

Stimulation Electrique-Acoustique (EAS) : De nouvelles perspectives pour le traitement des surdités partielles

Fabien Seldran

Pr. Eric Truy, Pr. Christian Berger-Vachon,

Dr. Hung Thai-Van, Pr. Lionel Collet,

Stéphane Gallego

Laboratoire Neurosciences Sensorielles,

Comportement & Cognition

CNRS UMR 5020

Université Claude Bernard Lyon 1

Pavillon U,

Hôpital Edouard Herriot,

3, place d'Arsonval

69437 Lyon CEDEX 03

E-mail : fseldran@yahoo.fr

Résumé

La Stimulation Electrique-Acoustique (EAS) est une nouvelle technologie d'implants cochléaires pour le traitement des surdités partielles, c'est-à-dire pour les malentendants qui ont une audition résiduelle dans les basses fréquences. Ces patients ne sont pas satisfaits de leurs aides auditives car elles ne leur apportent pas un bénéfice suffisant, de plus ces patients ne sont pas assez sourds pour être candidats à une implantation cochléaire standard car la chirurgie pourrait endommager leur audition résiduelle. Depuis quelques années, de nouvelles techniques de chirurgie mini-invasive (soft-surgery) permettent de réduire le traumatisme et de préserver l'audition résiduelle du patient. Ainsi, le système auditif est stimulé de deux façons. Les basses fréquences sont stimulées par une aide auditive avec un signal acoustique amplifié ; tandis que les hautes fréquences sont stimulées grâce à un implant cochléaire, par un signal électrique, directement sur le nerf auditif. Avec l'EAS, l'oreille interne est stimulée par un signal acoustique et électrique ; le système auditif est donc capable d'intégrer simultanément des informations de basses et hautes fréquences.

Summary

Electric-Acoustic Stimulation (EAS) is a new technology of cochlear implants for the treatment of partial deafness, for people who have significant residual hearing in the low frequencies. These patients are not satisfied of their hearing aids because they can't provide them sufficient benefit, and moreover these patients are not deaf enough to be candidates for a standard cochlear implantation because the surgery could damage their residual hearing. Since a few years, a new technique of "soft surgery" allows reducing this damage and to preserve the patient's residual hearing. Thus, the auditory system is stimulated by two different ways. The low frequencies are stimulated by a hearing aid with an amplified acoustic signal; while the high frequencies are stimulated thanks to a cochlear implant, by an electric signal, directly on the auditory nerve. With the EAS, the inner ear is stimulated by both an acoustic and an electric signal; so the auditory system is able to integrate simultaneously low and high frequencies informations.

D

e nombreux patients sont atteints d'une perte auditive dite « partielle » de type pente de ski qui se caractérise par une perte légère à moyenne dans les fréquences graves associée à une perte auditive profonde voire totale dans les fréquences aiguës.

Leur perte auditive est trop importante pour être comblée avec des aides auditives classiques (type contours surpuissants), mais elle n'est pas assez importante pour que le sujet soit candidat à l'implantation cochléaire conventionnelle, ce qui conduirait à la destruction de ses restes auditifs.

La Stimulation Électrique-Acoustique ou EAS, consiste à combiner les technologies de l'aide auditive et de l'implant cochléaire dans la même oreille (Figure 1) pour les patients atteints d'une perte auditive partielle. Depuis peu, une technique de chirurgie mini-invasive (soft surgery) permet de réduire le traumatisme et de conserver ainsi, les restes auditifs du malentendant [1 à 10]. Les fréquences graves

seront stimulées par une aide auditive, c'est-à-dire par un signal acoustique ; tandis que les hautes fréquences seront stimulées à l'aide d'un implant cochléaire, c'est-à-dire par un signal électrique, directement sur le nerf auditif. Avec l'EAS, l'oreille interne est stimulée à la fois avec des stimuli acoustiques et des stimuli électriques ; elle est ainsi capable de traiter simultanément des informations de fréquences graves et aiguës [11]. Des études ont montré un effet de synergie élevé quand les technologies d'aide auditive et d'implant cochléaire sont combinées, et ceci tout particulièrement pour la compréhension de la parole dans le bruit et l'appréciation de la musique [4,5,12,13].

Candidats

Trois facteurs déterminent si un patient est candidat ou non à l'EAS : l'audiogramme, les performances vocales et son étiologie.

