

Field Study News

Août 2015



Phonak CROS II

Mesures électroacoustiques concernant les aspects clés de la performance de deux systèmes CROS sans fil

Le système CROS (Contralateral Routing of Signal) est l'une des solutions recommandées pour les personnes souffrant d'une surdité unilatérale. BiCROS est l'adaptation destinée aux personnes qui ont également besoin d'une amplification dans leur meilleure oreille. Le Phonak Audiology and Research Center (PARC) a examiné en détail la qualité sonore, le traitement du signal et la convivialité globale du Phonak CROS II par rapport au dispositif CROS du concurrent. Les mesures techniques du niveau de bruit des deux systèmes ont révélé des niveaux de bruit plus faibles pour le Phonak CROS II par rapport au dispositif CROS du concurrent. De plus, les résultats ont montré un vrai potentiel pour une meilleure compréhension de la parole dans le bruit ambiant pour le système Phonak grâce à une meilleure gestion du bruit et à l'activation automatique des réglages, facilitant des performances auditives optimales.

Introduction

Les dispositifs CROS (Contralateral Routing of Signal) sont des interventions admises et efficaces pour les personnes souffrant d'une cophose unilatérale (Ryu et al, 2013 ; Schafer et al, 2013 ; Williams, et al, 2012 ; Hol et al, 2010). Malgré les avancées technologiques, des obstacles considérables persistent pour ces personnes, et de nombreux utilisateurs d'aides auditives rapportent des performances décevantes (Cashman et al, 1984 ; Ericson et al ; 1988; Hayes et al, 2005). Les systèmes (Bi)CROS ont été jugés peu satisfaisants de par leur facilité d'utilisation, leur efficacité dans le bruit ambiant et leur esthétique (Williams et al, 2012). Les personnes souffrant d'une perte auditive unilatérale (PAU) ont perdu leurs fonctions binaurales, y compris la sommation binaurale et le masquage binaurale. C'est pourquoi ils ont d'autant plus besoin d'une bonne audibilité et de la gestion du bruit. Les besoins des utilisateurs de CROS vont bien au-delà de l'intelligibilité vocale dans le bruit. En raison de l'acuité auditive dans leur meilleure oreille, ces utilisateurs peuvent être sensibles aux problèmes de qualité sonore comme les interférences, les distorsions et les niveaux de bruit élevés des appareils. Cette étude a été réalisée pour évaluer les performances des systèmes (Bi)CROS modernes dans ces domaines complexes.

Elle compare le nouveau Phonak CROS II au dispositif CROS du concurrent grâce à une série de mesures techniques comprenant les niveaux de bruit, la fonctionnalité de microphone directionnel et la facilité d'utilisation en général.

Méthodologie

Plusieurs outils de mesure ont été utilisés pour l'étude actuelle, réalisée au Phonak Audiology Research Center (PARC). Le premier est l'outil d'analyse du rapport signal sur bruit (RSB) développé en MATLAB. Pour effectuer cette mesure, des systèmes (Bi)CROS ont été placés sur une version à faible contenu en métal du KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research). Cette version du KEMAR permet d'éviter les interférences ou les interruptions de l'émission sans fil de l'émetteur CROS au récepteur. Dans la mesure, les signaux de parole et de bruit sont présentés simultanément via des haut-parleurs et enregistrés avec KEMAR (avec des simulateurs d'oreille intégrés). En analysant ces enregistrements, un RSB de sortie effectif peut être calculé et référencé avec le RSB connu des signaux d'entrée. De cette façon, il est possible de mesurer objectivement une amélioration du RSB pour la parole réelle dans des conditions de bruit (Hagerman, Olofsson & Nästén, 2002). La mesure du RSB montre le bénéfice par rapport au rapport signal sur bruit (RSB) d'entrée. Plus le niveau de sortie est élevé, plus les avantages du RSB sont grands et plus les performances attendues sont importantes. Adobe Audition (Adobe Systems Incorporated, 2007) a été utilisé pour enregistrer les niveaux de bruit et les stimuli via KEMAR. Ces enregistrements pouvaient ensuite être visualisés dans un domaine spectral pour accéder aux niveaux de bruit sur la fréquence.

