

Simulation d'un implant EAS (Electric-Acoustic Stimulation) par un vocoder hybride

Fabien Seldran^{1,2}, Hung Thai-Van², Eric Truy², Christian Berger-Vachon², Lionel Collet², Stéphane Gallégo²

¹Vibrant Med-El Hearing Technology GmbH, 400 Av Roumanille – BP 309, F-06906 Sophia-Antipolis Cedex, fseldran@yahoo.fr

²Laboratoire Neurosciences Sensorielles, Comportement, Cognition. Hôpital Edouard Herriot, pav U, 3 place d'Arsonval, F-69437 Lyon Cedex 03

L'implant EAS (Electric-Acoustic Stimulation) est destiné à des malentendants qui ont une surdité partielle. Les fréquences graves sont stimulées acoustiquement par une aide auditive ; tandis que les aigus sont stimulés par un implant cochléaire (IC), qui envoie un signal électrique sur le nerf auditif. Pour la partie IC de l'EAS, le porte-électrode (PE) utilisé est plus court qu'un PE standard mais le nombre d'électrodes sur le PE est inchangé. Les électrodes sont donc plus proches les unes des autres, ce qui augmente les interactions. Pour le codage du son par l'IC, il existe différentes stratégies qui varient par leur vitesse de stimulation et le nombre d'électrodes stimulées à chaque instant. Le but de notre étude est d'évaluer s'il existe une stratégie de codage qui serait mieux adaptée à l'EAS parmi les stratégies CIS, ACE et SPEAK, c'est-à-dire une stratégie qui limite les interactions inter-électrodes sans dégrader l'intelligibilité du patient. Nous avons conçu un vocodeur hybride (acoustique + électrique simulé) qui nous a permis d'évaluer, chez 15 sujets normo-entendants, l'intelligibilité en fonction de la stratégie de codage implémentée, c'est-à-dire en fonction du nombre de maxima extraits, en fonction du chevauchement fréquentiel entre les deux stimulations et en fonction de la cadence de stimulation. Les tests sont réalisés dans le silence et dans le bruit cocktail party avec des rapports signal / bruit de -6, 0 ou +6 dB. Les performances sont significativement meilleures sans chevauchement fréquentiel. De même, plus le nombre de maxima augmente, plus l'intelligibilité augmente. Enfin, il n'apparaît pas d'effet significatif de la vitesse de stimulation. Pour limiter les interactions entre les électrodes sans dégrader l'intelligibilité, nos résultats suggèrent d'utiliser une stratégie de codage sans chevauchement fréquentiel, sans extraction de pic et à cadence lente. Une étude complémentaire chez des sujets implantés permettrait de valider cette hypothèse.

1 Introduction

La Stimulation Electrique-Acoustique (EAS) est une nouvelle méthode pour l'appareillage des surdités partielles. Elle consiste à stimuler le système auditif par deux modes de stimulation en parallèle : les basses fréquences sont stimulées acoustiquement par une aide auditive, tandis que les hautes fréquences sont stimulées électriquement grâce à un implant cochléaire avec un faisceau d'électrodes inséré seulement dans le tour basal, i.e. où les cellules sont endommagées.

Des précédents travaux ont reporté que certains patients pouvaient percevoir des sons graves avec leur audition résiduelle, après une implantation cochléaire [1]. En 1999, Von Ilberg et al [2] ont montré qu'il était possible, pour ces patients, d'exploiter l'audition résiduelle, en combinant une aide auditive et un implant cochléaire sur la même oreille. Les retours d'expérience montrent que l'utilisation de cette audition résiduelle améliore la compréhension des patients, en particulier en milieu bruyant [3, 4].

C'est pourquoi un des buts actuels pour l'EAS est d'améliorer les techniques chirurgicales mais aussi le design des porte-électrodes, afin de minimiser les lésions sur les cellules encore fonctionnelles à l'apex, lors de l'insertion du porte-électrode dans la cochlée. Pour cela, certains fabricants d'implants proposent désormais des porte-électrodes plus courts, spécialement conçus pour l'EAS [5]. Cependant, le nombre d'électrodes sur ces faisceaux est le même que sur les faisceaux standard. Par conséquent les contacts sont plus proches les uns des autres, ce qui est susceptible de générer plus d'interactions inter-

canaux par rapport à un faisceau d'électrodes de longueur standard [6].

