

# Sistema adaptativo para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos

Renata C. Borges, Márcio H. Costa e Júlio A. Cordioli

**Resumo**— Este trabalho apresenta a proposta de um sistema adaptativo de controle ativo de ruído para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. A diferença entre o sinal de fala e o sinal proveniente de um microfone localizado internamente ao canal auditivo é utilizada para adaptar os coeficientes do cancelador adaptativo cujo objetivo é produzir uma estimativa do sinal de oclusão em anti-fase. Esta estimativa é aplicada conjuntamente com o sinal processado de fala no alto-falante do dispositivo. Como resultado, obtém-se uma diminuição do desconforto acústico, intrinsecamente associado à existência de uma pequena abertura de ventilação. Dessa forma, há uma diminuição nas requisições do sistema de cancelamento de realimentação, permitindo maiores níveis de amplificação para usuários com perdas profundas de audição. Simulações com sinais artificiais e reais são apresentadas, demonstrando a funcionalidade da arquitetura proposta.

**Palavras-Chave**— Oclusão, Aparelho auditivo, Realimentação.

**Abstract**— This work presents a proposal of an adaptive active noise control system to reduce the acoustic occlusion effect in hearing aids. The difference between the processed speech signal and the signal from a microphone located inside the ear canal provides an error signal to adapt the coefficients of the canceller whose aim is to generate an anti-phase estimate of the occlusion signal. This estimate and the processed speech signal are applied to the hearing aid's loudspeaker. The result of this process is the reduction of the discomfort intrinsically associated with reduced vents, allowing higher amplification levels and decreasing the requirements of the feedback cancellation system. Simulations with artificial and real signals are presented, showing the functionality of the proposed architecture.

**Keywords**—Occlusion, Hearing aid, Feedback.

## I. INTRODUÇÃO

A limitação da capacidade auditiva é uma deficiência grave que prejudica a interação social e o aprendizado do indivíduo. O aparelho auditivo é um importante elemento na diminuição desses problemas, pois tem como finalidade ajudar essas pessoas a corrigir ou recuperar a percepção sonora [1]. O principal objetivo desse dispositivo é a amplificação do sinal acústico e a conformação do seu espectro de forma a compensar a limitação da audição [2]. No entanto, aparelhos auditivos não são uma solução perfeita. Um grande problema associado aos usuários que necessitam de elevada amplificação é o efeito conhecido como realimentação acústica [3]. A realimentação é um problema decorrente do acoplamento acústico entre o microfone e o alto-falante do aparelho auditivo, e é percebido pelo usuário e pelas pessoas em seu entorno através de um som desagradável mais conhecido como microfonia. A solução natural para esse problema seria o

estreitamento ou fechamento das aberturas de ventilação existentes no aparelho auditivo (de forma a isolar acusticamente microfone e alto-falante), não fosse o aparecimento do fenômeno conhecido como oclusão.

O efeito de oclusão inicialmente, descrito por Zwislocki em 1953 [4], ocorre quando o aparelho auditivo, posicionado na porção cartilaginosa do canal (o posicionamento na porção óssea não é usualmente realizado, pois causa desconforto físico ao usuário), possui uma abertura de ventilação com tamanho insuficiente para promover a necessária dissipação de energia sonora conduzida ao canal auditivo através do crânio e da mandíbula. Nessa situação, quando o usuário da prótese fala ou mastiga, são produzidas vibrações nas porções cartilaginosas presentes na parede do canal (que atuam como uma membrana elástica), causando aumento significativo de potência em baixas frequências (predominantemente na faixa de 200-500 Hz) e fazendo com que o usuário ouça sua própria voz de forma abafada (conhecida por “voz em barril”) [5]. Para evitar-se a percepção de oclusão pelo usuário são necessárias aberturas de ventilação com diâmetros iguais ou maiores a 3,5mm [6], enquanto que o completo fechamento do canal auditivo pode produzir aumento de 20 a 30 dB em sons de baixa frequência [5]. O aumento da abertura de ventilação diminui o efeito de oclusão, mas favorece o aparecimento do problema de realimentação e vice-versa.

