

# Annulation d'écho acoustique dans les prothèses auditives

Thomas FILLON, Jacques PRADO

ENST, Dépt. Traitement des Signaux et des Image  
46 rue Barrault 75634 Paris Cedex 13, France

fillon@tsi.enst.fr, prado@tsi.enst.fr

**Résumé** – Afin de pallier le phénomène d'écho au sein des prothèses auditives, l'utilisation d'une version du Block-LMS dans le domaine de la transformée de Hartley est proposée ici. La méthode de filtrage adaptatif repose sur une décomposition à délais multiples du filtre et sur une nouvelle approche dans la gestion du pas d'adaptation. Dans le but de vérifier le bon comportement de l'algorithme dans des conditions réalistes, une plate-forme de simulation en temps réel a été mise en place.

**Abstract** – In order to prevent from acoustic feedback in hearing-aid devices, a Block-LMS transform domain adaptive filtering technique is proposed here. This technique is based on multi-delay filter and operate in the Hartley transform domain. Although a new step-size control is also proposed and a real-time simulation environment has been developed to deal with realistic conditions of experimentation.

## 1 Introduction

Une prothèse auditive peut-être considérée comme un système en boucle fermée du fait du retour acoustique entre l'écouteur et le microphone. Ce bouclage peut causer un effet Larsen. Les conditions de réalisation de celui-ci sont très favorisées par :

- la proximité entre les transducteurs électroacoustique et
- la forte amplification appliquée au signal pour compenser les pertes auditives. En effet, le gain peut atteindre des valeurs supérieures à 60dB.

Du point de vue théorique, *en faisant l'hypothèse que les fonctions de transfert sont linéaires invariantes dans le temps*, la fonction de transfert globale  $T(z)$  du système peut être modélisée par l'équation suivante :

$$T(z) = \frac{z^{-D} \cdot G(z)}{1 - z^{-D} \cdot G(z) \cdot H(z)} \quad (1)$$

où  $G(z)$  représente la fonction de transfert de la prothèse et  $H(z)$  la fonction de transfert du chemin de bouclage acoustique (cf. Fig.1).

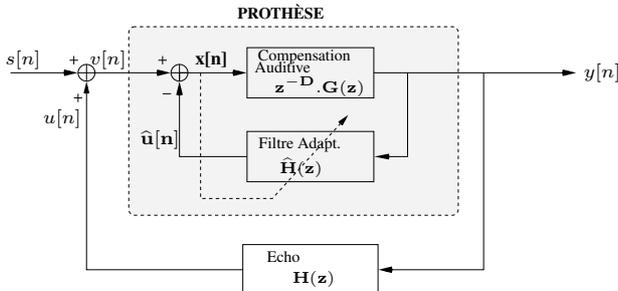


FIG. 1 – Schéma de la prothèse auditive.  $G(z)$  représente la compensation des pertes auditives ; le filtre adaptatif  $\hat{H}(z)$  estime la fonction de transfert du chemin d'écho  $H(z)$ .  $D$  est le délai de traitement en nombre d'échantillons.

Il apparaît alors que le système fermé sera instable sous les conditions du *critère de Nyquist* :

*Il existe au moins une valeur  $z_0$  sur le cercle unité pour laquelle :*

$$\begin{cases} |G(z_0) \cdot H(z_0)| > 1, \text{ and} \\ \arg(G(z_0) \cdot H(z_0)) = 2m\pi \text{ rad}, m \in \mathbb{N}. \end{cases} \quad (2)$$

Pour  $z_0 = e^{j\omega_0}$ , il y aura alors donc des oscillations entretenues à la pulsation  $\omega_0$ .

On vérifie donc bien que la situation de proximité des transducteurs et de forte amplification de la prothèse favorise la première condition d'instabilité.