Les interactions inter-canaux peuvent probablement être diminuées en utilisant des stratégies de codage plus adaptées. Par exemple, une stratégie de codage comme CIS (Continuous Interleaved Sampling) consiste à délivrer les impulsions séquentiellement sur les différentes électrodes, ce qui réduit nettement les interactions par rapport à une stratégie à stimulation simultanée [7]. Cependant le phénomène d'interactions reste toujours présent, par exemple à cause de la polarisation résiduelle de la membrane neurale qui a des propriétés capacitives. L'utilisation de hautes cadences de stimulation va fournir une meilleure représentation de l'information temporelle [7] mais en contrepartie cela génère des interactions plus importantes [8].

Le but de notre étude est d'évaluer à l'aide d'une simulation acoustique du système EAS, si une stratégie de codage du son par l'implant serait plus adaptée qu'une autre, dans le cas où le patient entend encore avec ses graves. Les stratégies les plus répandues sont CIS, ACE (Advance Combination Encoder) et SPEAK (Spectral Peak) et elles diffèrent essentiellement les unes des autres par leur cadence de stimulation (en nombre d'impulsion par seconde - ips) et par le nombre de maxima extraits (i.e. le nombre de canaux stimulés à chaque trame d'analyse du signal). Nous évaluerons également si un chevauchement fréquentiel entre stimulation acoustique et stimulation électrique peut avoir une influence sur la compréhension. Si nos tests révèlent que ces paramètres n'ont aucun effet sur l'intelligibilité, il pourrait être intéressant, pour l'EAS,

d'utiliser une stratégie qui vise à limiter les interactions inter-canaux.

2 Matériel et méthodes

Quinze sujets normo-entendants (seuil d'audition inférieur à 20 dB HL sur les fréquences [250-8000] Hz) ont participé à l'étude. Ils avaient pour consigne d'écouter une série de mots, diffusés dans leur oreille droite, et de répéter ce qu'ils avaient compris. Le matériel phonétique utilisé était des listes de mots dissyllabiques de Fournier prononcées par une voix d'homme. Les listes sont diffusées à 65 dB SPL, sans bruit et avec bruit cocktail party pour des Rapports Signal/Bruit (RSB) de +6, 0 ou -6 dB. Ces différentes situations sont testées dans un ordre de passation aléatoire. Nous mesurons le pourcentage de syllabes correctement répétées, chaque liste contient 10 mots dissyllabiques, chaque syllabe répétée vaut 5%. Un test Anova multifacteur à mesures répétées sur les sujets nous permettra d'évaluer si les performances peuvent être expliquées par un effet du chevauchement fréquentiel entre stimulation acoustique et stimulation électrique (avec/sans chevauchement), par un effet de la cadence de stimulation, i.e. de la vitesse d'analyse du signal (250, 500 ou 1000 analyses par seconde / impulsions par seconde : ips), ou par un effet du nombre de maxima extraits à chaque trame d'analyse (2/10, 4/10, 6/10, 10/10).

Concernant le traitement effectué sur les pistes audio, les signaux de parole et de bruit ont été mélangés au préalable, avant d'être transformés par le vocoder. Le vocoder que nous avons réalisé reçoit en entrée le signal original et renvoie en sortie un signal acoustique modélisant la sensation sonore perçue par un patient implanté EAS (figure 1).

La partie acoustique du système est reproduite par un simple filtrage passe-bas du signal entrant, jusqu'à 650 Hz. La partie implant cochléaire simulée est encodée soit entre 500 et 8300 Hz pour la situation « avec chevauchement fréquentiel », soit entre 650 et 8300 Hz pour la situation « sans chevauchement fréquentiel ». Pour concevoir le vocoder, nous avons reproduit une technique décrite par Shannon et al [9]. L'idée est de transmettre l'enveloppe temporelle de chaque canal de l'implant.

