

Les évolutions techniques des aides auditives

Christian Renard

Audioprothésiste, membre du Collège National d'Audioprothèse
Laboratoire d'Audiologie RENARD
50, rue Nationale
59000 Lille
E-mail : c.renard@laborenard.fr

Mikael Ménard

Docteur en Sciences
Responsable Application
Siemens Audiologie
175, boulevard Anatole France
93201 Saint Denis

Résumé

Les domaines sensoriels et leur correction en cas de déficience nécessitent de faire fonctionner en synergie la physiologie et la technologie.

Dans le domaine de l'audition, ces deux compétences en perpétuelle évolution nous permettent d'envisager de nouvelles et prometteuses améliorations afin de suppléer au mieux la perte auditive du patient. La machine doit ici s'accorder à l'homme et s'adapter au mieux à l'audition conservée. Parmi ces évolutions, l'ère du numérique a marqué une étape importante dans cette adaptation au patient par un traitement personnalisé du signal.

Dans cet article, nous ferons un état des lieux des différents types d'aides auditives numériques ainsi que des différents éléments qui les constituent. Nous décrirons les possibilités offertes par les processeurs actuels pour traiter le signal acoustique et l'adapter au mieux à la déficience auditive du patient, chacune de ces aides auditives s'adressant à une perte auditive bien particulière.

Abstract

Sensory functions and their correction in the case of deficiency require efficient synergy between physiology and technology.

In the field of audition, these constantly evolving specialities offer promising improvements to help compensate for patients' hearing loss. Here, the machine must be adapted to Man and to the optimum preservation of hearing. Among these developments, the digital era was an important landmark in this process of adaptation to the patient through personalised signal treatment.

This article will provide an overview of the various types of digital hearing aid, as well as their constituent elements. Subsequently we will describe the possibilities offered by current processors in processing the acoustic signal and in optimally adapting it to the patient's hearing deficiency, as each hearing aid corresponds to a particular type of hearing loss.

A

l'heure de la communication, notre audition est sollicitée de multiples façons et révèle son importance aussi bien dans notre travail qu'au cours de nos loisirs. Les aides auditives actuelles ont pour objectif, au même titre que les lunettes ou les lentilles pour la vision, de redonner à une audition déficiente les capacités nécessaires à une bonne perception de notre environnement sonore. La parole et les signaux informels sont les informations que l'aide auditive se doit de restituer au mieux au patient dans son audition résiduelle. Une surdité peut avoir de multiples origines aux conséquences diverses et la correction doit pouvoir s'adapter à chaque cas, à chaque patient. Nous avons à notre disposition différents types d'aides auditives adaptables aux différentes surdités rencontrées ; la recherche et l'avènement du numérique ont amené de grandes améliorations dans leur efficacité. Du traitement analogique limité des premières aides auditives, nous sommes passés aujourd'hui à un traitement précis, complexe et

spécifique du signal acoustique délivré au patient. Les nouvelles connaissances dans le domaine de l'audition, de la physiologie et de la pathologie ainsi que la miniaturisation et l'évolution rapide des performances des systèmes électroniques, laissent espérer que ces avancées n'en sont qu'à leur début et que l'aide auditive de demain apportera encore plus de confort et de capacités. Envisageons, dans ce document, les multiples aspects de l'appareillage auditif en détaillant le fonctionnement tant au niveau de l'électronique que des algorithmes utilisés, tout en gardant à l'esprit le bénéfice que peut en retirer le patient qui l'utilise.

Fonctionnement technique d'une aide auditive

Le principe fondamental de l'aide auditive est l'amplification adaptée et sélective du signal acoustique. Les fonctions d'une aide auditive classique sont les suivantes [1] :

- Captation du son environnant,
- Amplification adaptée du signal,
- Transmission,
- Transfert des informations dans la dynamique auditive résiduelle du champ auditif du sujet appareillé.

En première intention, on peut dire qu'il s'agit là d'un « amplificateur adapté ». L'adaptation de ces appareils est l'œuvre de professionnels spécialement formés pour cette tâche ; ce sont les audioprothésistes.

Schématiquement, une aide auditive comporte :

- Un microphone qui permet de capter le signal environnant le patient (signal acoustique mécanique) et de le convertir en un signal électrique qui pourra être traité par la suite. Les microphones des appareils actuels (nous verrons l'intérêt de multi microphones) sont des microphones à électrets. Ceux-ci ont la particularité d'être petits et bien adaptés pour capter les fréquences particulières de la voix. Ces microphones se composent d'un diaphragme ayant une charge permanente et d'une « backplate », plaque métallique conductrice. Le son entrant dans le microphone entraîne la vibration et un léger mouvement du diaphragme. Compte tenu de sa charge, la tension sur la backplate varie en fonction du son pénétrant dans le micro. Cette variation de tension sera la sortie de notre microphone (figure 1).

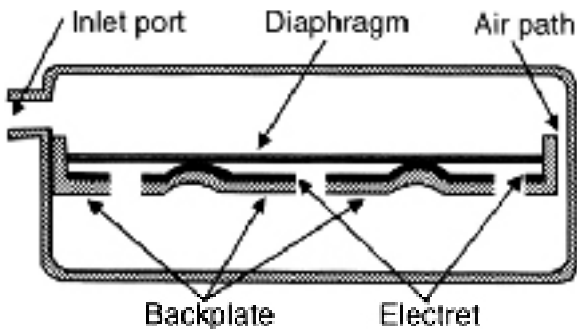


Fig. 1 : Schéma d'un microphone à électrets

- Un convertisseur Analogique/Numérique qui va se charger de transformer le signal provenant du microphone, en un signal numérique pouvant être analysé et modifié.
- Un DSP (Digital Signal Processing) qui va traiter le signal de façon à l'adapter aux besoins du patient et de proposer un signal possédant le meilleur rapport signal/bruit (SNR). Les différents traitements effectués par ce processeur seront détaillés dans la partie suivante.
- Le signal ainsi traité peut être, selon l'aide auditive considérée, converti à nouveau en un signal analogique ou rester dans le domaine fréquentiel afin d'être envoyé aux électrodes d'un implant cochléaire, comme nous le verrons par la suite. En dehors du cas de l'implant cochléaire, le signal est à nouveau converti en un signal analogique et vient stimuler le système auditif du patient par l'intermédiaire d'un transducteur adapté et différent suivant la perte auditive du patient. Celui-ci est le plus souvent un écouteur qui va influencer sur le niveau de sortie maximum et le gain de l'appareil (figure 2).

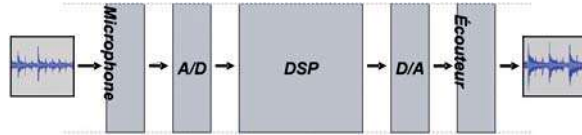


Fig. 2 : Schéma d'une aide auditive classique numérique

Les appareils sont alimentés à l'aide de piles de différents volumes. Elles répondent à des besoins et consommations différents suivant la puissance et le type d'appareil. Depuis peu, certains fabricants proposent des appareils rechargeables, pouvant fonctionner sur piles « classiques » ou sur accumulateurs, beaucoup plus pratiques pour l'utilisateur.

Les systèmes conventionnels

Il existe différents types d'aides auditives conventionnelles, de présentation et d'indication différentes.

