

Redução de ruído em aparelhos auditivos binaurais baseada no MWF e na coerência interaural

Johnny Werner, Márcio H. Costa e Fábio P. Itturriet

Resumo—O filtro de Wiener multicanal (MWF) tem sido extensivamente utilizado para redução de ruído em aparelhos auditivos binaurais. Entretanto, apresenta a desvantagem de distorcer as pistas acústicas do ruído residual, alterando a percepção da localização da fonte sonora pelo usuário. Este trabalho propõe uma variação do MWF baseada na coerência interaural. Resultados preliminares indicam que o novo método permite a preservação do cenário acústico original ao custo de uma diminuição controlada da capacidade de redução de ruído do MWF convencional.

Palavras-Chave — *Aparelhos auditivos binaurais, MWF, redução de ruído, coerência interaural.*

Abstract—The multichannel Wiener filter (MWF) has been extensively applied to noise reduction in binaural hearing aids. However, its major drawback is the distortion of the binaural cues of the residual noise, changing the perception of the original acoustic source localization by the user. This work proposes a new MWF variation based on the interaural coherence. Preliminary results indicate the new method preserves the original acoustic scenario with a controlled noise reduction degradation as compared to the conventional MWF.

Keywords — *Binaural hearing aids, MWF, noise reduction, interaural coherence.*

I. INTRODUÇÃO

Aparelhos auditivos são dispositivos que têm como função a compensação de perdas na audição humana [1]. Em sua forma digital são constituídos por subsistemas capazes de realizar diversas funções adicionais, como, por exemplo: redução de ruído, ênfase da fala, compressão dinâmica, cancelamento de realimentação e redução do efeito de oclusão [1] [2]. Os chamados aparelhos auditivos binaurais são aqueles que permitem o compartilhamento dos sinais captados nos microfones dos aparelhos de ambas as orelhas, possibilitando a utilização de informação espacial adicional [1] [3].

Sistemas de redução de ruído em aparelhos auditivos agregam importantes contribuições na qualidade sonora e inteligibilidade da fala. Sua eficiência pode ser diretamente associada ao tempo de utilização dos aparelhos pelo usuário. Entre as diversas técnicas de redução de ruído, o filtro de Wiener multicanal (MWF) tem sido amplamente estudado, servindo como padrão ouro na comparação de desempenho com novos métodos. Apesar de prover significativo aumento da razão sinal-ruído (SNR), tem como principal desvantagem a distorção das pistas binaurais do ruído residual, prejudicando a percepção do cenário acústico original no qual o usuário está inserido.

A distorção do cenário acústico espacial representa um importante problema para o usuário de aparelhos auditivos,

dificultando a identificação da origem de fontes sonoras no ambiente, podendo, inclusive, colocar o usuário em situações de risco. Na tentativa de superar essa desvantagem, diferentes estratégias foram propostas [4]-[9].

As principais pistas binaurais utilizadas por seres humanos na determinação do azimute da direção de chegada são a diferença de nível interaural (ILD – *Interaural Level Difference*) e a diferença de tempo interaural (ITD – *Interaural Time Difference*) [5] [10]. Entretanto, foi demonstrado em [11] e [12] que a coerência interaural (IC – *Interaural Coherence*) é determinante para a localização em ambientes reverberantes, uma vez que determina a confiabilidade das pistas acústicas.

A utilização da IC em conjunto com o MWF foi proposta originalmente em [5] através do MWF-IC. Essa técnica minimiza as diferenças da IC entre os sinais de entrada (sinais recebidos nos microfones) e saída (sinais processados), tendo como objetivo a preservação das características espaciais originais de ruído difuso. Em [6], foi demonstrado que o MWF-IC também pode ser utilizado para preservar, de forma eficiente, a ITD de uma fonte de ruído pontual.

O presente trabalho propõe uma nova variação do MWF para preservação das pistas acústicas do ruído residual. Esse método é denominado MWF-CB (CB – *Coherence-Based*). Diferentemente do MWF-IC, o MWF-CB minimiza o inverso do módulo da IC do ruído residual.

Ao longo desse texto, letras maiúsculas e minúsculas em negrito representam, respectivamente, matrizes e vetores. Escalares são apresentados em itálico.

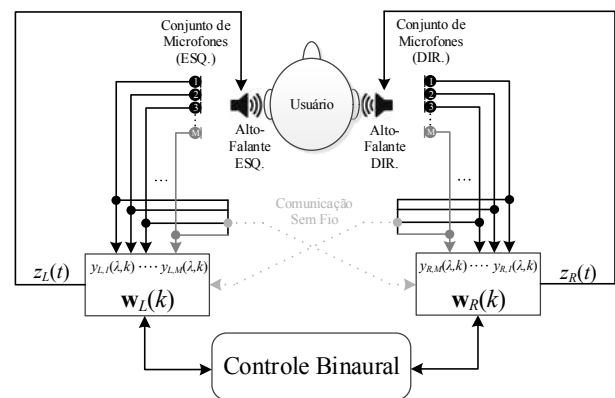


Fig. 1. Configuração do sistema binaural.

