

19

# PHONAK FOCUS

News/Ideas/High Technology/Acoustics Nr. 19, 1995

Reconnaissance de la parole dans le bruit  
*avec des aides auditives à double microphone*

Michael Valente  
Washington University School of Medicine

David A. Fabry  
Mayo Clinic, Rochester

Lisa G. Potts  
Washington University School of Medicine

**Sommaire**

Introduction .....	3
Méthodes .....	4
Sujets .....	4
Procédures .....	4
A. Mesures objectives .....	4
Appareillage .....	4
Mesure de la parole dans le bruit à l'aide du HINT .....	5
B. Evaluations subjectives .....	6
Evaluation du bénéfice prothétique (PHAB) (site I) .....	6
Evaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB) (site II) .....	6
Comparaison avec les aides auditives actuelles (site I) .....	6
Résultats .....	6
Scores du HINT .....	6
Evaluation du bénéfice prothétique (PHAB) (site I) .....	7
Evaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB) (site II) .....	8
Comparaison avec les appareils habituels (site I) .....	9
Discussion .....	9
Conclusions .....	11
Annexe .....	12
Bibliographie .....	14

Le contenu de ce Phonak Focus est basé sur un article publié dans le Journal of the American Academy of Audiology, Vol. 6, No. 4, 1995.

## Introduction

Les microphones directionnels sont utilisés dans les aides auditives depuis plus de vingt ans. Au cours de cette période, de nombreux travaux de recherche, relatifs à l'analyse de leurs avantages, ont été publiés. Dès le début, plusieurs études ont montré que ces microphones directionnels amélioraient la reconnaissance vocale, quand la parole était issue de l'avant, à 0° d'azimut et le bruit de l'arrière, à 180° d'azimut (Lentz, 1972; Franck et Gooden, 1973; Sung et col., 1975). Nielsen (1973) fut l'un des premiers à avoir conduit des tests cliniques et des essais sur le terrain, dans le but de comparer les performances des aides auditives à microphones directionnels et omnidirectionnels. Ces études ont montré que les résultats étaient notamment meilleurs avec le microphone directionnel, quand les mesures étaient faites en cabine audiométrique. Cependant, les avantages observés s'estompaient dès que les appareils étaient utilisés dans la vie courante.

De nombreuses études ont indiqué que les avantages prothétiques des microphones directionnels étaient limités. Studebaker, Cox et Formby (1980) ont souligné que les microphones directionnels donnaient leurs meilleurs résultats dans des conditions anéchoïques et que leurs performances diminuaient avec l'augmentation des temps de réverbération. En étudiant des sujets normo-entendants dans une pièce anéchoïque, Madison et Hawkins (1983) ont fait état d'une amélioration du rapport signal / bruit (S/B) de 10,7 dB, due à l'effet directionnel. Elle se réduisait à 3,4 dB dans des situations plus réverbérantes (0,6 secondes). Hawkins et Yacullo (1984) ont trouvé des améliorations du rapport S/B de 3 à 4 dB dans des salles dont les temps de réverbération étaient relativement brefs (0,3 et 0,6 secondes), lorsque la parole était issue de l'avant et le bruit de l'arrière. Cet avantage directionnel s'amenuisait notablement quand les temps de réverbération augmentaient (1,2 secondes) et quand la parole et le bruit étaient émis en champ diffus.<sup>1</sup>

Auparavant, l'effet directionnel était obtenu par un microphone unique muni de deux entrées, l'une orientée vers l'avant et l'autre vers l'arrière. L'entrée arrière retardait le son d'une valeur typique de 58 microsecondes, avant qu'il n'atteigne la membrane (Skinner, 1988). Bien que le rapport S/B ait déjà été amélioré avec les aides auditives directionnelles équipées de ce type de transducteurs, Leeuw et Dreschler (1991) soulignaient qu'il faudrait vraiment développer de meilleurs microphones directionnels si l'on voulait que les malentendants en ressentent réellement les effets bénéfiques dans leur vie quotidienne.

Plusieurs concepts microphoniques destinés à améliorer l'effet directionnel ont été analysés ces dernières années. Les techniques de réseaux microphoniques ont déjà donné des résultats positifs (Bilsen et col., 1993; Stadler et Rabinovitz, 1993; Kates, 1993). Une de ces études faisait état d'une amélioration de 7,5 dB du S/B, obtenue avec un réseau microphonique directionnel fixe mesuré en champ diffus sur le KEMAR (Soede et col., 1993a). Dans une étude ultérieure, Soede et col. (1993b) notaient une amélioration d'environ 7,0 dB des seuils de reconnaissance vocale. Bien que ces études aient montré que les performances directionnelles étaient meilleures avec des réseaux microphoniques qu'avec des microphones directionnels classiques, ces systèmes en sont restés à l'état de prototypes expérimentaux car ils requièrent beaucoup d'espace entre leurs accès acoustiques.

Récemment, Phonak a introduit un contour d'oreille programmable qui exploite la technique du double microphone (Audio-Zoom de PiCS). Cette aide auditive est à programmation numérique et permet de sélectionner, à l'aide d'une télécommande manuelle, le mode directionnel (activation du réseau bi-microphonique), ou le mode omnidirectionnel. L'utilisateur a de plus la faculté de choisir parmi trois réglages électroacoustiques différents, conçus pour des situations auditives distinctes. La courbe de réponse "de base" peut être programmée pour répondre aux prescriptions de la formule de présélection NAL-R (Byrne et Dillon, 1986) ou de toute autre formule. Les deux autres mémoires sont programmées au moyen des algorithmes des "programmes de confort". Le mode microphonique optimal, directionnel ou omnidirectionnel, est associé à chaque algorithme, pour rétablir les meilleures facultés auditives possibles dans différents environnements acoustiques.

Les buts premiers de la présente étude étaient de déterminer:

1. si des différences sensibles du rapport du signal au bruit (S/B) pouvaient être décelées quand le double microphone de l'Audio-Zoom était actif, par comparaison avec celui que l'on obtient en mode microphonique omnidirectionnel,
2. si des différences sensibles étaient décelables dans les scores moyens des bénéfices prothétiques obtenus avec l'appareil à Audio-Zoom pour les différentes catégories du "Profile of Hearing Aid Benefit" - PHAB (Evaluation du bénéfice prothétique) ou du "Abbreviate Profile of Hearing Aid Benefit" - APHAB (Evaluation condensée du bénéfice prothétique), par comparaison avec les scores moyens obtenus

- par les utilisateurs expérimentés que Cox, Gilmore et Alexander (1991), Cox (1994), et Cox et Alexander (1995) ont publiés, et
- si les sujets signalaient des différences entre les performances des appareils à Audio-Zoom et celles de leurs aides auditives habituelles, ceci après une période de trente jours d'accoutumance à l'Audio-Zoom.

