

Optimisation de Filtres Numériques en Vue d'une Conception d'une Stratégie de Stimulation pour la Prothèse Cochléaire

R. Ben Atitallah, A. Ben Hamida & N. Masmoudi

Laboratoire d'Electronique et des Technologies de l'Information (LETI)

Ecole Nationale d'Ingénieurs de Sfax ; B.P.W, 3038 Sfax, Tunisie

Phone : (216)74.27.40.88 Fax : (216)74.27.55.95

Nouri.Masmoudi@enis.rnu.tn

Résumé :

Cet article traite la mise en œuvre d'un algorithme de stimulation destiné à une prothèse cochléaire. Cet algorithme qui sera implémenté sur processeur existant au niveau de la partie externe de la prothèse devrait être flexible remplissant toutes les possibilités de programmation, et ce afin de satisfaire la grande variété des cas pathologiques.

La parole sera filtrée par un banc de filtres numériques ayant des bandes passantes réparties sur le spectre audible. Le paramètre essentiel de ce signal pour notre application est l'énergie qui va être extraite des différentes bandes, et sera ensuite codée à la partie interne pour générer des stimuli. Pour réaliser cette approche temporelle, nous avons étudié différentes méthodes de synthèse de filtres numériques non récursifs (RIF) ainsi que récursifs (RII).

Pour la mise en œuvre pratique, nous avons réalisé aussi une interface graphique en Visual Basic dans laquelle on intègre les différentes méthodes de synthèse des filtres numériques, les formes de découpage du spectre audible considéré ainsi que l'ordre des filtres à concevoir.

MOTS-CLES : Prothèse cochléaire, Stratégie de stimulation, Filtres numériques.

1. Introduction

La recherche dans le domaine des réhabilitations des surdités est devenue une nécessité dans notre vie courante. En effet, ce handicap est un problème sérieux qui ne cesse d'induire la désintégration sociale. Pour cela, ce domaine de recherche a attiré l'attention de différents laboratoires notamment les groupes oeuvrant dans le traitement du signal de parole pour élaborer des méthodes correctrices très différentes. Certaines sont anciennes, comme les prothèses auditives classiques qui apportent une amplification simple au signal acoustique. D'autres sont plus récentes, comme les prothèses cochléaires [HAM 98] [CHO 88].

La prothèse cochléaire est destinée pour les personnes souffrant de surdité profonde ou totale et dont l'appareillage prothétique conventionnel est inefficace [ZIE 95] [WIL 94]. Elle se base sur le principe de transmission de l'information sonore (parole), capté par un microphone à l'oreille interne via trois principaux étages (Figure 1):



Figure 1 : Synoptique d'une prothèse cochléaire

Un étage de traitement de parole qui concerne le filtrage et la mise en format convenable pour la transmission, un étage de transmission de l'information et un étage de stimulation.

Plusieurs algorithmes de traitement de parole, souvent appelés algorithmes de stimulation, ont été élaborés par des équipes de recherche pour extraire des paramètres essentiels pour la stimulation électrique de la cochlée [HAM 98]. Cette stimulation électrique des cellules nerveuses induit un message nerveux, qui sera acheminé jusqu'aux centres auditifs cérébraux pour l'interprétation subjective [ZIE 95].

2. Outils d'analyse de parole pour la prothèse cochléaire

Notre approche dans cette étude va se baser sur des filtres passe bande répartie sur le spectre audible considéré. La sortie de chaque filtre permet le calcul de l'énergie qui sera codée à la partie interne, le stimulateur cochléaire. Dans ce paragraphe, il serait utile de présenter les procédures théoriques de réalisation des filtres ainsi utilisés dans notre application.