Le système de vérification Verifit II a été utilisé pour toutes les évaluations en chaîne de mesure. Ces mesures ont été effectuées à l'aide de coupleurs 2 cm³ et d'une RECD adulte moyenne. En raison de la transmission binaurale liée à un système CROS, le récepteur et l'émetteur ont été couplés au coupleur binaural du

Verifit II. Toutes les réponses reçues pendant l'étude ont été mesurées sur le récepteur de l'oreille appareillée du système CROS. Pour s'assurer que toutes les mesures ont isolé uniquement le son délivré au récepteur par l'appareil de diffusion et non le son capté et amplifié par le microphone du récepteur, seul l'émetteur a été placé dans le caisson de mesure lors des mesures. La réponse du signal de l'émetteur a été mesurée sur le récepteur couplé au Verifit II, mais conservé à l'extérieur du caisson de mesure lors des mesures.

Une aide auditive contour d'oreille Phonak Bolero V et un émetteur contour d'oreille Phonak CROS II ont été utilisés pour cette étude. Une aide auditive contour d'oreille et un émetteur CROS du concurrent ont été utilisés pour effectuer la comparaison avec le système Phonak. Les dispositifs ont été couplés aux oreilles du KEMAR à l'aide des coupleurs contour d'oreille KEMAR standard.

Programmation de l'aide auditive

La stratégie d'appareillage brevetée du fabricant a été appliquée pour chaque appareillage respectivement. Toutes les fonctions de compression fréquentielle, d'annulation de l'effet Larsen et de traitement du signal ont été désactivées. Un tube standard et un embout standard occlus sans événement ont été sélectionnés dans Phonak Target et dans le logiciel du concurrent. Pour les mesures, les systèmes CROS ont été programmés pour des seuils d'audition de 0 dB dans la meilleure oreille. Les systèmes BiCROS ont été programmés pour une perte auditive plate de 60 dB HL pour toutes les fréquences dans la meilleure oreille. Ces réglages ont été utilisés pour toutes les mesures décrites plus bas.

Résultats

Bruit interne et externe

Les recherches de Nabelek (1991) indiquent que la présence de bruit ambiant et la capacité à tolérer ce bruit doivent impérativement être prises en compte lors de l'utilisation de l'aide auditive, avec des tolérances sonores supérieures en corrélation avec l'augmentation de la durée de port. (Nabelek et al, 1991). En 2006, Nabelek et al. ont montré que le niveau de bruit acceptable (ANL) est un prédicteur de l'utilisation de l'aide auditive encore plus précis que la compréhension de la parole dans le bruit ambiant. De plus, un grand pourcentage de la population, considéré comme plus sensible au bruit, est donc plus susceptible de rejeter l'aide auditive si le bruit atteint des niveaux dépassant les seuils. Dans une étude comprenant 191 participants, 64 % présentaient des ANL inférieurs (c.-à-d. moins de tolérance au bruit) par rapport aux utilisateurs constants d'aide auditive et à ceux qui n'utilisent pas toujours ou pas du tout d'aide auditive. De plus, Agnew (1997) a décrit qu'un bruit de fond d'aides auditives devenait inadmissible pour l'utilisateur lorsque le niveau dépassait ses seuils d'audition de 4 dB. Ces résultats appuient la notion que le bruit environnemental externe ainsi que le bruit interne peuvent jouer un rôle essentiel dans le confort et la réussite d'un dispositif Bi(CROS).

Niveau de bruit

Les figures 1 et 2 montrent les niveaux de bruit par fréquence pour les systèmes CROS et BiCROS de Phonak (en vert) et du concurrent (en rouge). Dans les deux configurations, le système Phonak CROS II a présenté un niveau de bruit constamment plus faible. Le niveau de bruit du système pourrait avoir plusieurs

conséquences pour l'utilisateur. Avec les candidats CROS présentant souvent des seuils supérieurs à 20 dB HL dans leur « bonne » oreille, les niveaux de bruit entre 20 et 35 dB SPL, comme ceux du dispositif du concurrent de la figure 1, seraient audibles et pourraient interférer avec l'audibilité des sons faibles. Les résultats de cette étude montrent que les utilisateurs CROS n'entendraient pas le niveau de bruit avec le dispositif Phonak CROS II. Dans un exemple d'appareillage BiCROS (figure 2), le niveau de bruit du Phonak CROS II était 10 à 35 dB inférieur à celui du dispositif du concurrent. À l'aide de la ligne de référence de 60 dB HL (en bleu), il est possible d'anticiper que les personnes souffrant d'une perte auditive légère ou modérée ou d'une chute progressive vers les aigus trouvent le niveau de bruit du dispositif du concurrent clairement audible. Ces mesures apportent une valeur supplémentaire et une application au-delà des caractéristiques standard (c.-à-d. le bruit d'entrée équivalent (EIN)) indiquées sur la fiche technique de l'aide auditive en raison de la capacité à observer l'impact du bruit interne dans un appareillage réaliste.