Dans les systèmes analogiques ou les systèmes numériques de première génération, un filtre rejecteur permettait de réduire le phénomène de Larsen sur une fréquence fixe réglée par l'audioprothésiste lors de la mise en place de l'appareil. Cette solution bien qu'améliorant les performances n'était pas suffisante pour s'adapter à la variabilité des situations acoustiques et limitait la réhabilitation auditive dans la bande de fréquences rejetée.

En outre, comme l'environnement acoustique varie (approche d'objets près de la prothèse, mouvements de mâchoire, ...), il est très difficile d'empêcher le phénomène de Larsen autrement qu'en limitant le gain d'amplification de la prothèse. Ainsi, en plus de la gêne occasionnelle due aux sifflements, *le problème d'écho constitue l'un des facteurs majeurs limitant la réhabilitation auditive* par port de prothèse puisqu'il restreint le gain maximum apporté par l'appareil.

Le dernier point dans ce contexte technologique particulier est que les solutions de traitement numérique du signal mises en place doivent rester modestes à la fois en coût de calcul (contrainte de puissance des DSP spécialisés), en espace mémoire et en temps de calcul (contrainte de délai entrée/sortie).

## 2 Annulation de l'écho acoustique par filtrage adaptatif

### 2.1 position du problème

Les travaux les plus récents dans le domaine préconisent l'utilisation de méthodes adaptatives de type Least Mean Square (LMS) ([1, 2, 3]) comme dans les applications d'annulation d'écho acoustique classiques.

La prothèse auditive comporte alors un filtre adaptatif estimant le chemin d'écho et soustrait l'écho estimé au signal entrant (cf. Fig.1).

La fonction de transfert du système en boucle fermée avec annulation d'écho est alors modélisée par :

$$\mathcal{T}(z) = \frac{z^{-D}.G(z)}{1 - z^{-D}.G(z). \left( H(z) - \hat{H}(z) \right)} \quad (3)$$

où  $\hat{H}(z)$  représente la fonction de transfert *estimée* du chemin d'écho.

D'après cette équation et les critères de Nyquist de l'équation 2, on en conclue qu'en présence du filtre adaptatif la *condition suffisante* de stabilité devient :

$$\left| G(z). \left( H(z) - \hat{H}(z) \right) \right| < 1 \quad (4)$$

Ce qui signifie que si le terme  $\left| H(z) - \hat{H}(z) \right|$  est suffisamment faible, c'est à dire que le filtre adaptatif parvient à estimer de manière suffisamment précise le chemin d'écho, alors le gain de la prothèse  $|G(z)|$  est d'autant moins restreint à de faibles valeurs et une meilleure réhabilitation du déficit auditif pourra être apportée.

Il convient cependant de souligner que le système étant bouclé, le signal d'écho est par conséquent fortement corrélé au signal source. Or cette dernière hypothèse est contraire aux hypothèses de convergence du LMS.

Ce dernier point est d'ailleurs également source de problèmes en annulation d'écho classique puisque deux signaux de parole provenant de deux locuteurs différents sont également corrélés. Dans le cadre des prothèses auditives, la corrélation des signaux est d'autant plus importante que *le signal d'écho est issu du signal source*. Or les solutions adoptées en téléphonie, comme des détecteurs de double-parole, qui bloquent l'adaptation ne peuvent être envisagées ici d'une part car elles seraient trop coûteuses du point de vue calculatoire et d'autre part car la situation de double parole est, ici, quasi permanente.

Afin de proposer une solution performante dans ce cadre particulier, l'utilisation d'un algorithme adaptatif dans un domaine transformée a été choisie ainsi qu'une nouvelle méthode de gestion du pas d'adaptation.

### 2.2 Filtre Multi-délais généralisé

Dans le contexte des prothèses auditives, une proposition a été introduite dans [4] pour résoudre ce problème. Celle-ci est basée sur la *GMDF- $\alpha$*  (Generalized Multi Delay Filter) qui consiste en une implémentation dans un *domaine transformé* du *Block-LMS temporel* dont l'originalité tient au fait que le filtre estimé est décomposé en sous-blocs et que le signal est traité et reconstruit par fenêtres recouvrantes (voir [5]). L'autre

originalité de la méthode choisie est d'opérer dans le domaine de la *transformée de Hartley*.

