

Preuves cliniques Oticon Own™

RÉSUMÉ

Ce livre blanc présente les preuves cliniques des aides auditives intra-auriculaires Oticon Own. Il couvre les améliorations audiologiques et les avantages de BrainHearing™ qui sont maintenant mis à la disposition des utilisateurs d'aides auditives intra-auriculaires. Ces avantages incluent une meilleure clarté de la parole, plus de signaux vocaux et un effort d'écoute réduit. Les aides auditives intra-auriculaires sont robustes d'un point de vue clinique et capables d'éviter les effets de Larsen, même dans des situations difficiles. En outre, les styles sur mesure ont fait l'objet d'efforts continus en termes d'amélioration du processus de production : ils offrent aujourd'hui d'excellentes performances audiologiques dans un format plus compact et plus discret.

02	Introduction
02	Clarté de la parole dans le bruit
05	Effort d'écoute avec Own
06	Prévention du Larsen avec MoreSound Optimizer™
07	Test objectif de robustesse clinique
08	Gêne subjective liée au Larsen
09	Discrétion et optimisation de la production
09	Résumé
10	Références

RÉDACTEURS DU NUMÉRO

Johanne Rumley	<i>Audioprothésiste en recherche clinique</i>
Sébastien Santurette	<i>Chercheur principal</i>
Kasper Eskelund	<i>Chercheur senior</i>
Junzhe Wilson Wang	<i>Assistant-étudiant</i>
Tabea Hofheinz	<i>Stagiaire en audiologie</i>

Centre de recherche en audiologie appliquée, Oticon A/S

Introduction

Nos nouvelles aides auditives intra-auriculaires Oticon Own sont basées sur la plateforme Polaris™ et comprennent les dernières avancées en matière d'audiologie, telles que MoreSound Intelligence™ (MSI), MoreSound Amplifier™ et MoreSound Optimizer™ (MSO), conçues pour offrir une expérience sonore supérieure. Il a déjà été prouvé que MoreSound Intelligence offre un meilleur accès au paysage sonore dans son ensemble (Santurette, Ng, Juul Jensen & Man, 2020). Ces fonctionnalités sont désormais disponibles dans les intras Oticon Own. Nous avons testé les performances de MoreSound Intelligence dans ces nouveaux styles en faisant appel aux mesures du rapport signal/bruit (SNR) et à la pupillométrie. MoreSound Optimizer, notre technologie de prévention du Larsen, a également été testée et comparée aux meilleurs appareils concurrents pour évaluer sa robustesse dans une situation difficile.

Clarté de la parole dans le bruit

Contexte

« Entendre des amis et de la famille dans le bruit » a récemment été classé comme étant l'attribut d'une aide auditive que les utilisateurs désirent le plus : plus de 88 % d'entre eux le jugent « très important » ou « extrêmement important » (Manchaiah et coll., 2021). Pour soutenir l'audition dans le bruit et aider les utilisateurs à suivre et à participer aux conversations, les aides auditives modernes appliquent des techniques avancées de traitement du signal pour préserver l'accès à la parole et atténuer les bruits indésirables dans des environnements d'écoute complexes. Basée sur la plateforme Polaris, la nouvelle technologie auditive d'Oticon a introduit MSI pour répondre à ce besoin de contraste amélioré entre les sons significatifs et le bruit de fond. Elle s'appuie sur une nouvelle approche de traitement sonore

basée sur les apprentissages d'un Réseau Neuronal Profond intégré (RNP), entraîné à partir de millions de scènes sonores réelles (Brændgaard, 2020a,b). Cette approche innovante s'est avérée plus performante que les techniques précédentes de directivité et de réduction du bruit en offrant un contraste plus marqué entre la parole et le bruit dans des situations d'écoute complexes (Andersen et coll., 2021 ; Santurette et coll., 2021). Plusieurs études ont démontré que de telles améliorations techniques se traduisent par des avantages cliniques importants pour les utilisateurs de BrainHearing™. En effet, MSI permet d'accéder à un paysage sonore complet et plus clair aux premiers stades de traitement du cerveau. Les utilisateurs peuvent ainsi se concentrer plus facilement sur les sons qui les intéressent, d'améliorer leur compréhension vocale et le rappel de la mémoire, et réduire leur effort d'écoute (Alickovic et coll., 2021 ; Santurette et coll., 2020 ; Murmu Nielsen & Ng, 2022).