II. MODELOS DE SINAIS E SISTEMA

Considere o sistema de redução de ruído apresentado na Fig. 1, no qual são utilizados dois aparelhos auditivos com

Johnny Werner, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco-PR; Márcio H. Costa, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis-SC; Fábio P. Itturriet, Instituto Federal Sul Riograndense, Charqueadas-RS. E-mails: werner@utfpr.edu.br, costa@eel.ufsc.br e fabioitturriet@charqueadas.ifsul.edu.br. Este trabalho foi parcialmente financiado pelo CNPq, através dos projetos 304867/2015-2 e 315020/2018-0.

tecnologia binaural (capazes de transmitir e receber sinais do dispositivo contralateral), compostos por um conjunto de M_L microfones no aparelho esquerdo (L) e M_R microfones no aparelho direito (R). Assume-se que o campo acústico presente no ambiente é gerado a partir de duas fontes pontuais, uma de interesse $x(t)$ e outra interferente $v(t)$, ambas com posição fixa (ou lentamente variantes) em uma janela de tempo. A representação dos sinais no domínio da frequência é feita através da Transformada de Fourier de Tempo Curto (STFT – *Short-Time Fourier Transform*) de N bins. Para uma frequência de amostragem de f_s amostras por segundo, para cada *frame* de tempo λ e frequência k , os sinais recebidos são definidos como

$$\begin{aligned} y_{L,l}(\lambda, k) &= x_{L,l}(\lambda, k) + v_{L,l}(\lambda, k) \\ y_{R,r}(\lambda, k) &= x_{R,r}(\lambda, k) + v_{R,r}(\lambda, k) \end{aligned} \quad (1)$$

em que x é o sinal de fala e v é o ruído, com $l = 1, \dots, M_L$ e $r = 1, \dots, M_R$. O conjunto desses sinais pode ser expresso na forma vetorial como

$$\mathbf{y}(\lambda, k) = \mathbf{x}(\lambda, k) + \mathbf{v}(\lambda, k) \quad (2)$$

em que $\mathbf{y}(\lambda, k) = [y_{L,1}(\lambda, k) \dots y_{L,M_L}(\lambda, k) \ y_{R,1}(\lambda, k) \dots y_{R,M_R}(\lambda, k)]^T$, $\mathbf{x}(\lambda, k) = [x_{L,1}(\lambda, k) \dots x_{L,M_L}(\lambda, k) \ x_{R,1}(\lambda, k) \dots x_{R,M_R}(\lambda, k)]^T$ e $\mathbf{v}(\lambda, k) = [v_{L,1}(\lambda, k) \dots v_{L,M_L}(\lambda, k) \ v_{R,1}(\lambda, k) \dots v_{R,M_R}(\lambda, k)]^T$ são vetores com dimensão $M \times 1$ com $M = M_L + M_R$.

Considerando vetores determinísticos \mathbf{q}_L e \mathbf{q}_R , ambos com dimensões $M \times 1$, compostos por 1 no elemento correspondente ao respectivo microfone de referência da esquerda/direita e zeros nos demais elementos, os sinais de referência dos aparelhos auditivos podem ser descritos como

$$\begin{aligned} y_{L,ref}(\lambda, k) &= x_{L,ref}(\lambda, k) + v_{L,ref}(\lambda, k) = \mathbf{q}_L^T \mathbf{y}(\lambda, k) \\ y_{R,ref}(\lambda, k) &= x_{R,ref}(\lambda, k) + v_{R,ref}(\lambda, k) = \mathbf{q}_R^T \mathbf{y}(\lambda, k) \end{aligned} \quad (3)$$

Os sinais de saída esquerdo/direito dos aparelhos auditivos após o processamento são definidos por

$$\begin{aligned} z_L(\lambda, k) &= \mathbf{w}_L^H(\lambda, k) \mathbf{y}(\lambda, k) \\ z_R(\lambda, k) &= \mathbf{w}_R^H(\lambda, k) \mathbf{y}(\lambda, k) \end{aligned} \quad (4)$$

em que $\mathbf{w}_L(\lambda, k)$ e $\mathbf{w}_R(\lambda, k)$ são os vetores de coeficientes esquerdo e direito do filtro multicanal de redução de ruído, ambos com dimensão $M \times 1$.

