

# UM CONTROLADOR ADAPTATIVO NÃO-REALIMENTADO PARA A REDUÇÃO DO EFEITO DE OCLUSÃO EM APARELHOS AUDITIVOS

Renata C. Borges, Márcio H. Costa

Programa de Pós-Graduação em Eng. Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina

e-mail: renata@lpds.ufsc.br, costa@eel.ufsc.br

**Abstract:** The occlusion-effect is a common complaint of hearing aid users wearing small-vented or unvented gadgets. It is characterized by a muffled version of the user's own voice. The traditional method to reduce occlusion is to enlarge the mould ventilation opening. Such procedure may give rise to acoustic feedback between loudspeaker and microphone, resulting in an annoying whistling. Recently, fixed and adaptive feedback controllers have been proposed for occlusion-effect reduction. Despite their effectiveness, such strategies may present performance surfaces with multiple minima, which are not necessarily global, limiting the canceller performance. This paper proposes a feedforward adaptive active-noise-control based strategy to reduce the occlusion-effect in unvented hearing aids. Simulation examples and subjective experiments show improved performance of the proposed method in terms of steady-state cancellation and subjective quality as compared to a previously developed feedback technique.

**Palavras-chave:** Aparelhos auditivos, Filtragem adaptativa, LMS, Oclusão.

## Introdução

A deficiência auditiva, também conhecida como surdez, consiste na perda parcial ou total da capacidade de audição de um indivíduo [1]. De forma geral, essa limitação pode ser compensada pela utilização de aparelhos auditivos. Esses dispositivos são projetados não apenas para amplificar o campo acústico nas adjacências do ouvido, mas também para aumentar a inteligibilidade e o conforto acústico do usuário [2]. Apesar do avanço da tecnologia digital, estudos recentes relatam a insatisfação dos usuários com relação a diferentes aspectos, entre eles: a amplificação do ruído ambiente [3], a realimentação acústica [4] e o efeito de oclusão [5]. Essas características tendem a reduzir o tempo de uso diário do aparelho pelos usuários.

A realimentação acústica decorre do acoplamento acústico entre o alto-falante e o microfone do aparelho auditivo [3] e se manifesta na forma de um apito estridente que causa desconforto físico ao usuário [5] [6], podendo ser ouvido por pessoas no seu entorno. A prevenção da realimentação acústica usualmente é realizada através da limitação do ganho máximo do dispositivo, da utilização de canceladores ativos de realimentação ou

do estreitamento ou fechamento do canal auditivo por um molde (de forma a aumentar a impedância acústica entre alto-falante e microfone). Embora o estreitamento ou fechamento do canal auditivo seja o método mais usual e efetivo, sua utilização resulta no chamado efeito de oclusão. O efeito de oclusão ocorre quando o aparelho auditivo, posicionado na porção cartilaginosa do canal, 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 a 500 Hz) e fazendo com que o usuário ouça sua própria voz de forma abafada [3]. O completo fechamento do canal auditivo pode produzir aumento de 20 a 30 dB em sons de baixa frequência [3]. Para evitar a percepção de oclusão são necessárias aberturas de ventilação com diâmetros iguais ou maiores a 3,5 mm [1].

Este trabalho apresenta uma nova estratégia para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos sem abertura de ventilação. Diferentemente dos trabalhos anteriores apresentados na literatura [1] [7], propõe-se o uso de uma estrutura não-realimentada, cujos coeficientes são atualizados em tempo real por um algoritmo adaptativo. A inexistência de realimentação na estrutura do controlador resulta em uma superfície de desempenho quadrática (em função dos coeficientes do controlador), evitando a existência de mínimos locais [8]. Simulações computacionais e experimentos subjetivos demonstram a viabilidade do método proposto, apresentando um aumento de desempenho, em termos de redução do efeito de oclusão em regime permanente, quando comparado a uma estrutura de controle realimentada previamente apresentada na literatura [7].