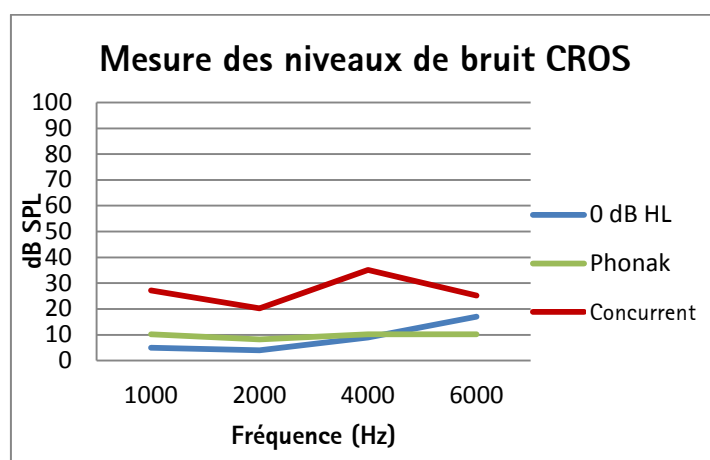


Figure 1 : Spectre de fréquence du niveau de bruit pour le CROS du concurrent (en rouge) et le système Phonak CROS II (en vert). La ligne bleue indique les seuils de l'audition normale à 0 dB HL pour toutes les fréquences comme référence pour l'audibilité du niveau de bruit.

* Les valeurs de niveau de bruit pour le Phonak CROS II à 1 000 et 2 000 Hz peuvent être plus basses que celles indiquées en raison des limites du système de mesure.

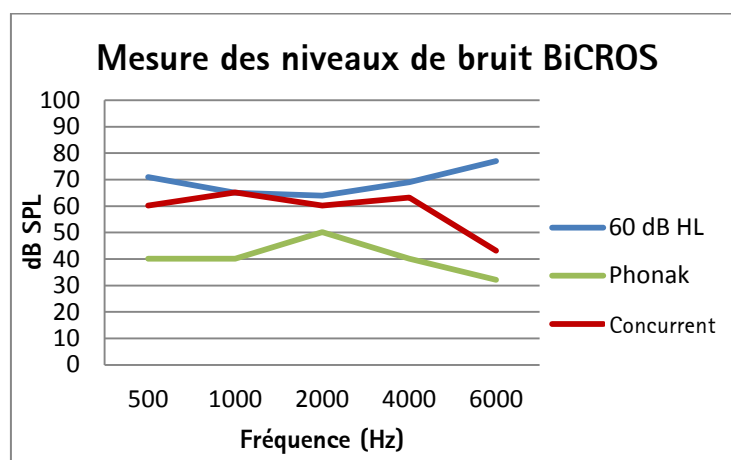


Figure 2 : Spectre de fréquence du niveau de bruit pour le CROS du concurrent (en rouge) et le système Phonak CROS II (en vert) lorsqu'ils sont programmés comme BiCROS avec une perte auditive de 60 dB HL sur toutes les fréquences dans la meilleure oreille. La ligne bleue indique les seuils à 60 dB HL pour toutes les fréquences comme référence pour l'audibilité du niveau de bruit.

Il est également important de considérer l'impact du niveau de bruit sur la capacité à comprendre la parole faible. La figure 3 montre le spectre de fréquence d'un échantillon de parole moyen diffusé à 40 dB SPL (en bleu) et le spectre de fréquence du niveau de bruit pour le système du concurrent. La superposition de ces deux courbes indique un risque d'interférence du niveau de bruit qui pourrait gêner l'audibilité de la parole faible. La figure 4 montre le même spectre de fréquence d'un échantillon de parole moyen diffusé à 40 dB SPL (en bleu) et le niveau de bruit du Phonak CROS II en rouge. Sur cette figure, il est à noter que les courbes du niveau de bruit et du signal vocal restent séparées sur une longue largeur de bande de fréquences. De plus, il est important de noter que l'audibilité du niveau de bruit des aides auditives peut être considérablement affectée ou atténuée en réglant les seuils de compression. Cependant, en élevant le(s) seuil(s) de compression pour minimiser la perception du niveau de bruit, l'audibilité de la parole faible est elle aussi affectée. Le système Phonak CROS II présente un niveau de bruit faible, éliminant ainsi tout besoin de modification ou d'augmentation du seuil de compression et entraînant la réduction de l'audibilité des sons faibles.