Les contours d'oreilles

Les microphones, microprocesseurs et écouteur sont intégrés dans un boîtier qui se positionne sur le pavillon. Un embout réalisé sur mesure constitue l'interface avec l'oreille, le signal amplifié parvenant à l'oreille par un tube intégré dans l'embout et relié à la sortie de l'écouteur (figure 3).



Fig. 3 : Aide auditive de type contour d'oreille



Fig. 4 : Aide auditive de type système ouvert

Les systèmes ouverts

Les systèmes ouverts correspondent à des « mini-contours d'oreilles », équipés de tubes plus fins et s'adaptant dans l'oreille non pas par un embout, mais par un système de dôme « ouvert » évitant la fermeture du conduit auditif (figure 4). Ils sont justement indiqués pour des sujets porteurs de pertes auditives avec maintien de l'audition

sur les fréquences graves, pour qui la fermeture du conduit peut entraîner des effets d'occlusion gênants, notamment résonances et otophonies.

Les écouteurs déportés

Ils reposent sur le même principe que les contours d'oreilles avec une variante essentielle : l'écouteur est déporté dans le conduit auditif et intégré soit dans un dôme ouvert, soit dans un embout sur mesure (figures 5 et 6). L'intérêt de ces systèmes réside justement dans ce placement de l'écouteur qui évite au signal amplifié le passage dans un tube étroit avant sa diffusion dans le conduit auditif.



Fig. 5 : Aide auditive de type écouteur déporté



Fig. 6 : Éléments d'une aide auditive de type écouteur déporté

Les intra-auriculaires

Tous les composants sont placés dans une coque réalisée sur mesure après numérisation de l'empreinte de l'oreille. Ces intra-auriculaires se déclinent dans différentes tailles : l'intra-conque, l'intra-canal et l'intra semi-profond (le plus utilisé). Outre la discrétion, l'un des intérêts de ces systèmes repose sur le positionnement du microphone dans le conduit auditif externe, donc à un emplacement « plus proche du naturel » que dans d'autres types d'aides auditives (figures 7 et 8).



Fig. 7 : Aide auditive de type intra-auriculaire

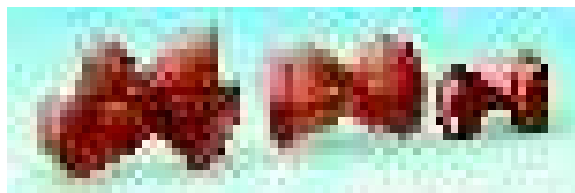


Fig. 8 : Les différents modèles d'intra-auriculaires

Les lunettes acoustiques

Le principe est le même que les contours d'oreilles ou systèmes ouverts, les composants étant placés dans la branche de lunettes (figure 9).



Fig. 9 : Aide auditive de type lunettes acoustiques

Les systèmes implantés

En plus des aides conventionnelles utilisant pour transducteur un écouteur et redonnant le signal acoustique dans le conduit auditif, d'autres types d'aides auditives existent, permettant de transmettre le « message » auditif à d'autres niveaux du système et ce grâce à un autre type de transducteur. Parmi ces systèmes implantés (car plus intégrés) nous retrouvons :

Les implants à ancrage osseux

Ceux-ci sont indiqués dans le cas de surdités de transmission. Dans ce type de pertes auditives, le signal acoustique est naturellement mal transmis à l'oreille interne. La conduction osseuse permet, par la mise en vibration de la mastoïde, de stimuler directement l'oreille interne. L'ancrage osseux nécessite la mise en place chirurgicale d'une vis dans la mastoïde sur laquelle vient se positionner la partie externe de l'aide auditive (figure 10). L'indication de ces implants à ancrage osseux s'est étendue aux cophoses unilatérales. [2] Dans cette situation, l'oreille cophotique ne peut être appareillée « conventionnellement ». La mise en place d'une aide auditive à ancrage osseux de ce côté permet alors de restaurer une captation bilatérale



Fig. 10 : Implant à ancrage osseux

des sons, ce qui a entre autres pour intérêt d'améliorer l'intelligibilité de sujets placés du côté sourd.

Les implants d'oreille moyenne

Avec ce type d'implant, le signal acoustique n'est pas envoyé sous forme acoustique dans le conduit auditif, mais directement sous forme de vibration à l'aide d'un stimulateur fixé sur l'un des osselets de l'oreille moyenne. Ce type d'appareillage nécessite une chirurgie afin d'être mis en place. La partie externe de l'implant contient le microphone ainsi qu'un processeur de traitement. La partie implantée chirurgicalement permet de stimuler directement la chaîne tympano-ossiculaire, sans corps étranger dans le conduit auditif (figure 11). Ce type d'implant est donc particulièrement indiqué pour des patients ne pouvant être appareillés avec des aides auditives conventionnelles en raison d'intolérances physiques dans le conduit.



Fig. 11 : Implant d'oreille moyenne

Les implants cochléaires

Ils ont pour vocation de se substituer au système auditif déficient du patient en réalisant numériquement le traitement du son et en restituant au niveau du nerf auditif les informations acoustiques ainsi décomposées. L'implant cochléaire est indiqué lorsque « l'interface » neurosensorielle de l'oreille (l'organe de Corti) n'est pas suffisamment fonctionnelle, ce qui est le cas dans des surdités totales ou profondes, si les performances auditives très faibles ne permettent plus une communication convenable avec l'appareillage conventionnel.

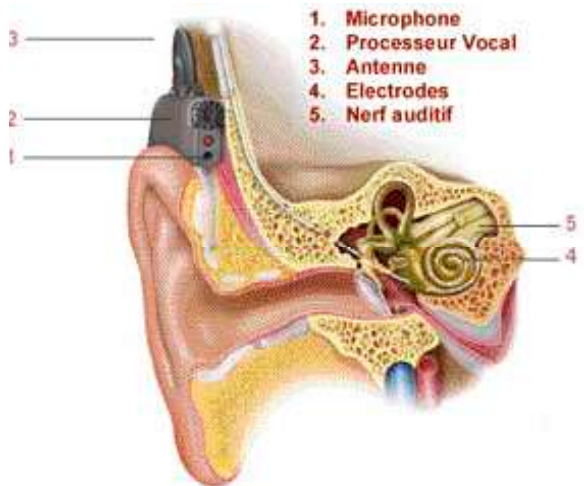


Fig. 12 : Implant cochléaire

L'implant cochléaire se compose de deux parties distinctes, l'une externe et l'autre implantée (figure 12). La partie externe se présente sous la forme d'un contour d'oreille conventionnel. Celui-ci capte et décompose le signal acoustique en raies spectrales et les réunit en différentes bandes de fréquences, correspondant chacune à une électrode de l'implant. Chaque bande peut ensuite être traitée indépendamment en fonction des spécificités du sujet. Pour chacun des canaux et à intervalles de temps réguliers, une impulsion biphasique proportionnelle à l'énergie contenue dans la bande de fréquence considérée est construite à intervalle de temps régulier.

Le signal ainsi traité module une porteuse HF, qui passera la peau par induction grâce à une antenne jusqu'à un récepteur fixé chirurgicalement sous la peau, contre la boîte crânienne. Sur le plan étymologique, seule la partie implantée est l'implant cochléaire. Ce récepteur est alimenté directement par le signal HF transmis par l'antenne, les deux restant l'un en face de l'autre par aimantation. Le récepteur décompose le signal reçu et répartit les informations aux différentes électrodes (entre 15 et 22 suivant le type d'implant). Celles-ci, réparties le long d'un porte-électrode, sont introduites chirurgicalement dans la cochlée. Chacune d'elle stimule une zone ciblée de la cochlée et produira donc une sensation de hauteur différente (son aigu, grave). Chaque électrode possède donc une spécificité fréquentielle adaptée par la répartition fréquentielle lors du réglage de l'implant (figure 13).