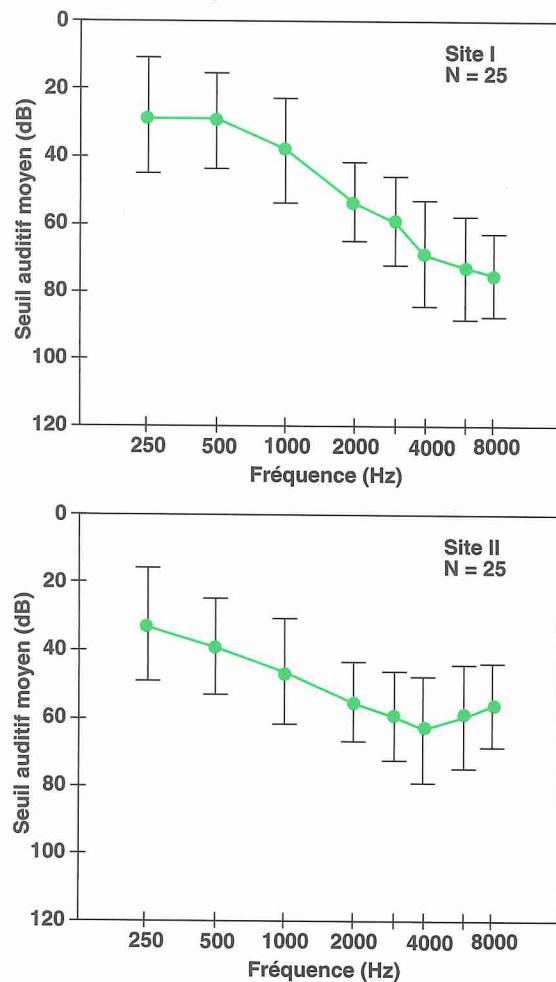
## Méthodes

### Sujets

Vingt cinq sujets adultes, malentendants appareillés, ont participé à l'étude dans chacun des deux sites. Le site N° 1 était le "Hearing Laboratory at Washington University School of Medicine" (Laboratoire de l'Audition de l'Ecole de Médecine de l'Université Washington) à St. Louis, Missouri et le site II était le "Hearing Laboratory at the Mayo Clinic" (Laboratoire de l'Audition de la clinique Mayo) à Rochester, Minnesota. Le groupe de sujets du site I était composé de 13 hommes et de 12 femmes, d'une moyenne d'âge de 68,2 ans, avec des extrêmes de 30 et 82 ans. Les participants du site II se répartissaient en 14 hommes et 11 femmes, dont la moyenne d'âge était de 53,2 ans avec des extrêmes de 20 et 83 ans. Tous les sujets du site I avaient déjà une expérience de l'appareillage binaural (durée moyenne d'appareillage binaural: 5,1 ans). Tous les sujets du site II avaient déjà une expérience de l'appareillage (durée moyenne d'appareillage: 5,7 ans). Dix huit d'entre eux portaient un seul appareil et les sept autres étaient appareillés en stéréophonie.

Les seuils aériens et osseux en sons purs (ANSI-1989) ont été mesurés de 250 à 8000 Hz par les méthodes traditionnelles (ASHA-1978). Les résultats ont mis en évidence l'aspect neurosensoriel des pertes auditives. La figure 1 représente la moyenne des seuils aériens pour le site I (en haut) et le site II (en bas). En outre, les examens impédancemétriques ne reflétaient pas d'altération fonctionnelle de l'oreille moyenne.

Fig. 1: Moyenne des seuils aériens (dB HL) des 25 sujets du site I (en haut) et du site II (en bas). Les lignes verticales représentent  $\pm 1$  écart-type.



## Procédures

### A. Mesures objectives

#### Appareillage

L'apport prothétique a été évalué pour chaque sujet sous les quatre configurations différentes des réglages électroacoustiques suivantes: 1) courbe audiologique de base selon NAL-R avec microphone omnidirectionnel; 2) courbe audiologique de base selon NAL-R avec double microphone directionnel; 3) courbe du programme "party" avec microphone omnidirectionnel; et 4) courbe du programme "party" avec double microphone directionnel. Ces quatre configurations étaient contre-balancées pour réduire l'influence de l'ordre de présentation.

La courbe de réponse dénommée "party" est celle de l'un des nombreux "programmes de confort" que propose le système auditif PiCS pour améliorer l'audition dans différents environnements bruyants (Baechler et Vonlanthen, 1994). Chaque programme de confort est conçu pour maximiser l'indice d'articulation (AI = Articulation Index) et/ou le confort auditif dans des sources spécifiques de bruits. Cet objectif est atteint en ajustant les paramètres de compression (seuil, constantes de temps, etc..) et en corrigeant les filtres graves, médiums et aigus, ainsi que la puissance globale et le niveau de gain de l'aide auditive. En l'occurrence, la conception de la courbe du programme "bruit de party" suppose que la source de bruit perturbant est un brouhaha intense de large bande.

Des mesures in vivo ont été faites sur chaque sujet à l'aide d'un système Frye 6500, afin de s'assurer que la courbe du gain d'insertion in vivo correspondait bien à celle que prescrivait la formule NAL-R (Byrne et Dillon, 1986), pour la condition 1 (courbe de réponse de base avec microphone omnidirectionnel). Le gain d'insertion a été réglé pour être aussi proche que possible des valeurs préconisées par la formule NAL-R à l'aide d'un bruit composite pondéré selon le spectre vocal, la sonde et les microphones de mesure étant placés dans leur position standard et le haut-parleur à 0° d'azimut. Dans plus de 80 des 100 oreilles testées, l'objectif NAL-R a pu être satisfait jusqu'à 3000-4000 Hz, avec une tolérance de 5 dB. L'équilibre inter-auriculaire a ensuite été obtenu en appliquant la procédure d'équilibrage du logiciel PiCS. Ceci complétait les réglages fondamentaux établis avec chaque sujet pour la condition 1, sur lesquels se basaient ensuite les réglages pour les conditions 2 à 4.

#### **Mesure de la parole dans le bruit à l'aide du HINT**

Nous avons choisi d'utiliser le test d'audition dans le bruit (HINT = Hearing in Noise Test) (Nilsson et col., 1991; Nilsson et col., 1992; Nilsson et col., 1993) pour mener à bien cette étude.

Le HINT est composé de 250 phrases (25 listes de 10 phrases) lues par un homme. Les phrases sont presque toutes semblables aux plans de la durée (six à huit syllabes) et des difficultés (premier niveau de lecture). Le HINT consiste à estimer le rapport du signal au bruit (S/B) auquel les phrases noyées dans le bruit peuvent être répétées correctement une fois sur deux. Ce type de mesures est très intéressant en ce sens qu'il permet de faire des estimations fiables et précise de la reconnaissance vocale dans le bruit avec du matériel vocal redondant. De plus, les listes HINT, enregistrées numériquement, peuvent être présentées de façon normalisée.

Dans le cadre de cette étude, les phrases ont été présentées à 0° d'azimut et le bruit, temporellement et spectralement adapté aux phrases, à 180° d'azimut. Le sujet était placé à égale distance (environ 1,1 mètre) de deux haut-parleurs situés dans des cabines audiométriques à doubles parois d'environ 2,50x2,75 m pour le site I et 2,45x3 m pour le site II. Aucune des deux salles n'était anéchoïque et leurs temps de réverbération n'ont pas été mesurés. Cependant, dans des cabines audiométriques de dimensions analogues, Nielsen et Ludvigsen (1978), Studebaker, Cox et Formby (1980), et Madison et Hawkins (1983) ont relevé des temps de réverbération compris entre 0,1 et 0,6 secondes. Les phrases et le bruit perturbant ont été émis avec un audiomètre Grason-Stadler 16 sur le site I, et un audiomètre clinique Grason-Stadler 10 associé à une platine Digital Audio Tape (DAT) DTC-690 de Sony, sur le site II.