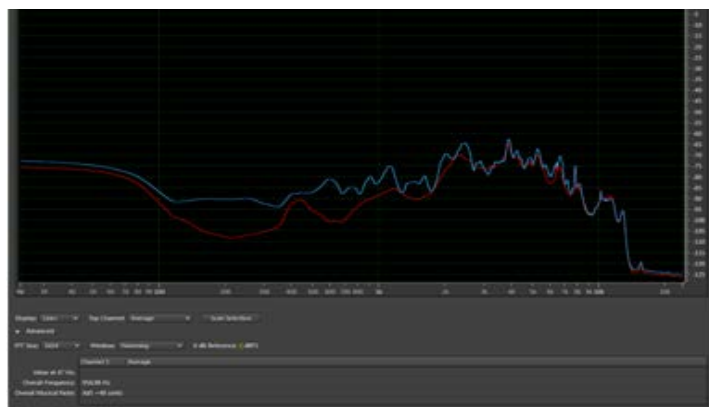


Figure 3 : Spectre de fréquence d'un échantillon de niveau de bruit moyen diffusé et enregistré à 40 dB SPL pour représenter le niveau de parole faible (en bleu). Le niveau de bruit enregistré avec le dispositif CROS du concurrent est affiché en rouge. Le degré de superposition entre ces deux courbes indique une interférence potentielle du niveau de bruit avec la perception de la parole faible.

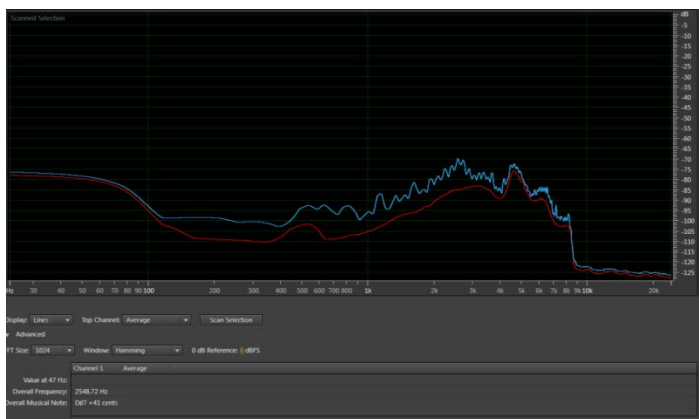


Figure 4 : Spectre de fréquence d'un échantillon de niveau de bruit moyen diffusé et enregistré à 40 dB SPL pour représenter le niveau de parole faible (en bleu). Le niveau de bruit enregistré avec le dispositif Phonak CROS II est affiché en rouge. Le degré de séparation entre les deux courbes jusqu'à 4 000 Hz indique un potentiel plus élevé pour l'audibilité de la parole faible.

Fonctionnalité du microphone directionnel

Les difficultés associées à la perte auditive unilatérale et à la perte de la fonction binaurale peuvent être sous-estimées car on suppose que ces personnes peuvent compter sur leur meilleure oreille. Cependant, de nombreuses fonctions essentielles, y compris la localisation et la compréhension de la parole en présence de bruit, nécessitent une entrée binaurale du signal. En réalité, Valente et al (2002) ont remarqué que la perte auditive unilatérale peut présenter un déficit du RSB de 13 dB par rapport à celui des personnes normo-entendantes. Dans une étude de Chiossoine-Kerdell et al (2000), 86 % des sujets présentant une perte auditive unilatérale ont signalé un handicap auditif important selon l'inventaire du handicap auditif chez les adultes (HHIA). Même si la solution CROS ne restaure pas la fonction binaurale, des efforts considérables ont été déployés pour utiliser des schémas de traitement du son afin d'améliorer cette fonction au quotidien et réduire le handicap perçu.