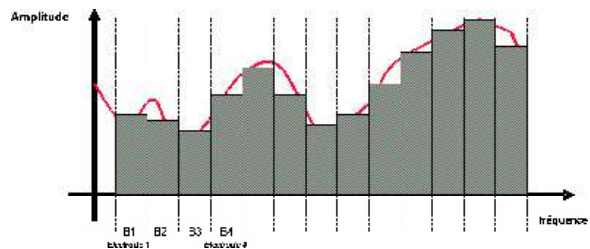


Fig. 13 : Représentation du traitement fréquentiel réalisé par le processeur d'un implant cochléaire

Le traitement de signal dans les aides auditives conventionnelles

De l'analogique au numérique

Depuis «l'évolution numérique», les aides auditives numériques ont remplacé les analogiques [3]. Les principes de fonctionnement des aides auditives analogiques sont conservés, mais la correction est plus précise car les filtres sont mieux calibrés et plus linéaires. Le signal auditif est décomposé en temps réel en plusieurs bandes de fréquences (dépendant du type d'appareillage) et chaque bande dispose de son propre traitement suivant la perte auditive du patient. Les paramètres de la correction, pour chaque oreille, sont transmis à l'aide auditive et paramétrés par le biais d'une interface reliée à une station de travail. Cette évolution dans le traitement du signal s'est trouvée corrélée à la miniaturisation et à la montée en puissance des processeurs dédiés, capables d'effectuer de plus

en plus d'opérations par secondes, tout en limitant au maximum leur consommation. Puissance et consommation sont d'ailleurs les maîtres mots dans le domaine des aides auditives car elles sont deux contraintes et exigences fortes. À l'heure actuelle, les processeurs de dernière génération suivent de près les dernières évolutions en termes de finesse de gravure et d'intégration de transistors. Ce processeur est chargé du traitement du signal, plus récemment des différents types de communications et de la sauvegarde de l'environnement et des paramètres particuliers du patient (figure 14). Selon les fabricants, cette puce peut être la combinaison de plusieurs processeurs, permettant d'obtenir la puissance nécessaire ainsi que les différentes fonctionnalités souhaitées au prix d'une consommation supérieure, ou bien encore intégrer toutes ces fonctionnalités dans un même processeur. Cette dernière solution, moins coûteuse en énergie, nécessite en amont la conception de puces dédiées, spécialement développées pour l'appareillage auditif.

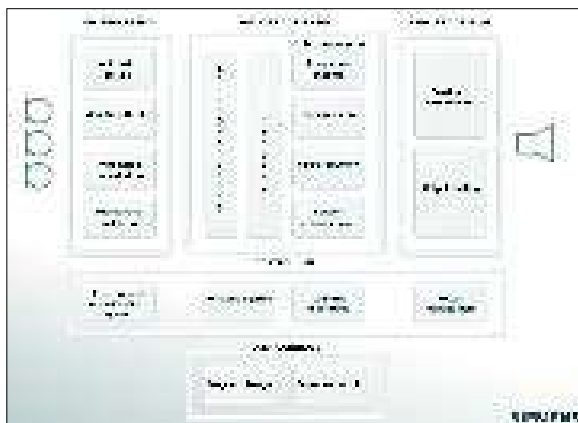


Fig. 14 : Représentation des différents traitements réalisés au sein d'un processeur de dernière génération

Les différentes fonctionnalités rencontrées dans le traitement du signal des aides auditives ont pour fonction de pallier les déficiences du système auditif du patient en apportant les modifications nécessaires au signal, adaptées aux caractéristiques de sa déficience auditive. Comme nous le verrons par la suite, ces fonctions, de la plus simple à la plus complexe, sont gérées par le processeur et nécessitent d'être réalisées en temps réel, le plus rapidement possible.

Décomposition du signal

Le signal numérisé en sortie du convertisseur A/D est envoyé au sein du processeur afin d'être traité et adapté à la perte auditive du patient. À cette fin, le signal doit être décomposé en fréquence. Cette décomposition, le plus souvent réalisée à l'aide d'une transformée de Fourier, est, suivant les fabricants, effectuée de manière « soft » (un programme) ou directement câblée dans le processeur. Cette fonction nécessite une importante capacité de calculs afin d'être précise et rapide. Les processeurs pré-câblés offrent une rapidité de traitement supérieure (<2ms) ainsi qu'une précision dans les canaux générés plus élevée (pente de 42 dB/octaves) évitant les chevauchements (figure 15).

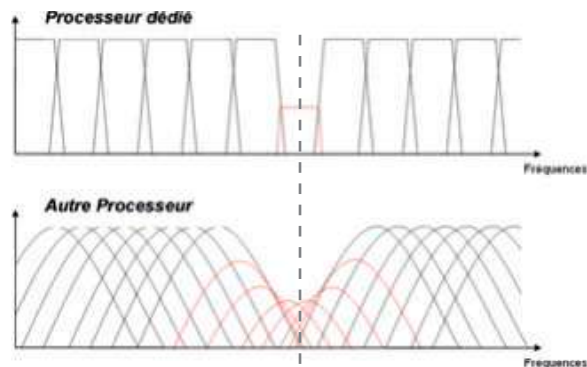


Fig. 15 : Représentation de la décomposition spectrale réalisée par un processeur dédié et par un autre processeur. Les bandes en rouge représentent les bandes « activées » par une fréquence symbolisée par les pointillés

La bande passante du convertisseur (ainsi que du microphone) permet de traiter ces sons allant de 125 Hz à 8 000 Hz.

Gain fréquentiel

La décomposition en fréquence est un phénomène que l'on retrouve également dans l'oreille, la tonotopie de la cochlée permettant à l'oreille de différencier les fréquences les unes des autres et d'entraîner la stimulation de cellules différentes suivant la fréquence du signal reçu.

Il est évident que l'aide auditive doit traiter différemment l'amplification en fonction de la perte pour chaque zone de fréquences. Il y a donc un intérêt majeur à disposer de réglages fins permettant d'apporter une amplification spécifique en fréquences.

En fonction des fabricants et des aides auditives considérées, le nombre de canaux est variable. La figure 16 représente le tableau de programmation des réglages de gain d'une aide auditive de dernière génération.

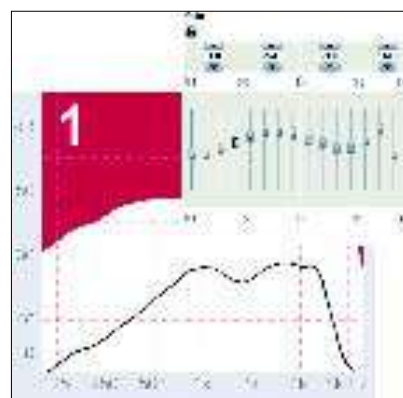


Fig. 16 : Réglage du gain d'un appareil à 16 canaux

Compression du signal

Dans la très grande majorité des pertes auditives de perception, il existe un phénomène dit de recrutement. Ce phénomène se traduit par une dynamique réduite, en termes d'intensité. Pour une personne malentendante, un son faible ne sera pas perçu, mais un son fort restera un

son fort. Le principe même de la correction auditive est de transférer des signaux normalement perçus pour une dynamique auditive normale vers une dynamique auditive résiduelle du champ auditif d'une personne déficiente auditive (figure 17) [4] [5] [6] .