Atualmente estão disponíveis comercialmente vários modelos de aparelhos auditivos sem fechamento (maior conforto e estética). Entretanto, aparelhos com aberturas grandes ou sem fechamento não são adequados para usuários com perdas auditivas mais acentuadas. Nesses casos, três grandes problemas aparecem: (a) a amplificação necessária gera realimentação positiva (microfonia), (b) o atraso entre a fala processada pelo aparelho auditivo e os sons não processados (que entram pela abertura) pode produzir desconforto e perda de inteligibilidade, e (c) ocorre o mascaramento dos sons processados pelo aparelho auditivo em decorrência da interação entre os sons que entram e saem livremente pela abertura [4][6]. Dessa forma, durante o processo de configuração inicial do aparelho (etapa de *fitting*) é necessário determinar o maior fechamento possível da abertura de ventilação sem produzir desconforto em demasia.

Até o momento, pouco tem sido estudado sobre o efeito de oclusão na literatura científica. Recentemente, foi proposto em [6] um sistema de cancelamento ativo de ruído para a redução do efeito de oclusão. Diferentemente dos aparelhos convencionais, nesse sistema, o molde possui um microfone direcionado para o interior do canal auditivo com o objetivo de quantificar o erro entre o sinal aplicado ao alto-falante e a informação acústica efetivamente enviada ao usuário. Com este sistema, foi relatada uma redução de até 18 dB do efeito de

occlusão em frequências em torno de 300 Hz, assumindo-se a inexistência de aberturas de ventilação. Embora a idéia de cancelamento ativo de ruído não seja nova, este foi o primeiro trabalho sobre redução ativa do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Mesmo tendo alcançado excelentes resultados, os autores de [6] relatam a limitação do sistema proposto em decorrência da utilização de controladores fixos, os quais dependem diretamente do processo de ajuste do aparelho (etapa de *fitting*) e da manutenção das condições iniciais de ajuste. Os resultados obtidos através do uso de um controlador fixo estão sujeitos à degradação em função de deslocamentos do molde e da variação do canal acústico.

Esse trabalho apresenta um sistema adaptativo de controle ativo de ruído para redução do efeito de oclusão. O algoritmo de adaptação realiza de forma dinâmica o rastreamento dos coeficientes necessários para a minimização do efeito de oclusão, evitando a perda de desempenho por alterações das características do canal auditivo ou reposicionamento do molde.

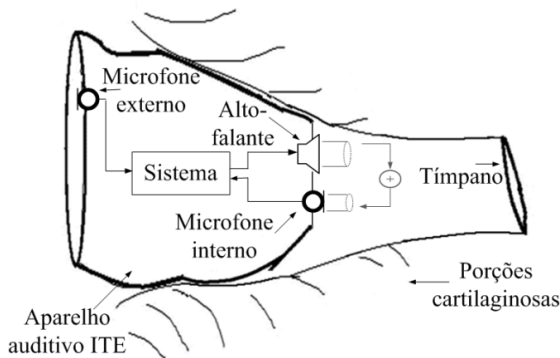


Figura 1 - Aparelho auditivo com microfone interno

## II. CONTROLE ATIVO DE OCLUSÃO

A Figura 1 apresenta um aparelho auditivo do tipo ITE (*in the ear*) inserido no canal auditivo. O funcionamento básico do aparelho auditivo consiste na captação do sinal acústico do ambiente através de um microfone, seu processamento (amplificação, conformação, limitação) e aplicação ao canal auditivo através de um alto-falante. Como o sinal ocluído (transmitido pelas porções cartilaginosas) não é processado pelo aparelho auditivo, não é possível aumentar a relação sinal-ruído do som entregue ao usuário. Entretanto, a utilização de um microfone extra posicionado internamente ao canal auditivo, permite que estratégias de controle ativo de ruído sejam utilizadas para gerar uma zona de silêncio (em relação ao sinal ocluído) nas imediações do mesmo. O sinal de erro a ser minimizado nesse sistema é a diferença entre o sinal desejado (captado pelo microfone externo e compensado pelas rotinas de processamento usuais) e o sinal que efetivamente chega à membrana timpânica do usuário (captado pelo microfone interno). Assumindo-se que o campo acústico no interior do canal não apresente variações complexas em relação ao campo próximo da membrana timpânica (pelo menos nas frequências abaixo de 2 kHz) [8], o efeito de oclusão pode ser reduzido ou mesmo cancelado.