Pour appliquer la procédure du HINT, il est nécessaire d'utiliser deux listes (20 phrases) pour chacune des séquences expérimentales. La première phrase était présentée en réglant l'atténuateur de l'audiomètre 10 dB en-dessous de la position requise pour que le niveau de bruit soit de 65 dB (A). Cette phrase était émise plusieurs fois, en augmentant son niveau de 4 dB, jusqu'à ce que le sujet la répète correctement. L'intensité était ensuite réduite de 4 dB pour la seconde phrase. Après chaque réponse du sujet aux deuxième, troisième et quatrième phrases, le niveau était augmenté de 4 dB (réponse incorrecte) ou réduit de 4 dB (réponse correcte). Au-delà de la quatrième phrase, ce pas de progression était réduit à 2 dB et une règle simple de variation, par pas croissants ou décroissants, était adoptée pour les seize phrases restantes. Le calcul du rapport signal/bruit propre à assurer 50% d'intelligibilité était obtenu en faisant la moyenne des niveaux obtenus avec les phrase N° cinq à vingt, plus l'intensité pour une vingt et unième présentation basée sur la précision de la réponse du sujet à la phrase N° 20.

Quand les mesures de S/B du test HINT ont été achevées sous les quatre conditions expérimentales, le programme de base/omnidirectionnel a été chargé en mémoire #1, le programme de base directionnel en mémoire #2 et le programme party/directionnel en mémoire #3. Tous trois étaient ainsi accessibles avec la télécommande. Les sujets ont reçu tous les conseils, les instructions et les précautions d'emploi des aides auditives, des embouts et de la télécommande. Ils ont alors porté les appareils pendant quatre semaines. Pour analyser subjectivement l'avantage prothétique des aides auditives avec l'Audio-Zoom, les sujets du site I ont eu à remplir le formulaire B du questionnaire d'évaluation du bénéfice prothétique (PHAB =

Profile of Hearing Aid Benefit) et ceux du site II le formulaire A du questionnaire d'évaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB = Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit).

### B. Evaluations subjectives

**Evaluation du bénéfice prothétique (PHAB) (site I)**  
 Le questionnaire d'évaluation du bénéfice prothétique (PHAB) est une échelle d'estimation subjective qui mesure indirectement le bénéfice prothétique perçu (Cox et Gilmore, 1990; Cox et col., 1991; Cox et Rivera, 1992). Le PHAB est un inventaire en 66 points. Chaque point est une assertion pour laquelle le sujet doit préciser dans quelle proportion de temps elle se vérifie, en utilisant une échelle d'appréciation en sept niveaux. Le sujet répond à chaque question sans et avec appareils. Les réponses sans appareil ont été recueillies avant l'appareillage, et les réponses appareillées à l'issue de la période d'essai de quatre semaines. Le "bénéfice" prothétique (en %) est défini comme étant la différence entre les scores obtenus sans et avec appareils. Les performances PHAB sont établies dans les sept catégories suivantes: 1) les Interlocuteurs Familiers (IF); 2) la Facilité de Communication (FC); 3) la Réverbération (RV); 4) les Informations Limitées (IL); 5) le Bruit Ambiant (BA); 6) les Sons Indésirables (SI); et 7) la Distorsion Sonore (DS).

### Evaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB) (site II)

Le questionnaire d'évaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB) est un inventaire de 24 assertions issu et adapté du PHAB (Cox et Alexander, 1995). Les performances APHAB sont établies dans les quatre catégories suivantes: 1) la Facilité de Communication (FC); 2) la Réverbération (RV); 3) le Bruit Ambiant (BA); et 4) les Sons Indésirables (SI).

### Comparaison avec les aides auditives actuelles (site I)

On a en outre demandé aux sujets du site I s'ils estimaient que le bénéfice prothétique perçu avec l'Audio-Zoom, à l'issue d'une période d'essai de trente jours, était 1) nettement meilleur; 2) meilleur; 3) identique; 4) plus mauvais; ou 5) nettement plus mauvais que celui qu'ils ressentaient avec l'appareillage qu'ils portaient habituellement.

## Résultats

### Scores du HINT

Les tables 1 et 2 (voir annexe) indiquent les S/B nécessaires pour obtenir 50% d'intelligibilité avec le test HINT, dans chacune des quatre conditions expérimentales (colonnes A à D), respectivement sur chacun des deux sites I et II. Elles indiquent également, en prenant comme référence les résultats obtenus avec le réglage du programme de base/omnidirectionnel, l'influence du seul microphone directionnel (colonne B moins colonne A - figure 2), celle du seul programme de confort "bruit de party" (colonne C moins colonne A - figure 3) ainsi que les avantages combinés du programme "bruit de party" et de l'effet directionnel (colonne D moins colonne A - figure 4). Pour chacune de ces conditions, la moyenne des résultats, l'écart-type, les scores minimum et maximum sont précisés dans le bas des tables 1 et 2. La figure 5 indique la valeur moyenne et l'écart-type de l'amélioration du S/B, en prenant comme références les résultats obtenus avec la réponse de base / microphone omnidirectionnel sur le site I (en haut) et sur le site II (en bas).

Fig. 2: Rapports signal au bruit (S/B) obtenus en mode directionnel (B) comparés aux S/B obtenus avec le programme de base omnidirectionnel (A). En haut figurent les résultats du site I et en bas ceux du site II.

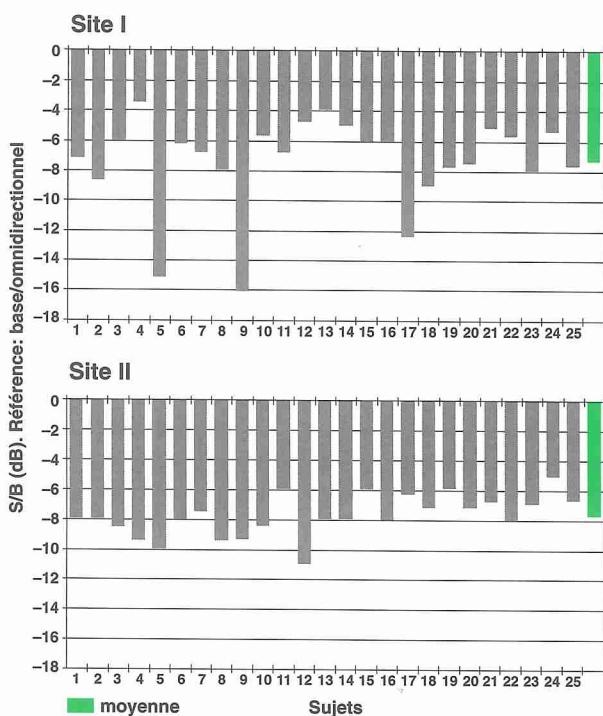
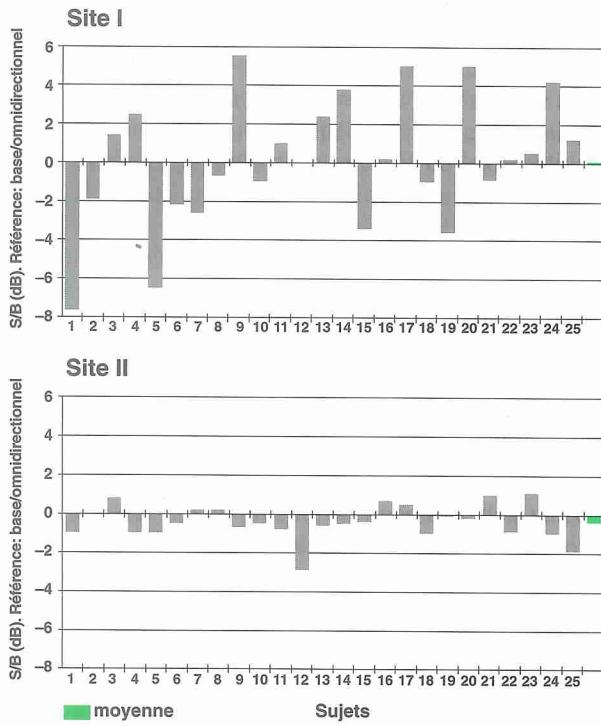