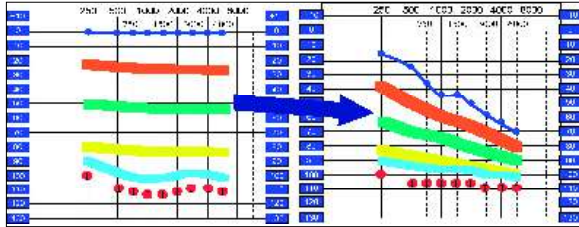


Fig. 17 : Principe de transfert de signaux dans une dynamique résiduelle

L'amplification ne doit donc pas être la même selon l'intensité du signal. La compression des appareils est là pour prendre en compte cette contrainte en permettant de donner des gains différents pour une même fréquence en fonction de l'intensité du signal d'entrée. [7] [8]

Le processeur analyse le niveau d'entrée par bandes en temps réel et adapte le niveau de sortie du DSP en fonction des valeurs de gain et de compression paramétrées. Ce contrôle automatique de gain en fonction du niveau d'entrée est appelé AGCi (Automatic Gain Control Input). Il s'agit d'un réglage essentiel dans la réhabilitation prothétique d'une déficience auditive puisqu'il a pour objet premier d'appliquer un traitement adapté à une normalisation de sonie.

La précision du traitement réalisé par les nouveaux processeurs, permet de paramétrer ces valeurs avec une résolution très fine. Les niveaux d'enclenchement pouvant aller de 30 dB à 75 dB par pas de 3 dB alors que le rapport de compression peut aller de 1 :1 (linéaire) à 4 :1 et ce par pas de moins de 0,05 (figure 18).

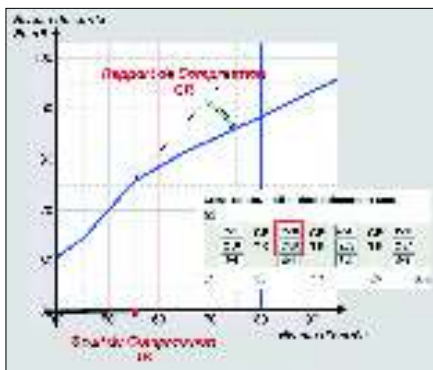


Fig. 18 : Courbe montrant le niveau de sortie d'un appareil en fonction du niveau d'entrée en dB SPL à 1KHz. Sont indiqués les réglages de compression de l'appareil. Dans cet exemple, celui-ci a un gain de 20 dB, la compression s'enclenche à 55 dB avec un facteur de 2

Le degré de recrutement diffère selon les fréquences pour un même sujet et les actions de ces systèmes de compression sont indépendantes par fréquences. La

figure 19 présente le tableau des réglages de compression d'une aide auditive actuelle, avec les choix d'adaptation au niveau des seuils d'enclenchement et des facteurs de compression.

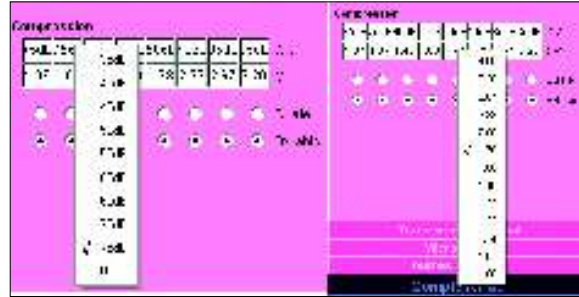


Fig. 19 : Tableau de réglages de compression d'une aide auditive

Ces systèmes de compression d'entrée sont couplés à des systèmes de compression de sortie (AGCo) et d'écrêtage (Peak Clipping) qui permettent de limiter le niveau de sortie de l'appareil pendant le temps d'enclenchement de l'AGCi (quelques millisecondes). L'action de ces derniers est essentielle pour protéger les personnes appareillées face aux bruits d'attaque rapide et aux bruits impulsifs. La figure 20 correspond à la base temps d'un signal amplifié par une aide auditive, non comprimé (1), comprimé sans écrêtage (2) puis comprimé et écrêté (3).

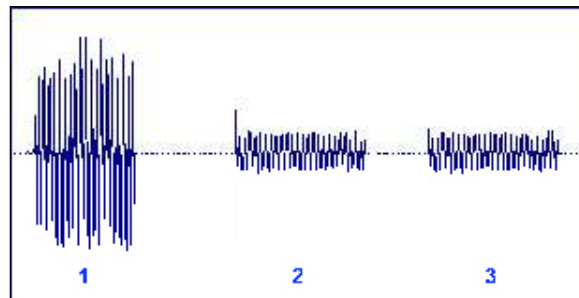


Fig. 20 : Signal amplifié par une aide auditive, non comprimé (1), comprimé sans écrêtage (2) puis comprimé et écrêté (3)

Le réglage de ces limiteurs sera directement adapté en fonction des niveaux des Seuils Subjectifs d'Inconfort relevés lors du bilan d'orientation prothétique.

Système anti-Larsen

Le Larsen est l'un des problèmes potentiels rencontrés dans l'utilisation des aides auditives. Celles-ci concentrent dans un espace très réduit des microphones, un écouteur ainsi qu'un système d'amplification. Une faible amplification de l'appareil suffit pour que le son de l'écouteur soit capté par le ou les micros qui se reboucle indéfiniment, créant ainsi une boucle de Larsen. L'étanchéité de l'appareil dans l'oreille du patient joue un rôle très important dans cette boucle. Mais la sensation d'occlusion ressentie par le porteur est le revers de cette étanchéité.

Afin de réduire ces risques de Larsen, des solutions ont été mises en place. Actuellement, la plus couramment utilisée est l'opposition de phase. Lorsqu'une instabilité

correspondant à un pic fréquentiel est détectée au niveau des microphones, le même pic est émis en opposition de phases par l'écouteur créant, par sommation, l'annulation du Larsen (figure 21).

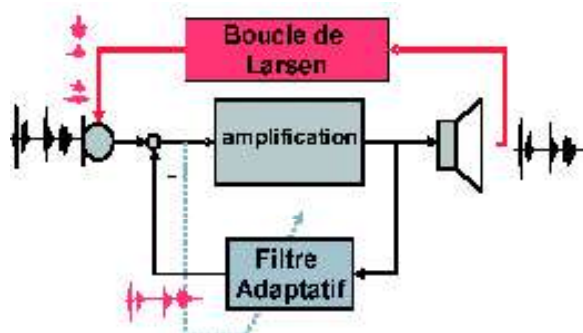


Fig. 21 : Schéma descriptif du fonctionnement de l'anti-Larsen adaptatif en opposition de phases

Afin de contrôler le signal émis, un filtre analyse en continu le signal émis et adapte le niveau du signal anti-Larsen afin de limiter les artéfacts.

Pratiquement, ce traitement de signal permet d'apporter un niveau d'amplification plus important, notamment sur les fréquences aiguës, sans être gêné par un problème de Larsen. Il est particulièrement intéressant pour les appareillages dits « ouverts », lorsque le conduit auditif n'est pas fermé par un embout ou une coque.