Diferentemente de [6], onde é utilizado um controlador fixo, neste trabalho é utilizado um filtro adaptativo. A vantagem é a contínua adaptação do controlador em busca das características ótimas para o cancelamento.

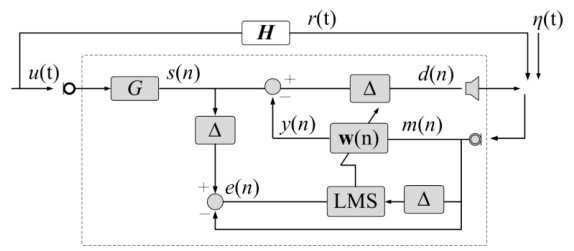


Figura 2 – Arquitetura do sistema de controle ativo de oclusão proposto

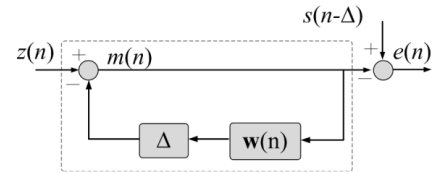


Figura 3 – Interpretação da estrutura de cancelamento segundo ponto de vista de estimação/predição através de um filtro realimentado

## III. SISTEMA PROPOSTO

O diagrama em blocos do sistema proposto é apresentado na Figura 2. Assume-se que o alto-falante e os dois microfones possuem resposta plana em frequência na faixa de interesse. Caso isso não seja verdade, podem ser utilizados equalizadores para a compensação.

Na Figura 2, o sinal acústico de entrada é representado por  $u(t)$ , onde  $t$  é o tempo contínuo,  $r(t)$  é o chamado sinal de oclusão, resultante da transmissão da fala do usuário através das partes ósseas e cartilaginosas, denominada por  $H$ ,  $s(n)$  é o sinal de saída do sistema  $G$ , que representa o processamento realizado pelo aparelho auditivo,  $n$  é o instante de tempo discreto,  $d(n)$  é o sinal aplicado no alto-falante,  $m(n)$  é o sinal captado pelo microfone interno ao canal auditivo e  $\eta(t)$  é o ruído de medição independente dos demais sinais. O sinal de cancelamento  $y(n)$  é a saída do filtro adaptativo de resposta finita ao impulso, cujos coeficientes são dados por  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n) w_1(n) \dots w_{N-1}(n)]^T$ ,  $e(n)$  é o sinal de erro usado para atualizar  $\mathbf{w}(n)$  e  $\Delta$  é o atraso de controle devido ao processo de conversão digital-analógico. O filtro adaptativo utiliza a diferença entre o sinal de fala atrasado e o sinal atual no interior do canal auditivo  $m(n)$  para obter os coeficientes do controlador, de maneira que  $m(n)$  filtrado por  $\mathbf{w}(n)$  gere uma estimativa do sinal ocluído. Assim,  $y(n) = \hat{r}(n)$ .

### A. Equacionamento do problema

Os sinais apresentados na Figura 2 são definidos como:

$$\begin{cases} e(n) = s(n - \Delta) - m(n) \\ m(n) = d(n) + r(n) + \eta(n) \\ d(n) = s(n - \Delta) - y(n - \Delta) \\ y(n) = \sum_{j=0}^{M-1} w_j(n) m(n - j) \end{cases} \quad (1)$$