III. FILTRO DE WIENER MULTICANAL

A função custo do MWF binaural é dada por [13] [14]

$$J_W(k) = \mathbb{E} \left\{ \left\| \begin{bmatrix} x_{L,ref}(\lambda, k) - \mathbf{w}_L^H(k) \mathbf{y}(\lambda, k) \\ x_{R,ref}(\lambda, k) - \mathbf{w}_R^H(k) \mathbf{y}(\lambda, k) \end{bmatrix} \right\|^2 \right\} \quad (5)$$

em que $\mathbb{E} \{ \cdot \}$ é o operador valor esperado e $\| \cdot \|^2$ o quadrado da norma euclidiana. A equação (5) pode ser escrita como [6]

$$\begin{aligned} J_W(k) &= \mathbf{q}_L^T \Phi_{xx}(k) \mathbf{q}_L + \mathbf{q}_R^T \Phi_{xx}(k) \mathbf{q}_R - \mathbf{q}_L^T \Phi_{xx}(k) \mathbf{w}_L(k) \\ &\quad - \mathbf{q}_R^T \Phi_{xx}(k) \mathbf{w}_R(k) - \mathbf{w}_L^H(k) \Phi_{xx}(k) \mathbf{q}_L \\ &\quad - \mathbf{w}_R^H(k) \Phi_{xx}(k) \mathbf{q}_R + \mathbf{w}_L^H(k) \Phi_{yy}(k) \mathbf{w}_L(k) \\ &\quad + \mathbf{w}_R^H(k) \Phi_{yy}(k) \mathbf{w}_R(k) \end{aligned} \quad (6)$$

em que as matrizes de coerência $\Phi_{xx}(k) = \mathbb{E} \{ \mathbf{x}(\lambda, k) \mathbf{x}^H(\lambda, k) \}$ e $\Phi_{yy}(k) = \mathbb{E} \{ \mathbf{y}(\lambda, k) \mathbf{y}^H(\lambda, k) \}$ são assumidas hermitianas positivo-

definidas.

A. MWF-IC

Em [5] foi proposto o MWF-IC para redução de ruído com preservação da característica dispersiva de campos sonoros difusos. Sua função custo foi definida como

$$J_C(k) = J_W(k) + \alpha_C(k) J_{IC}^v(k) \quad (7)$$

em que o parâmetro $\alpha_C(k)$ é um fator (dependente da frequência) que pondera a importância da preservação da localização espacial em comparação ao esforço de redução de ruído. O termo auxiliar $J_{IC}^v(k)$ é definido como o módulo ao quadrado da diferença entre as ICs de saída e entrada, sendo dado por

$$J_{IC}^v(k) = \left| IC_{out}^v(k) - IC_{in}^v(k) \right|^2 \quad (8)$$

em que

$$IC_{in}^v(k) = \frac{\mathbf{q}_L^T \Phi_{vv}(k) \mathbf{q}_R}{\sqrt{\mathbf{q}_L^T \Phi_{vv}(k) \mathbf{q}_L \mathbf{q}_R^T \Phi_{vv}(k) \mathbf{q}_R}} \quad (9)$$

$$IC_{out}^v(k) = \frac{\mathbf{w}_L^H(k) \Phi_{vv}(k) \mathbf{w}_R(k)}{\sqrt{\mathbf{w}_L^H(k) \Phi_{vv}(k) \mathbf{w}_L(k) \mathbf{w}_R^H(k) \Phi_{vv}(k) \mathbf{w}_R(k)}} \quad (10)$$

e $\Phi_{vv}(k) = \mathbb{E} \{ \mathbf{v}(\lambda, k) \mathbf{v}^H(\lambda, k) \}$.

Em [6] foi demonstrado que o MWF-IC também pode ser utilizado para controlar a ITD de uma fonte de ruído pontual. Nesse trabalho, os autores demonstraram o desempenho superior do MWF-IC em relação ao MWF-ITD [7] e ao MWF na preservação da localização espacial do ruído residual processado em condições anecoicas.

IV. MÉTODO PROPOSTO

Em cenários acústicos complexos, o som que chega aos ouvidos é composto pelo sinal original que se propaga pelo caminho direto e pelas suas múltiplas reflexões que ocorrem devido à existência de superfícies refletivas. Essa superposição de sons que emana de diferentes posições resulta em ITDs e ILDs que, em parte significativa do tempo, podem não corresponder à direção original da fonte. Em [11], para fins de localização de uma fonte acústica, foi proposto selecionar apenas as pistas ITD e ILD similares àquelas obtidas em campo aberto. Para isso, foram selecionadas apenas as ITDs e ILDs que apresentam valores de IC elevados.

