

Critères perceptifs d'évaluation de la qualité des signaux dans les prothèses auditives

Kawther ESSAFI, Sofia BEN JEBARA

Unité de recherche TECHTRA
Ecole supérieure des communications de Tunis
Université de Carthage à Tunis
Route de Raoued 3.5 Km, Cité EL Ghazala, Ariana, 2083, TUNISIE
Kawther.essafi@supcom.rnu.tn, sofia.benjebara@supcom.rnu.tn

Résumé – Les critères objectifs classiques d'évaluation des algorithmes d'annulation de retour acoustique dans les prothèses auditives mesurent à la fois la dégradation audible et la dégradation inaudible. Dans cet article, nous proposons des critères quantitatifs perceptifs pour quantifier uniquement la distorsion audible et l'oscillation audible du signal de sortie de la prothèse auditive. Les résultats de simulation montrent l'intérêt des critères proposés pour plusieurs configurations possibles et plusieurs algorithmes.

Abstract – Classical objective criteria evaluate the performance of adaptive feedback cancellation algorithms including both audible and inaudible degradations. In this paper, we propose quantitative perceptual criteria to quantify only audible distortion and audible oscillation in the hearing aid output. These criteria are based on properties of the human auditory system. Simulation results show the usefulness of proposed criteria especially for different configurations and different algorithms.

1 Introduction

Les prothèses auditives sont des équipements destinés à amplifier les sons à l'entrée de l'oreille pour les personnes ayant des déficits auditifs. Toutefois, à cause du couplage acoustique entre le haut-parleur et le microphone, un retour acoustique qui se manifeste sous forme d'écho et d'interférences résonnantes audibles est très gênant à l'écoute. Ainsi, plusieurs algorithmes et solutions à base de filtrage adaptatif ont été proposés afin de réduire le retour acoustique (voir par exemple [1, 2]).

Dans la littérature, les différentes solutions sont évaluées en utilisant des critères de finesse et vitesse de convergence des filtres adaptatifs. Ce n'est que récemment que les chercheurs se sont intéressés à l'évaluation quantitative de la qualité des sons obtenus à la sortie de la prothèse et donc envoyés à l'oreille. Citons principalement les travaux de A. Spriet *et al* [3] qui ont considéré des critères objectifs pour quantifier les niveaux des oscillations et des distorsions dans le signal de sortie de la prothèse.

Dans cet article, nous proposons de modifier ces critères en tenant compte des caractéristiques perceptives de l'oreille. En effet, les critères précédemment cités évaluent globalement la qualité sonore sans toutefois vérifier si la dégradation analysée est perçue par l'oreille ou non. Nous pensons alors que quantifier la distorsion audible et l'oscillation audible uniquement permettront de s'approcher de la réalité physique.

Le papier est organisé comme suit. Le paragraphe 2 expose brièvement le système de la prothèse avec annuleur de retour acoustique et les concepts perceptifs utiles. Le paragraphe 3

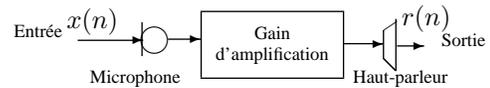


FIG. 1: Schéma de la prothèse dans le cas idéal.

représente les critères quantitatifs perceptifs d'évaluation de la dégradation audible du signal de sortie de la prothèse. Dans le paragraphe 4, nous procédons à une validation préliminaire des critères proposés. Dans le paragraphe 5, nous montrons l'utilité des critères perceptifs proposés. Enfin, le dernier paragraphe est réservé à la conclusion.

2 Rappels sur les prothèses auditives et les concepts perceptifs utiles

2.1 Schéma de la prothèse et notations

La figure 1 représente le système de la prothèse auditive dans le cas idéal, c'est à dire lorsque l'entrée de la prothèse ne contient que le signal désirée $x(n)$. Par conséquent, le signal obtenu à la sortie de la prothèse est le signal désiré amplifié qu'on note $r(n)$.