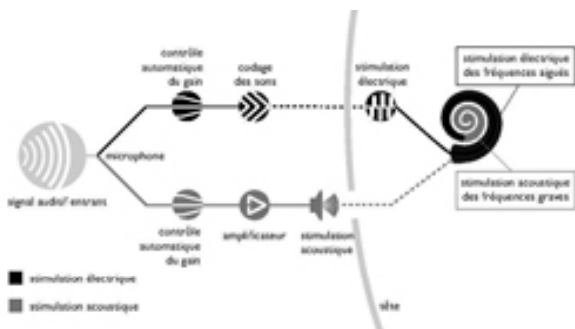


Fig. 1 : Synoptique du traitement du son par l'implant EAS. Le son est capté par un microphone puis transmis à 2 circuits en parallèle, l'un amplifie les sons de basses fréquences tandis que l'autre encode les sons de hautes fréquences en impulsions électriques envoyées sur les électrodes de l'implant. (Source MED-EL)

Overview diagram of the signal processing made by the EAS implant. The sound is received by the microphone and transmitted to 2 circuits in parallel, the first one amplifies the low-frequency sounds while the second one encodes the high-frequency sounds in electrical pulses sent on the electrodes of the implant. (Source MED-EL)

Audiogramme

La plage audiométrique en gris (figure 2) indique les seuils fréquentiels adaptés à l'EAS. Il correspond généralement à une surdité de type pente de ski dont la fréquence de coupure est comprise entre 500 et 1 000 Hz.

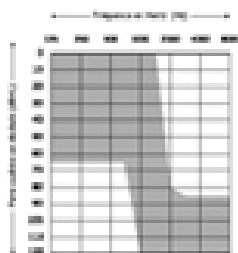


Fig. 2 : Plage audiométrique correspondant, d'après MED-EL, à une indication d'appareillage électrique-acoustique

Audiometric range, proposed by MED-EL, for EAS candidacy

Les performances vocales

Le score de reconnaissance de mots monosyllabiques du patient doit être égal ou inférieur à 60% à 65 dB SPL avec des aides auditives nouvelle génération et bien réglées.

Etiologie

- Pas de perte auditive évolutive
- Pas de maladie auto-immune
- La perte auditive ne doit pas être la conséquence d'une méningite, d'une otosclérose ou d'une ossification
- Pas de malformation ou d'obstruction de la cochlée
- Pas de rinne >15dB
- Pas de contre-indication de l'oreille externe pour l'utilisation de systèmes d'amplification (embout)

Afin d'évaluer les limites de la compréhension liées à l'absence d'information sur les fréquences aiguës, nous avons réalisé une petite étude. Celle-ci a consisté à faire entendre chez une population de 20 sujets normo-enten-

dants de la parole filtrée passe-bas à différentes fréquences de coupures et différentes intensités. La figure 3 en résume les résultats. Le comptage du taux de reconnaissance se faisait en syllabes, les listes de mots utilisées sont celles de Fournier. Les données montrent qu'à partir d'une fréquence de coupure passe-bas inférieure à 1 400 Hz, les performances se dégradent. A 707 Hz, seulement une syllabe sur 2 est comprise. Pour toutes les conditions de passe-bas, les performances deviennent maximales à partir de 40 dB SPL.

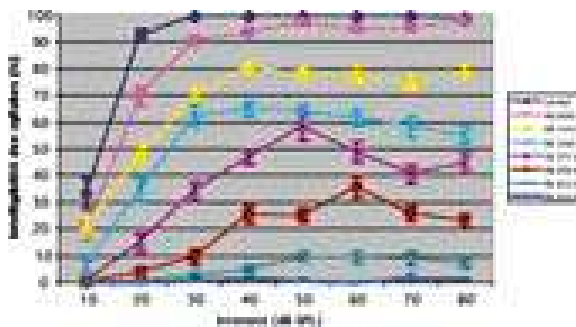


Fig. 3 : Pourcentage de reconnaissance des syllabes (listes de mots dissyllabiques de Fournier) en fonction de l'intensité de diffusion. Les différentes courbes correspondent aux différentes fréquences de coupure testées (bleu marine = pas de filtrage, mauve = Fc à 2 000 Hz, jaune = Fc à 1 414 Hz, cyan = Fc à 1 000 Hz, violet = Fc à 707 Hz, bordeaux = Fc à 500 Hz, vert = Fc à 353 Hz, bleu = Fc à 250 Hz)

Percentage of syllable recognition (using the Fournier's lists of disyllabic words) depending on the intensity. The different curves represent the different cut-off frequency tested (dark blue = no filtering, pink = Fc at 2 000 Hz, yellow = Fc at 1 414 Hz, cyan = Fc at 1 000 Hz, purple = Fc at 707 Hz, dark red = Fc at 500 Hz, green = Fc at 353 Hz, blue = Fc at 250 Hz)

Avec tous les résultats mesurés au-delà de 40 dB SPL, nous avons créé un modèle d'intelligibilité en fonction de la fréquence de coupure. La figure 4 représentant ce modèle nous montre qu'à partir de 353 Hz l'intelligibilité croît linéairement en fonction de la fréquence de coupure en échelle logarithmique. Elle devient maximale (100% de compréhension) vers 2 kHz.