A partir de (1) chega-se em

$$\begin{aligned} m(n) = & - \sum_{j=0}^{M-1} w_j(n - \Delta) m(n - \Delta - j) \\ & + s(n - \Delta) + r(n) + \eta(n) \end{aligned} \quad (2)$$

ou ainda, sob a forma vetorial:

$$\mathbf{m}(n) = \boldsymbol{\theta}^T(n) \boldsymbol{\varphi}(n) \quad (3)$$

onde  $\boldsymbol{\theta}(n) = [-w_0(n-\Delta) \quad -w_1(n-\Delta) \quad \dots \quad -w_{N-1}(n-\Delta) \quad 1]^T$ ,  $\boldsymbol{\varphi}(n) = [m(n-\Delta) \quad m(n-\Delta-1) \quad \dots \quad m(n-\Delta-N+1) \quad z(n)]^T$  e  $z(n) = s(n-\Delta) + r(n) + \eta(n)$ . Observando-se a equação (3) verifica-se que o sinal  $m(n)$  pode ser interpretado a partir de um problema de estimação/predição de  $s(n-\Delta)$ , conforme a Figura 3. Dessa forma, a otimização dos coeficientes, pode ser tratada do ponto de vista do projeto de um filtro de resposta infinita ao impulso (IIR), porém, neste caso, com restrições associadas aos coeficientes disponíveis. Note que, em decorrência da realimentação, a superfície de desempenho pode apresentar a ocorrência de múltiplos mínimos que não sejam necessariamente globais.

### B. Estratégia de atualização

Diversas estratégias de atualização para filtros adaptativos realimentados podem ser encontradas na literatura [9]. Entretanto, aparelhos auditivos são caracterizados por significativas restrições na disponibilidade de recursos computacionais. Entre os algoritmos de menor custo computacional para atualização de filtros adaptativos IIR encontram-se os métodos baseados no gradiente, como, por exemplo, o LMS. Entretanto, em estruturas com realimentação, o LMS perde muito de seu atrativo em relação ao custo computacional, em decorrência da complexidade necessária para a estimação do gradiente. Associado a este fato existe a possibilidade da existência de mínimos locais (que podem paralisar o algoritmo), como também de problemas de instabilidade. O impacto dos mínimos locais no desempenho de filtros adaptativos IIR geralmente é amenizado por três situações descritas na literatura: (a) a utilização de um número grande de coeficientes geralmente diminui o número de mínimos locais, (b) erros na estimativa do gradiente podem permitir que o algoritmo adaptativo escape de mínimos locais, possibilitando a convergência para o mínimo global (embora essa característica tenha sido observada na prática, não são claras as condições necessárias para que isso ocorra [10]) e (c) diferentemente de problemas de identificação, em problemas de filtragem/predição os coeficientes podem estar sujeitos a erros substanciais sem que haja uma diminuição acentuada de desempenho [11].

Em [12] foi apresentada uma estratégia para adaptação de filtros recursivos que apresenta baixíssimo custo computacional. Embora tenha sido derivada heurísticamente, a partir do algoritmo LMS, os resultados práticos obtidos são bastante interessantes. Sua maior limitação, entretanto, é a fragilidade da estabilidade, o que tem limitado sua aplicação em situações práticas. A partir do exposto, decidiu-se utilizar como estratégia de atualização o algoritmo apresentado em [12] associado a uma restrição dos coeficientes, conhecida como Leaky-LMS [13], cuja função custo é dada por

$$J(n) = e^2(n) + \gamma \|\mathbf{w}(n)\|_2 \quad (4)$$

onde  $\gamma$  é o fator de vazamento. O parâmetro  $\gamma$  controla a norma do vetor de coeficientes, diminuindo o ganho de malha aberta

e portanto aumentando a margem de ganho. Dessa forma, a equação de atualização proposta é dada por

$$\mathbf{w}(n+1) = (1 - \mu\gamma)\mathbf{w}(n) + \mu e(n)\mathbf{m}(n - \Delta) \quad (5)$$

Em decorrência da variabilidade na potência instantânea de sinais de fala, diferentes estratégias de normalização do vetor de entrada  $\mathbf{m}(n)$  podem ser utilizadas [14].