Réducteur de bruits

Les bruits captés par les microphones des appareils subissent les mêmes amplifications que les signaux de parole. Leur amplification peut devenir extrêmement gênante et perturbante pour la bonne intelligibilité du sujet appareillé. La bonne adaptation des paramètres de compression permet de réduire les effets néfastes du bruit. En complément de cela, les processeurs actuels proposent différentes méthodes et stratégies permettant l'élimination des bruits non-vocaux et l'amélioration du rapport signal/bruit.

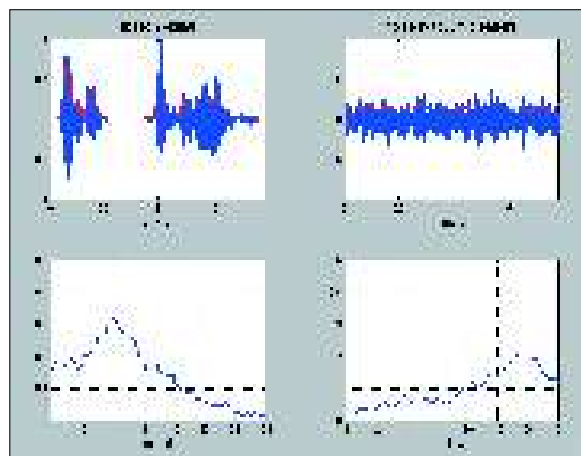


Fig. 22 : Signal de parole et de bruit avec leur enveloppe fréquentielle respective

Il existe différents indices permettant la détection de bruit, comparé à de la musique ou de la parole. Parmi ceux-ci, on retrouve des spectres fréquentiels particuliers, et ce principalement au niveau de l'enveloppe du son. La fréquence et l'amplitude de cette enveloppe donnent de précieux indices sur la nature du signal capté par les microphones (figure 22).

L'amplitude et la phase des différentes fréquences composant le son sont aussi des paramètres importants à cette détection. Dans le cas de bruit, et contrairement à la parole par exemple, ces paramètres sont aléatoires dans le temps et permettent une identification aisée du signal [9]. La différenciation bruit/parole est ainsi un élément fiable et performant dans les processeurs qui équipent les aides auditives de dernière génération [10].

Si le processeur « détecte » un bruit non vocal, des actions automatiques de réduction de gain peuvent alors s'appliquer. De nombreux paramètres influent sur l'efficacité de ces systèmes de réduction de bruit, en particulier :

La rapidité d'action

La figure 23 correspond à l'action de réduction d'un même bruit avec des délais d'actions différents, tant au niveau du début de l'action de réduction de bruit que de l'action de réduction proprement dite. La partie gauche de chaque base temps correspond au signal amplifié sans réducteur de bruit, la partie droite au signal avec réduction de bruit. Les différences d'action sur le plan temporel sont importantes (plusieurs secondes), ce qui modifie évidemment l'effet réel de ces traitements d'un point de vue perceptif dans les situations bruyantes de la vie quotidienne.

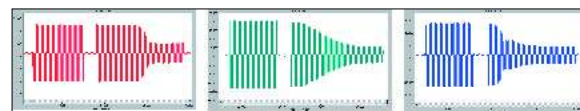


Fig. 23 : Action de réduction de bruit pour trois aides auditives différentes

L'importance de la diminution de gain

Différents niveaux de réduction sont possibles (de 0 à 24 dB) et paramétrables lors des réglages de l'aide auditive. La figure 24 illustre un exemple de différentiel d'action appliqué sur un bruit.

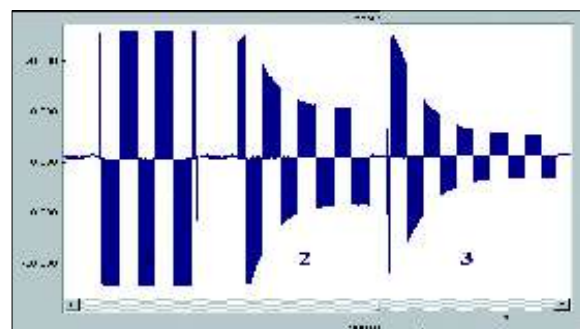


Fig. 24 : Signal amplifié par une aide auditive, sans réducteur de bruit (1), avec réducteur de bruit réglé à 6 dB (2) et à 12 dB (3)

L'action fréquentielle

Le processeur met en œuvre une réduction du gain qui peut être adaptée en fonction des bandes de fréquences et de l'amplitude de ce bruit. La figure 25 présente un sonagramme d'un bruit large bande après passage à travers une aide auditive avec réducteur de bruit enclenché seulement sur certains canaux, ce qui permet de visualiser l'action de réduction du bruit spécifiquement sur ces zones de fréquences.

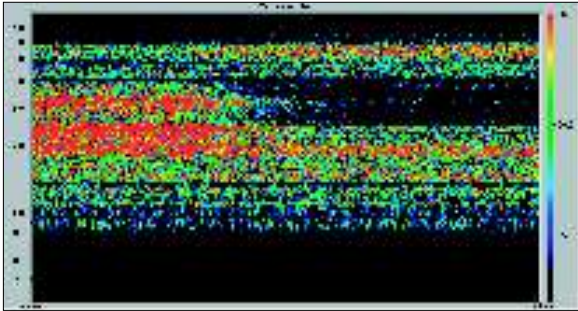


Fig. 25 : Action d'un réducteur de bruit actif exclusivement sur certaines fréquences

Le comportement en situation bruit + parole

C'est une des évolutions majeures de ces traitements ; il y a quelques années, les processeurs étaient peu efficaces dans ces situations : soit ils ne réduisaient pas l'amplification des bruits, soit ils les réduisaient, mais avec des phénomènes de pompage lors de la présence de signaux de parole (qui faisaient désactiver cette action). Actuellement, les systèmes les plus performants fonctionnent en analysant en permanence le rapport signal/bruit sur les différentes bandes de fréquences. Si le rapport est favorable au signal de parole, il n'y a pas ou peu d'action ; si le rapport est favorable au bruit, l'action de réduction du gain peut s'appliquer avec des pondérations adaptées. Un couplage de ce traitement de réduction de bruit avec un renforcement phonétique (voire action décrite plus bas) est également possible, afin d'éviter une diminution du gain sur les signaux de parole en milieu bruyant.

La figure 26, qui représente un signal de parole (P) émis en milieu bruyant de type bruit routier (B), illustre ce traitement : l'analyse est faite après passage à travers une aide auditive avec les algorithmes de réduction de bruit et de renforcement phonétique désactivés (1) puis activés (2). Dans le contexte 2, on voit le délai d'activation du débrieur, puis son effet sur le bruit alors que les signaux de parole subissent une atténuation nettement moindre au niveau de certains éléments.

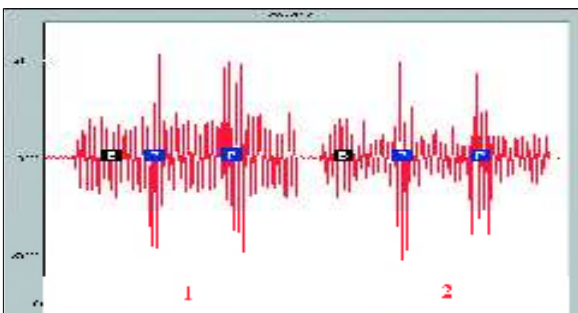


Fig. 26 : Action d'un réducteur de bruit dans un contexte parole + bruit

Bruits impulsionnels

Les bruits impulsionnels comme des chocs ou claquements caractérisés par des montées très rapides de l'énergie du signal peuvent se révéler gênants. Pour éviter cela, des compresseurs extrêmement rapides existent sur les aides auditives de dernière génération afin de limiter ces montées en puissance. Leur analyse du signal est très inférieure à 1ms. Une réduction de gain est appliquée 20 000 fois par seconde en fonction de la pente, de l'amplitude et de la durée de cette « impulsion ». L'atténuation est adaptée à la forme de la montée d'énergie afin de ne pas dénaturer le signal. De plus, la première onde sonore importante et nécessaire à la localisation est conservée. La réduction apportée peut aller jusqu'à 40 dB (figure 27).