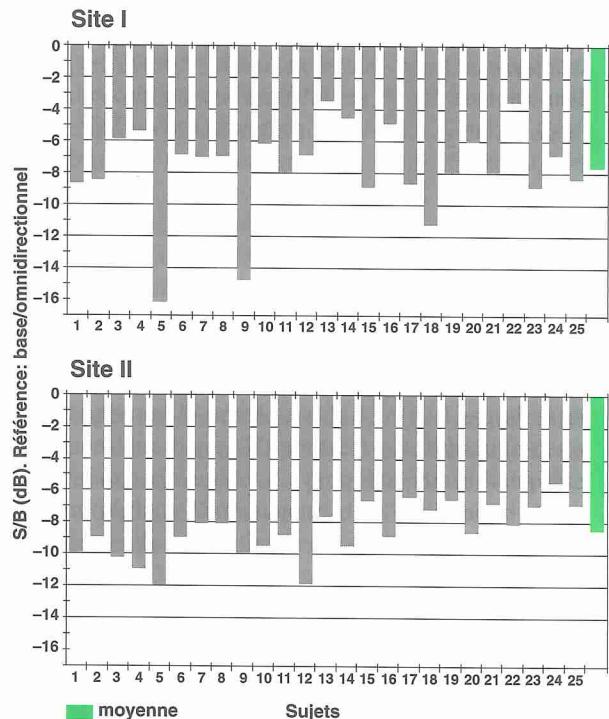
Fig. 3: Rapports signal au bruit (S/B) obtenus avec les réglages du programme "party" (C) comparés aux S/B obtenus avec le programme de base omnidirectionnel (A). En haut figurent les résultats du site I et en bas ceux du site II.



L'analyse statistique des résultats obtenus sur le site I (analyse de la variance) a mis en évidence des différences significatives entre les performances moyennes pour les quatre conditions expérimentales. Une analyse ultérieure a montré qu'il existait des différences significatives entre les moyennes des conditions 1) base/omni (moyenne 0,0 dB) et base/directionnel (moyenne -7,4 dB); 2) base/omni (moyenne 0,0 dB) et party/directionnel (moyenne -7,7 dB); 3) party/omni (moyenne 0,1 dB) et party/directionnel (moyenne -7,7 dB); et 4) party/omni (moyenne 0,1 dB) et base/directionnel (moyenne -7,4 dB). La différence moyenne entre les conditions base/omni et party omni et les conditions base/directionnel et party/directionnel n'étaient pas significatives.

L'analyse statistique des résultats obtenus sur le site II (analyse de la variance) a mis en évidence des différences significatives entre les performances moyennes pour les quatre conditions expérimentales. Des comparaisons ultérieures à l'aide de la méthode HSD Tukey (HSD=2.11) ont montré qu'il existait des différences significatives entre les moyennes des conditions 1) base/omni

Fig. 4: Rapports signal au bruit (S/B) obtenus avec la combinaison du programme "party" et du microphone directionnel (D) comparés aux S/B obtenus avec le programme de base omnidirectionnel (A). En haut figurent les résultats du site I et en bas ceux du site II.

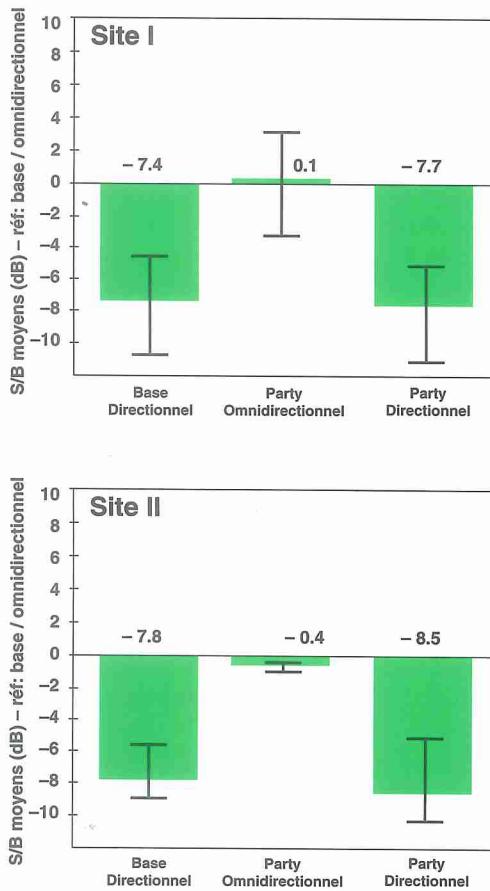


(moyenne -0,2 dB) et base/directionnel (moyenne -8,0 dB); 2) base/omni (moyenne -0,2 dB) et party/directionnel (moyenne -8,8 dB); 3) party/omni (moyenne -0,7 dB) et party/directionnel (moyenne -8,8 dB); et 4) party/omni (moyenne -0,7 dB) et base/directionnel (moyenne -8,0 dB).

#### Evaluation du bénéfice prothétique (PHAB) (site I)

Le graphique du haut de la figure 6 représente les scores moyens des bénéfices PHAB dans chacune des sept catégories. Des scores positifs reflètent une amélioration due à la correction prothétique perçue par le sujet, alors que des scores négatifs traduisent son impression que les performances sont moins bonnes avec appareils que sans appareil. Des tests de paires pour les scores des bénéfices moyens représentés figure 6, indiquaient des résultats notablement meilleures que ceux de Cox et col. (1991), pour les catégories correspondant au bruit ambiant BA et aux informations limitées IL. Dans les autres catégories, les tests de paires ne révélaient pas de différence moyenne significative entre les résultats de cette étude et ceux des travaux de Cox et col. (1991). Ces observations laissent à

Fig. 5 Moyennes et écarts-types de l'amélioration du rapport signal/bruit pour trois des conditions expérimentales comparées aux performances obtenues avec la courbe de réponse de base / microphone omnidirectionnel. En haut figurent les résultats du site I et en bas ceux du site II.

