foi desenhada apenas 1 a cada 50 amostras para maior alisamento das curvas. Verifica-se que para  $\text{SNR}_A \leq -22 \text{ dB}$  há uma diminuição considerável da contaminação do microfone interno pelo ruído ambiente. À direita de cada curva é apresentado o valor do erro quadrático médio (MSE) em regime permanente.

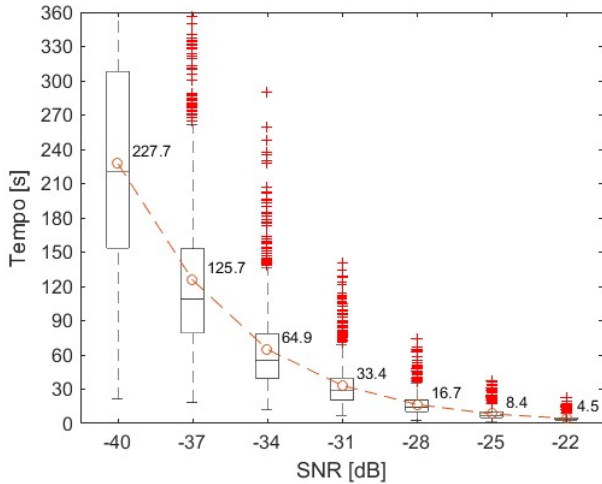


Fig. 6. Tempo necessário para atingir o critério de parada da detecção da TEOAE para  $-40 \text{ dB} \leq \text{SNR}_A \leq -22 \text{ dB}$  (1000 valores cada). Outliers em vermelho e tendência do tempo médio em laranja.

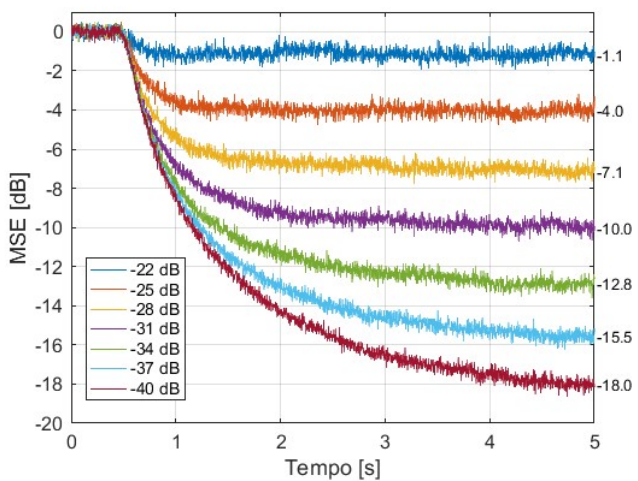


Fig. 7. MSE com o cancelador ativo, para  $-40 \text{ dB} \leq \text{SNR}_A \leq -22 \text{ dB}$ .

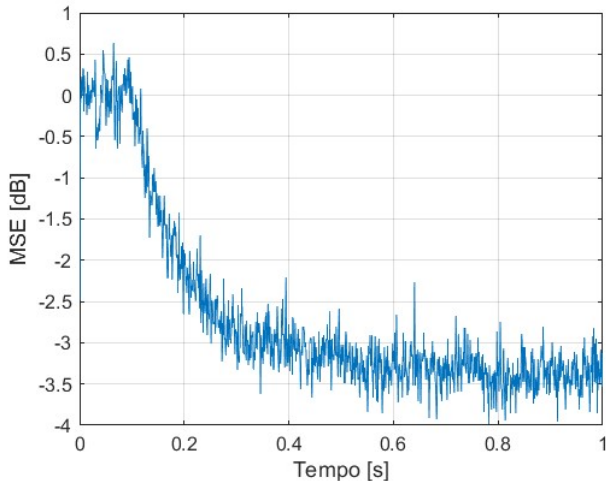


Fig. 8. Cancelamento do ruído ambiente para sinais reais,  $\text{SNR} = -31 \text{ dB}$ .

A Fig. 8. apresenta o erro quadrático médio para a atuação do cancelador de ruído ambiente no caso de choro de criança. A SNR global estimada é de  $-31 \text{ dB}$ . A curva apresentada é o resultado da promediação de 492 trechos distintos de 1 segundo de duração. O MSE em regime permanente é  $-3,3 \text{ dB}$ . A diferença desse resultado em relação aos obtidos na Fig. 7 deve-se à característica não estacionária do ruído. A aplicação do critério de parada para o sinal sem processamento resulta em um tempo médio de 37 s, enquanto que com o cancelador adaptativo em atuação esse tempo é reduzido para 23 s.

## VII. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um dispositivo para aquisição de TEOAEs. Simulações estatísticas mostram o aumento exponencial do tempo de detecção do TEOAE em função da diminuição da SNR. O uso de um cancelador ativo de ruído no pré-processamento dos sinais aumenta a SNR, reduzindo o tempo do exame mesmo em condições ambientais adversas, caracterizadas por ruído acústico indesejado. A implementação desse cancelador, para uma  $\text{SNR} = -31 \text{ dB}$ , assumindo-se choro de criança externo, resultou na diminuição do tempo de detecção em 38% quando comparado à ausência do cancelador.

## 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, p. 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, p. 210-226, 1994.
- [3] S. Dhar, J. W Hall, *Otoacoustic emissions: Principles, procedures, and protocols*, 2nd ed., Plural Publishing, 2018.
- [4] World Health Organization, *Newborn and infant hearing screening: Current issues and guiding principles for action*, 2010.
- [5] P. J. Bray, *Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument*, PhD thesis, University of London, 1989.
- [6] 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, p. 249-252, 2003.
- [7] IEC, *IEC 60645-6 – Electroacoustics – Audiometric Equipment – Part 6: “Instruments for the measurement of otoacoustic emissions”*, 2009.
- [8] T. Martin, *The designer's guide to the Cortex-M processor family*, 2<sup>nd</sup> ed., 2016.
- [9] C. L. Bennett, O. Ozdamar, “High resolution system for improved transient-evoked otoacoustic emission acquisition”, *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 6263-6266, 2009.
- [10] R. E. Delgado et al, “Adaptive noise cancellation in a multimicrophone system for distortion product otoacoustic emission acquisition”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 47, n. 9, p. 1154-1164, 2000.
- [11] V. Nadon et al, “Individual monitoring of hearing status: Development and validation of advanced techniques to measure otoacoustic emissions in suboptimal test conditions”, *Applied Acoustics*, v. 89, p. 78-87, 2015.
- [12] M. Kompis, M. Oberli, U. Brugger, “A novel real-time noise reduction system for the assessment of evoked otoacoustic emissions”, *Computers in Biology and Medicine*, v. 30, n. 6, p. 341-354, 2000.
- [13] M. Subotić, Z. Šarić, S. T. Jovičić, “Adaptive filter based two-probe noise suppression System for Transient Evoked Otoacoustic Emission Detection”, *Annals of Biomedical Engineering*, v. 40, n. 3, p. 637-647, 2012.
- [14] A. H. Sayed, *Adaptive Filters*, John Wiley & Sons, 2009.