Com base nesse conhecimento, no presente trabalho, assumindo-se um cenário acústico reverberante composto por uma fonte de interesse e uma fonte de ruído pontual, propõe-se um novo método para redução de ruído em aparelhos auditivos binaurais com preservação da localização espacial do ruído residual. Esse método, denominado de MWF-CB, consiste em uma variação do MWF convencional com ênfase da coerência do ruído processado. A função custo do MWF-CB é dada por

$$J_{CB}(k) = J_W(k) + \alpha_{CB}(k) J_{CB}^v(k) \quad (11)$$

em que

$$J_{CB}^v(k) = \left| IC_{out}^v(k) \right|^{-1} \quad (12)$$

e o parâmetro $\alpha_{CB}(k)$ é um fator de ponderação (dependente da frequência) que enfatiza a importância da coerência do ruído residual em relação ao esforço de redução de ruído. O valor mínimo do termo auxiliar $J_{CB}^v(k)$ ocorre quando o módulo da IC do ruído residual é unitário, ou seja, as componentes de

ruído processado na saída dos aparelhos auditivos de ambas as orelhas são coerentes. A função custo do MWF-CB não é influenciada por efeitos de reverberação, e, diferentemente do MWF-IC, não requer o valor da IC da componente de ruído na entrada, diminuindo o esforço computacional.

V. CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL

Para análise do desempenho do método proposto, foram realizadas simulações computacionais utilizando funções de transferência relacionadas à cabeça (HRTF – *head-related transfer functions*) [13]. A base de dados disponível em [15] foi obtida a partir de experimentos com um manequim no formato cabeça e tronco representando um indivíduo adulto. Aparelhos auditivos do tipo *behind-the-ear* equipados com três microfones cada ($M_L = M_R = 3$) foram posicionados nas orelhas esquerda e direita. Como resultado, respostas ao impulso são fornecidas para diversos cenários acústicos, assumindo-se fontes sonoras com diferentes distâncias, azimutes e elevações.

O cenário acústico utilizado no presente trabalho consiste em um ambiente reverberante (*Office I* [15]) composto por um escritório mobiliado contendo uma fonte de fala e uma fonte de ruído pontual, sendo ambos posicionados a 1 m do manequim e com elevação nula em relação à linha de posicionamento dos aparelhos auditivos. A fonte de fala está situada no azimute $\theta_S = 0^\circ$ (em frente ao manequim). São consideradas duas situações distintas para a fonte de ruído: (a) azimute $\theta_N = 60^\circ$ (lado direito) e (b) azimute $\theta_N = -60^\circ$ (lado esquerdo).

A fala utilizada compreende a voz de um locutor masculino, pronunciando uma frase de 2,7 segundos em língua inglesa (52% fala e 48% pausas) [16]. Esse sinal foi convoluído com a resposta impulsiva (HRIR – *Head-related Impulse Response*) referente ao azimute de 0° , e foi utilizado um detector de fala (VAD – *Voice Activity Detector*) manualmente projetado para evitar erros de classificação.

O ruído utilizado foi obtido a partir da base de dados disponibilizada pelo *International Collegium for Rehabilitative Audiology* (ICRA) [17] para testes em aparelhos auditivos e avaliações psicoacústicas. Os ruídos ICRA apresentam características espectrais e temporais similares à fala humana e ruídos do tipo *babble*. Especificamente, foi utilizado o ruído “*track 7*” dessa base de dados, representando o ruído decorrente de seis locutores falando simultaneamente (*babble*). Esse sinal foi convoluído com as HRIRs correspondentes aos azimutes $\theta_N = 60^\circ$ e $\theta_N = -60^\circ$.

Os sinais captados pelos microfones foram transformados para o domínio da frequência utilizando a STFT com $N = 256$ bins, janela de análise de 128 amostras, *zero padding* e *overlap* de 50%. A frequência de amostragem utilizada foi $f_s = 16$ kHz. Os sinais transformados no domínio da frequência foram reconstruídos através do método *weighted overlap-and-add* (WOLA) [18].

As matrizes de correlação da fala foram calculadas conforme $\Phi_{xx}(k) = \Phi_{yy}(k) - \Phi_{vv}(k)$ [6], sendo as matrizes $\Phi_{yy}(k)$ e $\Phi_{vv}(k)$ calculadas *a priori* diretamente dos sinais contaminados através do VAD. Como não há forma fechada para a minimização das funções custo (7) e (11), os sinais de fala contaminados foram processados por coeficientes obtidos através da aplicação do método de otimização *quasi-newtoniano* Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno [19].