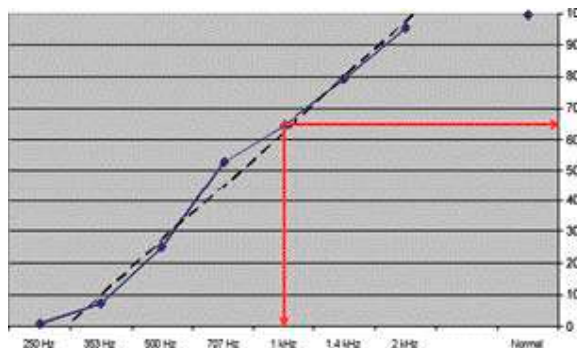


Fig. 4 : Modèle « intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure ». D'après la moyenne des résultats recueillis aux intensités 40, 50 et 60 dB SPL. A 1 000 Hz, l'intelligibilité est d'environ 65%

Model of « syllables intelligibility depending on the cut-off frequency ». This model was established with the averaging of the previous results at the intensities 40, 50 and 60 dB SPL. At 1 000 Hz, intelligibility is about 65%

En résumé, l'indication de l'EAS telle que la définit le fabricant préconise une intelligibilité maximale de 60%, elle correspondrait selon notre modèle à une fréquence de coupure passe-bas comprise entre 700 et 1 000 Hz. Cela équivaut à une frontière entre la partie acoustique et la partie électrique située à 1 tour $\frac{1}{4}$ de la base de la cochlée. Cette frontière semble compatible avec les contraintes mécaniques liées à l'insertion du porte-électrodes dans la cochlée. En effet la partie traumatisée par le porte-électrodes lors de la chirurgie correspond au premier tour de cochlée.

Afin de mieux appréhender ce à quoi nous pouvons nous attendre au niveau des résultats, une autre étude que nous avons menée a consisté à simuler un implant EAS sur une population de 24 sujets normo-entendants en fonction de la fréquence de transition acoustique-électrique ainsi que du nombre de canaux de la partie électrique. Nous avons pour cela utilisé un vocoder dont la technique est décrite par Shannon et coll [14].

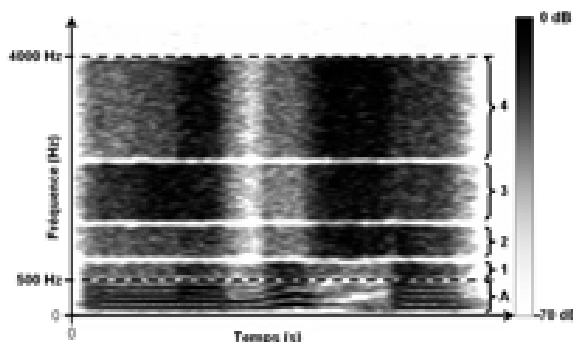


Fig. 5 : Spectrogramme du mot «le bouchon» encodé par un implant EAS pour la situation $F_c=500$ Hz avec 4 canaux électriques. Les accolades montrent les différentes bandes : A = stimulation acoustique ; 1, 2, 3 et 4 = n° des canaux électriques simulés.

Spectrogram of the French word «le bouchon» encoded for the situation $F_c = 500$ Hz with 4 electric channels. The brackets show the different bands: A = acoustic stimulation; 1, 2, 3 and 4 = n° of the simulated electrical channels.

L'exemple figure 5, nous reproduit le spectrogramme du mot «le bouchon» encodé de la même manière qu'un système électrique-acoustique ayant une fréquence de transition acoustique-électrique de 500 Hz et un nombre de 4 canaux sur la partie électrique.