Ces avantages de MSI ont été observés dans Oticon More™. Sur cette aide auditive, les microphones sont positionnés derrière l'oreille. Mais MSI peut-il également surpasser notre technologie précédente lorsqu'il est utilisé dans Oticon Own, la toute dernière aide auditive intra-auriculaire d'Oticon basée sur Polaris ? Pour répondre à cette question, nous avons comparé le rapport signal/bruit de sortie fourni par Oticon Own avec celui fourni par notre génération précédente d'aides auditives intra-auriculaires, les aides auditives ITE Oticon Opn™. Le rapport signal/bruit de sortie est une mesure bien établie pour quantifier la performance d'une aide auditive (Hagerman & Olofsson, 2004 ; Naylor & Johannesson, 2009 ; Husstedt et coll., 2021). Pour une scène sonore donnée, un rapport signal/bruit de sortie important indique un grand contraste entre un



Figure 1 : La configuration du test pour les mesures du rapport signal/bruit en sortie et les mesures de pupillométrie avec un locuteur cible provenant de l'avant et des locuteurs de masquage. On notera que le dispositif de suivi de l'œil n'est utilisé que pour les mesures de pupillométrie. Les signaux de fond présentaient chacun des combinaisons alliant un seul locuteur interférant et du bruit ressemblant à des paroles.

son d'intérêt tel que la parole et le bruit de fond indésirable. Autrement dit, le cerveau dispose d'un meilleur accès à la parole en présence de bruit. Lors de situations d'écoute complexes, il est donc souhaitable que l'aide auditive offre une amélioration importante du rapport signal/bruit de sortie.

Méthode

Pour estimer le rapport signal/bruit de sortie, nous avons reproduit une scène sonore écologiquement valide dans notre studio de sonorisation (Figure 1). Le signal vocal a été extrait du corpus international d'audition dans le bruit (HINT) (Joiko et coll., 2020) et la voix du locuteur masculin a été diffusée sur le haut-parleur situé à l'avant. Des signaux de fond ont été diffusés sur les côtés à 100 et 260 degrés d'azimut. Chacun d'entre eux prenait la forme d'une voix provenant d'un seul locuteur masculin se fondant dans des bruits ressemblant à des paroles (Speech-Shaped Noise, ou SSN). Le niveau de la parole ciblée a été réglé sur 65 dB SPL. Le niveau du masqueur de bruit a été réglé sur 60, 65, 70 ou 75 dB SPL pour correspondre à des situations d'audition dans le bruit simples, modérées, complexes et très complexes.

Un simulateur de tête et torse (HATS) équipé des aides auditives Own ou Opn ITE sur les deux oreilles a été placé au centre de l'ensemble de haut-parleurs. Ces aides auditives à deux microphones utilisent MSI pour Own et OpenSound Navigator (OSN) pour Opn, ces fonctions pouvant être activées ou désactivées. Own et Opn ont été programmés pour utiliser