2.1. Réalisation de filtres 'RIF' [HAM 98] [SAL 82] :

Les filtres à réponse impulsionnelle finie 'RIF' sont définis par une convolution avec un séquence de durée finie $h(n)$ représentant la réponse impulsionnelle du filtre :

$$y(n) = \sum_{m=0}^N x(n-m).h(m) \Rightarrow H(z) = \sum_{n=0}^N h(n).z^{-n} \quad (2.1)$$

La structure directe du filtre est donnée par la figure suivante :

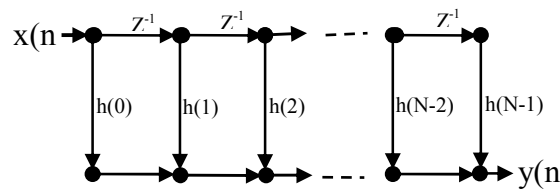


Figure 2 : Forme directe de réalisation d'un filtre RIF

Pour implémenter les filtres RIF, il existe différentes méthodes de synthèse telles que la méthode de la fenêtre, la méthode d'échantillonnage en fréquence ainsi que la méthode itérative basée sur l'algorithme de Remez :

a- Méthode de la fenêtre [SAL 82] [BEL 87]

Connaissant l'expression analytique $H_D(f)$ de la réponse fréquentielle à approcher du filtre, une transformée de Fourier inverse permet de déterminer la réponse impulsionnelle.

$$h_D(t) = TF^{-1} [H_D(f)] \quad (2.2)$$

Les échantillons de cette réponse impulsionnelle sont les coefficients du filtre numérique non récursif idéal :

$$h(n) = T_e h_D(nT_e) \quad (2.3)$$

b- Méthode d'échantillonnage en fréquence [SAL 82] [BEL 87]

La réponse fréquentielle désirée $H_D(f)$ est représentée par ses échantillons $H_D(n)$. Pour N coefficients $H_D(n)$, on peut calculer N valeurs de la réponse impulsionnelle $h(n)$ par la TFD inverse. Toutefois, $H(f)$, la transformée de Fourier de cette réponse $h(n)$, au sens de la TFS, sera très différente de $H_D(f)$. Elles n'auront en commun que les N échantillons $H_D(n)$. On part de M échantillons en fréquence de $H_D(e^{j\theta})$ et on détermine les valeurs de la réponse impulsionnelle au moyen d'une Transformée de Fourier Inverse.

c- Méthode de Remez [SAL 82] [BEL 87]

C'est La méthode optimale pour déterminer les coefficients d'un filtre RIF. Cette méthode est basée sur une distribution uniforme de l'ondulation sur l'ensemble de la bande passante et sur une distribution uniforme de l'affaiblissement sur l'ensemble de la bande de rejection. Les filtres RIF résultants possèdent une réponse en phase linéaire. Ils sont nettement plus performants que les filtres RIF fenêtrés. On les appelle aussi filtres minimax.

La méthode recherche itérativement les coefficients afin qu'avec un ordre minimal, le gabarit soit respecté au mieux. Par rapport à un filtre FIR fenêtré, on a les avantages suivants :

- Pour un gabarit identique, l'ordre d'un filtre FIR par Remez est nettement inférieur.
- L'ondulation dans la bande passante et l'affaiblissement minimal dans la bande de réjection (δ_1 , δ_2) sont configurables séparément.

D. Comparaison entre Méthodes

Si on compare la réalisation d'un filtre passe-bande par les trois méthodes précédemment décrites pour un même ordre, alors la méthode de Remez fournit la bande de transition la plus rapide, les deux autres méthodes ayant presque la même largeur de transition présentent des ondulations plus faibles que celles de la méthode de Remez (Figure 3).

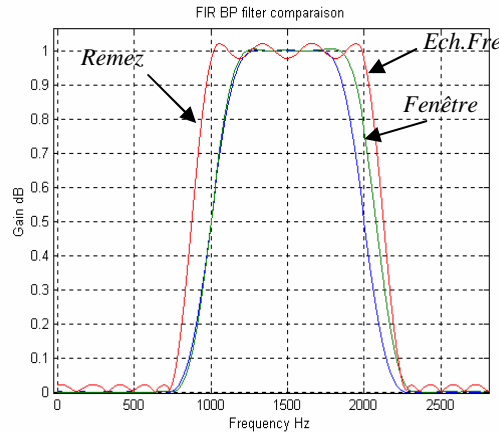


Figure 3 : Comparaison des méthodes de synthèse du RIF

2.2. Réalisation de filtres 'RII' [SAL 82] :

Les filtres à réponse impulsionnelle infinie fournissent une sortie $y(n)$ dépendante des sorties antérieures $y(n-i)$. De ce fait, de tel filtre est récuratif, à stabilité difficile vue que les erreurs de calcul de la sortie vont être accumulées, mais par contre plus performants en terme de sélectivité :