Les résultats résumés figure 6 montrent que malgré une résolution fréquentielle très dégradée dans la partie qui encode les hautes fréquences, les 500 premiers Hz en acoustique combinés à 4 canaux de la partie électrique suffisent pour restaurer une bonne intelligibilité en milieu calme. Conjointement, pour les 707 Hz exploitables en acoustique, 3 canaux électriques suffisent ; pour 1 000 Hz, 2 canaux ; et 1 400 Hz, 1 seul canal. Ces résultats sont spectaculaires, car cela voudrait dire que dans le silence et avec un reliquat sur les basses fréquences, peu de canaux électriques sont nécessaires pour obtenir une très bonne intelligibilité. Nous avons mené ce même genre d'étude avec de la parole bruitée. Pour des raisons

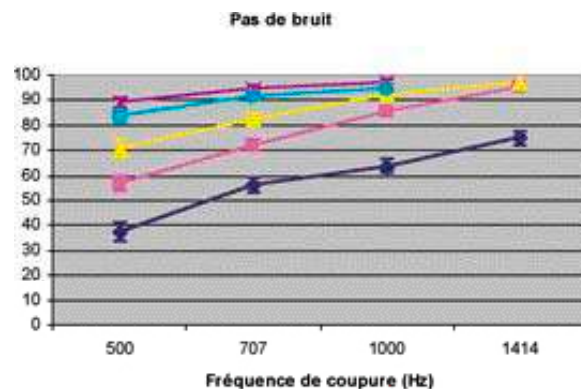


Fig. 6 : Intelligibilité des syllabes (%) en fonction de la fréquence de coupure, en milieu calme. Chaque point correspond à la moyenne des résultats sur les 24 sujets normo-entendants. Les barres horizontales représentent l'erreur standard. Les courbes représentent respectivement, du bas vers le haut, stimulation acoustique seule ($\diamond$), stimulation acoustique + 1 canal électrique ($\diamond$), stimulation acoustique + 2 canaux électriques ($\diamond$), stimulation acoustique + 3 canaux électriques ($\diamond$), et stimulation acoustique + 4 canaux électriques ($\times$). La compréhension est restaurée (>90%) grâce à 1 canal électrique pour un malentendant avec des restes jusqu'à 1400 Hz, grâce à 2 canaux avec des restes jusqu'à 1000 Hz, 3 canaux avec des restes jusqu'à 700 Hz et 4 canaux avec des restes jusqu'à 500 Hz.

Syllables intelligibility (%) depending on the cut-off frequency between acoustic and electrical stimulation, in quiet (mean results on 24 normal-hearing people). The curves represent respectively, from the bottom to the top, acoustic stimulation only ($\diamond$), acoustic stimulation + 1 electric channel ($\diamond$), acoustic stimulation + 2 electric channels ($\diamond$), acoustic stimulation + 3 electric channel ($\diamond$), and acoustic stimulation + 4 electric channel ($\times$). The understanding is restored (> 90%) thanks to 1 channel if the hearing-impaired person has residual hearing until 1400 Hz, thanks to 2 channels with rests until 1000 Hz, 3 channels with rests till 700 Hz and 4 channels with residual hearing till 500 Hz.

de simplification nous n'avons pas voulu exposer très précisément les données. Mais, il faut savoir qu'avec un reliquat de 707 Hz et 4 canaux, nous obtenons une intelligibilité de 94% avec un rapport signal/bruit de +6 dB (le bruit étant du cocktail party).

En résumé, l'utilisation d'un système électrique-acoustique pour des patients ayant des reliquats exploitables jusqu'à 707-1 000 Hz avec une intelligibilité comprise entre 30 et 60% semble être une solution optimale d'un point de vue théorique. Cependant, 1- les contraintes et risques liés à la chirurgie de l'oreille (risque de cophose) doivent être envisagés et étudiés afin d'être au maximum contrôlés et limités ; 2- les résultats obtenus chez des patients à long terme sur de grosses séries doivent être analysés.

Les résultats

La technologie EAS a démontré des résultats bien supérieurs à ceux mesurés chez des patients partiellement sourds qui utilisent seulement les aides auditives. Les avantages de l'EAS ont été démontrés dans de nombreuses études. La figure 7 résume les résultats obtenus dans trois études [11,5,6] qui ont mesuré les scores en reconnaissance de monosyllabes avec l'EAS et avec l'aide auditive. En moyenne, les scores de l'EAS sont supérieurs de plus de 50% aux scores électrique seul et acoustique seul. La combinaison des deux modalités acoustique-électrique