La  $k^{\text{ième}}$  composante de la Transformée de Hartley Discrète (THD) d'un vecteur réel  $\mathbf{x} = [x_0, \dots, x_{M-1}]$  de dimension  $M$  est définie par :

$$\mathbf{x}_k^h = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{m=0}^{M-1} x_m \left( \cos \left( 2\pi \frac{mk}{M} \right) + \sin \left( 2\pi \frac{mk}{M} \right) \right) \quad (5)$$

Cette transformée est très proche de la transformée de Fourier et son utilisation, ici, est motivée par le fait que c'est une transformation réelle qui a également l'avantage d'être sa propre inverse (voir [6]). Cette dernière propriété permet de ne programmer qu'une seule transformée au lieu de deux.

La majorité des applications d'annulation d'écho par filtrage adaptatif dans les prothèses auditives se font dans le domaine temporel malgré la supériorité des algorithmes de type fréquentiel du point de vue de la convergence ou de la vitesse de calcul. Ce choix est motivé par la simplicité de mise en oeuvre et un plus faible besoin d'espace mémoire. Or, le recours au GMDF- $\alpha$  permet grâce à la décomposition en sous-blocs de réduire la taille des transformées.

### 2.3 Gestion du pas d'adaptation

Dans [4], une nouvelle méthode de gestion du pas d'adaptation est également présentée. Cette solution originale a été adoptée afin de trouver un compromis satisfaisant pour la convergence du filtre adaptatif biaisée par la présence simultanée de signaux corrélés, tout en préservant un coût de calcul faible et adapté à la prothèse.

Elle repose sur une double considération pour se prévenir d'éventuelles divergences dans l'estimation du filtre :

- une prise en compte du voisinage fréquentiel pour une définition fiable du coefficient de normalisation du pas,
- une pondération par la puissance du signal d'erreur pour éviter la divergence dans les périodes de silence.

Une présentation complète de la méthode est détaillée dans [4].

## 3 Implémentation en temps-réels

### 3.1 Environnement de test

Dans [4], une évaluation de la présente méthode a été publiée. Celle-ci s'appuyait sur des simulations sous MATLAB en utilisant différentes fonctions de transfert mesurées sur un prototype de prothèse. La solution choisie pour ce problème ayant montré de bons résultats, il convenait de vérifier sa mise en oeuvre dans des conditions plus réalistes et notamment l'efficacité de poursuite pour des chemins d'échos variant dans le temps.

Un environnement de test en temps réels a donc été mis en place.

Le système de test est composé d'un ordinateur personnel équipé d'une carte son de qualité professionnelle dont l'entrée et la sortie sont respectivement reliées au microphone et à l'écouteur d'un prototype de prothèse auditive dont le microprocesseur a été ôté. Le prototype est placé sur un moulage

d'oreille en latex. Le PC réalise l'ensemble du traitement du signal de la prothèse.

L'algorithme d'annulation d'écho a été implémenté en langage C en s'appuyant sur l'environnement de programmation audio-numérique *PortAudio* [7].

Le programme fonctionne à la fréquence d'échantillonnage de 22050 kHz et les signaux sont restitués et acquis sur 16 bits. Cependant le traitement interne est effectué au format réel (flottant 32 bits).

La prothèse utilisée est un *contour d'oreille*. Afin de faciliter l'analyse des résultats, seules les fonctions d'amplification et de compression<sup>1</sup> du signal acoustique sont utilisées.

Les performances de l'algorithme sont évaluées par la mesure de la *marge de gain* au dessus du *gain critique* que le système autorise, le gain critique étant la valeur limite du gain de l'appareil au-delà de laquelle le système est instable. La différence de gain critique obtenue avec ou sans l'annulateur d'écho donne la marge de gain.