$$y(n) = \sum_{r=1}^M a_r \cdot y(n-r) + \sum_{k=0}^N b_k \cdot x(n-k) \quad (2.4)$$

La fonction de transfert $H(Z)$ s'écrit :

$$H(Z) = \frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{\sum_{r=0}^M a_r \cdot Z^{-r}}{1 + \sum_{k=0}^N b_k \cdot Z^{-k}} \quad (2.5)$$

Où a_k et b_k représentent les coefficients du filtre. En général le numérateur et le dénominateur ont le même degré $M=N$. La structure directe des filtres RII est donnée par la figure suivante :

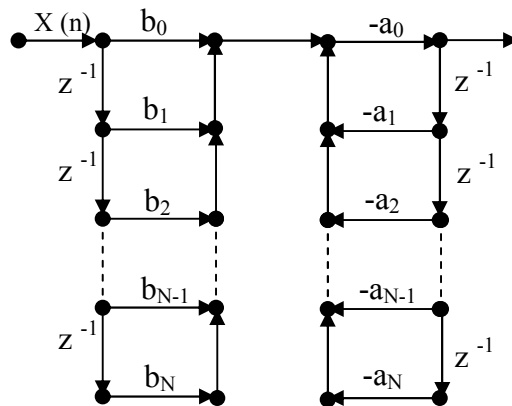


Figure 4 : Forme direct d'un filtre RII

Une méthode directe pour calculer les coefficients d'un filtre RII consiste à faire appel à une fonction modèle, qui est une fonction réelle définie sur l'axe des fréquences. Cette fonction modèle est connue par ses propriétés de sélectivité : Butterworth, Chebyshev et les fonctions elliptiques.

Les différentes fonctions modèles sont définies dans le domaine analogique alors que les filtres qu'on souhaite obtenir sont des filtres numériques. Un tel passage du domaine analogique au domaine numérique est assuré par la transformation bilinéaire tel que [BEL 87].

La réalisation d'un filtre numérique à réponse impulsionnelle infinie à partir d'une fonction modèle dépend du choix de la fonction elle-même et des performances envisagées. En effet, la conception d'un passe-bande avec le modèle de Butterworth a l'avantage d'une réponse en fréquence décroissante monotone continue permettant d'obtenir un gabarit qui ne possède pas des ondulations dans la bande passante et dans la bande atténuée, mais un tel modèle représente une large bande passante.

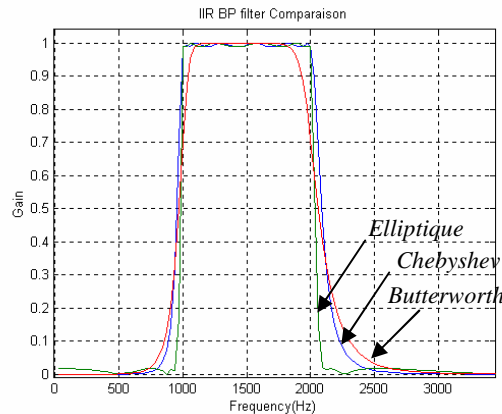


Figure 5: Comparaison des méthodes de synthèse du RII

Le modèle de Chebyshev présente des filtres dont les caractéristiques de la réponse en fréquence ont une réponse d'amplitude équi-ondulations dans la bande passante, une réponse d'amplitude monotone décroissante dans la bande affaiblie et une pente de transition plus abrupte que celle des filtres de Butterworth.

Les filtres elliptiques minimisent l'erreur maximum en la distribuant sur la bande passante et sur la bande affaiblie.