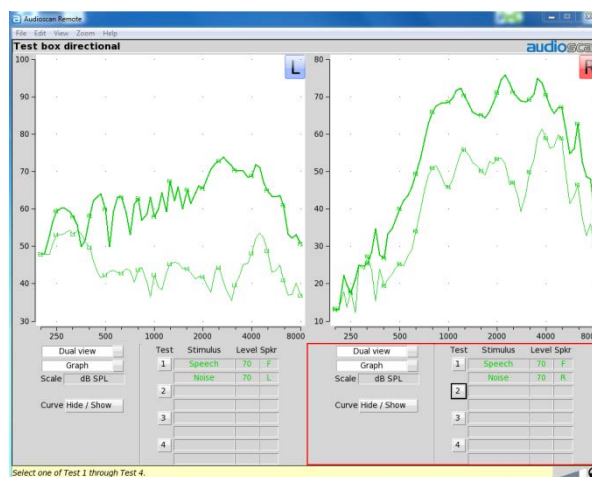


Figure 5 : Mesures de la directivité du Verifit II pour les dispositifs CROS. Le système Phonak CROS II avec la fonction adaptative StereoZoom (à gauche) et le système CROS du concurrent en mode directionnel adaptatif (à droite). Les deux systèmes ont été appareillés comme dispositif CROS avec des seuils d'audition de 0 dB pour toutes les fréquences de la meilleure oreille. Le dispositif Phonak CROS II (à gauche) montre une différence directionnelle moyenne de l'avant vers le côté à 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz et 4 kHz de 18 dB SPL. Le système du concurrent présente lui, une moyenne de 12 dB SPL.

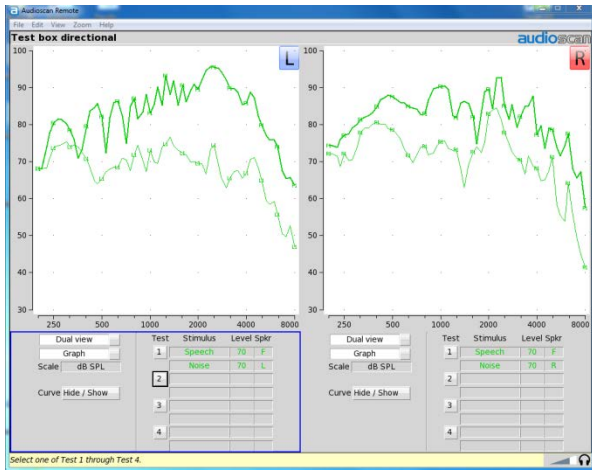


Figure 6 : Mesures de la directivité du Verifit II pour les deux systèmes appareillés comme dispositif BiCROS avec des seuils d'audition de 60 dB HL pour toutes les fréquences de la meilleure oreille. Une différence directionnelle moyenne de l'avant vers le côté à 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz et 4 kHz de 19,5 dB SPL a été mesurée pour l'appareillage Phonak BiCROS et de 8,5 dB pour le dispositif du concurrent.

Les figures 5 et 6 montrent les résultats d'une mesure de la directivité avec Verifit II pour les appareillages CROS et BiCROS. Sur ces deux figures, le système Phonak CROS II est affiché sur la gauche et celui du concurrent sur la droite. Les résultats des appareillages avec CROS et BiCROS montrent un écart moyen plus important entre la parole et le bruit pour le système Phonak CROS II à 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz et 4 kHz.

Les résultats d'un écart plus important entre la parole et le bruit, en particulier pour l'appareillage CROS, pourraient être attribués à une différence considérable de gain prescrit aux fréquences graves entre le Phonak CROS II et le dispositif du concurrent. Le gain réduit aux fréquences graves, prescrit pour l'appareillage CROS du concurrent, peut limiter les performances des microphones directionnels. Voir la figure 7 ci-dessous pour la réponse de sortie du Verifit montrant la différence de gain prescrit entre le système BiCROS Phonak et celui du concurrent.

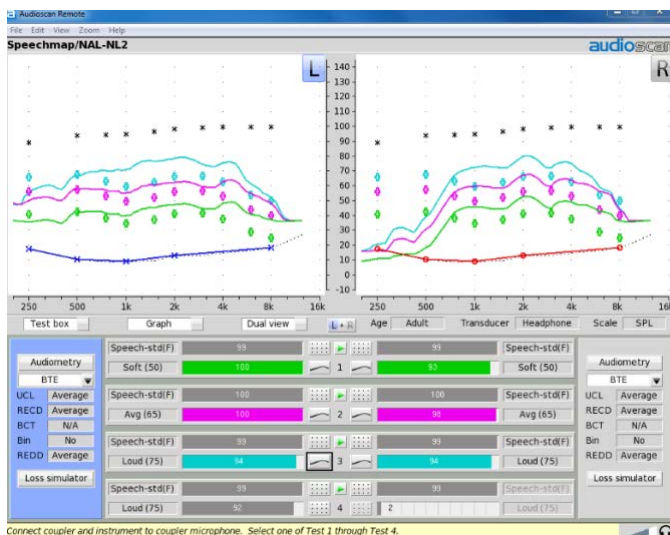


Figure 7 : Sortie du Verifit pour les niveaux d'entrée faible, moyen et fort. Le système Phonak CROS II est représenté à gauche, le système CROS du concurrent à droite. La sortie révèle une baisse du gain des fréquences graves pour le dispositif CROS du concurrent, ce qui peut limiter l'avantage que confèrent les fonctions liées au gain, comme les microphones directionnels.