### 3.2 Résultats

Pour l'estimation des performances de l'annulateur d'écho en temps-réels, le prototype de prothèse est placé dans un environnement sans obstacle. Le signal source utilisé dans cette simulation est un signal de parole de 15 secondes émis par un haut-parleur situé à une distance de 1m de la prothèse. Afin d'avoir une référence pour estimer la précision de la convergence du filtre adaptatif, la réponse impulsionnelle du chemin d'écho est également mesurée auparavant à l'aide d'une méthode d'identification utilisant des codes de Golay (cf. [8, 9]). A l'instant initial, les coefficients du filtre adaptatif sont arbitrairement fixés à des valeurs nulles afin de vérifier la capacité du filtre adaptatif à converger. Les paramètres de configuration de l'algorithme sont indiqués dans la Table 1.

TAB. 1 – Configuration de l'algorithme pour l'expérience.

Taille du filtre adaptatif	128 échantillons
Taille des sous-blocs	64 échantillons
Nombre de sous-blocs	2
Taux de recouvrement entre fenêtres	2

Dans une première série de tests, le seul traitement interne de la prothèse est une amplification linéaire du signal et une limitation afin de restreindre le niveau de sortie à des valeurs sur 16bits.

Dans cette configuration, le gain critique de fonctionnement sans annulation d'écho est de 24,4dB à la fréquence de 6150Hz. Cette valeur a été déduite de la mesure de référence et confirmée lors de l'expérience.

L'utilisation de l'algorithme d'annulation d'écho a permis d'utiliser la prothèse avec une amplification de 45 dB soit une marge de gain de 20,6 dB. A l'intérieur de cette marge de gain aucun phénomène de Larsen ne se produit et la qualité sonore reste acceptable malgré localement quelques distortions audibles dues à de brèves divergences du filtre adaptatif dans les périodes de silence. Dès les premiers instants de l'expérien-

<sup>1</sup>Après l'amplification nécessaire qui compense le rehaussement des seuils d'audition, il est également nécessaire de compresser le signal afin de rester à un niveau inférieur au seuil de douleur généralement identique à celui des normo-entendants

ce, aucune instabilité n'est observée ce qui signifie que l'algorithme converge très rapidement.

Pour des valeurs de gain au-delà de cette valeur, les distortions deviennent de plus en plus fréquentes et de plus en plus gênantes, cependant jusqu'à un niveau très élevé (gain à 60dB), on ne note toujours pas d'accrochage du système autour d'une fréquence particulière. A ces niveaux de gains, il faut cependant noter que le signal en sortie de prothèse est fortement saturé et qu'il devient donc difficile de juger de l'efficacité de l'algorithme.

La figure 2 montre les très bons résultats de convergences du filtre adaptatif qui parvient de manière très précise à modéliser la réponse en fréquence de référence sauf dans la région des basses fréquences du fait de la très forte atténuation du signal d'écho dans cette plage de fréquences. D'après cette figure, la condition suffisante de stabilité de l'équation (4) est donc préservée.

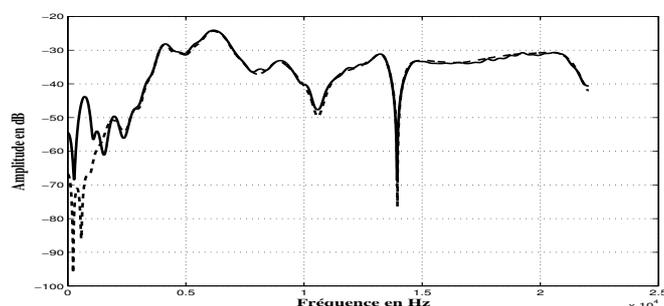


FIG. 2 – Comparaison entre la réponse en fréquence du chemin d'écho (en pointillés) et la réponse en fréquence du filtre adaptatif (en trait plein) en cours d'expérience sous la configuration sans compression.