Pour la partie codage du son par l'implant, la première étape consiste à séparer le signal entrant en autant de bandes de fréquences qu'il y a de canaux sur l'implant. Dans notre étude, nous considérons un implant à 10 canaux. Les bandes passantes de chaque canal ont été ajustées, de façon à reproduire l'organisation tonotopique de la cochlée (i.e. chaque zone de la cochlée code une zone de fréquences), selon une échelle lin-log. Le signal de chaque canal subit ensuite une extraction d'enveloppe. Chaque trame d'analyse est modulée par une fenêtre de Hamming et nous utilisons différents taux de recouvrement. Dans l'implant cochléaire, le fait d'augmenter la cadence de stimulation revient à augmenter l'échantillonnage du signal et cela améliore la résolution temporelle de l'information transmise [7]. Pour notre simulation, il n'est pas possible de jouer sur la cadence de stimulation, mais le fait de jouer sur le taux de chevauchement des différentes fenêtres de Hamming permet de jouer sur la résolution temporelle du signal. C'est pourquoi nous faisons l'analogie entre la vitesse d'analyse du signal et la cadence de stimulation de l'implant. Pour une trame d'analyse, si nous utilisons une stratégie à extraction de pics et qu'une bande considérée est peu énergétique par rapport aux autres bandes, alors la fenêtre de reconstruction aura une valeur nulle à l'instant considéré.

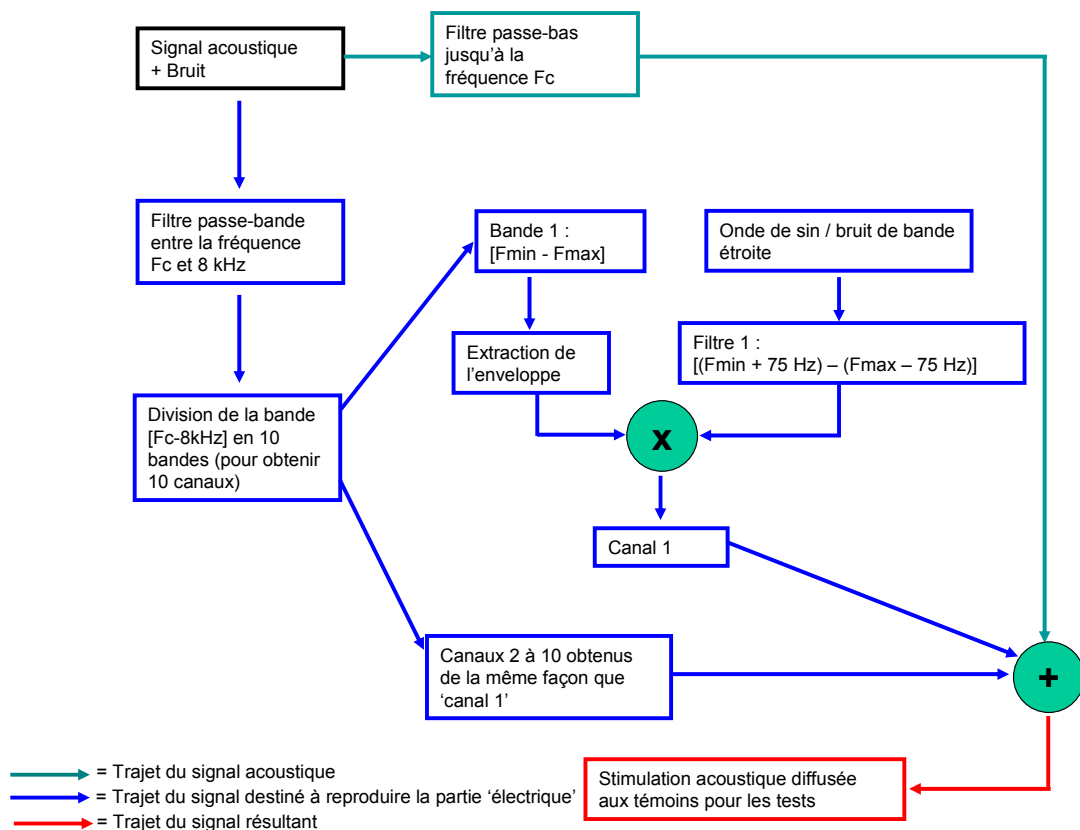


Figure 1 : Synoptique du traitement réalisé par le vocoder.