Utilisation

Hayes et al. (2005) déclarent également que la simplicité d'utilisation peut être source potentielle d'insatisfaction avec les dispositifs Bi(CROS). Les systèmes étaient décrits comme « non conviviaux » s'ils nécessitaient la manipulation d'un bouton-poussoir ou d'un commutateur pour utiliser leurs fonctionnalités. De plus, Williams et al (2012) ont remarqué que les réglages manuels d'un dispositif Bi(CROS) faisaient partie des cinq préoccupations les plus importantes des utilisateurs CROS lors de l'évaluation de ce type de dispositif. Phonak CROS II utilise un système automatique avancé qui analyse la situation sonore environnante et ajuste le récepteur et le traitement du signal de l'aide auditive en conséquence. Par défaut, l'émetteur CROS du système CROS du concurrent est désactivé et c'est l'utilisateur qui doit l'activer ou le désactiver lorsque la situation le demande.

Les deux figures ci-dessous montrent le RSB obtenu avec le système Phonak CROS II (à gauche) et avec le système CROS du concurrent (à droite) en ayant l'émetteur activé et désactivé dans trois situations auditives complexes. Les figures ci-dessous indiquent également les configurations nécessaires pour optimiser l'audition dans chaque configuration avec le système Phonak CROS II (en vert) et le système CROS du concurrent (en rouge).

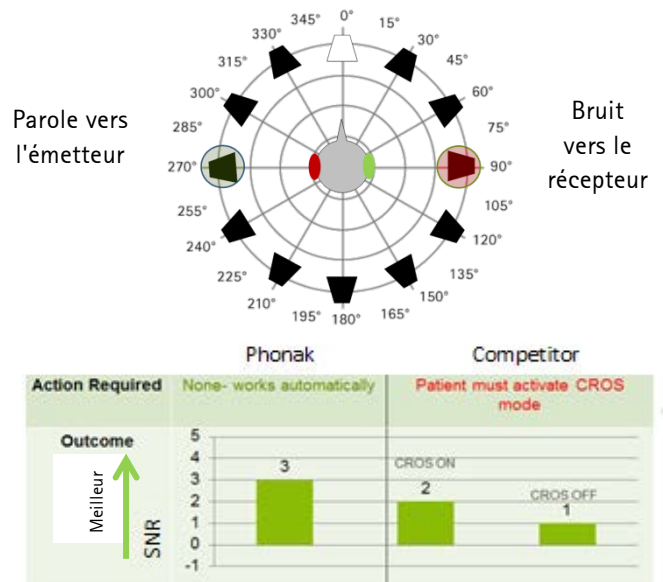


Figure 8 : Environnement auditif avec la parole vers l'émetteur et le bruit vers le récepteur. Système Phonak CROS II (à gauche) et système CROS du concurrent avec émetteur activé/désactivé (à droite).

La figure 8 montre les résultats du RSB lorsque la parole est dirigée vers l'émetteur (oreille la moins bonne) et le bruit vers le récepteur (meilleure oreille). Dans cet exemple, l'utilisateur profite des avantages du système adaptatif automatique de Phonak, qui permet à l'émetteur de rester en Real Ear Sound alors que le récepteur peut contribuer à supprimer le bruit à l'aide du mode directionnel UltraZoom. Le système du concurrent, après l'activation du dispositif CROS, détecte le bruit et active un mode de microphone directionnel binaural, ce qui entraîne évidemment une certaine annulation de captation de la cible puisque le signal est latéralisé vers l'oreille avec l'audition la moins bonne.