O desempenho do MWF-CB foi confrontado em relação ao MWF-IC [5] [6]. Resultados do processamento pelo MWF

binaural convencional [13] também são apresentados para comparação com a solução sem preservação espacial do ruído residual. Três critérios objetivos foram utilizados: (a) a SNR, que quantifica a redução de ruído obtida; (b) a PESQ de banda larga [20], que mede a qualidade do sinal de fala processado; e (c) a ILD média do ruído [13], que mede a diferença média de intensidade interaural. Os resultados obtidos representam a média de 10 realizações utilizando trechos diferentes do ruído.

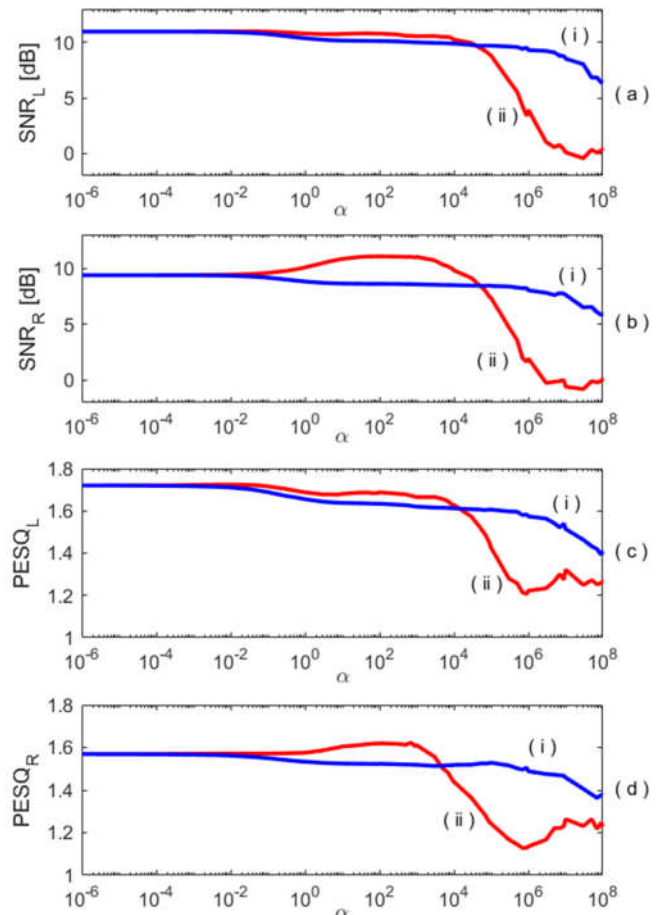


Fig. 2. SNR e PESQ da fala contaminada processada pelo (i) MWF-IC (azul) e (ii) MWF-CB (vermelho) para o cenário S_0N_{-60} . (a) SNR na orelha esquerda (*pior orelha*); (b) SNR na orelha direita (*melhor orelha*); (c) PESQ na orelha esquerda; (d) PESQ na orelha direita.

VI. RESULTADOS

A Fig. 2 apresenta a SNR e a PESQ nas duas orelhas para os sinais processados pelo MWF-IC e MWF-CB em função do parâmetro de ponderação α , na configuração de cenário acústico S_0N_{-60} (fontes de fala e de ruído situadas nos azimutes $\theta_S = 0^\circ$ e $\theta_N = -60^\circ$, respectivamente). Nota-se, de forma geral, o decaimento de ambas as métricas objetivas conforme o aumento de α . O valor da ordenada de cada gráfico, referente ao ponto mais à esquerda da abscissa ($\alpha \rightarrow 0$), corresponde ao desempenho do MWF binaural convencional. As Fig. 2(a) e Fig. 2(c) apresentam, respectivamente, a SNR e a PESQ na orelha esquerda (orelha mais próxima da fonte de ruído, também chamada de *pior orelha*) para os métodos analisados. Nota-se que tanto o MWF-CB quanto o MWF-IC apresentam aproximadamente o mesmo desempenho de SNR e PESQ para valores de $\alpha < 10^4$. A partir desse valor, o MWF-CB passa a decrescer com mais intensidade.

A SNR e a PESQ na orelha direita (*melhor orelha*) são

apresentadas, respectivamente, nas Fig. 2(b) e Fig. 2(d). Aproximadamente em torno de $\alpha = 10^3$, percebe-se um significativo aumento dessas métricas (principalmente da SNR) para o MWF-CB em relação ao MWF convencional ($\alpha \rightarrow 0$). Esse achado foi confirmado através de outros experimentos e suas razões estão sendo investigadas. Os resultados para o cenário S_0N_{60} ($\theta_S = 0^\circ$ e $\theta_N = 60^\circ$) foram similares, tendo sido omitidos em função da restrição de espaço.