La figure 2 représente le système de la prothèse avec annuleur de retour acoustique. Il est noté AFC (Adaptive Feedback Cancellation). Le signal du microphone $y(n)$ est composé du signal d'entrée désirée $x(n)$ et du signal de retour acoustique $d(n)$. L'erreur d'estimation $e(n)$, obtenue en soustrayant le signal

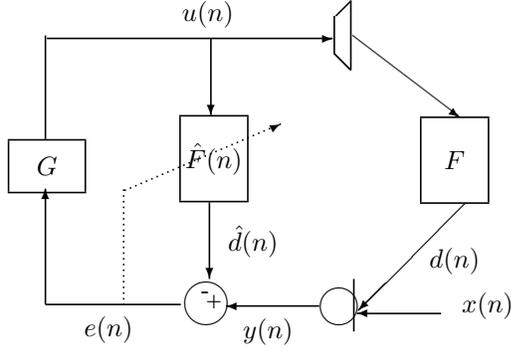


FIG. 2: Schéma de la prothèse avec AFC classique.

de retour estimé $\hat{d}(n)$ du signal du microphone $y(n)$, constitue l'entrée de l'amplificateur. Sa sortie $Ge(n)$ est le signal du haut-parleur de la prothèse qu'on note $u(n)$.

2.2 Concepts perceptifs

Dans ce papier, on vise à concevoir des critères permettant de quantifier la distorsion audible et l'oscillation audible. Pour atteindre cet objectif, nous nous sommes basés sur les propriétés perceptives de l'appareil auditif humain. Plus particulièrement, nous utilisons les concepts suivants:

- La notion de masquage [4]: une dégradation est audible lorsque ses composantes spectrales superposées au signal utile dépassent sa courbe de masquage (CM). Dans notre cas, le signal propre qu'on veut envoyer vers l'oreille est le signal $r(n)$ et la dégradation indésirable est $u(n) - r(n)$.
- Le Spectre Audible (SA) d'un signal vocal [5]: c'est le maximum entre le spectre de puissance du signal considéré et la CM du signal propre $r(n)$. En effet, les parties de spectre qui dépassent la CM du signal propre sont audibles et les autres parties de spectre sont inaudibles.
- La Classe d'Équivalence Perceptuelle (CEP) [6]: C'est une classe de signaux qui sont entendus de la même façon que le signal désiré $r(n)$ mais qui ont des formes temporelles et fréquentielles différentes. Elle est limitée par deux courbes, une courbe d'équivalence perceptuelle supérieure (CEPS) égale au signal original plus sa propre CM et une courbe d'équivalence perceptuelle inférieure (CEPI) égale au signal original lorsqu'il est audible et 0 dB dans le cas contraire.

2.3 Critères classiques

Les critères objectifs définis dans [3] mesurent les oscillations et les distorsions introduites dans le signal de sortie de la prothèse. Les oscillations sont évaluées par le critère de variation de la fonction de transfert noté $TVC(m)$ (Transfer Variation Criterion):

$$TVC(m) = \max_f \left(\left| 10 \log_{10} \frac{P_u(f, m)}{P_r(f, m)} \right| \right), \quad (1)$$

où $P_u(f, m)$ (resp. $P_r(f, m)$) est la densité spectrale de puissance (DSP) du signal $u(n)$ (resp. $r(n)$) et m (resp. f) désigne le numéro de la trame (resp. la fréquence).

Les distorsions sont évaluées à travers la distorsion spectrale pondérée notée $SD(m)$:

$$SD(m) = \sqrt{\sum_{f=300Hz}^{6500Hz} I_{ERB}(f) \left(10 \log_{10} \frac{P_u(f, m)}{P_r(f, m)} \right)^2}, \quad (2)$$

où I_{ERB} est le poids de l'échelle ERB des filtres auditifs.

3 Critères quantitatifs perceptifs

L'idée que nous proposons pour définir des critères perceptifs qui s'occupent uniquement des dégradations audibles est la suivante: au lieu d'utiliser $P_u(f, m)$ et $P_r(f, m)$ dans les expressions des critères, on détermine d'autres quantités qui les remplacent de telle manière qu'elles quantifient les parties des spectres audibles et que la dégradation quantifiée effectivement perçue soit la plus petite possible. En effet, la dégradation audible obtenue par différence entre les spectres audibles de $u(n)$ et $r(n)$ peut être remplacée par une quantité plus réduite sans pour autant changer sa perception. C'est pour cette raison que nous utilisons les dégradations minimales audibles que nous appelons Spectre Audible Equivalent (SAE).

Pour déterminer le SAE, nous déterminons d'abord le spectre audible (SA) des signaux $u(n)$ et $r(n)$. Ensuite, nous exploitons la notion de CEP pour définir le spectre audible équivalent (SAE). Finalement, selon la position du spectre de $u(n)$ par rapport au spectre de $r(n)$ et par rapport à la CM de $r(n)$, on décidera sur les expressions des spectres audibles et spectres audibles équivalents.