Dans une deuxième série de test, un compresseur est ajouté en sortie de l'étage d'amplification. Dans cette configuration, le gain critique de fonctionnement sans annulation d'écho observé lors de l'expérience est de 38dB.

L'utilisation de l'algorithme d'annulation d'écho a permis dans de telles conditions d'obtenir une marge de gain de 30dB, cependant le signal en sortie exhibe plus de distortions locales que dans la configuration sans compression. A nouveau, pour cette série de test, aucun phénomène de Larsen n'a été observé pour des niveaux de gains plus élevés, mais à ces niveaux le signal devient particulièrement corrompu par les distortions dues aux divergences locales du filtre adaptatif. De même que précédemment, aucune instabilité n'est audible durant les premiers instants de l'expérience.

La figure 3 montre les bonnes performances de convergence de l'algorithme. On note que l'estimation est moins fine que dans la première configuration.

Les distortions locales et brèves du son causées par des divergences du filtre adaptatif notamment pendant les périodes de silence sont un phénomène courant dans cette application. Dans [2], J.M. Kates propose plusieurs méthodes pour éviter ces artefacts et restreindre les coefficients du filtre adaptatif à des valeurs cohérentes. Ces solutions n'ont pas été implémentées dans le cadre de cette étude afin, dans un premier temps, de pouvoir identifier clairement la pertinence de l'utilisation du GMDF- $\alpha$ . Néanmoins, dans de futurs travaux, des méthodes

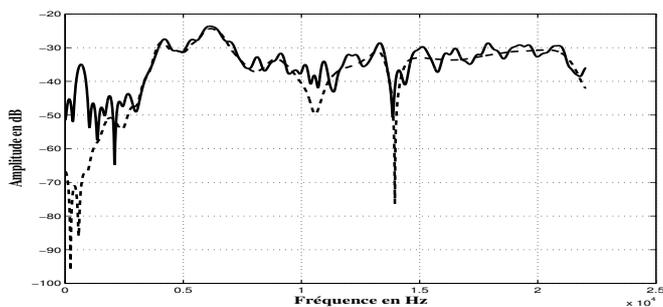


FIG. 3 – Comparaison entre la réponse en fréquence du chemin d’écho (en pointillés) et la réponse en fréquence du filtre adaptatif (en trait plein) en cours d’expérience sous la configuration avec compression.

complémentaires seront envisagées pour pallier ces artefacts.

Enfin, une dernière série de test a permis de vérifier les bonnes capacités de poursuite de l’algorithme. Pendant l’expérience, un obstacle est approché de la prothèse pour modifier le chemin d’écho. Le système utilisé opère avec l’étage de compression et le gain est réglé à 10dB au dessus de la marge de gain. Sans annulation d’écho, on peut observer une modification de la fréquence d’accrochage et un renforcement de l’amplitude des oscillations. Ces résultats sont présentés sur le spectrogramme de la figure 4. Dans la même expérience effectuées avec l’annulateur d’écho, la transition entre les deux situations se fait sans perturbations audibles comme le montre le spectrogramme de la figure 5.

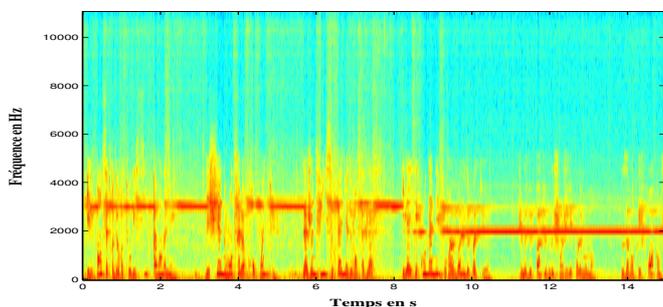


FIG. 4 – Spectrogramme du signal en sortie de prothèse sans annulation d’écho. Un obstacle est approché de la prothèse au bout de 7s provoquant un changement de la fréquence d’accrochage du Larsen.