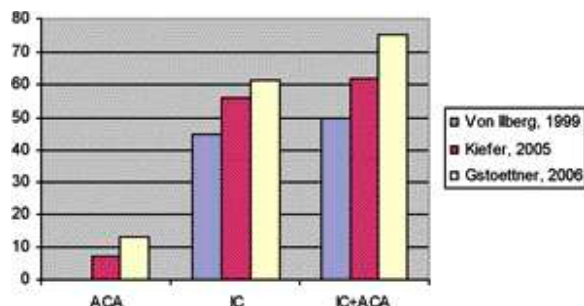


Fig. 7 : Pourcentage de reconnaissance des syllabes obtenu dans différentes études pour les situations aide auditive seule (ACA), implant cochléaire seul (IC) et implant cochléaire combiné à une aide auditive ipsilatérale (IC+ACA)

Percentage of syllables recognition, results from several studies for the situations "Hearing Aid only" (ACA), "Cochlear Implant only" (IC) and "Cochlear Implant combined with Hearing Aid" (IC + ACA)

que améliore les performances des sujets comparée à une des deux autres solutions (aide auditive ou implant cochléaire).

Le bruit rend particulièrement difficile la communication chez les patients atteints d'une surdité profonde partielle. L'EAS a montré une amélioration significative de la perception de la parole pour de tels patients [7,16]. Les études EAS ont également montré une meilleure perception de la musique. Les patients EAS ont noté une qualité de son plus naturelle et une perception de la musique plus agréable.

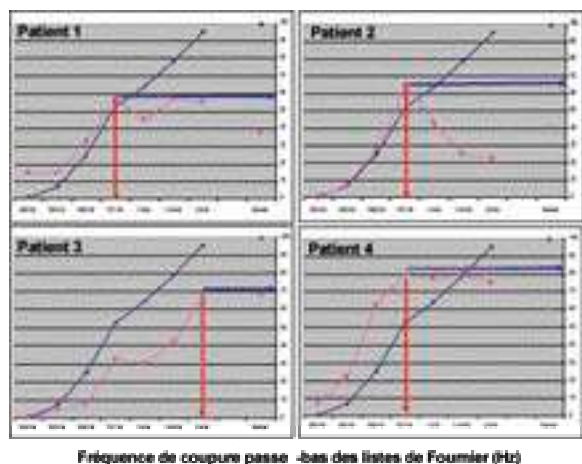


Fig. 8 : Résultats de « l'intelligibilité des syllabes (listes dissyllabiques de Fournier) en fonction de la fréquence de coupe du signal filtré en passe-bas » obtenus avec 4 oreilles malentendantes. La courbe bleue représente le modèle obtenu chez le normo-entendant. La courbe rose représente le score obtenu par le malentendant. La flèche rouge indique la fréquence de saturation du malentendant et la flèche bleue indique le plateau d'intelligibilité correspondant à cette fréquence.

Results of "Syllables intelligibility (Fournier's lists of disyllabic words) depending on the low-pass cut-off frequency" achieved with 4 hearing-impaired ears. The blue curve represents the model obtained with a normal-hearing population. The pink curve is the score achieved by the hearing-impaired listener. The red arrow shows the saturation frequency of the hearing-impaired subject and the blue arrow shows the ceiling of intelligibility corresponding to this frequency.

Malgré les résultats décrits ci-avant convaincants sur des groupes patients, individuellement les résultats restent variables et hétérogènes. Certaines études relatent des cophoses post-chirurgicales ainsi que des mauvais résultats apparemment inexplicables par rapport aux critères pronostiques de départ.

En plus d'avoir progressé sur les techniques chirurgicales mini-invasives afin de limiter le risque de cophose, il nous a semblé intéressant de mieux définir les critères d'indication. En effet, des audiométries tonale et vocale classiques ne nous semblent pas suffisantes pour évaluer les capacités du patient. L'utilisation d'un système EAS a pour fonction d'utiliser les reliquats graves exploitables par l'acoustique et passer le relais à la stimulation électrique pour les fréquences aiguës non exploitables. Encore faut-il être sûr que le patient n'utilise pas acoustiquement les fréquences aiguës pour comprendre! Il nous a semblé intéressant, en plus de la batterie de tests classique, de faire une audiométrie vocale filtrée passe-bas au patient. La figure 8 vous donne 4 exemples typiques et possibles de résultats à ce test.

Pour le patient 1, tout comme pour notre modèle décrit ci-avant, l'intelligibilité croît à partir de 353 Hz. Par contre, celle-ci sature vers 707 Hz. Ce cas de figure semble être une bonne indication car au-delà de 707 Hz, l'information envoyée n'améliore pas l'intelligibilité. Le fait d'insérer un porte-électrodes le long du premier tour de cochlée n'aura donc *a priori* pas de conséquences sur son intelligibilité (la fin du premier tour de cochlée correspond à 1 000 Hz environ).