Les expressions des spectres audibles équivalents sont définies dans le tableau 1. Les différents cas possibles sont illustrés dans la figure 3, ce qui permet de retrouver aisément les expressions des SAE_u et SAE_r .

- Cas 1: lorsque le spectre de $u(n)$ est supérieur à la CEPS de $r(n)$, cette dernière sera plus proche de SA_u qui est égale à P_u que de SA_r qui est égale au maximum entre P_r et CM_r .
- Cas 2: lorsque le spectre de $u(n)$ se situe entre P_r et la CEPS de $r(n)$, P_u appartient à la CEP de $r(n)$. Donc, le SAE de $r(n)$ le plus proche du SA_u est SA_u .
- Cas 3: lorsque le spectre de $u(n)$ varie entre CM_r et P_r , P_u est inférieure à la CEPI de $r(n)$ qui est égale à $P_r(n)$. Donc, le SAE de $r(n)$ le plus proche du SA_u est la CEPI de $r(n)$ qui est le même que SA_r .
- Cas 4: lorsque le spectre de $u(n)$ est inférieur à CM_r , alors si $r(n)$ est aussi inaudible, les deux spectres audibles sont égaux, et si $r(n)$ est audible, le SA_r est le plus proche du SA_u . Donc, le SAE de $r(n)$ est égale à son SA_r .

Selon ces différents cas, les expressions des nouveaux critères perceptifs que nous proposons sont les suivantes:

TAB. 1: Différents cas possibles des définitions du spectre audible et du spectre audible équivalent de u et r .

	SA_u	SA_r	SAE_u	SAE_r
cas1: $P_u > CEPS_r$	P_u	$\max(P_r, CM_r)$	SA_u	$CEPS_r$
cas2: $P_u \geq P_r$ et $P_u \leq CEPS_r$	$\max(P_u, CM_r)$	$\max(P_r, CM_r)$	SA_u	SA_u
cas3: $P_u \geq CM_r$ et $P_u < P_r$	P_u	P_r	SA_u	SA_r
cas4: $P_u < CM_r$	CM_r	$\max(P_r, CM_r)$	SA_u	SA_r

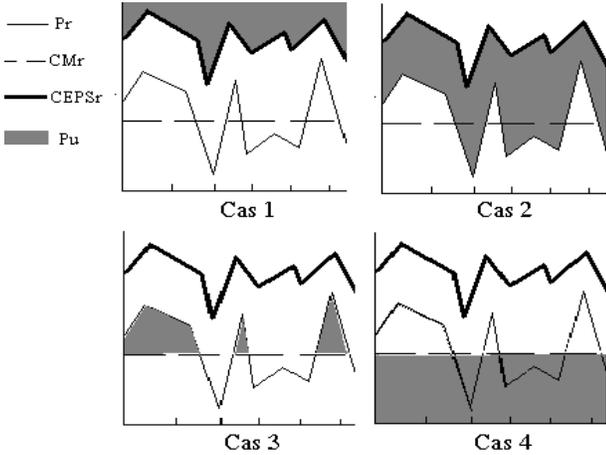


FIG. 3: Illustration graphique des différents cas du tableau 1.

$$TVC_{audible}(m) = \max_f \left(\left| 10 \log_{10} \frac{SAE_u(f, m)}{SAE_r(f, m)} \right| \right), \quad (3)$$

$$SD_{audible}(m) = \sqrt{\sum_{f=300Hz}^{6500Hz} I_{ERB}(f) \left(10 \log_{10} \frac{SAE_u(f, m)}{SAE_r(f, m)} \right)^2}, \quad (4)$$

avec

$$\frac{SAE_u(f, m)}{SAE_r(f, m)} =$$

$$\begin{cases} \frac{P_u(f, m)}{CEPS_r(f, m)} & \text{si } P_u(f, m) > CEPS_r(f, m) \\ & \text{et } \forall P_r(f, m) \\ \frac{P_u(f, m)}{P_r(f, m)} & \text{si } CM_r(f, m) \leq P_u(f, m) \\ & \text{et } P_u(f, m) < P_r(f, m) \\ \frac{CM_r(f, m)}{P_r(f, m)} & \text{si } P_u(f, m) < CM_r(f, m) \\ & \text{et } P_r(f, m) \geq CM_r(f, m) \\ 1 & \text{sinon} \end{cases}$$

TAB. 2: Evaluation du taux de distorsion et des oscillations dans un signal bruité par un bruit artificiel additif.