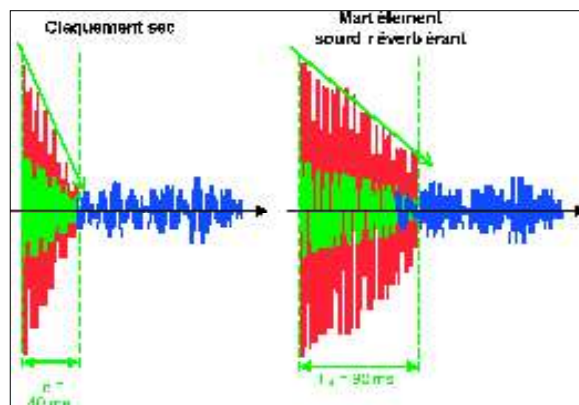


Fig. 27 : Réduction de bruits impulsionnels appliquée à différents bruits d'impact. En orange le signal original, en vert le signal traité

Bruits de vent

Le problème posé par la perception excessive des bruits de vent est directement lié au positionnement des microphones sur les aides auditives de type contour d'oreille, positionnement ne permettant pas de bénéficier de la « protection naturelle » de l'oreille externe. Afin de pallier cet inconvénient, un traitement exceptionnel peut s'appliquer. Au niveau des microphones, une situation de vent a pour particularité d'être extrêmement fluctuante, et d'amener des signaux complètement non-corrélés entre les micros. La détection de cette situation se base donc sur ces indices précis (figure 28).

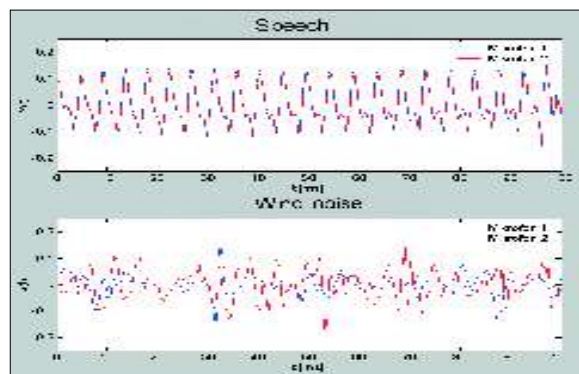


Fig. 28 : Corrélation entre microphones (rouge et bleu) en situation de parole et de bruit de vent

Afin de réduire une gêne potentielle, le processeur en situation de vent passe en micro directionnel et applique un filtre passe haut afin de couper les basses fréquences, principales sources d'énergie dans cette situation.

Renforcement phonétique

En plus des réducteurs de bruits, certains processeurs proposent de renforcer l'émergence de la parole dans le signal capté sous la forme d'algorithmes de renforcement phonétique. La première étape de ce traitement consiste à la détection des signaux de parole, qui se base sur plusieurs indices (figure 29). L'enveloppe du signal porte de nombreuses informations. La fréquence de modulation du signal ainsi que son amplitude peut permettre d'identifier la nature du son. La vitesse d'accroissement (calculée par la dérivée de l'enveloppe) ainsi que la valeur moyenne longue améliore également cette détection.

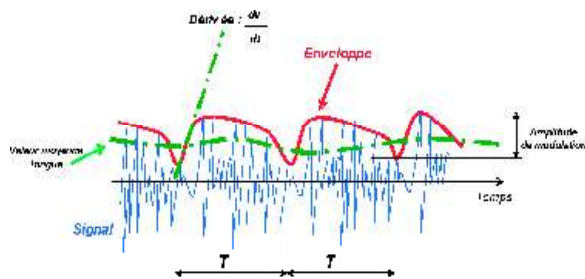


Fig. 29 : Indices de détection de parole

Le principe de ce renforcement réside dans l'exploitation particulière de certains éléments de parole pertinents dans les mécanismes de reconnaissance [11] [12] [13]. On peut ainsi évoquer les phénomènes de renforcement temporel et de renforcement spectral.

Le renforcement spectral consiste à majorer certains indices fréquentiels dans une structure de parole; cela peut prendre la forme d'une majoration spécifique de certains éléments, par exemple des formants de voyelles ou des pôles de bruit de certaines consonnes. Cela peut également consister à amplifier des portions de spectre où le rapport signal/bruit est le plus élevé et à diminuer celles où il est le plus faible. L'audioprothésiste peut choisir lors du réglage de l'aide auditive les zones fréquentielles sur lesquelles ce renforcement pourra s'appliquer.

Pour illustration, la figure 30 présente le mot « le cheveu » après passage à travers une aide auditive avec et sans enclenchement de l'algorithme de renforcement spectral.

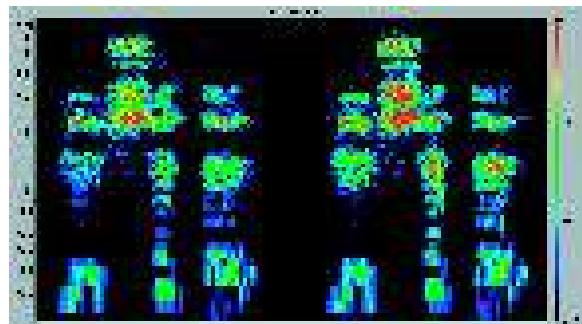


Fig. 30 : Signal de parole amplifié avec et sans renforcement spectral

Le renforcement temporel consiste à majorer dans une structure de parole les éléments temporels les plus importants dans le processus de reconnaissance, et notamment certains indices contenus dans l'enveloppe temporelle. Pour illustration, la figure 31 présente les bases temps du mot « danse » amplifié sans et avec enclenchement de l'algorithme de renforcement temporel.



Fig. 31 : Signal de parole amplifié sans et avec renforcement temporel

La majoration des caractéristiques temporelles des phonèmes de ce mot est observable : l'attaque rapide de la première partie « dan » est renforcée dès les premières millisecondes, augmentant ainsi cette caractéristique. Le « s » final bénéficie lui aussi d'une majoration, qui va s'appliquer en durée spécifiquement sur sa partie centrale afin de majorer l'allure temporelle de ce phonème.

Ces algorithmes seront particulièrement intéressants pour tenter d'améliorer la discrimination de certains phonèmes, particulièrement en milieu bruyant, chez des sujets présentant des confusions phonétiques sur les traits acoustiques faisant l'objet de ces renforcements particuliers.

Directivité microphonique

En amont de la décomposition du signal en fréquence, le processeur se charge de contrôler et d'analyser les signaux provenant des microphones. La présence de plusieurs micros permet, en les combinant, de contrôler la directionnalité du système microphonique. Cette combinaison joue sur les variations d'amplitude et de déphasage inter-micros et permet de créer différents modes microphoniques permettant d'éliminer le bruit dans certaines situations, favorisant l'émergence de la parole pour le sujet. Parmi ces différents modes, on retrouve le mode omnidirectionnel ayant une captation mono-micro, captant à l'identique les sons provenant de toutes les directions. Les modes directionnels sont quant à eux plus ou moins « fins » et orientés (figure 32).