respectivement MSI avec les paramètres automatiques Neural et OSN avec les paramètres automatiques Open. Deux microphones très sensibles placés à l'extrémité du conduit auditif du simulateur de tête et torse ont enregistré le signal de sortie des aides auditives. Pour veiller à ce que le son enregistré reflète le traitement des aides auditives, des embouts ITE personnalisés sans venting ont été utilisés sur le simulateur. Le gain des aides auditives a été réglé pour correspondre à une perte auditive modérée standard de type N3 (Bisgaard et coll., 2010) en utilisant la méthodologie NAL-NL2 (Keidser et coll., 2011). Le rapport signal/bruit de sortie a été calculé en appliquant la méthode d'inversion de phase de Hagerman & Olofsson (2004). Les rapports signal/bruit calculés dans chaque bande de fréquences ont été pondérés avec des facteurs d'importance de bande pour la compréhension de la parole, selon les normes de l'indice d'intelligibilité de la parole (SII, ANSI S3.5-1997). Notez que cette norme stipule comment calculer l'indice d'intelligibilité de la parole aussi bien dans le silence que dans le bruit. Ici, nous avons utilisé le calcul pour le SII dans le bruit. Par conséquent, les valeurs rapportées ci-dessous ne doivent pas être comparées aux normes cliniques pour les SII dans un environnement calme généralement indiquées par les équipements de mesure InVivo. Les rapports signal/bruit de sortie pondérés en fonction du SII ont été calculés et sont présentés avec le rapport signal/bruit d'entrée, de sorte que les graphiques illustrent l'amélioration du rapport signal/bruit fournie par les aides auditives.

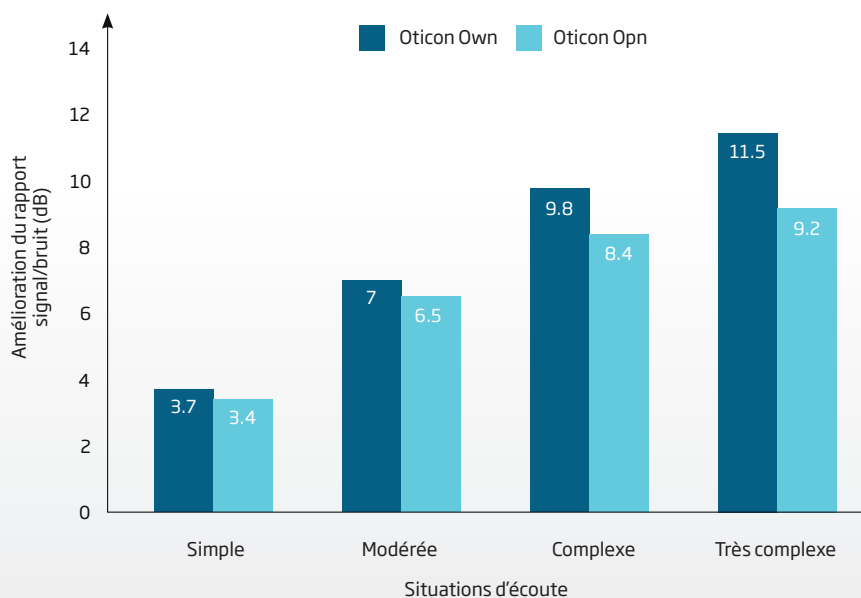


Figure 2 : Amélioration du rapport signal/bruit (RSB de sortie par rapport au RSB d'entrée) fournie par Own avec MSI Neural automatic et par Opn avec OSN Open automatic, dans diverses situations d'écoute avec des RSB d'entrée de +5 dB (Simple), 0 dB (Modéré), -5 dB (Complexe) et -10 dB (Très complexe). On notera que ces résultats ont été obtenus avec des aides auditives intra-auriculaires équipées de deux microphones et que l'avantage observé peut ne pas être aussi important avec des aides auditives ne contenant qu'un seul microphone.

Résultats

La figure 2 montre les améliorations du rapport signal/bruit (RSB) fournies par Own et Opn dans des situations d'écoute allant de simples (RSB d'entrée de +5 dB) à très complexes (RSB d'entrée de -10 dB). Il est facile de constater qu'Own offre un avantage supplémentaire en termes de RSB par rapport à Opn. À mesure que la complexité de la situation augmente, l'utilisateur a besoin de plus d'aide, ce qui explique pourquoi MSI dans Own et OSN dans Opn fournissent une amélioration du rapport signal/bruit de plus en plus importante. Dans le même temps, l'avantage supplémentaire découlant du SNR fourni par Own en opposition à Opn devient également de plus en plus important. Ceci illustre que la fonction MSI d'Own, avec son traitement sonore basé sur un RNP, surpasse clairement la fonction OSN d'Opn dans des situations complexes, fournissant à l'utilisateur un contraste supplémentaire entre la parole et le bruit de fond pouvant atteindre jusqu'à 2,3 dB, ce qui correspond à une amélioration de 25 % de la clarté de la parole dans la situation très complexe.