Dans le cas contraire, le signal reconstruit aura la valeur RMS des bandes de fréquences qu'il contient. Suite à ce « redressement », chaque signal subit un filtrage passe-bas à 150 Hz pour conserver les fluctuations d'enveloppe. Pour une trame d'analyse, si nous utilisons une stratégie à extraction de pics et qu'une bande considérée est peu énergétique par rapport aux autres bandes, alors la fenêtre de reconstruction aura une valeur nulle à l'instant considéré. Dans le cas contraire, le signal reconstruit aura la valeur RMS des bandes de fréquences qu'il contient. Suite à ce « redressement », chaque signal subit un filtrage passe-bas à 150 Hz pour conserver les fluctuations d'enveloppe. L'enveloppe de chaque canal est ensuite remplie par un bruit blanc filtré pour la même gamme de fréquence mais avec une largeur plus étroite. Enfin il y a une étape d'amplification de chaque canal et les différents canaux sont sommés pour obtenir le signal acoustique de sortie qui sera utilisé pour les tests.

3 Résultats

Les résultats de l'Anova montrent qu'il y a un effet significatif du nombre de maxima extraits ($p < 10^{-4}$; $F=54,9$). Plus il y a de canaux, meilleure est l'intelligibilité. Toutes conditions de bruit confondues, l'intelligibilité moyenne est de 60,0% à 2/10 maxima et elle atteint son maximum à 72,9% lorsque tous les canaux sont stimulés (figure 2). Dans le silence, l'intelligibilité moyenne varie entre 94,4 % pour 2/10 maxima et 97,5 % lorsque tous les canaux sont stimulés.

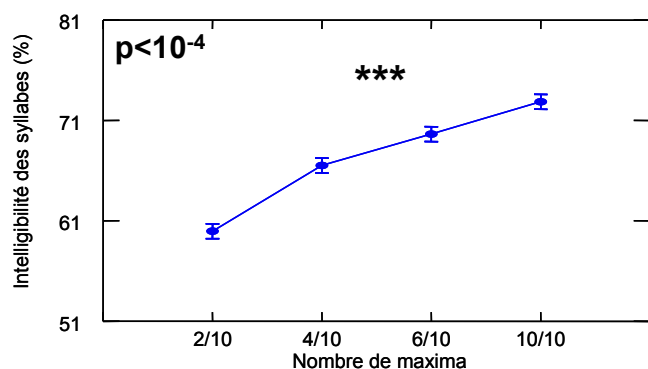


Figure 2 : Intelligibilité des syllabes en fonction du nombre de maxima stimulés : valeurs moyennes et erreur standard obtenues sur $n = 15$ sujets, toutes conditions de bruit confondues.

Le test montre également un effet significatif du facteur chevauchement fréquentiel sur les performances ($p < 0,01$; $F=11,7$). Toutes conditions de bruit confondues, l'intelligibilité moyenne sans chevauchement fréquentiel est 68,5% et elle diminue à 66,0% lorsqu'il y a un chevauchement fréquentiel entre les deux stimulations (figure 3).

Enfin, l'Anova ne révèle pas d'effet significatif de la vitesse de stimulation sur l'intelligibilité ($p > 0,1$; $F=1,8$). L'intelligibilité moyenne, toutes conditions de bruit confondues, est 66,4% à 250 ips, elle augmente à 68,1% à 500 ips, et redescend à 67,3% à 1000 ips (figure 4). Dans le silence, l'intelligibilité moyenne est 96,0 % à 250 ips, 96,7 % à 500 ips et 96,7 % à 1000 ips.