## Modelagem física do sistema de redução de oclusão

A Figura 1 apresenta uma descrição em blocos do sistema físico de redução de oclusão. Os sinais acústicos envolvidos  $v(n)$  e  $z(n)$ , representando a fala do usuário e ruído externo, respectivamente, são modelados por processos aleatórios autoregressivos (AR) [4], definidos como  $H_1$  e  $H_2$ , respectivamente, onde  $\zeta(n)$  e  $\nu(n)$  são

processos aleatórios independentes, gaussianos brancos. O ruído externo aditivo  $z(n)$  é composto por ruído ambiente e fala humana externa [9]. O atraso  $q^{-\delta}$  representa o tempo de transmissão acústica do sinal de fala entre o sistema fonador do usuário do aparelho auditivo e o microfone externo.

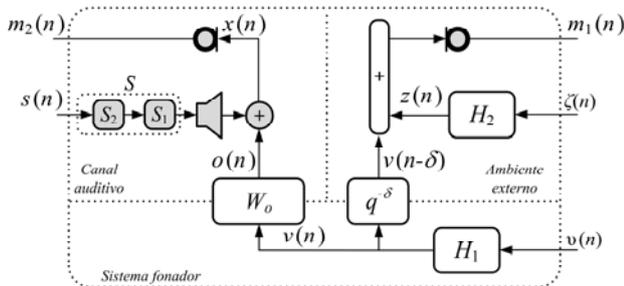


Figura 1 - Estrutura física do sistema de redução de oclusão.

Os processos de filtragem relacionados à conversão digital-analógica (filtro de reconstrução, pré-amplificador e alto-faltante) são denominados de caminho direto e representados pelo sistema  $S_1$ . As mudanças impostas por  $S_1$  no sinal  $s(n)$  podem afetar significativamente o desempenho do sistema de controle [10]. De forma a reduzir esse efeito, é incluído previamente a  $S_1$  um equalizador  $S_2$  [7]. A composição de ambos os sistemas pode ser representada, aproximadamente, por um atraso de  $\Delta$  amostras [10]. Dessa forma, o caminho direto compensado é definido como  $S \cong q^{-\Delta}$ . Os processos de filtragem associados à conversão analógica-digital são considerados desprezíveis, principalmente pelo fato de que a resposta em frequência dos microfones é aproximadamente plana ao longo de todo o espectro [11]. Neste trabalho assume-se o completo fechamento do canal auditivo e, portanto, o efeito de realimentação acústica é considerado desprezível. Os sinais captados pelos microfones externo e interno são, respectivamente, dados por:

$$m_1(n) = v(n - \delta) + z(n) \quad (1)$$

$$m_2(n) = s(n - \Delta) + o(n) \quad (2)$$

em que  $s(n - \Delta)$  é o sinal de saída do aparelho auditivo e  $o(n) = \mathbf{v}^T(n) \mathbf{w}_o$  representa o sinal de oclusão, sendo  $\mathbf{w}_o = [w_{o1} \ w_{o2} \ \dots \ w_{oN}]^T$  a resposta ao impulso do sistema de oclusão  $W_o$  e  $\mathbf{v}(n) = [v(n) \ v(n-1) \ \dots \ v(n-N+1)]^T$ .

**Materiais e métodos**

A Figura 2 apresenta o diagrama em blocos da estrutura de controle não-realimentada proposta. Neste sistema,  $G$  representa o processamento convencional dos aparelhos auditivos (microfones direcionais, compensação em frequência, redução de ruído e compressão dinâmica) e  $\mathbf{w}(n) = [w_o(n) \ w_1(n-1) \ \dots \ w_{N-1}(n)]^T$  representa a resposta ao impulso do controlador no instante  $n$ .