Les équi-ondulations dans ces bandes passantes caractérisent la réponse d'amplitude des filtres elliptiques. Si on la compare à la conception des filtres de Butterworth ou de Chebyshev de même ordre, la conception elliptique fournit la transition la plus abrupte entre la bande passante et la bande affaiblie (Figure 5). C'est la raison pour laquelle les filtres elliptiques sont couramment utilisés.

3. Principe d'une stratégie de stimulation cochléaire basée sur des filtres numériques

Les stratégies réussites actuellement sont celle de Wilson basées sur le filtrage par banc de filtres analogiques ainsi que celle de l'équipe de l'université de Melbourne basées sur la détermination des formants du spectre [HAM 01]. Ces stratégies présentent l'inconvénient du manque de flexibilité et de la transparence aux autres types d'appareillages.

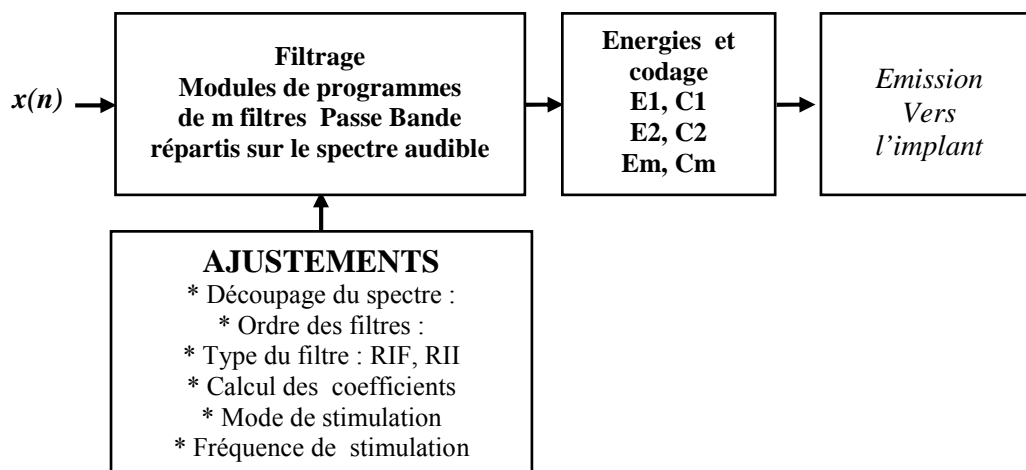


Figure 6: Principe Général de la Stratégie de Stimulation Basé sur l'approche de Filtrage Numérique

Dans notre travail nous proposons une stratégie de stimulation qui sera basée sur un algorithme de traitement du signal de la parole permettant d'extraire l'énergie et la coder à la partie interne de la prothèse. Dans cet objectif, nous avons prévu la souplesse et la flexibilité de stimulation afin de satisfaire le besoin des divers cas de patients. Nous avons pris un exemple d'une prothèse cochléaire ayant huit électrodes de stimulation. Toute fois, notre technique reste toujours valable pour une éventuelle extension. Dans cet exemple, pour élaborer une stratégie de stimulation adéquate qui se base sur l'exploitation au maximum des restes auditifs du patient, la stimulation des différents sites de la cochlée devrait être flexible selon cette conception grâce aux différentes formes de découpage du spectre audible envisagé sur les huit bandes de fréquence.

La figure 6 illustre le principe général de la stratégie de stimulation basé sur l'approche de filtrage numérique passe bande. Nous envisageons dans cet algorithme l'utilisation de différentes méthodes de synthèse pour déterminer les coefficients des filtres numériques, ainsi que divers options pour l'ajustement des paramètres.