## IV. MODELAGEM DO EFEITO DE OCLUSÃO

De forma a possibilitar a análise do desempenho do algoritmo proposto em condições próximas das encontradas em situações reais, inicialmente foi realizado um experimento para caracterizar o efeito de oclusão, representado pelo sistema  $H$ , apresentado na Figura 2. Foi construído, então, um molde sem abertura de ventilação com dois microfones próprios para aparelhos auditivos (tipo EM-2406-000, *Knowles Electronics*), um instalado na parte externa e outro na parte interna do canal auditivo. Um gravador profissional de dois canais (*MicroTrack-II 2496, M-Audio*), configurado para uma frequência de amostragem de 48 kHz, foi utilizado para adquirir e armazenar os sinais captados simultaneamente por ambos microfones. Um indivíduo utilizando o referido molde foi posicionado no interior de uma câmara semi-anechoica de 125 m<sup>3</sup> (volume livre), e a seguir solicitado a realizar a locução do fonema /o/ (cuja formante aproxima-se de 300 Hz). Para estimação da resposta ao impulso do efeito de oclusão, utilizou-se o procedimento convencional de identificação adaptativa, baseado no algoritmo NLMS, sendo que o sinal desejado correspondia ao sinal do microfone interno e o sinal de referência ao sinal do microfone externo. Verificada a convergência dos coeficientes, o processo de oclusão apresentou a resposta em frequência apresentada na Figura 4. Note-se o comportamento passa-baixas, como esperado, com sobrepico em 320 Hz, que provoca o efeito “voz em barril” desejado em sinais de voz processados pelo sistema obtido.

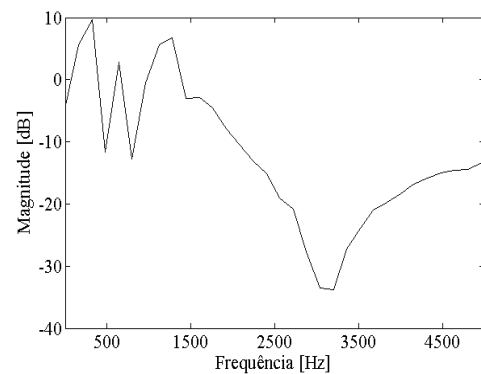


Figura 4 – Resposta em frequência do sistema H.

## V. SIMULAÇÕES

Essa seção apresenta resultados de simulações utilizando sinais sintéticos e sinais reais de fala para demonstrar a viabilidade e a funcionalidade da arquitetura proposta. O efeito de oclusão foi produzido a partir do sistema identificado na seção IV.

Com o objetivo de simplificar o processamento realizado pelo aparelho auditivo  $G$ , o mesmo foi determinado como um fator de amplificação simples ( $g$ ) e um atraso de

processamento ( $\alpha$ ) equivalente a 2 ms (visto que o atraso de processamento máximo tolerável em um aparelho auditivo é de aproximadamente 8 a 10 ms [16]), de tal forma que  $s(n) = g \cdot u(n-\alpha)$ . A seguir, são apresentados três exemplos de simulação, nos quais foi utilizado  $\mathbf{m}^T(n)\mathbf{m}(n)$  como fator de normalização da equação de atualização para realizar o controle automático de ganho do algoritmo.

No primeiro exemplo, foi utilizado um sinal de entrada  $u(n)$  sintético produzido de acordo com o programa *toolbox formant synthesizer* [15]. O sinal foi amostrado com uma taxa de 16 kHz e sua frequência fundamental encontra-se em aproximadamente 300 Hz. Os parâmetros utilizados para a simulação foram:  $N = 50$ ,  $\mu = 0,01$ ,  $\gamma = 0,005$ ,  $g = 1$ ,  $\Delta = 1$  e  $\alpha = 32$ . A convergência dos coeficientes foi obtida após cerca de um segundo. A Figura 5 apresenta a evolução de  $E\{[s(n-\Delta) - m(n)]^2\}$  (o erro quadrático médio entre o sinal desejado  $s(n-\Delta)$  e o sinal no interior do canal auditivo), com e sem o uso do cancelador, estimado através de 500 realizações. É possível verificar que a estrutura proposta reduz o efeito de oclusão em aproximadamente 9 dB. Diferentemente de [6], esta é uma redução global não associada apenas a uma frequência em específico.