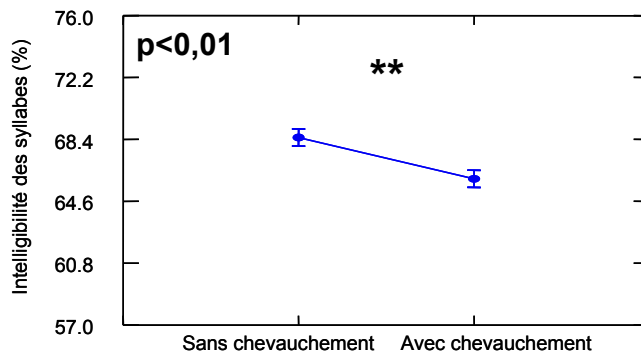


Figure 3 : Intelligibilité des syllabes en fonction du chevauchement fréquentiel entre les deux stimulations : valeurs moyennes et erreur standard obtenues sur $n = 15$ sujets, toutes conditions de bruit confondues.

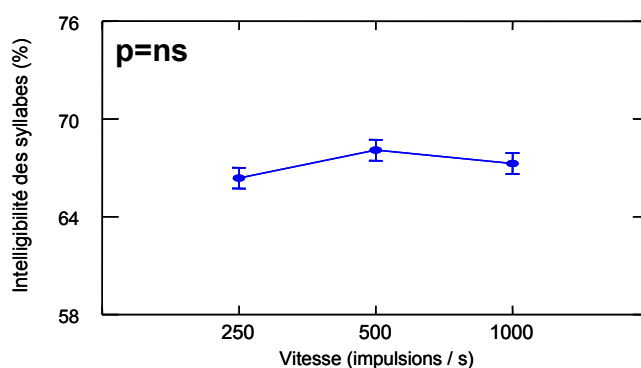


Figure 4 : Intelligibilité des syllabes en fonction de la vitesse de stimulation de l'implant (en impulsions/seconde) : valeurs moyennes et erreur standard obtenues sur $n = 15$ sujets, toutes conditions de bruit confondues.

4 Discussion

Les résultats de notre simulation ont mis en évidence un effet significatif du nombre de maxima extraits et du chevauchement fréquentiel, mais il n'apparaît pas d'effet significatif de la vitesse d'analyse sur les performances, pour l'EAS. Pour les conditions de test dans le silence, les résultats sont toujours supérieurs à 90 %, ce qui est accord avec les résultats présentés par Shannon et al [9] pour un vocoder avec seulement 4 bandes de bruit.

L'effet du nombre de maxima peut s'expliquer par le fait que l'intelligibilité augmente avec la quantité d'information spectrale fournie. Cependant il faut être prudent dans cette interprétation, dans cette étude nous avons générés des canaux indépendants alors que ce n'est pas forcément le cas dans la réalité. Dans la cochlée, lorsque plusieurs électrodes sont stimulées pendant un instant Δt , il y a des interactions qui se manifestent, notamment par un « bavage » fréquentiel d'un canal sur les canaux qui lui sont adjacents. C'est pourquoi l'utilisation du maximum de canaux actifs ne fournit pas toujours la meilleure intelligibilité [10]. Chaque électrode de l'implant génère un champ électrique diffus et certaines populations de neurones peuvent être stimulées par différentes électrodes, les canaux de l'implant ne sont donc plus totalement indépendants. Dans notre simulation, les bandes de bruit utilisées pour reproduire la tonotopie cochléaire sont séparées les unes des autres et le bavage fréquentiel n'a

pas été pris en considération. On peut donc supposer que nos mesures ont été surévaluées par rapport à la réalité. Parallèlement on peut supposer aussi que les performances ont été sous-évaluées dans la mesure où l'enveloppe de notre signal « électrique » est filtrée passe-bas à 150 Hz, tandis que la stimulation de l'implant cochléaire permet d'encoder jusqu'à 300 Hz.

Pour l'effet du chevauchement fréquentiel, nos résultats ont montré de meilleurs scores lorsqu'il n'y a pas de chevauchement fréquentiel. Les retours d'expériences semblent montrer que les deux stimulations agissent en synergie [4, 11] et nos résultats supposent que pour maximiser l'efficacité de la stimulation électrique et acoustique combinée, il est préférable d'éviter une redondance de l'information spectrale entre ces deux stimulations.