Pour le patient 2, notre test apporte une information supplémentaire à l'audiométrie vocale classique. En effet, son intelligibilité avec de la parole filtrée à 707 Hz passe-bas est supérieure à la parole non filtrée (on a 65% au lieu de 40%). Cette baisse d'intelligibilité est probablement liée aux interactions délétères entre les fréquences graves et les fréquences aiguës sur cette cochlée pathologique. Pour les mêmes raisons que le patient 1, le patient 2 semble être une bonne indication à l'EAS.

Pour le patient 3, l'intelligibilité est croissante en fonction de la fréquence de coupe passe-bas de la parole. Elle ne sature pas. Le fait de mettre un porte-électrodes dans cette cochlée semble risqué puisque le patient utilise les fréquences aiguës pour comprendre. Ce cas de figure est donc une contre-indication à l'EAS.

Pour le patient 4, ses performances pour les fréquences graves en dessous de 707 Hz sont supérieures au modèle défini à partir des normo-entendants. Avec les 707 premiers hertz, il comprend 84% de la parole. Par contre, nous voyons que ses performances saturent au-delà de cette fréquence. Sur des bases purement théoriques, ce patient pourrait être une bonne indication de l'EAS. Néanmoins, du fait de ces performances extraordinaires, probablement liées à une surdité congénitale, la prise de risque de cophose lié à la chirurgie est trop importante. Ce patient est donc pour l'instant une contre-indication à l'EAS, mais à l'avenir, si l'on peut mieux contrôler la soft chirurgie, il serait probablement la meilleure indication des 4 patients décrits.

Conclusions et perspectives

Pour conclure, l'EAS semble être une nouvelle possibilité technique très prometteuse et d'ores et déjà efficace ; le meilleur reste probablement à venir. En effet, l'évolution des techniques chirurgicales mini invasives a fait depuis une dizaine d'années énormément de progrès, il n'est donc pas inconcevable de se projeter dans un avenir proche où le risque de cophose lié à l'ouverture de l'oreille interne serait proche de 0. Les améliorations des traitements du signal et des stratégies de codage vont aussi probablement améliorer les performances des patients. De notre point de vue, l'effort le plus important pour rendre cette technique très fiable et performante reste avant tout lié au développement d'une batterie de tests et de critères stricts permettant de mieux en définir ses indications.

Il faut savoir qu'une grande proportion des enfants implantés avec un implant cochléaire classique ont des reliquats auditifs pas suffisamment exploitables pour une aide auditive conventionnelle mais probablement intéressante pour un système EAS. Actuellement, faute de recul, leur seule issue reste l'implant cochléaire, néanmoins cette technique est irréversible. L'introduction d'un porte-électrode d'implant cochléaire aboutit généralement à une cophose.

Pour finir, cette technique fait pour la première fois le lien entre l'implant cochléaire et l'aide auditive ; elle ouvre naturellement la porte aux audioprothésistes qui normalement sont les seuls habilités à faire des réglages sur des aides auditives. A méditer !