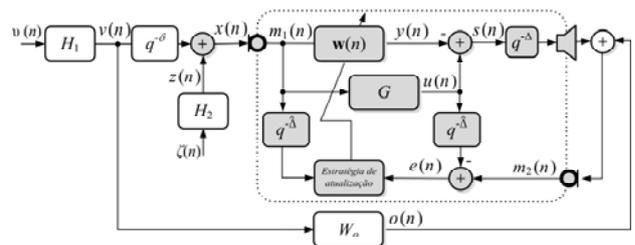


Figura 2 – Sistema adaptativo para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos.

O conjunto de coeficientes do controlador ótimo  $\mathbf{w}^*$  pode ser obtido minimizando o erro quadrático médio entre o som no interior do canal auditivo e o sinal resultante do processamento desejado, levando-se em consideração os efeitos do caminho direto compensado. Desse forma, o sinal de erro é dado por:

$$e(n) = m_2(n) - G\{m_1(n)\}q^{-\hat{\Delta}} \quad (3)$$

Assumindo-se um vetor de coeficientes fixo  $\mathbf{w}$ , utilizando-se (1), (2), a definição de  $s(n)$

$$s(n) = G\{m_1(n)\} - \mathbf{m}_1^T(n) \mathbf{w} \quad (4)$$

e  $\mathbf{m}_1 = \mathbf{v}(n - \delta) + \mathbf{z}(n)$  em (3), obtém-se:

$$e(n) = G\{m_1(n)\}q^{-\hat{\Delta}} - G\{m_1(n)\}q^{-\Delta} + \mathbf{v}^T(n) \mathbf{w}_o - \mathbf{v}^T(n - \delta - \Delta) \mathbf{w} - \mathbf{z}^T(n - \Delta) \mathbf{w} \quad (5)$$

sendo  $\mathbf{z}(n) = [z(n) \ z(n-1) \ \dots \ z(n-N+1)]^T$ . Assumindo-se em (5) que  $\hat{\Delta} \cong \Delta$  resulta em

$$e(n) \cong \mathbf{v}^T(n) \mathbf{w}_o - \mathbf{v}^T(n - \delta - \Delta) \mathbf{w} - \mathbf{z}^T(n - \Delta) \mathbf{w} \quad (6)$$

Elevando-se (6) ao quadrado e tomando-se seu valor esperado obtém-se a seguinte função custo:

$$E\{e^2(n)\} = \mathbf{w}_o^T \mathbf{R}_v \mathbf{w}_o - 2 \mathbf{w}_o^T \mathbf{R}_{v_{\delta+\Delta}} \mathbf{w} + \mathbf{w}^T \mathbf{R}_z \mathbf{w} \quad (7)$$

em que

$$\mathbf{R}_x = E\{\mathbf{v}(n) \mathbf{v}^T(n)\} + E\{\mathbf{z}(n) \mathbf{z}^T(n)\} \quad (8)$$

$$\mathbf{R}_{v_{\delta+\Delta}} = E\{\mathbf{v}(n - \delta - \Delta) \mathbf{v}^T(n)\} \quad (9)$$

Para a obtenção de (7) assumiu-se a independência entre  $v(n)$  e  $z(n)$ , que os sistemas envolvidos são aproximadamente invariantes no tempo e que os sinais são estacionários em uma determinada janela de tempo.

Avaliando-se o gradiente de (7), em relação ao vetor de coeficientes  $\mathbf{w}$ , e igualando-o à zero, obtém-se o vetor de coeficientes ótimo que minimiza a função custo:

$$\mathbf{w}^* = \mathbf{R}_x^{-1} \mathbf{R}_{v_{\delta+\Delta}} \mathbf{w}_o \quad (10)$$

A análise de (10) indica que na ausência de fala do usuário do aparelho auditivo (inexistência de oclusão)  $\mathbf{w}^* \rightarrow \mathbf{0}$ . No caso em que não há ruído externo e  $\delta + \Delta \cong 0$  então  $\mathbf{w}^* \rightarrow \mathbf{w}_o$ . Para outras situações a solução ótima será uma transformação linear do vetor de oclusão.