Cette opération de filtrage numérique s'effectue parallèlement pour tous les filtres ainsi conçus afin d'avoir à chaque instant des sorties actualisées correspondant au filtrage du signal de parole. La relation de Parseval appliquée dans le domaine temporel permettra de calculer les énergies de sortie des différentes bandes des filtres. En effet, la somme des carrés des échantillons temporels $[y(n)]^2$ à la sortie de chaque filtre constitue les énergies des bandes (E_j) du signal de parole [HAM 00]. Elles serviront pour l'estimation de l'amplitude de la stimulation électrique dans les différents sites de la cochlée :

La sommation peut comprendre un seul terme ou bien plusieurs termes $y(n)$. Le nombre de ces termes 'p' fixe la fréquence de stimulation étant donné que le temps nécessaire entre deux termes $y(i)$ et $y(i+1)$ est approximativement égal à la période d'échantillonnage.

4. Mise en Œuvre de la stratégie de stimulation pour prothèse cochléaire

Le principe de notre stratégie de stimulation proposée pour la prothèse cochléaire consiste à filtrer le signal de parole par un banc de filtres numériques programmables en offrant au clinicien la flexibilité pour programmer les différents paramètres du filtre numérique et choisir la méthode de synthèse convenable. Cette flexibilité est offerte avec une interface graphique remplissant toutes les possibilités de programmation.

- Découpage du spectre audible : Répartition des filtres

Le découpage par un banc de filtres du spectre audible peut se faire de différentes façons suivant le mode de stimulation et le nombre de canaux de stimulation de la prothèse cochléaire ainsi que suivant les contraintes pathologiques du patient. Les différentes formes de découpage du spectre sont les suivantes :

- Découpage linéaire
- Découpage logarithmique concentré vers les basses fréquences
- Découpage logarithmique concentré vers les hautes fréquences
- Découpage selon une estimation des positions des formants f_1 , f_2 , f_3 , f_4 et f_5
- Découpage au choix fixé par le clinicien selon le cas spécifique du cas pathologique

Dans ce qui suit, nous allons représenter un des exemples de découpage effectués pour le cas de filtres RIF calculés selon la méthode d'approximation de Remez. Nous avons effectué un exemple de découpage logarithmique concentré vers les basses fréquences. La simulation de ces filtres a été programmée sous Matlab et a présenté des résultats satisfaisants pour notre stratégie de stimulation pour prothèse cochléaire.

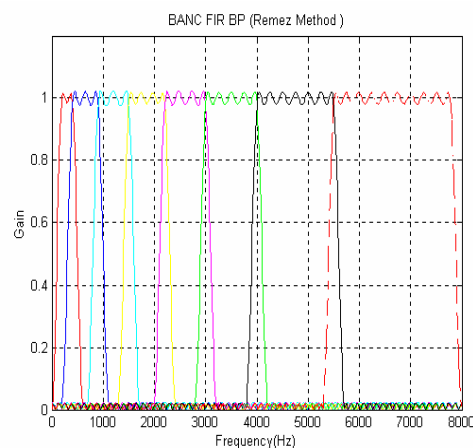


Figure 7 : Répartition des filtres numériques RIF (Découpage semi-logarithmique vers les basses fréquences (Méthode de Remez))

La même procédure a été effectuée pour des filtres elliptiques, et nous avons eu une satisfaction lors de cette simulation, que nous espérons qu'elle sera de même lors de l'implémentation matérielle sur DSP.

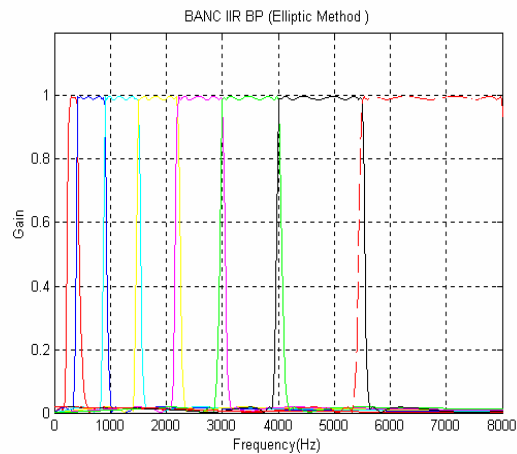


Figure 8 : Répartition des filtres numériques RII Elliptiques (Découpage semi-logarithmique vers les BF)

Il est noter qu'il est possible d'envisager le chevauchement des bandes, C'est-à-dire qu'on peut prendre des points du spectre appartenant à deux bandes consécutives. Dans ce cas, il existe une continuité entre bandes, Ce qui pourrait constituer parfois une amélioration dans la perception sonore pour certain cas de patients.