Enfin nous observons que la vitesse de stimulation n'a pas d'influence sur les performances pour l'implant EAS, alors que pour l'implant cochléaire classique il a été montré que de hautes cadences de stimulation peuvent améliorer significativement les performances par rapport à des cadences lentes [12], au moins pour certains patients. Il est bien établi que l'utilisation de cadences rapides améliore la résolution temporelle de l'enveloppe de la parole [13], mais on peut supposer que ces cadences importantes augmentent aussi le phénomène d'interactions inter-canaux, à cause des propriétés capacitatives de la membrane neurale [6] et cela peut, dans certains cas, dégrader l'information transmise au nerf auditif. Dans la mesure où la vitesse de stimulation n'affecte pas les performances des patients EAS, nous préconisons d'adopter une stratégie à cadence lente, pour la stimulation électrique-acoustique.

5 Conclusion

Nos résultats suggèrent que pour l'EAS, il pourrait être intéressant d'adopter une stratégie de codage à cadence lente, sans extraction de pics et sans chevauchement fréquentiel entre stimulation acoustique et stimulation électrique. Une étude complémentaire chez des sujets implantés permettrait de valider ces recommandations.

Références

- [1] Hodges A.V., Schloffman J., Balkany T., "Conservation of residual hearing with cochlear implantation", *Am. J. Otol.*, 18, 179-183 (1997).
- [2] Von Ilberg C., Kiefer J., Tillein J., Pfenningdorff T., Hartmann R., Stürzebecher E., Klinke R., "Electric-Acoustic Stimulation of the Auditory System", *ORL*, 61, 334-340 (1999).
- [3] Gantz B.J. and Turner C.W., "Combining acoustic and electrical hearing", *Laryngoscope*, 113, 1726-1730 (2003).
- [4] Kiefer J., Pok M., Adunka O., Stürzebecher E., Baumgartner W., Schmidt M., Tillein J., Ye Q., Gstoettner W., "Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system : results of a clinical study", *Audiol. Neurotol.*, 10(3), 134-144 (2005).
- [5] Hochmair I., Nopp P., Jolly C., Schmidt M., Schöber H., Garnham C., Anderson I., "MED-EL cochlear implants: state of the art and a glimpse into the future", *Trends Ampl.*, 10, 201-220 (2006).
- [6] Shannon R.V., "Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. II. Channel interaction", *Hear. Res.*, 12, 1-16 (1983).
- [7] Wilson B.S., Finley C.C., Lawson D.T., Wolford R.D., Eddington D.K., Rabinowitz W.M., "Better speech recognition with cochlear implants", *Nature*, 352, 236-238 (1991).
- [8] De Balthasar C., Boëx C., Cosendai G., Valentini G., Sigrist A., Pelizzone M., "Channel interactions with high-rate biphasic electrical stimulation in cochlear implant subjects", *Hear. Res.*, 182, 77-87 (2003).
- [9] Shannon R.V., Zeng F.G., Kamath V., Wygonski J., Ekelid M., "Speech recognition with primarily temporal cues", *Science*, 270, 303-304 (1995).
- [10] Brill S.M., Gstoettner W., Helms J., Von Ilberg C., Baumgartner W., Müller J., Kiefer J., "Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the COMBI 40+", *Am. J. Otol.*, 18, S104-S106 (1997).
- [11] Dorman M.F., Spahr A.J., Loizou P.L., Dana C.J., Schmidt J.S., "Acoustic simulations of combined electric and acoustic hearing (EAS)", *Ear. Hear.*, 26(4), 371-380 (2005).
- [12] Loizou P.C., Poroy O., Dorman M., "The effect of parametric variations of cochlear implant processors on speech understanding", *J. Acoust. Soc. Am.*, 108 (2), 790-802 (2000).
- [13] Wilson B.S., Finley C.C., Lawson D.T., Zerbi M., "Temporal representations with cochlear implants", *Am. J. Otol.*, 18, S30-S34 (1997).