A Fig. 3 apresenta a ILD em função de α para o ruído original e para o ruído processado pelo MWF, MWF-IC e MWF-CB. A Fig. 4 apresenta a IC em função de α para o ruído processado pelos métodos MWF-IC e MWF-CB.

Para realizar uma comparação entre o MWF-CB e o MWF-IC em condições equivalentes, os respectivos coeficientes de ponderação α (α_{CB} e α_C) foram projetados de forma a tolerar uma redução máxima de 15% da SNR na *pior orelha* em relação ao MWF convencional, de forma semelhante ao procedimento adotado em [6]. Dessa forma, para cenário S_0N_{60} , adotou-se $\alpha = 7 \times 10^4$ para o MWF-CB e $\alpha = 10^6$ para o MWF-IC, em todos os bins. Dadas essas condições, os valores de PESQ e SNR para o MWF, MWF-IC e MWF-CB são apresentados na Tabela I.

A Fig. 5 apresenta os espectrogramas dos sinais para o cenário S_0N_{60} . Comparando-se a Fig. 5(a), que apresenta a fala original, e a Fig. 5(b), que apresenta o sinal contaminado, nota-se que há ruído em praticamente todas as frequências, apresentando modulações de amplitude ao longo do tempo.

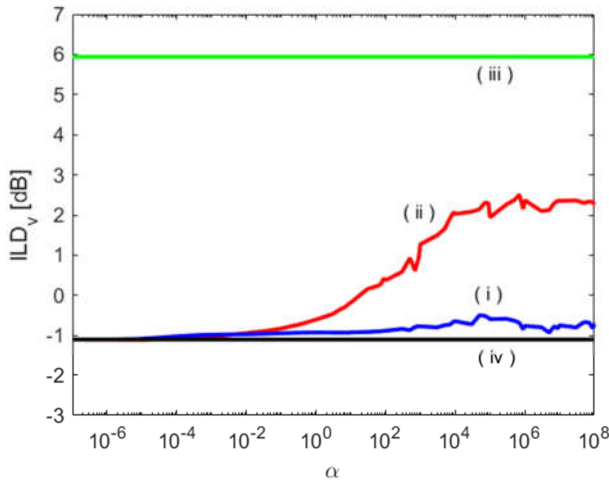


Fig. 3. ILD média do ruído para S_0N_{60} . (i) MWF-IC (azul); (ii) MWF-CB (vermelho); (iii) ruído não processado (verde); (iv) MWF (preto).

VII. DISCUSSÃO

A pertinência da função custo proposta nesse trabalho baseia-se na consideração de que, para a aplicação em questão, o MWF binaural convencional apresenta capacidade de redução de ruído superior à requerida, mas resultando em distorção das pistas binaurais. Consequentemente, a percepção do cenário acústico original em relação ao azimute da fonte de ruído é alterada. Entretanto, é possível abdicar de certa quantidade de redução de ruído em prol de uma melhoria na preservação das pistas acústicas. A partir dessas considerações, o termo auxiliar proposto na função custo apresentada na equação (12) tem como objetivo regularizar o problema de otimização, enfatizando as soluções que apresentem maior coerência interaural.

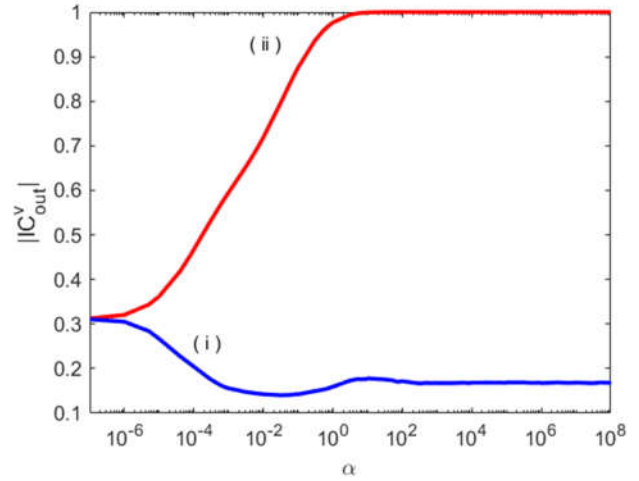


Fig. 4. Módulo da IC do ruído processado pelo (i) MWF-IC (azul) e pelo (ii) MWF-CB (vermelho) para S_0N_{60} .

TABELA I. PESQ E SNR PARA O MWF ($\alpha = 0$), MWF-IC ($\alpha = 10^6$) E MWF-CB ($\alpha = 7 \times 10^4$) EM S_0N_{60} .