No segundo e terceiro exemplos o sinal de entrada utilizado foi um sinal de fala real de um indivíduo de sexo masculino. Os parâmetros do cancelador foram os mesmos do exemplo anterior, porém com  $\gamma = 0,03$ . A diferença entre ambos reside no fato de que o terceiro exemplo avalia o desempenho do sistema proposto em um ambiente não-estacionário. Para tanto, foram feitas alterações dinâmicas no efeito de oclusão utilizando sistemas  $H$  diferentes a cada 0,1 s. Cada um destes foi gerado a partir do sistema  $H$  original multiplicado por um fator de ganho entre 0 e 6 dB, cuja variação seguiu uma função senoidal, com período de 1 segundo. O resultado foi avaliado de forma a garantir-se o efeito subjetivo de “voz em barril”.

A Figura 6 mostra a evolução de  $[s(n-\Delta) - m(n)]^2$  com e sem cancelador para os exemplos 2 e 3. Nota-se uma redução de cerca de 7,3 dB para um  $H$  fixo e aproximadamente 9,3 dB para a situação de  $H$  variável. Isso ocorre devido à capacidade de rastreamento do algoritmo utilizado. Embora tenha ocorrido uma redução maior para o caso não-estacionário, o menor erro absoluto é obtido para o caso estacionário. Aumentando-se o número de coeficientes de 50 para 100 e mantendo os outros parâmetros do cancelador, a redução passa a ser 8,5 dB para um  $H$  fixo e 9,7 dB para a situação de  $H$  variável. Exhaustivos testes demonstraram que a utilização do fator de vazamento permite a manutenção da estabilidade do algoritmo sem perda significativa de desempenho. Testes reais demonstraram que a arquitetura proposta não distorce o sinal da fala produzido por outros indivíduos, quando o usuário está em silêncio. Da mesma forma que no exemplo 1, esta é uma redução global e não está associada somente a uma determinada frequência. Para uma melhor visualização das curvas apresentadas na Figura 6, foi utilizado um filtro passa-baixas de resposta ao impulso infinita ( $c(n) = (1 - \tau) \cdot c(n-1) + \tau [s(n-\Delta) - m(n)]^2$ , para  $\tau = 10^{-5}$ ) aplicado aos erros quadráticos instantâneos obtidos com e sem o cancelador. Os instantes iniciais (0-25 s) foram retirados devido ao transitório do filtro.

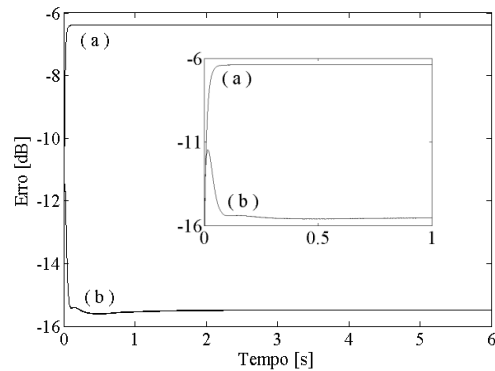


Figura 5 – Evolução média de  $E\{[s(n-\Delta) - m(n)]^2\}$  para um sinal de entrada sintético. (a) cancelador desligado, e (b) cancelador ligado. No detalhe, o primeiro segundo da evolução

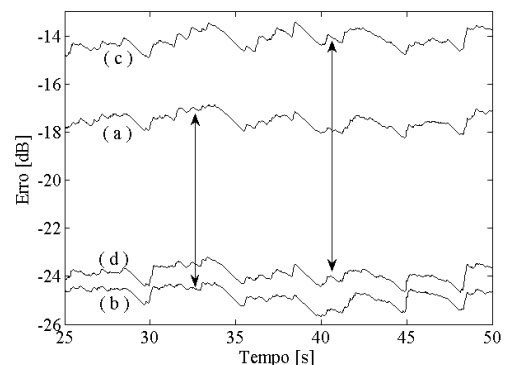


Figura 6 - Evolução de  $[s(n-\Delta) - m(n)]^2$  para um sinal de fala. Sistema  $H$  constante: (a) cancelador desligado, (b) cancelador ligado. Sistema  $H$  variável: (c) cancelador desligado, (d) cancelador ligado

## VI. MEDIDAS DE QUALIDADE

O desempenho do sistema proposto na redução do efeito de oclusão foi avaliado subjetivamente através da pontuação média MOS (*mean opinion score*) [18].