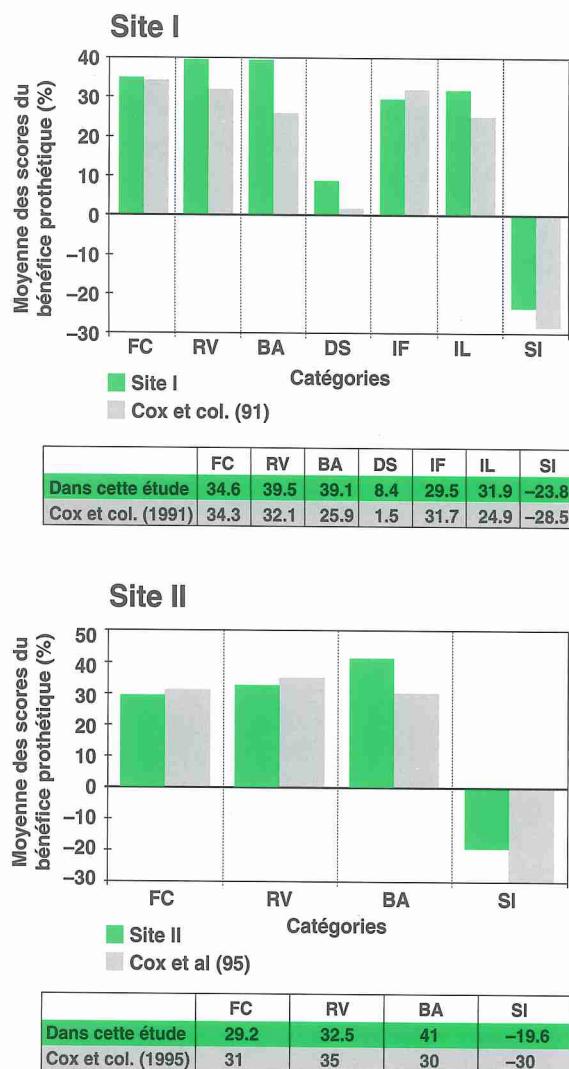


penser que le type de microphone directionnel utilisé dans l'Audio-Zoom est à l'origine de meilleurs résultats prothétiques dans des environnements bruyants et dans ces situations où l'apport visuel est limité, si on les compare au profit décrit par les utilisateurs expérimentés d'aides auditives à amplification linéaire (Cox et col., 1991; Cox, 1994).

#### Evaluation condensée du bénéfice prothétique (APHAB) (site II)

Le graphique du bas de la figure 6 représente les scores moyens du bénéfice prothétique pour les quatre catégories de l'APHAB mesurés sur le site II. Les tests de paires pour ces scores représentés figure 6, montrent que les résultats obtenus dans les catégories correspondant aux

Fig. 6: Scores moyens des bénéfices du PHAB (en haut) et de l'APHAB (en bas) sur les sites I et II, respectivement. Ces figures indiquent également les résultats moyens publiés pour le PHAB (Cox et col., 1991) et l'APHAB (Cox et Alexander, 1995).



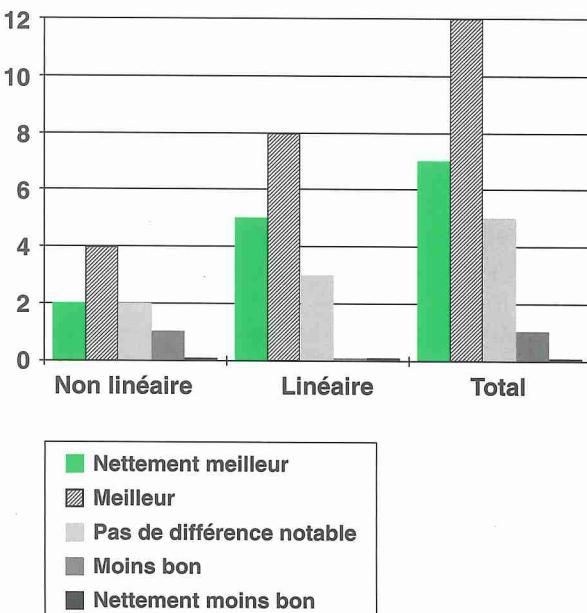
bruits ambiant BA et aux sons indésirables SI étaient notamment meilleurs que ceux qu'indiquaient Cox (1994) et Cox et Alexander (1995) pour des utilisateurs expérimentés d'aides auditives linéaires. Ces résultats tendent à indiquer que le principe directionnel de l'Audio-Zoom offre des avantages notablement meilleurs dans le bruit et se comporte également mieux (en moyenne) que l'amplification linéaire (à peak-clipping) pour éviter aux sons indésirables de devenir inconfortables.

### Comparaison avec les appareils habituels (site I)

Il s'agissait ici de faire état des appréciations des 25 sujets du site I relatives au bénéfice prothétique perçu, après 30 jours d'essai, avec la technique bi-microphonique de l'Audio-Zoom (mémoires 2 ou 3), comparé à celui qu'ils ressentaient avec leur appareillage habituel. Il faut noter que 22 des 25 sujets, antérieurement appareillés par l'un des deux auteurs (MV ou LP), étaient réputés l'être convenablement. Les mesures in situ faites sur les trois autres sujets ont montré que leur courbe de gain d'insertion était raisonnablement proche des valeurs prescrites par la formule NAL-R.

Sept sujets (2, 7, 9, 11, 14, 19 et 20) ont souligné que les performances des aides auditives avec Audio-Zoom étaient nettement meilleures que celles de leurs appareils habituels. Douze sujets (3, 6, 10, 12, 13, 16, 18, 21, 22, 23, 24 et 25) ont jugé que les performances avec l'Audio-Zoom étaient meilleures que celles de leurs appareils habituels. Pour cinq sujets (4, 5, 8, 15 et 17) les performances de l'Audio-Zoom étaient semblables à celles de leurs appareils. Deux d'entre eux (8 et 15) précisaient cependant que les performances de l'Audio-Zoom étaient comparables à celles de leurs appareils habituels "dans le calme", mais meilleures "dans le bruit". Un seul sujet (1) estimait que l'Audio-Zoom était moins bon que ses propres appareils. La figure 7 représente la fréquence à laquelle chaque niveau d'appréciation était cité, en fonction du mode d'amplification des appareils que les sujets portaient (linéaire versus non linéaire). Il s'agissait aussi bien d'appareils programmables que d'appareils conventionnels. Six des 9 sujets qui utilisaient des appareils non linéaires et 13 des 16 sujets qui utilisaient des appareils linéaires ont estimé les performances de l'Audio-Zoom comme étant "meilleures" ou "nettement meilleures" que celles de leurs propres appareils. C'est au total 19 des 25 sujets (soit 76%) qui préféraient l'Audio-Zoom à leurs propres appareils. Si l'on ajoute à ces chiffres les deux cas (8, 15) où l'Audio-Zoom était jugé meilleur dans le bruit mais pas dans le calme, on arrive à un total de 21 sujets (soit 84%) qui préféraient l'Audio-Zoom à leurs propres appareils. C'était statistiquement significatif au niveau de  $p=0,01$  (test binomial, SPSS, 1988).

Fig. 7: Préférence des utilisateurs (site I) pour les performances de l'Audio-Zoom dans le bruit, par rapport aux performances de leurs appareils habituels.



### Discussion

L'amélioration moyenne citée dans cette étude (7,4 dB à 7,7 dB pour le site I et 7,8 à 8,5 dB pour le site II) est presque deux fois plus importante que celle du S/B (3-4 dB) citée dans les travaux de Madison et Hawkins (1983) et Hawkins et Yacculo (1984) avec des microphones directionnels classiques munis d'une entrée avant et d'une entrée arrière. Plusieurs raisons peuvent expliquer le fait que les résultats de la présente étude soient significativement meilleurs, en termes d'amélioration du S/B, que les résultats publiés par d'autres auteurs.