	MWF	MWF-IC	MWF-CB
PESQ _L	1,72	1,57	1,49
PESQ _R	1,57	1,49	1,28
SNR _L [dB]	10,84	9,30	9,22
SNR _R [dB]	9,47	8,02	7,98

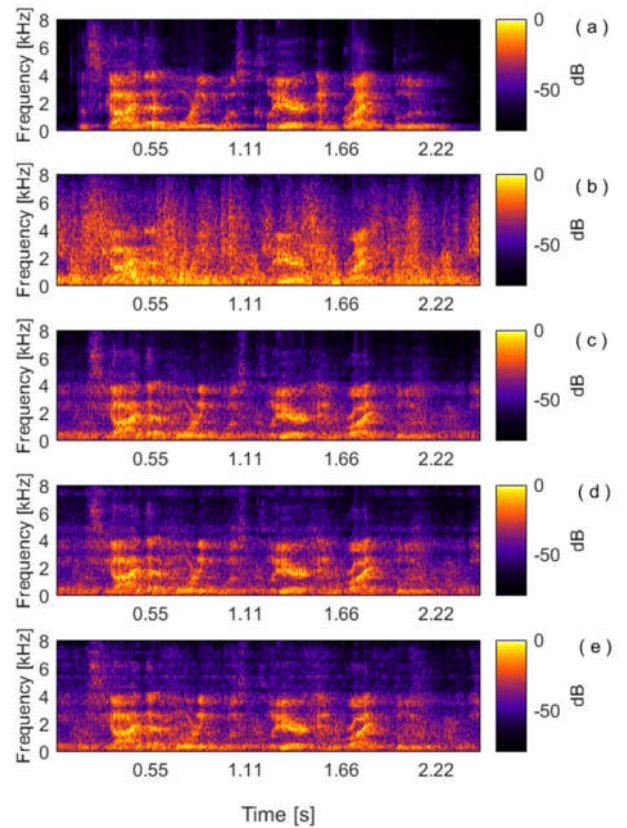


Fig. 5. Espectrogramas da orelha esquerda (*pior orelha*) para S_0N_{60} : (a) fala original; (b) fala contaminada; fala contaminada processada pelo (c) MWF, (d) MWF-IC ($\alpha = 10^6$) e (e) MWF-CB ($\alpha = 7 \times 10^4$).

A escolha do MWF-IC para fins de comparação com a nova proposta se deve ao fato de que ambas as técnicas se baseiam na coerência do ruído.

A Fig. 2 indica que o parâmetro de ponderação α deve ser projetado de forma criteriosa visto que valores elevados tendem a diminuir a capacidade de redução de ruído.

As ITDs dos ruídos processado pelos métodos MWF-IC e MWF-CB não sofrem modificações significativas com o aumento do parâmetro de ponderação (α). Embora a ITD seja importante para a localização de fontes sonoras, é sabido que a ILD carrega informação suficiente para a criação de cenários acústicos artificiais complexos, mesmo em fones de ouvido [21].

A Fig. 3 indica que à medida que o parâmetro α é aumentado, a ILD tende a valores mais próximos dos apresentados pelo ruído não processado, afastando-se dos valores obtidos para o ruído processado pelo MWF convencional.

A Fig. 4 apresenta o módulo da IC do ruído processado pelo MWF-IC e pelo MWF-CB para S_0N_{-60} . Nota-se que o módulo da IC tende a 1 para o MWF-CB, conforme α aumenta. Já no caso do MWF-IC, o valor do módulo da IC na saída tende ao seu valor de entrada (em torno de 0,17), uma vez que sua função custo minimiza a diferença entre as ICs da componente de ruído na entrada e na saída. Conclui-se então que para ambientes reverberantes o MWF-IC pode ter seu desempenho prejudicado, o que não acontece no caso do método proposto.

A Fig. 5 apresenta resultados de processamento para os parâmetros projetados para uma redução máxima de 15% da SNR na *pior orelha* em relação ao MWF ($\alpha = 7 \times 10^4$ para o MWF-CB e $\alpha = 10^6$ para o MWF-IC em S_0N_{-60}). Os espectrogramas das Fig. 5(c)-(e) (MWF, MWF-IC e MWF-CB, respectivamente) apresentam morfologia semelhante, indicando aproximadamente o mesmo desempenho em termos de SNR. Nessa situação, o MWF-CB apresenta uma ILD de 2,3 dB e o MWF-IC uma ILD de -0,76 dB, indicando que o MWF-CB resulta uma ILD mais próxima do ruído original (6 dB). Experimentos psicoacústicos preliminares realizados pelos autores corroboraram os resultados obtidos pelos critérios objetivos, indicando que para os parâmetros de ponderação escolhidos o MWF-CB apresenta uma melhor preservação da localização da fonte de ruído em comparação ao MWF-IC.