Références bibliographiques

- [1] Briggs RJS et al. (2006). "Comparison of Round Window and Cochleostomy Approaches with a Prototype Hearing Preservation Electrode". *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1), pp. 42-48.
- [2] Lenarz T et al. (2006). "Temporal Bone Results and Hearing Preservation with a New Straight Electrode". *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1), pp. 34-41.
- [3] James CJ, et al. (2006). "Combined Electroacoustic Stimulation in Conventional Candidates for Cochlear Implantation," *Audiol. Neurotol.*, vol. 11(suppl1), pp. 57-62.
- [4] Gantz BJ and Turner CW (October 2003). "Combining acoustic and electrical hearing," *Laryngoscope*, vol. 113, pp. 1726-1730.
- [5] Kiefer J, Pok M, Adunka O, Stürzebecher E, Baumgartner W, Schmidt M, Tillein J, Ye Q, Gstöettner W (2005). "Combined Electric and Acoustic Stimulation of the Auditory System: Results of a Clinical Study". *Audiol Neurotol* ; 10:134-144.
- [6] Gstöettner W, Helbig S, Maier N, Kiefer J, Radeloff A, Adunka O (2006). "Ipsilateral Electric Acoustic Stimulation of the Auditory System: Results of Long-Term Hearing Preservation". *Audiology & Neurotology*, 20 06; 11 (suppl 1): 49-56.
- [7] Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I (2006). "Partial deafness cochlear implantation provides benefit to a new population of individuals with hearing loss". *Acta Otolaryngol.* 2006, Vol. 126/9: 934-40.
- [8] Gstöettner W, Kiefer J, Baumgartner W, Pok SM, Peters S, Adunka O (2004). "Hearing Preservation in Cochlear Implantation for Electric Acoustic Stimulation". *Acta Otolaryngol.* Vol. 124, 348-352.
- [9] Kiefer J, Gstöettner W, Baumgartner W, Pok SM, Tillein J, Ye Q, von Ilberg C (2004). "Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation". *Acta Otolaryngol.* Vol. 124/3, 272-280.
- [10] Roland PS, Gstöettner W, Adunka O (2005). "Method for hearing preservation in cochlear implant surgery". *Operative Techniques in Otolaryngology* ; 16: 93-100.
- [11] V. Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfennigdorff T, Hartmann R, Stürzebecher E, Klinke R. (1999). "Electric-acoustic stimulation of the auditory system". *ORL* 61:334-340.
- [12] Dorman MF, Spahr AJ, Loizou PC, Dana CJ, Schmidt JS (2005). "Acoustic Simulations of Combined Electric and Acoustic Hearing (EAS)". *Ear & Hearing* ; 26: 371-380.
- [13] Turner CW, Gantz BJ, Vidal C and Behrens A. (2004). "Speech recognition in noise for cochlear implant listeners : benefits of residual acoustic hearing," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 115, pp. 1729-1735.
- [14] Shannon RV, Zeng FG, Kamath V, Wygonski J and Ekelid M. (1995). "Speech recognition with primarily temporal cues," *Science*, vol. 270, pp. 303-304.
- [15] Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH, Lehner T, Gstöettner W (2004). "Development and Evaluation of an Improved Cochlear Implant Electrode Design for Electric Acoustic Stimulation". *Laryngoscope* 114:1237-241.
- [16] Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I (2007). "Preservation of low frequency hearing in partial deafness cochlear implantation (PDCI) using the round window surgical approach". *Acta Oto-Laryngologica*, Vol. 127/1: 41-48.

Le Système Auditif EAS de MED-EL

Le système EAS de MED-EL est le seul homologué et disponible actuellement sur le marché, il combine les technologies de l'implant cochléaire et de l'aide auditive numérique. Ce Système EAS est composé d'un porte-électrodes FLEX adapté et d'un processeur spécifique DUET EAS.

Le porte-électrodes FLEX

Afin de préserver l'audition résiduelle, il est essentiel de protéger les structures fragiles de la cochlée contre les effets traumatiques de l'insertion du porte-électrodes. Un des facteurs clés de la préservation de l'audition des sons graves est le design spécifique de l'électrode qui doit être la moins traumatique possible. La recherche menée à long terme sur l'EAS et la préservation de l'audition ont permis de développer un porte-électrodes FLEX. Son design inclut dans

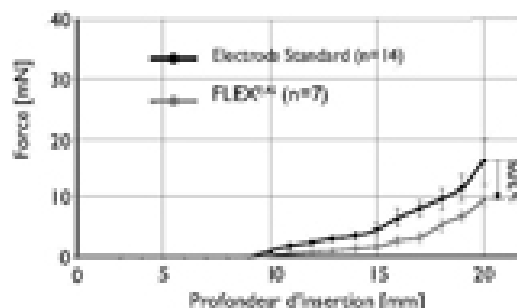


Fig. 9 : Force d'insertion [mN] en fonction de la profondeur d'insertion du porte-électrodes. Au niveau de la fin du premier tour basal (18-20 mm, 1000 Hz), la force d'insertion d'une électrode FLEX est de 30% inférieure à celle d'une électrode standard [15]

Insertion force [mN] depending on the insertion depth of the electrode array. At the end of the first basal turn (18-20 mm, 1000 Hz), the insertion force of a FLEX electrode is 30% lower than that of a standard electrode [15]

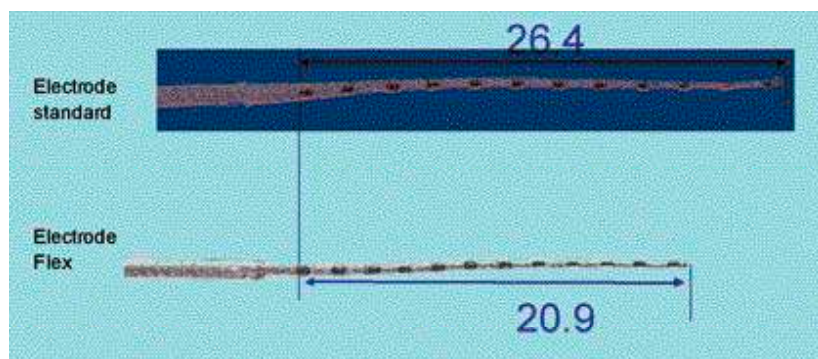


Fig. 10 : Photographie des portes-électrodes MED-EL standard et MED-EL FLEX

Picture of the standard and the FLEX electrode arrays by MED-EL.