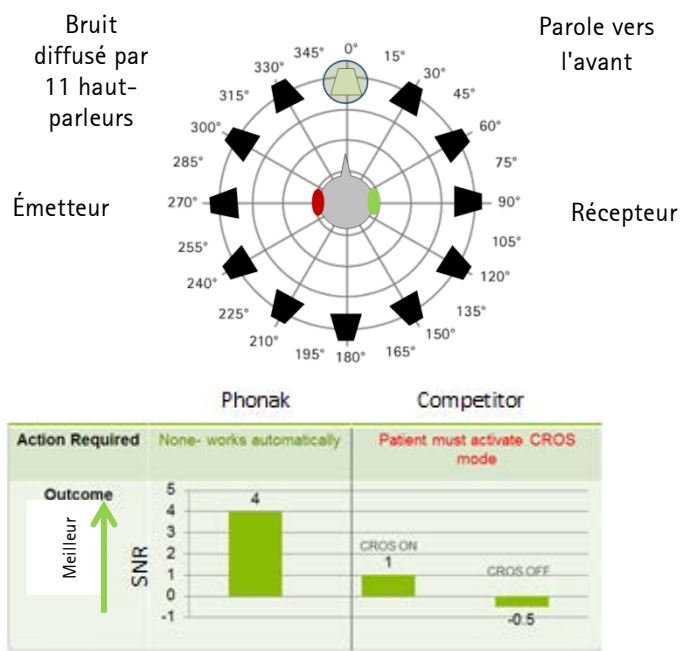


Figure 9 : Environnement auditif avec la parole vers l'avant et du brouhaha diffusé par les 11 autres haut-parleurs. Système Phonak CROS II (à gauche) et système CROS du concurrent avec émetteur activé/désactivé (à droite).

Les mesures du RSB dans un environnement de bruit diffus avec parole vers l'avant sont exposées à la figure 9. Dans ce cas, la directivité étroite adaptative de Phonak StereoZoom est activée. Cette fonction limite la zone de captation, permettant ainsi à l'utilisateur de profiter d'une atténuation du bruit maximale. La solution Phonak propose la seule fonctionnalité tout à fait automatique (CROS devait être activé manuellement sur le dispositif du concurrent) et l'amélioration du RSB la plus efficace.

Les figures 10 et 11 montrent la différence de réponse fréquentielle en niveau de sortie entre le récepteur (aide auditive) avec signal d'entrée au niveau de l'émetteur CROS (en violet) et le niveau de sortie du récepteur (aide auditive) lorsque l'émetteur CROS est désactivé (en orange).

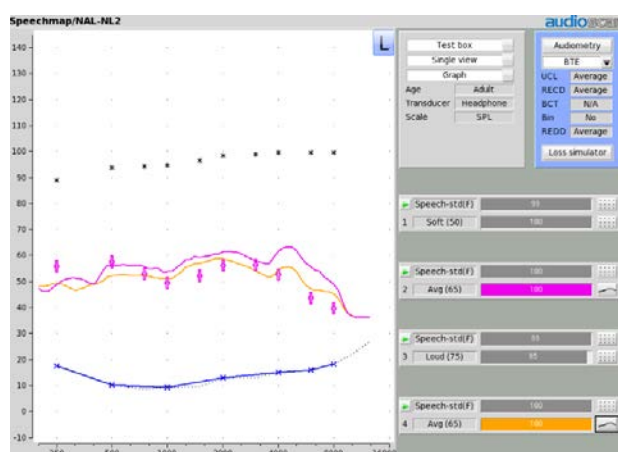


Figure 10 : Niveau de sortie de l'aide auditive Phonak Bolero avec signal d'entrée au niveau de l'émetteur Phonak CROS II (en violet). Niveau de sortie de l'aide auditive Phonak Bolero seule avec émetteur CROS II désactivé (en orange).

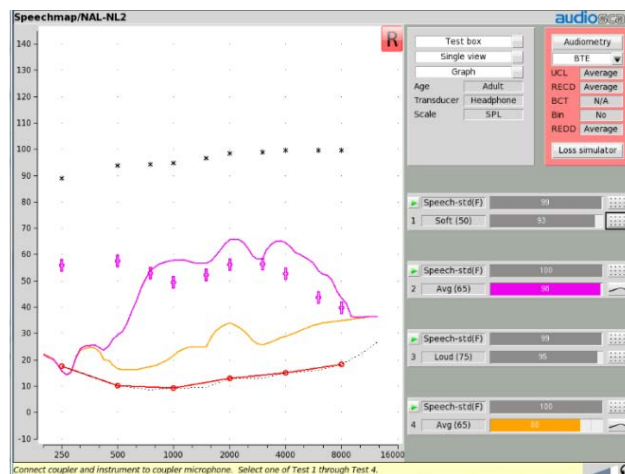


Figure 11 : Niveau de sortie de l'aide auditive concurrente avec signal d'entrée au niveau de l'émetteur CROS (en violet). Niveau de sortie de l'aide auditive concurrente seule avec émetteur CROS désactivé (en orange).

Les résultats montrent un fonctionnement constant du récepteur (aide auditive Phonak), même lorsque l'émetteur CROS est désactivé. Le système du concurrent, lui, désactive le récepteur (aide auditive) lorsque l'émetteur est désactivé. Même si l'utilisateur CROS n'a pas besoin d'une amplification dans la meilleure oreille, la sensation d'une aide auditive désactivée ou « muette » placée dans une oreille normo-entendante peut être gênante pour les utilisateurs CROS.