**Estratégia de atualização** – Em decorrência do comportamento variante no tempo de  $W_o$ , dos atrasos de propagação envolvidos e do comportamento não-estacionário da fala, o ajuste do vetor de coeficientes do controlador é realizado a cada nova amostra através do algoritmo *Delayed Normalized Least Mean Square* (DNLMS), cuja equação de atualização é dada por [10]:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu \frac{e(n)\mathbf{m}_1(n-\Delta)}{\mathbf{m}_1^T(n-\Delta)\mathbf{m}_1(n-\Delta)} \quad (11)$$

em que  $\mu$  é o passo de convergência. O algoritmo DNLMS apresenta robustez à variações da potência do sinal de entrada e maior estabilidade, quando comparado ao algoritmo NLMS convencional, para atrasos de propagação associados ao caminho direto ( $\Delta$ ). Note-se que embora o controlador apresente uma estrutura não-realimentada, o mesmo não se aplica à estratégia de adaptação de seus parâmetros.

**Estimação do efeito de oclusão** – Para fins de simulação e verificação de desempenho da estratégia proposta, a resposta ao impulso do efeito de oclusão foi estimada a partir de um experimento realizado em uma câmara semi-anecóica (aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Catarina, processo 2358 e FR476756). Neste experimento, com o molde posicionado no ouvido, um voluntário sem histórico de limitações auditivas foi solicitado a pronunciar e manter a locução do fonema /i/. Os sinais do microfone interno e de um microfone adicional localizado a frente da boca foram adquiridos por uma placa Blackfin ADSP-BF537 *EZ-Kit Lite* com frequência de amostragem de 16 kHz. Trechos de potência aproximadamente constante foram selecionados e utilizados para identificação do sistema de oclusão utilizando o algoritmo NLMS convencional em uma topologia de identificação [12], sendo o sinal do microfone interno ao canal auditivo mapeado como sinal desejado e o sinal do microfone externo como sinal de referência. Este processo foi realizado no programa Matlab. A resposta ao impulso obtida resultou em um atraso de propagação entre trato vocal e canal auditivo menor que 1 amostra e, portanto, foi utilizado  $\delta = 0$ .

**Simulação** – De forma a verificar o desempenho da estrutura proposta, dois experimentos comparativos, em relação à estrutura realimentada apresentada em [7], são apresentados. Em ambos os casos, o caminho direto compensado foi representado por um atraso de 50 amostras [7], o ruído ambiente foi considerado inexistente e a compensação realizada pelo aparelho auditivo foi representada por um ganho unitário. No primeiro experimento, os parâmetros de projeto foram definidos, por tentativas exaustivas, para a obtenção da mesma taxa de convergência para ambos os controladores. No segundo experimento, os parâmetros foram definidos de forma que os sinais processados apresentassem a melhor qualidade possível segundo o critério subjetivo do projetista e garantia de estabilidade do sistema. Foram avaliadas as seguintes faixas e incrementos para a determinação dos parâmetros de projeto: Número de coeficientes ( $N$ ): de 100 a 300 em passos de 50; Passo de convergência ( $\mu$ ): de 0 a 0,1 em passos de 0,01; Fator de escorregamento ( $\gamma$ ): de 0 a 0,1 em passos de 0,01. Os parâmetros dos controladores são apresentados na Tabela 1.

No primeiro experimento, o sinal de fala do usuário foi simulado por um modelo AR. Os coeficientes de  $H_1$  foram estimados através do método de Burg [13] com

ordem  $L = 21$  para o fonema vozeado /i/. A quase-estacionariedade deste tipo de sinal permite a avaliação quantitativa do desempenho dos controladores.

Tabela 1 - Parâmetros dos controladores,  $\hat{\Delta} = 50$ .