β (dB)	SD		$SD_{audible}$		TVC		$TVC_{audible}$	
	moy	max	moy	max	moy	max	moy	max
5	3.63	4.77	0.001	0.13	2.60	5.29	0.005	0.37
10	2.03	2.59	0	0	1.44	3.12	0	0

4 Validation des critères perceptifs

Pour montrer la validité des critères proposés, nous proposons d'évaluer la qualité d'un signal bruité artificiellement comme suit:

$$z(n) = x(n) + b(n). \quad (5)$$

Le bruit $b(n)$ est inaudible, il est équivalent dans le domaine temporel de la CM du signal propre $x(n)$ atténué avec un facteur β pour s'assurer son inaudibilité.

Le tableau 2 résume les résultats d'évaluation de la qualité du signal bruité par les critères objectifs classiques et les nouveaux critères proposés. Nous avons calculé ces critères sur des trames de 0.5 s avec demi-recouvrement. Le tableau 2 montre que la qualité du signal bruité $z(n)$ se dégrade davantage lorsque le niveau du bruit additif augmente selon les critères classiques. Par contre, selon les critères perceptifs proposés, nous remarquons que la dégradation est nulle pour $\beta = 10dB$ et est très très faible pour $\beta = 5dB$. Donc, nous pouvons conclure que les critères perceptifs proposés confirment l'équivalence perceptuelle des deux signaux $x(n)$ et $z(n)$.

5 Résultats sur la prothèse auditive

Nous comparons les performances du système AFC standard (figure 2) avec celui de l'AFC qui utilise la technique de décorrélation par rajout de bruit inaudible au nouveau signal de sortie de la prothèse (figure 4). Le nouveau signal $u(n)$ est $u(n) = Ge(n) + b(n)$, où $b(n)$ est un bruit additif qui sert à réduire la corrélation des signaux et par conséquent à améliorer la vitesse de convergence des FA. Le bruit rajouté est évidemment inaudible. Nous avons gardé le même type de bruit que dans le paragraphe précédent. Nous avons testé 4 cas (voir tableaux 3 et 4). Les deux premiers sont obtenus par un calcul classique de la CM. Les deux derniers sont adaptés aux personnes malentendantes dans le sens où le calcul de la CM a été modifié en remplaçant le seuil d'audition classique par le seuil de deux personnes malentendantes (une personne avec pertes moyennes et l'autre avec pertes sévères, voir figure 5). Les signaux utilisés sont échantillonnés à 16 kHz et le chemin d'écho modélisé par un filtre à réponse impulsionnelle finie de 128 échantillons. Les coefficients du filtre $\hat{F}(n)$ sont adaptés dans le domaine fréquentiel en utilisant l'algorithme FLMS (avec une Transformée de Fourier Rapide à 128 points). Nous représentons dans les tableaux 3 et 4 les performances des algorithmes AFC selon les critères classiques et les critères proposés. Avec les critères objectifs classiques, nous remar-

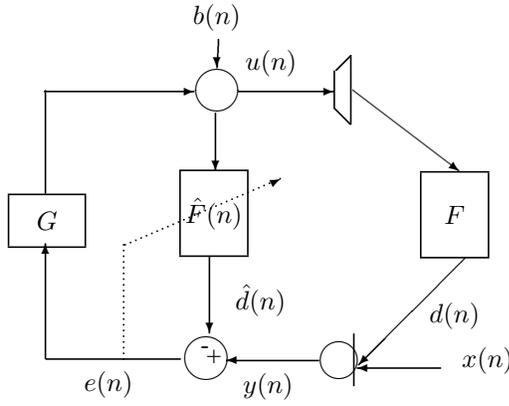


FIG. 4: AFC avec la technique de décorrélation par injection de bruit inaudible.