- Exemple illustré de filtrage de parole

Nous représentons le spectre de fréquence du signal de parole et nous allons procéder à un filtrage numérique. Nous avons appliqué à ce segment de parole l'opération de filtrage numérique par banc de filtres basé sur la méthode de synthèse Elliptique avec un découpage linéaire.

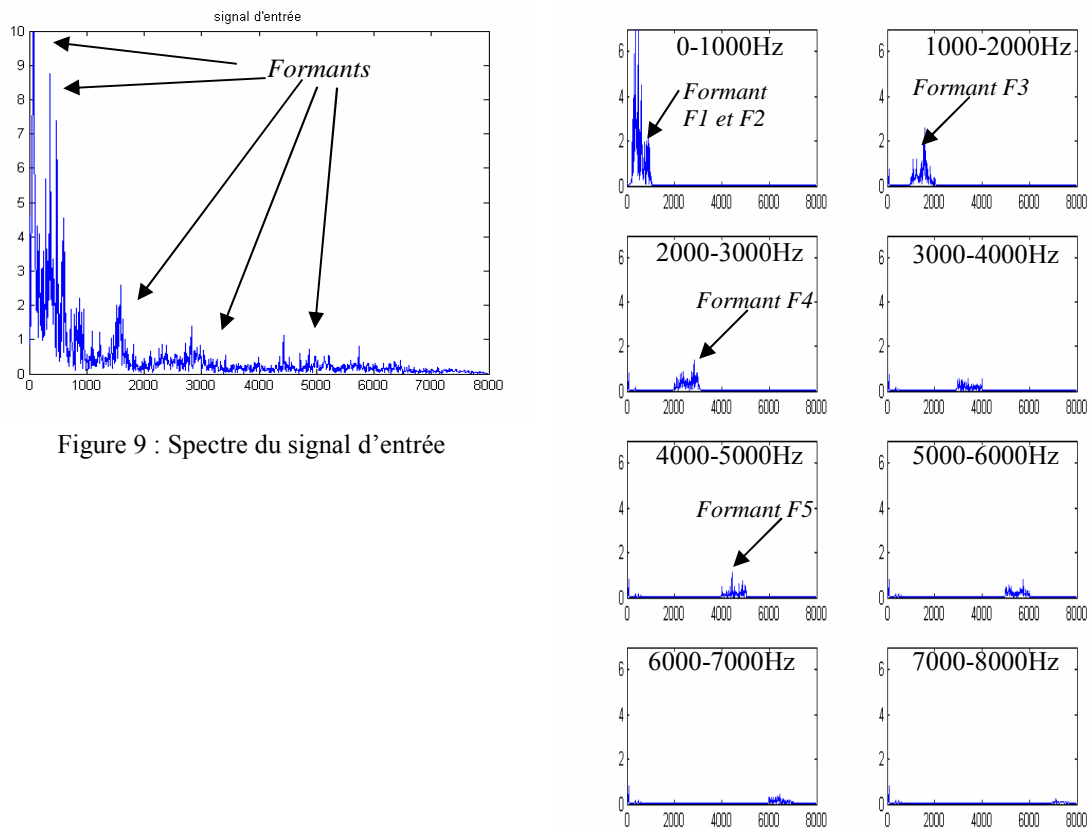


Figure 9 : Spectre du signal d'entrée

Figure 10 : Exemple de filtrage de la parole par banc de filtres numériques

- Interface Graphique pour l'ajustement des paramètres de l'algorithme

Nous avons prévu une interface graphique rassemblant tous les paramètres d'ajustements de l'algorithme. Cette interface a été conçue en Visual Basic et permettra plus tard la communication avec un ordinateur de commande. Toute la théorie développée pour notre technique temporelle va être mise sous forme logicielle ayant comme caractéristique principale la souplesse et la flexibilité qui sont les critères essentiels pour notre algorithme de stimulation pour la prothèse cochléaire.