Tout d'abord, l'efficacité du microphone directionnel dépend en partie de la différence entre les gains pour les sons frontaux (0°) et arrières (180°), que l'on appelle "rapport avant/arrière". Plus grande est l'atténuation des sources sonores provenant de l'arrière et meilleure doit être la suppression des bruits indésirables. Le rapport avant/arrière des microphones directionnels utilisés par Madison et Hawkins (1983) dans leur étude, était environ de 8, 13, 12, 10 et 2 dB à 500, 1000, 2000, 3000 et 4000 Hz, respectivement. Le fabricant du double microphone directionnel utilisé ici estime que son rapport avant/arrière est d'environ 27, 20, 20, 20 et 12 dB aux mêmes fréquences. Il est

donc évident que ce type de système directionnel doit offrir une bien meilleure atténuation des sons d'incidence arrière. De plus, l'efficacité directionnelle du double microphone était sensible dans une plus large bande passante que celle du microphone directionnel analysé par Madison et Hawkins (1983). Mueller et Johnson (1979) signalaient que la reconnaissance vocale dans le bruit pour les tests d'identification des phrases synthétiques (test SSI, Synthetic Sentence Identification) s'améliorait quand le rapport avant/arrière à 1000 Hz augmentait de 6 à 20 dB. Dans le même ordre d'idées, la directivité des aides auditives utilisées dans cette étude est annoncée comme étant plus élevée (Baechler et Vonlanthen, 1995).

L'indice de directivité (ID) exprimé en dB en fonction de la fréquence est l'un des indicateurs des propriétés directionnelles d'un système acoustique en champ diffus (ex.: conduit auditif, microphone, etc. ...). En ce qui concerne les aides auditives, l'ID peut être défini comme étant l'atténuation obtenue en champ diffus avec le système microphonique étudié, comparée à la réponse d'un microphone omnidirectionnel de contour d'oreille placé sur l'oreille d'un mannequin, pris comme référence. Selon cette définition, un ID de 0 dB signifierait que le système microphonique de l'aide auditive mesurée procure la même atténuation que le microphone omnidirectionnel placé sur l'oreille. Plus l'ID est élevé et plus la directionnalité du système microphonique est importante. Bien conçus, les microphones directionnels atteignent un ID de 2-3 dB jusqu'à 2000 Hz et 0 dB à 4000 Hz. L'ID de l'aide auditive directionnelle Audio-Zoom de PiCS atteint 4 dB jusqu'à 2000 Hz et 2,5 dB à 4000 Hz (Baechler et Vonlanthen, 1995). L'amélioration du rapport S/B indiquée dans cette étude peut être attribuée à cette différence.

Le matériel phonétique n'est pas le même dans cette étude que dans celles de Madison et Hawkins (1983) et Hawkins et Yacullo (1984). Nous avons utilisé des listes de phrases pour réaliser ces travaux, alors que les autres études citées en référence s'appuyaient sur les listes de mots monosyllabiques NU-6. Par la richesse de leurs composantes contextuelles, les listes significatives utilisées dans le HINT peuvent faciliter les identifications phonétiques et présenter une pente plus abrupte de la fonction performances-intensité que les listes de mots monosyllabiques. Cela suggère que pour la même amélioration du S/B, le pourcentage de gain d'intelligibilité peut être meilleur avec les listes de phrases qu'avec les listes de mots. Cela n'indique cependant pas que l'emploi de listes de mots monosyllabiques conduirait à de moindres améliorations des S/B observés dans cette étude. Si l'on tient compte du

fait que la communication verbale se place au quotidien dans un contexte redondant, le choix de listes de phrases que nous avons fait reflète sans doute plus fidèlement le véritable bénéfice potentiel de ce microphone directionnel utilisé dans des environnements bruyants concrets.

Les résultats qui figurent dans les tables 1 et 2, et aux figures 2, 4 et 5, montrent que l'adjonction du double microphone directionnel procure des améliorations significatives du rapport signal/bruit, aussi bien dans le programme de base que dans le programme de confort "party". Ces améliorations sont en moyenne de 7,4 à 8,5 dB sur les sites I et II, respectivement (colonnes B-A et D-A). L'amélioration individuelle observée sur l'ensemble des 50 sujets était comprise entre 3,5 dB et 16,1 dB. Soli et Nilsson (1994) ont souligné que 1 dB d'amélioration du S/B pouvait éléver de 8,5% le score de reconnaissance vocale du HINT. Bien que l'on soit tenté d'extrapoler ce résultat, ce qui conduirait à chiffrer à des valeurs comprises entre 63% et 72% l'amélioration de l'intelligibilité des phrases, il ne faut pas perdre de vue que les conditions expérimentales choisies par Soli et Nilsson (1994) étaient différentes de celles de cette étude. Soli et Nilsson (1994) présentaient un bruit binaural à 45° de part et d'autre de la tête du sujet, alors que nous avons adopté une source de bruit unique, d'incidence 180°, pour cette étude. Si l'on admet qu'une source de bruit unique établit une situation auditive moins rédhibitoire que celle qui résulte d'une source de bruit binaurale, la fonction performance-intensité doit alors avoir une pente plus marquée. Selon cette hypothèse, l'amélioration des scores d'intelligibilité des phrases pourrait dépasser les valeurs de 63% à 72%, calculées avec une pente de 8,5%/dB. Ces calculs supposent évidemment que les mesures soient faites dans la partie linéaire de la fonction performance-intensité du HINT, et que la même fonction s'applique aux sujets normo-entendants et aux malentendants. Il faut souligner de plus que, pour des malentendants, l'intelligibilité des phrases varie peut-être moins que pour des normo-entendants.

Les analyses ultérieures sur les sites I et II ont finalement montré que la correction de la courbe de base par l'algorithme du bruit de party agissait sur le S/B d'une façon non significative. Une analyse séparée de ces algorithmes s'impose cependant avant de pouvoir tirer des conclusions quant à leur efficacité. Il est intéressant d'observer que ce résultat s'apparente à ceux qui ont été publiés au sujet des courbes de réponse adaptatives des aides auditives à microphone unique (Vom Tasell et col., 1988; Klein, 1989; Tyler et Kuk, 1989; Fabry, 1991).

## Conclusions

Cinquante sujets, répartis sur deux sites ont participé à cette étude. Leurs performances auditives ont été évaluées avec l'Audio-Zoom de Phonak dans quatre conditions expérimentales différentes. Les résultats de cette étude montrent en substance que:

1. L'emploi du double microphone directionnel de l'Audio-Zoom améliore le rapport du signal au bruit, nécessaire pour obtenir 50% d'intelligibilité de phrases dans le bruit, d'une moyenne de 7,4 à 7,7 dB (site I) et de 7,8 à 8,5 dB (site II). Ceci, par comparaison avec les résultats obtenus en mode omnidirectionnel, les appareils étant réglés selon les prescriptions NAL-R. Ces résultats s'appliquent cependant à un environnement idéal pour l'étude de microphones directionnels: une cabine audiométrique peu réverbérante et des sources distinctes pour la parole et le bruit, placées dans une configuration optimale. Des effets de réverbération plus importants, ou l'émission de bruits ou de paroles diffus, modéreraient sans aucun doute les résultats spectaculaires obtenus.
2. Dans les conditions expérimentales de cette étude, la courbe de réponse "party", à elle seule, n'apporte pas d'amélioration significative du rapport signal/bruit.
3. Les scores de bénéfice prothétique PHAB pour deux catégories (BA, bruit ambiant - IL, informations limitées) étaient statistiquement meilleurs que ceux que présentaient Cox et col. (1991) avec des sujets qui utilisaient des amplificateurs linéaires. Les scores de bénéfice prothétique APHAB pour deux catégories (BA, bruit ambiant - SI sons indésirables) étaient statistiquement meilleurs que ceux que présentaient Cox et Alexander (1995) avec des sujets qui utilisaient des amplificateurs linéaires. Dans les autres catégories du PHAB comme de l'APHAB, on ne notait pas de différence significative avec les résultats publiés par Cox et col. (1991) pour le PHAB ou Cox et Alexander (1995) pour l'APHAB.
4. Les sujets du site I marquaient en général leur préférence pour l'Audio-Zoom, quand il leur était demandé de comparer ses performances avec celles de leurs appareils habituels, indépendamment de leur type, linéaire ou non linéaire.