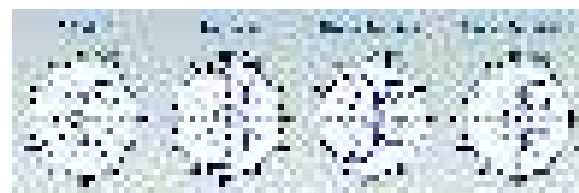


Fig. 32 : Différentes directionnalités microphoniques proposées sur une aide auditive

Ces différents modes fonctionnent sur plusieurs bandes de fréquences et le processeur peut sélectionner automatiquement le mode le plus adapté par bande de fréquence (figure 33). Cette directionnalité microphonique se révèle être très efficace dans les environnements très bruyants. [14] [15] De plus elle reproduit en partie le fonctionnement du pavillon auditif humain qui permet de privilégier les sons provenant de face. Cette particularité physiologique est en effet perdue lorsque l'on utilise un contour d'oreille, les micros étant situés à l'arrière ou au-dessus du pavillon de l'oreille.

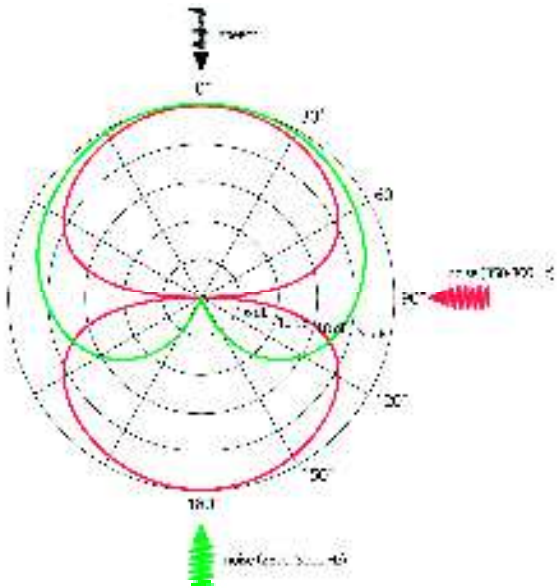


Fig. 33 : Exemple d'amélioration rapport signal/bruit à l'aide de la directionnalité. Ces modes peuvent être différents sur chaque bande de fréquences

L'utilisation de ces systèmes est particulièrement intéressante pour favoriser l'intelligibilité en milieu bruyant. Ces dispositifs peuvent être efficaces, même dans la situation la plus difficile pour un malentendant, celle de cocktail party, où le problème est de comprendre une voix au milieu d'autres voix perturbantes.

L'utilisation conjointe et combinée des dispositifs des réducteurs de bruits et des microphones directionnels constitue d'ailleurs le dispositif le plus efficace pour l'amélioration du confort auditif et de l'intelligibilité en milieu bruyant pour des sujets malentendants appareillés.

Fonctionnement binaural

Notre système auditif utilise l'information provenant des deux oreilles pour la localisation spatiale des sources sonores, pour l'effet de sommation engendré par l'audition binaurale et pour améliorer l'intelligibilité de la parole en milieu bruyant [16] [17] [18] [19] [20] [21]. C'est pourquoi, un déséquilibre des informations entre les deux oreilles peut se révéler extrêmement perturbant pour le patient.

Compte tenu du grand nombre de traitements effectués par les aides auditives actuelles, il se peut que cet équilibre soit perturbé.

Afin de conserver les mêmes traitements sur les deux appareils, ceux-ci peuvent aujourd'hui communiquer entre eux et échanger des informations. Cette communication se fait par l'intermédiaire d'antennes assurant le transfert d'un champ magnétique codé numériquement. Ce codage particulier n'a qu'une portée limitée (les appareils étant à une distance faible) réduisant d'autant la consommation engendrée par cette émission. L'environnement détecté par chaque appareil est envoyé à l'autre en même temps que le contrôle de volume et de programme. Ainsi le traitement du signal et le mode microphonique enclenché sur chaque appareil est identique, garantissant au sujet une bonne écoute binaurale.

Les normes en vigueur concernant les télécommunications internationales imposent une fréquence d'émission comprise entre 3,155 MHz et 3,400 MHz. Les technologies actuellement, présentes dans les appareils, permettent de dépasser les 150 Kbits/s.

Multiprogrammes

L'aide auditive est capable d'avoir en mémoire différents profils de réglages possédant chacun des paramètres différents sous forme de différents programmes. L'audioprothésiste, ayant effectué le réglage de l'appareil, peut donner accès au patient à ces programmes, ayant chacun des courbes différentes adaptées à des besoins d'écoute différents. Le choix et la modification de programme peuvent se faire soit par un contacteur existant dans le boîtier de l'aide auditive, soit par une télécommande (figure 34).



Fig. 34 : Contacteur et télécommande permettant de modifier les programmes

De plus, au sein de chaque programme, les derniers processeurs peuvent modifier automatiquement le traitement en fonction de l'environnement capté par l'appareil. Le processeur fait la distinction entre un environnement calme, bruit, parole, parole + bruit, musique. En fonction de cette détection, le processeur adapte les modes microphoniques ainsi que la réduction de bruit appliquée.

Data logging

En plus d'échanger des informations, les appareils mémorisent les environnements sonores détectés et les conditions de port (durée, programmes, volume...). L'audioprothésiste, lorsqu'il connectera les aides auditives, pourra ainsi lire et disposer de ces informations pour adapter au mieux les réglages lors de son suivi prothétique.

La connectivité

Le fonctionnement « classique » d'une aide auditive passe, comme nous l'avons vu, par la captation du son environnant par un ou plusieurs micros. Mais une majorité d'appareils peuvent également traiter des signaux autres que ceux provenant des microphones, comme nous allons le détailler.

Boucles magnétiques

L'induction magnétique est l'un des systèmes les plus simples et les plus classiques à mettre en place afin de réaliser une transmission du signal sans fil. On retrouve d'ailleurs ce type d'émission dans certains lieux accueillant du public (Gares SNCF, cabines téléphoniques publiques, salles de cinéma et autres salles de spectacle...).

Le champ magnétique est créé par une bobine plus ou moins grande. Celle-ci transmet le signal qui sera capté par une bobine interne à l'aide auditive. Ce signal « bobine » peut être combiné avec le signal microphonique ou non, avec des réglages indépendants des entrées bobine et microphone.

Tout comme le signal microphonique, le signal « bobine » est traité par le DSP et est adapté à la perte auditive du patient. L'avantage de l'utilisation d'une bobine est d'offrir un son avec un très bon rapport SNR offrant donc une très bonne qualité d'écoute et une bonne intelligibilité dans des milieux difficiles (amphithéâtre par exemple...). De plus, ce mode bobine peut être combiné à un téléphone offrant ce type de transmission ou à un système de boucle autour du cou (pour la télévision par exemple).

Entrée Audio

Afin de pouvoir transférer un signal directement dans l'appareil, certains d'entre eux possèdent une entrée directe accessible à partir d'un sabot que l'on positionne sur celui-ci. Sur cette entrée directe peut être connecté un système de transmission FM permettant de recevoir un signal porté par une fréquence FM.