VIII. CONCLUSÕES

Nesse trabalho foi apresentada uma nova técnica de redução de ruído com preservação de pistas binaurais baseada no MWF e na IC. Critérios objetivos de qualidade indicaram a preservação das pistas binaurais originais, tendo como contrapartida uma diminuição controlada da redução de ruído do MWF convencional. Experimentos psicoacústicos preliminares realizados pelos autores corroboram essas conclusões. A técnica proposta é especialmente interessante para uso em ambientes reverberantes, apresentando um desempenho superior ao do método MWF-IC.

REFERÊNCIAS

- [1] V. Hamacher et al., “Binaural signal processing in hearing aids: Technologies and algorithms”, *Advances in Digital Speech Transmission*, R. Martin, U. Heute e C. Antweiler, Eds., Wiley, New York, NY, pp. 401-429, 2008.
- [2] R.C. Borges, M.H. Costa, “A feed forward adaptive canceller to reduce the occlusion effect in hearing aids”, *Computers in Biology and Medicine*, v. 79, pp. 266-275, 2016.
- [3] J. Wouters et al., “Sound processing for better coding of monaural and binaural cues in auditory prostheses”, *Proceedings of the IEEE*, v. 101, no. 9, pp. 1986-1997, 2013.
- [4] B. Cornelis et al., “Theoretical analysis of binaural multimicrophone noise reduction techniques”, *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, v. 18, no. 2, pp. 342-355, 2010.
- [5] D. Marquardt, V. Hohmann, S. Doclo, “Coherence preservation in multichannel Wiener filtering based noise reduction for binaural hearing aids”, *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, pp. 8648-8652, 2013.
- [6] F. P. Itturriet, M. H. Costa, “Perceptually relevant preservation of interaural time differences in binaural hearing aids”, *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, v. 27, no. 4, pp.753-764, 2019.
- [7] S. Doclo et al., “Extension of the multi-channel Wiener filter with ITD cues for noise reduction in binaural hearing aids”, *IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics*, pp. 70-73, 2005.
- [8] T. Van den Bogaert et al., “Binaural cue preservation for hearing aids using an interaural transfer function multichannel Wiener filter”, *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, v. 4, pp. 565-568, 2007.
- [9] S. Doclo et al., “Extension of the multi-channel Wiener filter with localization cues for noise reduction in binaural hearing aids”, *IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics*, pp. 70-73, 2005.
- [10] D. Marquardt, V. Hohmann, S. Doclo, “Interaural coherence preservation in multi-channel Wiener filtering-based noise reduction for binaural hearing aids”, *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, v. 23, no. 12, pp. 2162-2176, 2015.
- [11] C. Faller, J. Merimaa, “Source localization in complex listening situations: Selection of binaural cues based on interaural coherence”, *J. Acoust. Soc. Am.*, v. 116, no. 5, pp. 3075-3089, 2004.
- [12] M. Dietz, S. D. Ewert, V. Hohmann, “Auditory model based direction estimation of concurrent speakers from binaural signals”, *Speech Communication*, v. 53, pp. 592-605, 2011.
- [13] S. Doclo et al., “Acoustic beamforming for hearing aid applications”, *Handbook on Array Processing and Sensor Networks*, Wiley, New York, NY, pp. 269-302, 2010.
- [14] T. J. Klaseen et al., “Preservation of interaural time delay for binaural hearing aids through multi-channel Wiener filtering based noise reduction”, *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, v. 3, pp. 29-32, 2005.
- [15] H. Kayser et al., “Database of multichannel in-ear and behind-the-ear head-related and binaural room impulse responses”, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, v. 6, 2009.
- [16] P. ITU-T, “*Telephone Transmission Quality, Telephone Installations, Local Line Networks: Objective Measuring Apparatus – Artificial Voices*”, Appendix I: test signals, 1998.
- [17] W. A. Dreschler et al., “ICRA noises: artificial noise signals with speech-like spectral and temporal properties for hearing instrument assessment”, *Audiology*, v. 40, no. 3, pp. 148-157, 2001.
- [18] R. E. Crochiere, “A weighted overlap-add method of short-time Fourier analysis/synthesis”, *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, v. 28, no. 1, pp. 99-102, 1980.
- [19] J. S. Arora, *Introduction to Optimum Design*, 2nd edition, Elsevier, 2004.
- [20] ITU, “*Wideband extension to Recommendation P.862 for the assessment of wideband telephone networks and speech codecs*”, ITU-T Recommendation P. 862. 2, 2007.
- [21] K. Blum, G. J. Rooyen, H. A. Engelbrecht, “Spatial audio to assist speaker identification in telephony”, *International Conference on Systems, Signals and Image Processing*, pp. 1-4, 2010.