## Annexe

Table 1: Site I - Rapport du signal au bruit (S/B) nécessaire pour atteindre 50% d'intelligibilité avec le test HINT sous quatre conditions expérimentales différentes (colonnes A à D). Les colonnes suivantes de la table indiquent également les S/B des conditions B à D comparés à ceux de la condition A (courbe de base, microphone omnidirectionnel).

## Site I

Sujet	Base omni A	Base directionnel B	Party omni C	Party directionnel D	Effet directionnel B-A	Effet de party C-A	Effets combinés D-A
1	-0.4	-7.6	-8.1	-9.1	-7.2	-7.7	-8.7
2	0.6	-8.1	-1.3	-7.9	-8.7	-1.9	-8.5
3	-4.1	-10.2	-2.7	-10	-6.1	1.4	-5.9
4	-0.6	-4.1	1.9	-6	-3.5	2.5	-5.4
5	11.1	-4.1	4.6	-5.1	-15.2	-6.5	-16.2
6	1.8	-4.5	-0.4	-5.1	-6.3	-2.2	-6.9
7	-0.8	-7.6	-3.4	-7.9	-6.8	-2.6	-7.1
8	0.1	-7.9	-0.6	-6.9	-8	-0.7	-7
9	8	-8.1	13.5	-6.8	-16.1	5.5	-14.8
10	-3.6	-9.3	-4.6	-9.8	-5.7	-1	-6.2
11	-2.5	-9.3	-1.5	-10.5	-6.8	1	-8
12	-3.6	-8.4	-3.6	-10.5	-4.8	0	-6.9
13	-5.3	-9.3	-2.9	-8.8	-4	2.4	-3.5
14	0.6	-4.4	4.4	-4	-5	3.8	-4.6
15	-2.7	-8.8	-6.1	-11.6	-6.1	-3.4	-8.9
16	-4.6	-10.7	-4.4	-9.5	-6.1	0.2	-4.9
17	9.5	-2.9	14.5	0.8	-12.4	5	-8.7
18	1.1	-7.9	0.1	-10.2	-9	-1	-11.3
19	-2.2	-10	-5.8	-10.2	-7.8	-3.6	-8
20	8.8	1.3	13.8	2.7	-7.5	5	-6.1
21	-2	-7.2	-2.9	-10	-5.2	-0.9	-8
22	-2.9	-8.6	-2.7	-6.5	-5.7	0.2	-3.6
23	0.1	-7.9	0.6	-8.8	-8	0.5	-8.9
24	-5.5	-10.9	-1.3	-12.4	-5.4	4.2	-6.9
25	-0.4	-8.1	0.8	-8.8	-7.7	1.2	-8.4
<b>Moyenne</b>	<b>0</b>	<b>-7.4</b>	<b>0.1</b>	<b>-7.7</b>	<b>-7.4</b>	<b>0.1</b>	<b>-7.7</b>
<b>Ecart-type</b>	<b>4.5</b>	<b>2.8</b>	<b>5.9</b>	<b>3.5</b>	<b>3</b>	<b>3.3</b>	<b>2.9</b>
<b>Minimum</b>	<b>-5.5</b>	<b>-10.9</b>	<b>-8.1</b>	<b>-12.4</b>	<b>-3.5</b>	<b>5.5</b>	<b>-3.5</b>
<b>Maximum</b>	<b>11.1</b>	<b>1.3</b>	<b>14.5</b>	<b>2.7</b>	<b>-16.1</b>	<b>-7.7</b>	<b>-16.2</b>

Table 2: Rapport du signal au bruit (S/B) nécessaire pour atteindre 50% d'intelligibilité avec le test HINT sous quatre conditions expérimentales différentes (colonnes A à D). Les colonnes suivantes de la table indiquent également les S/B des conditions B à D comparés à ceux de la condition A (courbe de base, microphone omnidirectionnel).

## Site II

Sujet	Base omni A	Base directionnel B	Party omni C	Party directionnel D	Effet directionnel B-A	Effet de party C-A	Effets combinés D-A
1	-2	-10	-3	-12	-8	-1	-10
2	0	-8	0	-9	-8	0	-9
3	-1.7	-10.3	-0.9	-12	-8.6	0.8	-10.3
4	-1	-10.5	-2	-12	-9.5	-1	-11
5	1	-9	0	-11	-10	-1	-12
6	-0.4	-8.5	-0.9	-9.4	-8.1	-0.5	-9
7	-0.5	-8	-0.3	-8.6	-7.5	0.2	-8.1
8	-1.7	-11.2	-1.5	-9.8	-9.5	0.2	-8.1
9	0.8	-8.6	0.1	-9.2	-9.4	-0.7	-10
10	0.5	-8	0	-9	-8.5	-0.5	-9.5
11	2	-4	1.2	-6.8	-6	-0.8	-8.8
12	6	-5	3.1	-5.9	-11	-2.9	-11.9
13	4	-4	3.4	-3.7	-8	-0.6	-7.7
14	4.5	-3.5	4	-5	-8	-0.5	-9.5
15	2.2	-3.8	1.8	-4.5	-6	-0.4	-6.7
16	0.5	-7.6	1.2	-8.4	-8.1	0.7	-8.9
17	-3.6	-9.9	-3.1	-10	-6.3	0.5	-6.4
18	-2.1	-9.3	-3.1	-9.3	-7.2	-1	-7.2
19	-4.5	-10.4	-4.6	-11.1	-5.9	-0.1	-6.6
20	0.1	-7.1	-0.1	-8.6	-7.2	-0.2	-8.7
21	-2.1	-8.9	-1.1	-8.9	-6.8	1	-6.8
22	1	-7.1	0.1	-7.1	-8.1	-0.9	-8.1
23	-1.1	-8.1	0	-8.1	-7	1.1	-7
24	-5.6	-10.7	-6.6	-11.1	-5.1	-1	-5.5
25	-2.2	-8.9	-4.1	-9.1	-6.7	-1.9	-6.9
<b>Moyenne</b>	<b>-0.2</b>	<b>-8</b>	<b>-0.7</b>	<b>-8.8</b>	<b>-7.8</b>	<b>-0.4</b>	<b>-8.5</b>
<b>Ecart-type</b>	<b>2.7</b>	<b>2.3</b>	<b>2.5</b>	<b>2.2</b>	<b>1.4</b>	<b>0.9</b>	<b>1.7</b>
<b>Minimum</b>	<b>-5.6</b>	<b>-11.2</b>	<b>-6.6</b>	<b>-12</b>	<b>-5.1</b>	<b>1.1</b>	<b>-5.5</b>
<b>Maximum</b>	<b>6</b>	<b>-3.5</b>	<b>4</b>	<b>-3.7</b>	<b>-11</b>	<b>-2.9</b>	<b>-12</b>