O método de avaliação subjetiva do tipo DCR (*degradation category rating*) foi feito com base no julgamento, onde 12 indivíduos pontuaram a qualidade do sinal de fala do segundo exemplo (fala real) apresentado na seção anterior (com e sem o uso do cancelador proposto) em uma faixa de 1 a 5. É feita então uma média com base nos resultados fornecidos pelos voluntários. Nesta escala, um resultado igual ou superior a 4 é considerado de boa qualidade. Embora seja um teste subjetivo, o MOS é o critério de qualidade de maior relevância na determinação de qualidade de fala, pois é obtido a partir da percepção humana [17]. A avaliação do MOS resultou em 91% (11/12) de satisfação com o sinal processado pelo sistema proposto em relação ao sinal não processado, apresentando uma superioridade média de 1,3 pontos, conforme a Tabela I. Os resultados obtidos indicam que o sistema proposto é capaz de proporcionar uma significativa redução da sensação de abafamento da fala provocada pelo efeito de oclusão.

Em um segundo momento, quatro critérios objetivos de qualidade de fala foram avaliados com relação à sua capacidade de quantificação do efeito de oclusão. Os critérios escolhidos foram: *weighted-spectral slope metric* (WSS), *Itakura-Saito measure* (IS), *cepstrum distance measure* (CEP)

e *perceptual evaluation of speech quality* (PESQ) [17]. Embora esses índices sejam baseados em diferentes conceitos, até o momento, no conhecimento dos autores, não foram publicados trabalhos sobre a efetividade de cada um destes no referido problema. O índice WSS leva em consideração a localização das formantes, sendo mais sensível à localização dos picos do que à sua altura. O CEP fornece uma estimativa do erro log-espectral entre dois sinais. O PESQ prioriza principalmente aspectos associados à distorções de codificação, ruídos, filtragem e atraso. De forma geral, apresenta elevada correlação com o teste MOS. Entretanto, como o efeito de oclusão é caracterizado pela amplificação de faixas estreitas em baixas frequências não é possível afirmar de forma preliminar se o efeito de oclusão é adequadamente quantificado por essa medida de qualidade. Finalmente, o IS leva em consideração alterações no nível global do espectro. Embora, em termos psicoacústicos, a diferença espectral global possua um efeito mínimo sobre a qualidade da fala este índice apresenta informação complementar aos demais. Os resultados obtidos através dos critérios objetivos foram apresentados na Tabela I conjuntamente com os resultados do teste MOS. Como pode ser observado, os índices objetivos de qualidade analisados se mantiveram em valores próximos independentemente do uso do cancelador proposto, discordando dos resultados subjetivos. Quando utilizados 100 coeficientes, o valor do índice WSS apresentou diferença com relação aos testes feitos com 50 coeficientes, porém, em termos de conforto e sensação acústica as duas situações não podem ser diferenciadas. Esses resultados preliminares indicam a fragilidade dos índices comumente utilizados em qualidade de fala para a avaliação do efeito de oclusão. Dessa forma, este tópico continua como um tema aberto de investigação.

TABELA I. CRITÉRIOS DE QUALIDADE.