sa partie apicale une plus grande flexibilité mécanique, ce qui réduit significativement les forces d'insertion et permet ainsi la préservation des structures fragiles de la cochlée. Ce porte-électrodes possède une extrémité distale d'une grande flexibilité mécanique pour une réduction significative des forces d'insertion. Il a été démontré que les forces d'insertion avec le porte-électrodes FLEX sont jusqu'à 30% inférieures à celles d'un porte électrodes standard (résultats figure 9, d'après Adunka et coll, source MED-EL [15]).

Il est un compromis entre une interface qui doit transmettre de façon optimale le message et qui doit être le plus atraumatique possible.

Ses caractéristiques sont les suivantes :

- Une force d'insertion faible
- Un diamètre petit et un volume faible
- Une extrémité ultra flexible
- Une cochléostomie de petite taille : 0,8 mm de diamètre
- L'extrémité apicale possède cinq contacts uniques par canal
- L'extrémité basale possède sept paires de contact par canal
- Au total, 12 canaux
- Espace entre les contacts : 1,9 mm
- Distance entre l'extrémité distale et l'anneau de marquage : 24 mm
- Longueur couvrant tous les contacts : 20,9 mm
- Diamètre à l'extrémité basale : 0,8 mm

A titre d'exemple et pour mieux visualiser l'effort fait par le fabriquant pour rendre le porte-électrodes EAS atraumatique, la figure 10 représente une comparaison entre le porte-électrodes FLEX et le porte-électrodes standard.

Le porte-électrodes est relié à un boîtier similaire à celui des implants cochléaires classiques de MED-EL (implants PULSAR ou SONATA).

Le processeur vocal externe DUET EAS (Figure 11)

La partie externe, sous forme de contour d'oreille, contient le microphone qui capte le son et le numérise. Le signal est analysé par le processeur vocal (toujours contenu dans le contour) et le message est transmis à la partie interne, située sous le scalp. Cela engendre l'activation des différentes électrodes qui envoient des impulsions électriques directement sur le nerf auditif, chaque électrode stimulant une bande de fréquence particulière.



Fig. 11 : Le processeur externe DUET de MED-EL qui intègre une aide auditive et un processeur EAS pour la partie implant cochléaire

The DUET processor by MED-EL, it combines a hearing aid and an EAS processor for the cochlear implant part

Le processeur externe DUET possède aussi une fonction d'aide auditive numérique qui permet l'amplification des sons graves naturellement perçus par le patient. Pour la perception des fréquences aiguës, la fonction d'implant cochléaire du DUET prend automatiquement le relais. L'intégration des deux modalités résulte en un effet synergique de la perception de la parole et des sons, offrant ainsi une solution optimale pour les individus partiellement sourds.

Technologie

- Un microphone commun pour la partie acoustique et électrique

Les fonctions de traitement du son, acoustique et électrique, du DUET reçoivent les signaux d'un seul et même microphone.

- Un traitement numérique du signal indépendant

Le traitement de ces signaux est réalisé en parallèle par deux circuits distincts, optimisés pour l'audition acoustique (ciblage des fréquences graves) et pour la stimulation de l'implant cochléaire (ciblage des fréquences aiguës) assurant un bon équilibre de la stimulation électro-acoustique.

- Une aide auditive numérique

La technologie intégrée d'aide auditive numérique à trimmer pour la stimulation acoustique a été spécialement développée pour l'amplification des fréquences graves de l'EAS. Les paramètres de programmation permettent des ajustements rapides, simples et précis en fonction des besoins spécifiques du patient.

- Un traitement du signal de l'implant cochléaire sophistiqué
- Deux canaux de compression indépendants
- Quatre trimmers programmables
- Des fréquences de recouvrement de l'aide auditive à l'implant cochléaire variables de 200 Hz à 1 100 Hz

L'embout utilisé pour la stimulation acoustique est similaire à celui d'une aide auditive conventionnelle et peut être changé facilement.

Pour plus de renseignements :

Fabien Seldran
Vibrant MED-EL Hearing Technology
 400, avenue Roumanille
 BP 309
 06906 Sophia-Antipolis CEDEX
 E-mail : fseldran@yahoo.fr