## 4 Conclusion

Dans les deux configurations étudiées, l’algorithme proposé a permis d’apporter une marge de gain supplémentaire importante. Dans les deux cas, le gain critique était donné par la valeur au delà de laquelle la qualité sonore est gravement corrompue par de brèves divergences du filtre adaptatif sans toutefois qu’un phénomène de Larsen soit observé. La solution adoptée semble donc bien adaptée à la situation particulière de l’annulation d’écho au sein d’une prothèse auditive auquel elle apporte les très bonnes capacités de convergences des algorithmes de type LMS dans un domaine transformée.

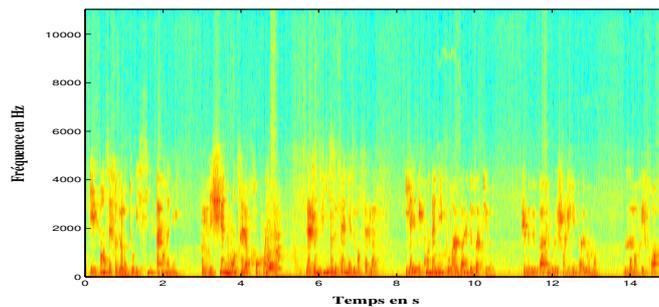


FIG. 5 – Spectrogramme du signal en sortie de prothèse avec annulation d’écho. Un obstacle est approché de la prothèse au bout de 7s, cependant aucun phénomène de Larsen n’est observé.

En outre, les conditions réalistes dans lesquelles ces simulations ont été menées, ont permis de faire une analyse précise et rigoureuse du problème qui pourra éventuellement mener à plusieurs améliorations de la méthode, notamment du point de vue de la qualité sonore afin de se prévenir des divergences locales du filtre adaptatif.

## Références

- [1] James M. Kates. *Applications of Digital Signal Processing to Audio and Acoustics*, chapter Signal Processing for Hearing Aids, pages 235–276. Kluwer Academic Publishers, 1998.
- [2] James M. Kates. *Adaptive Signal Processing, Applications to Real-World Problems*, chapter Adaptive Feedback Cancellation in Hearing Aids, pages 23–57. Springer, 2003.
- [3] Joseph A. Maxwell and Patrick M. Zurek. Reducing acoustic feedback in hearing aids. *IEEE Trans. on Speech and Audio Processing*, 3(4) :pages 304–313, july 1995.
- [4] Thomas Fillon and Jacques Prado. Acoustic feedback cancellation for hearing-aids, using multi-delay filter. In *proc. NORSIG signal Processing Symposium*, 2002. <http://www.norsig.no/norsig2002/proceedings.html>.
- [5] Eric Moulines, Omar Ait Amrane, and Yves Grenier. The generalized multidelay adaptive filter : Structure and convergence analysis. *IEEE Trans. on Signal Processing*, 43(1) :pages 14–28, jan 1995.
- [6] Jacques Prado and Eric Moulines. Frequency-domain adaptive filtering with applications to acoustic echo cancellation. *Annales des Télécommunications*, 49(7-8) :pages 414–428, 1994.
- [7] Ross Bencina and Phil Burk. Portaudio, an open source cross platform audio api. In *Proceeding of the ICMC 2001*, 2001. <http://www.portaudio.com>.
- [8] Scott Foster. Impulse response measurement using golay codes. In *proc. International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP86 Tokyo)*, pages 929–932, 1986.
- [9] D.M. Green B. Zhou and J.C Middlebrooks. Characterization of external ear impulse responses using golay codes. *Journal of the Acoustical Society of America*, 92(2) Pt. 1 :pages 1169–1171, aug 1992.