En effet, pour rendre notre stratégie entièrement programmable, nous proposerons l'interface utilisateur assurant le choix des fonctions suivantes (Figure 11) :

- La fréquence d'échantillonnage, donc du spectre audible envisagé.
- Le nombre de canaux de stimulation (ou des électrodes actives).
- Les méthodes de découpage du spectre audible, avec l'option avec ou sans chevauchement.
- Le rythme global de stimulation : Périodicité de l'activation des électrodes de stimulation.
- Le rythme d'activation de chaque électrode (ou canal de stimulation).
- Les filtres numériques RIF ou RII (méthode de synthèse, coefficients).
- La représentation des gabarits du banc de filtres.

Cette interface va permettre au médecin lors des tests cliniques d'appliquer au patient différents modes de synthèse et de découpage pour aboutir à la stratégie de stimulation la plus convenable au cas pathologique. Les paramètres de stimulation ainsi trouvés seront transférés au processeur spécifique 'DSP'.

5. Conclusion

Nous avons étudié une stratégie de stimulation pour prothèse cochléaire basée sur une optimisation de filtres numériques. La stratégie ainsi proposée est basée sur l'analyse temporelle par filtrage de parole avec un banc de filtres numériques pour l'extraction des paramètres essentiels à la stimulation. Nous avons de même conçu un outil logiciel qui permet la mise en œuvre pratique de notre stratégie ainsi que la communication avec le processeur numérique dédié. Un interface utilisateur a été prévu de ce fait démontrant ainsi la souplesse et la flexibilité durant les ajustements cliniques. En effet, dans notre stratégie, il est possible de faire la synthèse des filtres numériques par l'approche récursive ou par l'approche non-récursive selon différentes méthodes de synthèse, et ce avec spécification des paramètres du filtre. Nous offrons aussi plusieurs modèles de découpage afin de bien exploiter les capacités auditives des différents cas pathologiques.

Les simulations sur des signaux de parole ont été satisfaisantes, car cette opération permet l'extraction des différents composants essentielles de la parole nécessaires à la stimulation. En fin, nous pouvons bien noter que notre stratégie a rassemblé non seulement les critères d'efficacité et de flexibilité, chose qui n'est pas offerte par les autres stratégies, mais aussi la reprise de toutes les performances de ces stratégies existantes.

6. Références :

- [HAM 98] Ahmed BEN HAMIDA, "Etude et implantation d'algorithmes de traitement de la parole dédiés à la stimulation électrique par la prothèse cochléaire", Thèse de doctorat à L'E.N.I.S, Décembre 1998.
- [CHO 88] C.H. Chouard, B. Weber, F. Chabolle, C. Fugain, 'Les implants cochléaires monocanal Monomac et multicanaux Minimac', Annale Otolaryngology, 1988, Vol. 105, pp. 227-236.
- [ZIE 95] C. Zierhofer; M. Hochmair-Desoyer; J. Ingeborg; E. Hochmair, 'Electronic Design of a Cochlear Implant for Multichannel High-Rate Pulsatile Stimulation Strategie', IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol.3, N°1, Mar 1995 Piscataway NJ USA, pp. 112-116.
- [WIL 94] B.S. Wilson, D.T. Lawson, M. Zerbi and Ch.C. Fineley, 'Recent Developments with CIS Strategies', Proceedings of the 3rd International Cochlear Implant Conference, Innsbruck, Austria, April 1994.
- [HAM 00] A. Ben Hamida & all; 'A Speech treatment Algorithm Based on a Programmable Filter Bank for Cochlear Prosthesis', Innovation and Technology in Biology and Medicine (Revue ITBM), Editions Scientifiques et Médicales ELSEVIER, vol.21, n°4, pp. 217-226, France, 2000.
- [HAM 01] A. Ben Hamida & Med Ghorbel, 'Digital approach for Cochlea's Stimulation : A Programmable Micro-Stimulator Driven by a Flexible Speech processing', IEEE EMBS 23rd International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2001, 25 – 28 October 2001, Istanbul – Turkey;

[SAL 82] W. P. Salman et M. S. Solotareff 'Le filtrage numérique' Eyrolles 1982.