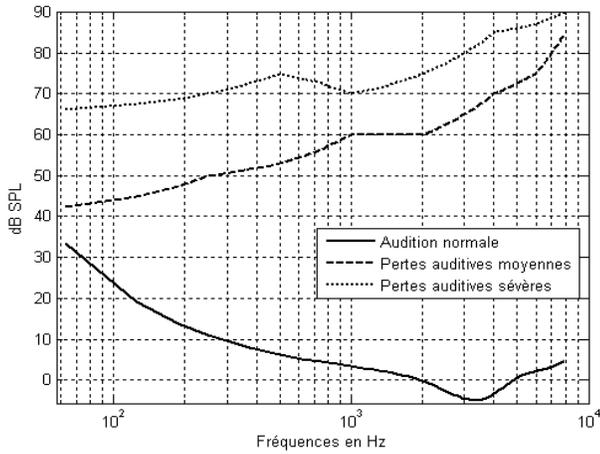


FIG. 5: Seuil d'audition pour deux personnes malentendantes.

quons une dégradation importante de la qualité lorsque le bruit est rajouté à la sortie de la prothèse et surtout lorsque le seuil d'audition du malentendant est pris en compte. Avec les critères perceptifs proposés, nous remarquons une réduction significative du niveau de la distorsion et d'oscillation dans le signal de sortie de la prothèse pour tous les algorithmes AFC. Ainsi, nous constatons qu'il n'y a pas dégradation dans les performances des algorithmes AFC avec injection de bruit par rapport à celles de l'algorithme AFC classique. Ceci justifie donc l'intérêt des critères proposés dans la validation de ces types de solutions.

6 Conclusion

Des critères quantitatifs perceptifs ont été proposés pour l'évaluation des performances des algorithmes d'annulation de retour acoustique dans les prothèses auditives. Ces derniers se basent sur la prise en compte des critères perceptifs liés à l'audition. Nous avons montré que ces nouveaux critères ont un apport important dans l'évaluation des algorithmes des systèmes AFC se basant sur la technique de décorrélation par injection

TAB. 3: Evaluation du taux de distorsion dans le signal de sortie de la prothèse auditive.

Algorithmes	SD		SD _{audible}	
	moy	max	moy	max
AFC standard	3.82	9.09	1.09	4.18
AFC avec injection du bruit (b1=CM-5dB)	6.57	11.9	0.93	4.59
AFC avec injection du bruit (b2=CM-10dB)	5.20	10.55	0.86	4.39
AFC avec injection du bruit b2 pour des pertes moyennes	6.36	11.24	0.83	4.31
AFC avec injection du bruit b2 pour des pertes sévères	12.66	26.83	0.60	3.28

TAB. 4: Evaluation du taux des oscillations dans le signal de sortie de la prothèse auditive.

Algorithmes	TVC		TVC _{audible}	
	moy	max	moy	max
AFC standard	4.62	16.15	1.76	9.02
AFC avec injection du bruit (b1=CM-5dB)	6.50	18.62	1.73	8.06
AFC avec injection du bruit (b2=CM-10dB)	5.60	17.61	1.58	8.43
AFC avec injection du bruit b2 pour des pertes moyennes	7.50	17.73	1.53	8.21
AFC avec injection du bruit b2 pour des pertes sévères	11.96	17.71	1.17	5.66

de bruit. Par ailleurs, ces nouveaux critères doivent être validés par rapport aux critères existants en calculant leur corrélation avec des tests subjectifs. Ceci sera l'objectif de travaux futurs.

Références

- [1] C. Boukis, D. P. Mandic and A. G. Constantinides. *Towards bias minimization in acoustic feedback cancellation systems*. Journal of the Acoustical Society of America, vol. 121(3), March 2007.
- [2] J. Hellgren and T. B. Elmedyb. *Generation of probe noise in a feedback cancellation system*. EUROPEAN PATENT APPLICATION 07112147.9, Jan. 2009.
- [3] A. Spriet, M. Moonen, et J. Wouters. *Objective evaluation of feedback reduction techniques in hearing aids*. In Proc. of the 17th European Signal Processing Conf. EUSIPCO, Glasgow, Scotland, Aug. 2009.
- [4] J. D. Johnston. *Transform coding of audio signal using perceptual noise criteria*. IEEE J. Select. Areas Commun., vol 6, pp. 314-323, 1988.
- [5] D. E. Tsoukalas, J. N. Mourjopoulos and G. K. Kokkinakis. *Speech enhancement based on audible noise suppression*. IEEE Trans. Speech and Audio Processing, vol. 5, no. 6, pp. 497-517, 1997.
- [6] A. B. Aicha, S. B. Jebara. *Reduction of musical residual noise using perceptual tools*. Journal of Signal Image and Video Processing (SIV), SpringerVerlag, DOI 10.1007/s11760-010-0171-y, July 2010.