	Realimentado [7]			Não-realimentado	
	$N$	$\mu$	$\gamma$	$N$	$\mu$
Experimento 1	100	0,01	0,04	150	0,01
Experimento 2	250	0,01	0,06	250	0,01

No segundo experimento foi utilizado um sinal de fala real de um indivíduo de sexo masculino. Os sinais processados por ambos os controladores e o sinal filtrado pela resposta ao impulso de oclusão foram apresentados a 5 voluntários, sem histórico ou reclamações de problemas auditivos, por meios de um alto-falante marca *Sennheiser HD202*. Os voluntários foram orientados a indicar em um eixo horizontal, cujos extremos estão definidos entre -5 (pior) e 5 (melhor) a satisfação subjetiva com relação aos diferentes pares de sinais. Foram realizados 3 experimentos para cada par de avaliação.

## Resultados

Na Figura 3 são apresentados resultados das simulações de Monte Carlo para o erro quadrático médio entre os sinais captados pelos microfones interno e externo para o primeiro experimento. Trechos de 6,25 s de duração foram selecionados, totalizando 5000 realizações.

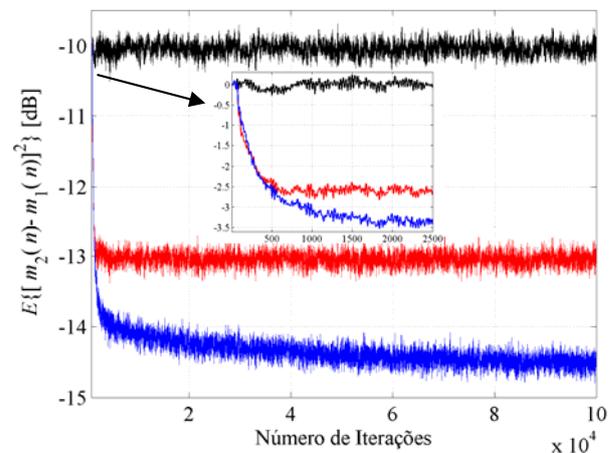


Figura 3 – Simulações de Monte Carlo para o primeiro experimento: o cancelador desligado (preto), o controlador realimentado (vermelho) e o controlador não-realimentado (azul). No detalhe são apresentadas as primeiras iterações.

Na Figura 4 é apresentado o espectro de potência dos seguintes sinais obtidos no segundo experimento: fala do usuário; fala submetida ao efeito de oclusão; fala processada pelo controlador realimentado; e fala processada pelo controlador não-realimentado. Para a estimação do espectro de potência foram utilizados 500 segmentos de 20 ms com 50% de sobreposição e a transformada rápida de Fourier (1024 bins). As médias das avaliações subjetivas feitas com os 5 voluntários são apresentadas na Tabela 2. Nenhuma avaliação pareada

indicou diminuição de qualidade do sinal de fala submetido ao efeito de oclusão após o processamento por um dos controladores.

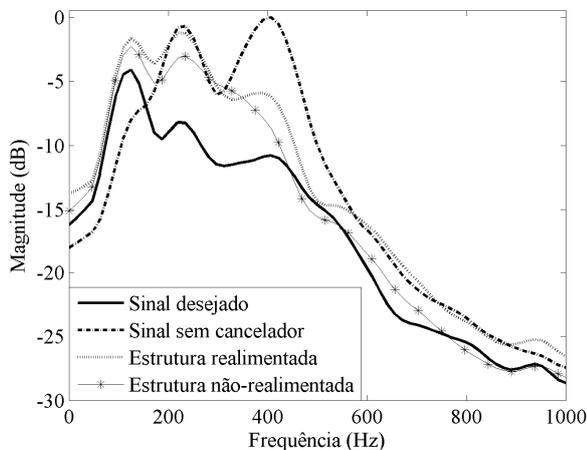


Figura 4 – Espectro de potência dos sinais de fala.

Tabela 2 – Avaliação subjetiva. Sinal real.