[BEL 87] M. Bellanger "Traitement Numérique du Signal" Masson 3^{ème} Edition 1987.

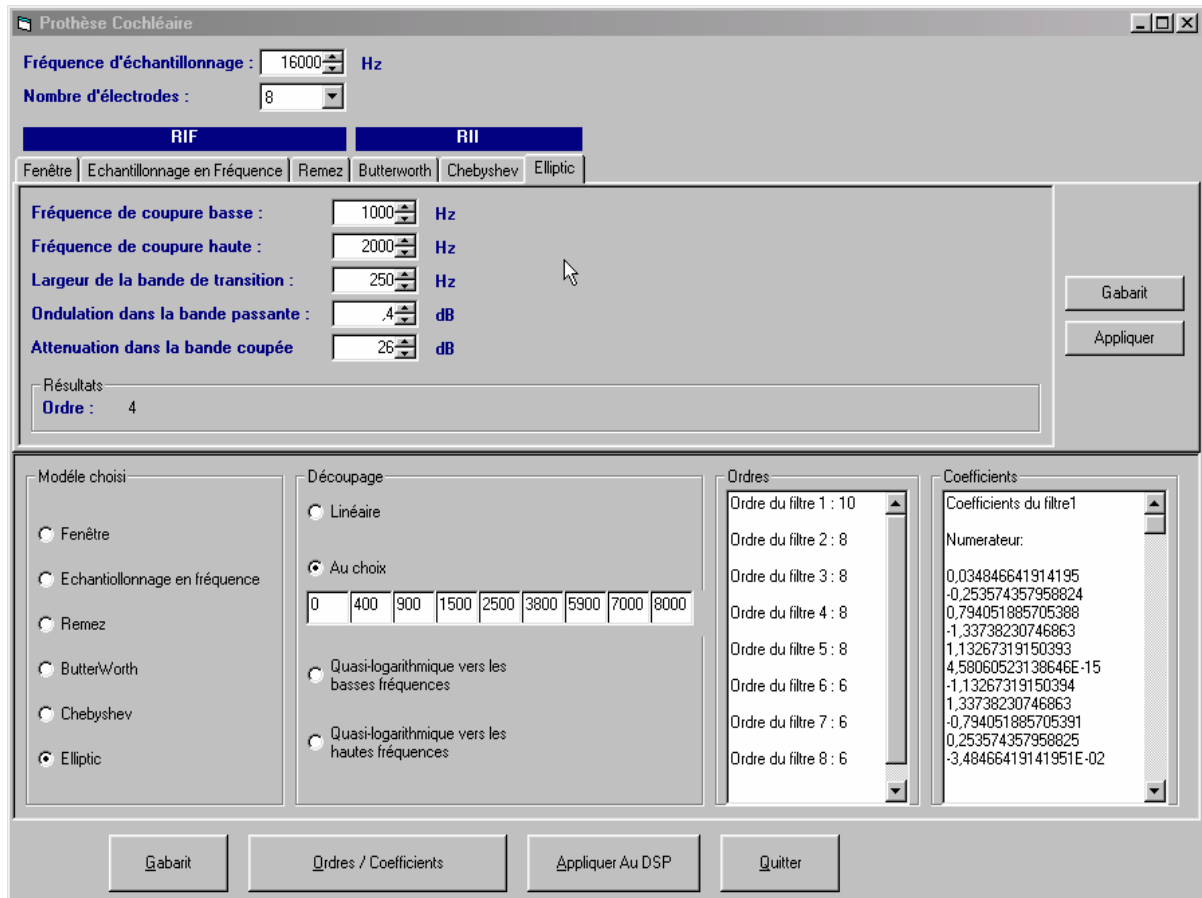


Figure 11 : Interface graphique pour l'ajustement des paramètres de stimulation