Conclusion

Les résultats de cette étude indiquent que le Phonak CROS II délivre une meilleure qualité sonore sur la base de l'audibilité prédite du niveau de bruit dans les configurations CROS et BiCROS par rapport au système du concurrent. De plus, grâce à la directivité sur la totalité de la bande passante et la fonction StereoZoom pour une directivité étroite, Phonak CROS II est capable de fournir un meilleur RSB en présence de bruit ambiant. Enfin, le Phonak CROS II ne nécessite aucune activation manuelle ni aucun changement de programme manuel par l'utilisateur CROS pour activer les réglages qui offrent les meilleures performances. Au vu des résultats de cette étude, le dispositif Phonak devrait offrir la meilleure qualité sonore, la meilleure gestion du bruit et les meilleures performances auditives automatiques du marché.

Références

Agnew, J. (1997). Audible circuit noise in hearing aid amplifiers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(5), 2793-2799.

Cashman, M., Corbin, H., Riko, K., & Rossman, R. (1984). Effect of recent hearing aid improvements on management of the hearing impaired. *The Journal of otolaryngology*, 13(4), 227-231.

Chiossoine-Kerdel, J. A., Baguley, D. M., Stoddart, R. L., & Moffat, D. A. (2000). An investigation of the audiologic handicap associated with unilateral sudden sensorineural hearing loss. *Otology & Neurotology*, 21(5), 645-651.

Ericson, H., Svård, I., Högset, O., Devert, G., & Ekström, L. (1988). Contralateral Routing of Signals in Unilateral Hearing Impairment A Better Method of Fitting. *Scandinavian audiology*, 17(2), 111-116.

Hagerman, B., Olofsson, A., & Nästén, A. (2002). Noise reduction measurements in hearing aids. Presented at the International Hearing Aid Research Conference, Tahoe City, CA.

Hayes, D., Pumford, J., & Dorscher, M. (2005). Advantages of DSP instruments for wireless CROS fittings. *The Hearing Journal*, 58(3), 44-46.

Hol, M. K., Kunst, S. J., Snik, A. F., & Cremers, C. W. (2010). Pilot study on the effectiveness of the conventional CROS, the transcranial CROS and the BAHA transcranial CROS in adults with unilateral inner ear deafness. *European archives of oto-rhino-laryngology*, 267(6), 889-896.

Nabelek, A. K., Tucker, F. M., & Letowski, T. R. (1991). Toleration of Background Noises Relationship With Patterns of Hearing Aid Use by Elderly Persons. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 34(3), 679-685.

Nabelek, A. K., Freyaldenhoven, M. C., Tampas, J. W., Burchfield, S. B., & Muenchen, R. A. (2006). Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(9), 626-639.

Ryu, N., Moon, J., Jin, S., Park, H., Jang, K., Cho, Y. (2013). Clinical effectiveness of wireless CROS (contralateral routing of offside signals) hearing aids. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*.

Schafer, E.C., Baldus, N., D'Souza, M., Algier, K., Whiteley, P., Hill, M. (2013). Behavioral and subjective performance with digital CROS/BiCROS hearing instruments. *Journal of Rehabilitative Audiology* 46:62-93

Valente M, Valente M, Enrietto J, Layton KM. Fitting strategies for patients with unilateral hearing loss. In: Valente M, ed. *Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fitting*. 2nd ed. New York, NY: Thieme; 2002:253-271

Williams, V. A., McArdle, R. A., & Chisolm, T. H. (2012). Subjective and objective outcomes from new BiCROS technology in a veteran sample. *Journal of the American Academy of Audiology*, 23(10), 789-806.

Auteurs et chercheurs

Christine Jones a rejoint Phonak en 2001. Elle travaille actuellement comme directrice du Phonak Audiology Research Center (PARC) où elle dirige un programme de recherche clinique interne et externe. Avant de reprendre ce poste, Christine était responsable du département Pédiatrie de Phonak US et dirigeait des recherches cliniques pédiatriques au PARC. Christine est diplômée en audiologie à l'université de Vanderbilt et a obtenu son doctorat en audiologie à l'université de Central Michigan.



Lori Rakita est une chercheuse en audiologie au PARC. Depuis qu'elle a rejoint Phonak, elle a géré un programme de recherche important comprenant les évaluations techniques approfondies des tests des participants pour améliorer l'application, la documentation et le soutien clinique des produits Phonak. Lori est diplômée en psychologie à l'université de Wisconsin-Madison et a obtenu son doctorat en audiologie à l'université Washington de Saint-Louis.