	MOS	WSS	CEP	PESQ	IS
Cancelador desligado	2,7	17,3	1,5	3,4	0,05
Cancelador ligado $N = 50$	4	17,0	0,8	3,5	0,04
Cancelador ligado $N = 100$	4	9,1	0,6	3,5	0,02

## VII. CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou a proposta de um sistema adaptativo para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. Usuários com necessidade de elevada amplificação para compensação das perdas auditivas podem ser beneficiados pelo uso deste sistema devido à possibilidade de redução da abertura de ventilação, com a consequente diminuição das exigências sobre o sistema de cancelamento de realimentação. Resultados de simulação demonstraram a funcionalidade do sistema proposto em termos de capacidade de rastreamento, nível de cancelamento e estabilidade. Apesar de o filtro adaptativo apresentar uma ordem de coeficientes elevada existem DSPs dedicados, como a plataforma

Voyageur, que possui estrutura em hardware para aplicação de filtragem adaptativa, possibilitando a implementação com até 200 coeficientes [19]. A avaliação subjetiva das simulações realizadas apresentou elevado nível de satisfação em relação à diminuição do efeito de oclusão. A análise preliminar de quatro critérios objetivos para avaliação da qualidade de fala indicou a baixa sensibilidade dos mesmos ao fenômeno analisado, sugerindo a necessidade de investigação sobre novas métricas para quantificar o efeito de oclusão

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi financiado pelo Ministério da Ciência e Tecnologia (CNPq), projetos 559418/2008-6 e 303803/2009-6. Os autores agradecem à empresa Acústica Amplivox pelo apoio a este trabalho.

## REFERÊNCIAS

- [1] M. Valente. *Hearing aids: standards, options, and limitations*. Thieme Medical Pub, 2002.
- [2] H. Dillon, *Hearing aids*. Boomerang press, 2001.
- [3] J. Benesty, M. Sondhi, and Y. Huang. *Springer handbook of speech processing*. Springer Verlag, 2008.
- [4] J. Zwislocki. Acoustical attenuation between the ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 25, no. 4, pp. 752-759, 1953.
- [5] K. Chung, "Challenges and recent developments in hearing aids - Part II. Feedback and occlusion effect reduction strategies, Laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies," *Trends in Amplification*, vol. 8, no. 4, pp. 125-164, 2004.
- [6] J. Mejia, H. Dillon, and M. Fisher, "Active cancellation of occlusion: an electronic vent for hearing aids and hearing protectors," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 124, no. 1, pp. 235-240, 2008.
- [7] J. Mejia, H. Dillon, and M. Fisher, *Acoustically transparent occlusion reduction system and method*, US Patent 2008/0063228, 2008.
- [8] M. R. Stinson and G. A. Daigle, "Transverse pressure distributions in a simple model ear canal occluded by a hearing aid test fixture," *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 121, no. 6, pp. 3689-3702, 2007.
- [9] P.S.R. Diniz *Adaptive Filtering: Algorithms and Practical Implementation*, Springer, terceira edição, 2010.
- [10] J.J. Shynk, "Adaptive IIR Filtering", *IEEE ASSP Magazine*, pp.4-21, 1989.
- [11] M.G. Larimore, J.R. Treichler, C.R. Johnson Jr., "Sharf: An algorithm for adapting IIR digital filters", *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, vol. ASSP-28, no.4, pp.428-440, 1980.
- [12] P.L. Feintuch, "An adaptive recursive LMS filter", *Proceedings of the IEEE*, pp.1622-1624, 1976.
- [13] K. Mayyas and T. Aboulnasr, "Leaky LMS Algorithm: MSE Analysis for Gaussian Data", *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol-45, no. 4, April 1997.
- [14] J.E. Greenberg, "Modified LMS algorithms for speech processing with an adaptive noise canceller," *IEEE Transaction on Speech and Audio Processing*, vol. 6, no. 4, pp. 338-351, 1998.
- [15] D. G. Childers. *Speech Processing and Synthesis Toolboxes*. John Wiley & Sons, 2000.
- [16] K. Chung, "Challenges and recent developments in hearing aids - Part I. Speech understanding in noise, microphone technologies and noise reduction algorithms," *Trends in Amplification*, vol. 8, no. 4, pp. 83-124, 2004.
- [17] P.C. Loizou, *Speech enhancement: theory and practice*, CRC, 2007
- [18] ITU-T Recommendation P.800. *Methods for subjective determination of transmission quality* (formerly Rec. P.80), 1996.
- [19] Gennum. Voyageur TD Getting Started User Manual, 2006.