**BIBLIOGRAPHIE**

- American National Standards Institute. (1989). American National Standard for Specifications of Audiometers. (ANSI S3.6-1989). New York: ANSI.
- American Speech-Language-Hearing Association. (1978). Manual pure-tone threshold audiometry. *Asha* 4:297-301.
- Bächler H, Vonlanthen A. (1995). Traitement du signal Audio-Zoom pour améliorer la communication dans le bruit. *Phonak Focus* # 18.
- Bächler H, Vonlanthen A. (1994). Programmes de confort PiCS. *L'Art de la Communication. Phonak Focus* #17.
- Bilsen FA, Soede W, Berkhout A. (1993). Development and assessment of two fixed-array microphones for use with hearing aids. *J Rehab Res Devel* 30(1):73-81.
- Byrne D, Dillon H. (1986). The National Acoustic Laboratories (NAL) new procedure for selecting gain and frequency response of a hearing aid. *Ear Hear* 7:257-265.
- Cox RM. (1994). The abbreviated profile of hearing aid benefit (APHAB). Presented at the Jackson Hole Rendezvous, Jackson Hole, Wy (Aug, 1994).
- Cox RM, Alexander GC. (1995). The abbreviated profile of hearing aid benefit (APHAB). *Ear Hear* (in press).
- Cox RM, Gilmore C. (1990). Development of the profile of hearing aid benefit (PHAB). *J Speech Hear Res* 33:343-357.
- Cox RM, Gilmore C, Alexander GC. (1991). Comparison of two questionnaires for patient-assessed hearing aid benefit. *J Amer Acad Audiol* 2:134-145.
- Cox RM, Rivera IM. (1992). Predictability and reliability of hearing aid benefit measured using the PHAB. *J Am Acad Audiol* 3:242-254.
- Fabry DA (1991). Programmable and automatic noise reduction in existing hearing aids. In: Studebaker GA, Bess FH, Beck LB, eds. *The Vanderbilt Hearing Aid Report II*. Parkton, MD: York Press, 65-78.
- Fabry DA, Van Tasell D. (1990). Evaluation of an articulation-index based model for predicting the effects of adaptive frequency response hearing aids. *J Speech Hear Res* 33:676-689.
- Frank T, Gooden RG. (1973). The effect of hearing aid microphone types on speech discrimination scores in a background of multitalker noise. *Maico Audiol Lib Series* 11(5).
- Hawkins D, Yacullo WS. (1984). Signal-to-noise advantage of binaural hearing aids and directional microphones under different levels of reverberation. *J Speech Hear Dis* 49:278-286.
- Kates JM. (1993). Superdirective arrays of hearing aids. *J Acoust Soc Amer* 94:1930-1933.
- Klein A. (1989). Assessing speech recognition in noise for listeners with a signal processor hearing aid. *Ear Hear* 10:50-57.
- Leeuw AR, Dreschler WA. (1991). Advantages of directional hearing aid microphones related to room acoustics. *Audiol* 30:330-344.
- Lentz WE. (1972). Speech discrimination in the presence of background noise using a hearing aid with a directionally-sensitive microphone. *Maico Audiol Lib Series* 10(9).
- Ludvigsen C, Nielson HB. (1978). Some experiments with hearing aids with directional microphone. *Scand Audiol* 8:216-222.
- Madison TK, Hawkins DB. (1983). The signal-to-noise ratio advantage of directional microphones. *Hear Instrum* 34(2):1849.
- Mueller HG, Johnson RM. (1979). The effects of various front-to-back ratios on the performance of directional microphone hearing aids. *J Am Aud Soc* 5:30-34.
- Nielson HB. (1973). A comparison between hearing aids with directional microphone and hearing aids with conventional microphone. *Scand Audiol* 2:45-48.
- Nielson HB, Ludvigsen C. (1978). Effect of hearing aids with directional microphones in different acoustic environments. *Scand Audiol* 7:217-224.
- Nilsson MJ, Sullivan J, Soli SD. (1991). Measurement and predictions of hearing handicap using an additive noise model. Paper presented at the 122nd meeting of the Acoust Soc Amer, Houston, TX.
- Nilsson MJ, Gelnett D, Sullivan J, Soli SD, Goldberg RL. (1992). The influence of spatial separation, hearing loss, and English language experience on speech reception thresholds. Paper presented at the 124th meeting of the Acoust Soc Amer, New Orleans, LA.
- Nilsson MJ, Felker D, Senne A, Soli SD. (1993). Comparison of hearing handicap, estimated by the AMA method and by self evaluation, with reduction of speech intelligibility in quiet and noise. Paper presented at the meeting of the Amer Acad Audiol, Phoenix, AZ.

Skinner M. (1988). Hearing Aid Evaluation. New Jersey: Prentice-Hall.

Soede W, Berkout AJ, Bilsen FA. (1993a). Development of a new directional instrument based on array technology. *J Acoust Soc Amer* 94:785-798.

Soede W, Bilsen FA, Berkout AJ. (1993b). Assessment of a directional microphone array for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Amer* 94:799-808.

Soli SD, Nilsson M. (1994). Assessment of communication handicap with the HINT. *Hear Instrum* 45(2):12,15-16.

SPSS/PC+ V2.0 (1988). Base Manual. Marija J. Noruvis: SPSS, Inc.

Stadler RW, Rabinowitz WM. (1993). On the potential of fixed arrays for hearing aids. *J Acoust Soc Amer* 94:1332-1342.

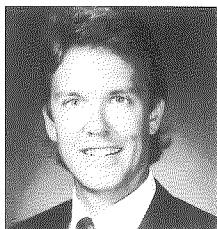
Studebaker GA, Cox RM, Formby C. (1980). The effect of environment on the directional performance of headworn hearing aids. In: Studebaker GA, Hochberg I, eds. *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance*. Baltimore: University Park Press, 81-105.

Sung GS, Sung RJ, Angelelli (1975). Directional microphone in hearing aids: effects on speech discrimination in noise. *Arch Otolaryng* 101:316-319.

Tyler R, Kuk F. (1989). The effects of «noise suppression» hearing aids on consonant recognition in speech babble and low frequency noise. *Ear Hear* 10:243-249.

Van Tasell D, Larsen S, Fabry D. (1988). Effects of an adaptive filter hearing aid on speech recognition in noise in hearing impaired listeners. *Ear Hear* 9:15-21.

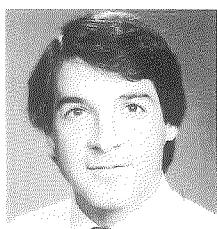
Pour de plus amples informations::



David A. Fabry, Ph.D, obtint son diplôme de docteur en physique de l'Université du Minnesota en 1988. Il est actuellement consultant en audiologie à la clinique Mayo à Rochester, Minnesota. Ses centres d'intérêts fondamentaux sont le traitement numérique du signal dans les aides auditives, les stratégies d'adaptation prothétique et la validation à long terme du bénéfice prothétique.



Lisa G. Potts, M.S. est audiogliste chargée de la recherche au Laboratoire de Recherche sur les Aides Auditives du Service Audiologie Adultes de l'Ecole de Médecine de l'Université Washington à St Louis, Missouri depuis 1991. Son poste a été créé par les Laboratoires Starkey. Ses publications et communications ont été très nombreuses dans le domaine de l'amplification.



Michael Valente, Ph.D est professeur associé d'oto-laryngologie et a été nommé directeur du Programme d'Audiologie Adultes de l'Ecole de Médecine de l'Université Washington à St Louis, Missouri en 1985. Ses publications et communications ont été nombreuses dans les domaines des mesures in situ, des méthodes d'appareillage et des aides auditives à programmation numérique.