Une des applications les plus courantes de cette entrée audio consiste en l'adaptation de systèmes HF comportant un émetteur (un microphone) et un ou deux récepteurs couplés à l'entrée audio des aides auditives par des sabots adaptés (figure 35).



Fig. 35 : Principe de couplage d'un système HF sur entrée audio

Ce type de matériel est par exemple indiqué pour des enfants scolarisés, afin d'améliorer leur intelligibilité de

la voix de leur enseignant, en limitant les effets négatifs de la distance et du bruit ambiant.

Bluetooth

De plus en plus répandue, la liaison Bluetooth se retrouve sur de nombreux appareils électroniques (ex : téléphones, baladeurs...). Cette liaison radio-fréquence, autour de 2,4 GHz, permet une connexion sans fil entre deux périphériques avec un débit suffisamment important pour transférer un signal sonore de très bonne qualité.

Cette liaison possède une portée d'environ 10 mètres (en classe B la plus couramment utilisée) pour une puissance d'émission d'environ 2,5 milliwatts (10^{-6} par rapport à un micro-onde). Ce type de connexion nécessite une alimentation importante, beaucoup trop importante pour une utilisation prolongée avec la pile des appareils auditifs. C'est pourquoi la toute dernière génération d'aides auditives est compatible avec le Bluetooth, non pas directement, mais par l'intermédiaire d'une télécommande ou d'un streamer possédant une batterie beaucoup plus importante. Cette télécommande sert de relais entre les appareils et le périphérique Bluetooth (figure 36). Ce dernier devenant une nouvelle entrée audio sur l'appareil auditif.



Fig. 36 : Schéma de connectivité par liaison Bluetooth

L'avantage est évident en ce qui concerne les téléphones portables compatibles Bluetooth avec une communication directe dans les aides auditives possédant un rapport SNR parfait et une stimulation simultanée des deux oreilles ; les autres périphériques Bluetooth pouvant être connectés simplement par un appairage. De plus, les périphériques non Bluetooth peuvent être équipés d'un convertisseur Bluetooth garantissant la transmission directe du signal dans les aides auditives (idéal pour la télévision). Cette transmission sans fil doit être suffisamment rapide pour ne pas engendrer de décalage temporel trop important. Dans le cas du téléphone portable, cela ne pose pas de problème, mais dans le cas de la télévision, ce décalage peut être extrêmement néfaste pour l'utilisation de la lecture labiale.

Conclusion

Les possibilités de traitement du signal des aides auditives numériques ont considérablement évolué ces dernières années, grâce notamment aux puissances des processeurs utilisés. Les vitesses d'analyse permettent d'appliquer des actions ayant pour but d'améliorer la qualité de l'amplification adaptée pour corriger une déficience auditive.

C'est la bonne maîtrise et la juste adaptation des paramètres de traitement du signal qui conditionnent cette efficacité. Cela passe par une parfaite connaissance du patient et des caractéristiques de sa déficience auditive bien évidemment, mais aussi de ses conditions d'environnement sonore et de ses besoins d'écoute. Les conditions d'application et de suivi prothétique doivent ainsi permettre des actions précises sur le traitement du signal des aides auditives pour une adaptation individuelle et efficace.

Remerciements

Les auteurs remercient Mme Domenica Di Vincenzo pour son aide précieuse dans la rédaction de cet article.

Références bibliographiques

- [1] Dillon H., Compression ? Yes, but for low or high frequencies, and with what response times ?, *Ear & Hearing*, 1996, 17 (4), pp 287-307.
- [2] Vaneecloo F.M., Hanson J.N., Laroche G., Vincent C. avec la collaboration de Dehaussy J., Réhabilitation prothétique BAH des cophoses unilatérales. Étude par stéréaudiométrie, Masson Edit., Ann. Otolaryngol. Chir. Cervicofac. 117.6., 2000, pp 410-417.
- [3] Chouard C.H., Ouayoun M., Meyer B., Coudert C., Sequeville T., Bachelot G., Génin J., Auditory performances of a 3-4-7 programmable numeric filter hearing aid, *Audiology* 36(6):339-53, 1997.
- [4] Azema B. et col., Les méthodes supraliminaire. Précis d'Audioprothèse. Tome II, Éditions du Collège National d'Audioprothèse, 1999, pp 151-205.
- [5] Renard X., Présentation détaillée du Pré-Réglage. Précis d'Audioprothèse. Tome II, Éditions du Collège National d'Audioprothèse, 1999, pp 207-457.
- [6] Le Her F., Présentation détaillée du C.T.M. Précis d'Audioprothèse. Tome II, Éditions du Collège National d'Audioprothèse, 1999, pp 459-556.
- [7] Moore B., Peters R., Stone M., Benefits of linear amplification and multichannel compression for speech comprehension in backgrounds with spectral and temporal dips, *Journal of the Acoustical Society of America*. Vol. 105, n°1, 1999.
- [8] Michey M., Vers une explication des difficultés d'écoute dans le bruit des malentendants. *Les Cahiers de l'Audition*. Vol 13, n°4, 2000.
- [9] Palmer C.V., Bentler R., Mueller H.G., Amplification with digital noise reduction and the perception of annoying and aversive sounds, *Trends amplification*, 10(2): 2006, pp 95-104.
- [10] Chalupper J., Branda E., Comparison of Transient Noise Reduction Systems *Hearing Review*, 15(1), 2008, pp 20-24
- [11] Apoux F., Lorenzi C., Frachet B., Quel algorithme de renforcement de la parole pour les prothèses numériques ?, *Les Cahiers de l'Audition*, Vol 12, n°3, 1999.
- [12] Baer T., Moore B., Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech, *Journal of the Acoustical Society of America*, 1994.
- [13] Drullman R., Festen J., Plomb R., Effect of reducing slow temporal modulations on speech reception, *Journal of the Acoustical Society of America*, 1994.
- [14] Ricketts TA, Hornsby BW. 2005 Sound Quality Measures for Speech in Noise through a Commercial Hearing Aid "Implementing Digital Noise Reduction. *Journal of American Academy of Audiology* 16 : 270-7.
- [15] Ricketts T.A., Hornsby W.Y., Johnson E.E., Adaptive Directional Benefit in the Near Field: Competing Sound Angle and Level Effects. *Seminars in Hearing*, 2005 , 26(2), pp 59-69.
- [16] Blauert J., *Spatial Hearing : The Psychophysics of Human Sound Localization*, MIT Press, USA-Cambridge MA, 2nd enhanced edition, 1996.
- [17] Byrne D.J., Binaural hearing aid fitting. In E. R. Libby (ed.), *Binaural amplification*, Chicago: Zenetron-Binaural hearing and amplification, vol. 2, 1996, pp 23-73.
- [18] Hennebert P.E., Audition binaurale. Perspective spatiale auditive stéréophonique, *Acta Oto-Rhino-Laryng. Belgica*. 22., 1968, pp 245-378.
- [19] Hirsh I.J., The relation between localization and intelligibility, *Journal of the Acoustical Society of America*. 22, 1950, pp 196-200.
- [20] Decroix G., Dehaussy J., Binaural Hearing and Intelligibility. *The journal of Auditory Research*. 4., 1964, pp 115-135. (1965) *Audicibel*. An official publication of the Society of Hearing Aid Audiologist, Michigan, Winter 9-171. Spring 56-65.
- [21] Decroix G. Dehaussy J., *Stéréaudiométrie et appareillages stéréophoniques*. Arnette Edit, 1965, 2e édition.