	Voluntários				
	a	b	c	d	e
Realimentado	2,41	1,76	0,91	2,23	1,56
Não-realimentado	2,13	2,13	1,23	2,73	2,43

## Discussão

Os resultados obtidos na Figura 3 mostram que, para uma mesma taxa de convergência, definida pelo conjunto de parâmetros de projeto utilizado, a estrutura proposta apresenta um erro em regime 1,5 dB menor que o da estrutura realimentada. Testes exaustivos, dentro da faixa de parâmetros utilizadas, resultaram invariavelmente em menor erro em regime permanente para a estrutura proposta. Isso se deve, provavelmente, aos atrasos envolvidos no processo de atualização dos coeficientes.

Na Figura 4 verifica-se que a estrutura não-realimentada obteve uma redução de 1,6 dB em relação à estrutura realimentada nas faixas de frequências em torno de 150 e 250 Hz e de 2,3 dB em relação ao sinal não processado. Nas adjacências da frequência de 400 Hz o sistema proposto apresentou uma vantagem de 2,5 dB na redução do efeito de oclusão em relação à estrutura realimentada.

A avaliação subjetiva resultou em 80% (4/5 voluntários) de satisfação com o sinal processado pelo método proposto em relação ao controlador realimentado, apresentando uma superioridade média de 0,52 pontos.

Os resultados obtidos para os dois experimentos apresentados concordam na indicação de que a estrutura proposta, quando comparada ao sistema apresentado em [7], apresenta melhor desempenho quantitativo, em termos de erro em regime permanente, e qualitativo, no que diz respeito à percepção humana.

## Conclusão

Este trabalho apresentou uma proposta de controlador adaptativo não-realimentado para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos sem duto de ventilação. Resultados de simulação utilizando sinais artificiais indicam não apenas a funcionalidade do sistema proposto como também um melhor desempenho em regime permanente em comparação a uma estrutura realimentada já existente. Experimentos subjetivos com sinais reais corroboram os resultados quantitativos, apresentando um nível de satisfação maior com a redução do efeito de oclusão obtida pelo sistema proposto.

## Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo CNPq 304832/2012-0.

## Referências

- [1] J. Mejia, H. Dillon e M. Fisher, "Active cancellation of occlusion: An electronic vent for hearing aids and hearing protectors", *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 124, pp. 235, 2008.
- [2] H. Dillon, *Hearing aids*, Thieme, 2001.
- [3] 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, n. 4, pp. 125-164, 2004.
- [4] A. Spriet, I. Proudler, M. Moonen e J. Wouters, "Adaptive feedback cancellation in hearing aids with linear prediction of the desired signal", *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 53, n. 10, pp. 3749-3763, 2005.
- [5] S. Kochkin, "Marketrak vii: Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age", *The Hearing Journal*, vol. 58, n. 9, pp. 30-43, 2005.
- [6] V. Hamacher, J. Chalupper, J. Eggers, E. Fischer, U. Kornagel, H. Puder e U. Rass, "Signal processing in high-end hearing aids: state of the art, challenges, and future trends", *EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005*, pp. 2915-2929, 2005.
- [7] R.C. Borges, M.H. Costa, J.A. Cordioli e L.F.C. Cardoso, "An adaptive occlusion canceller for hearing aids", *Proceedings of the European Signal Processing Conference*, pp. 1-5, 2013.
- [8] P.S. Diniz, *Adaptive Filtering*, Boston, MA: Kluwer, 1997.
- [9] M.H. Costa, "A complementary low-cost method for broadband noise reduction in hearing aids for medium to high SNR levels", *Computers in biology and medicine*, vol. 46, pp. 29-41, 2014.
- [10] S.M. Kuo e D.R. Morgan, *Active Noise Control Systems: algorithms and DSP implementations*, John Wiley & Sons, Inc, 1996.
- [11] Knowles Electronics, *Knowles Microphone FG-23329*, 2005.
- [12] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Prentice Hall, 2002.
- [13] J.P. Burg, *A new analysis technique for time series data*. NATO Advanced Study Institute on Signal Processing, Enschede, 1968.