L'indice d'intelligibilité (SII) est une autre mesure standard qui quantifie la proportion d'informations vocales audibles et utilisables pour un auditeur. Celle-ci est exprimée sur une échelle allant de 0 % à 100 %. Nous avons calculé le SII à partir des enregistrements du rapport signal/bruit de sortie obtenus ci-dessus avec la méthode d'inversion de phase de Hagerman & Olofsson (2004), en suivant la procédure définie dans la

norme ANSI S3.5-1997 et en tenant compte des seuils d'audition d'un audiogramme N3 standard (Bisgaard et coll., 2010). De cette manière, nous avons pu estimer et comparer la quantité de signaux vocaux fournie à l'utilisateur par MSI dans Own et OSN dans les intras Opn.

La figure 3 montre les valeurs SII calculées dans les situations complexes et très complexes, lorsque la fonction MSI de Own et la fonction OSN d'Opn sont désactivées ou activées. Dans la situation complexe, la désactivation des fonctions MSI de Own et OSN d'Opn donne la même valeur de SII (24 %). Own fournit un accès supplémentaire de 27 % aux signaux vocaux lorsque MSI est activé, ce qui confère un avantage supplémentaire de 5 points par rapport à Opn lorsqu'OSN est activé. Dans la situation très complexe, la désactivation des fonctions MSI de Own et OSN d'Opn entraîne un SII de 10 %. Own fournit un accès supplémentaire de 32 % aux signaux vocaux lorsque MSI est activé, ce qui confère un avantage supplémentaire de 8 points par rapport à Opn lorsque la fonction OSN activée.

On notera que dans des situations complexes similaires de parole dans le bruit, l'indice d'intelligibilité calculé pour les seuils d'audition normale se situait autour de 40 à 50 % (Santurette, Xia, Cosima, Ermert et Man Kai Loong, 2021). Les valeurs SII obtenues avec MSI dans Oticon Own se situent dans la même plage.

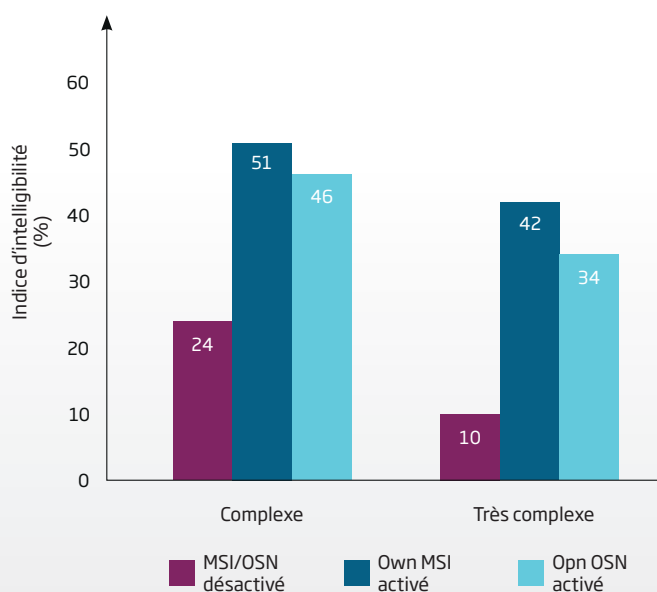


Figure 3 : L'indice d'intelligibilité (SII) calculé, quantifiant les signaux vocaux accessibles dans des situations d'écoute complexes et très complexes lorsque les fonctions MSI (Own) et OSN (Opn) sont activées ou désactivées. On notera que ces résultats ont été obtenus avec des aides auditives intra-auriculaires équipées de deux microphones et que l'avantage observé peut ne pas être aussi important avec des aides auditives ne contenant qu'un seul microphone.

Conclusion

En résumé, en comparant les performances des aides auditives intra-auriculaires à deux microphones Own et Opn, nous avons constaté que le traitement du son basé sur un RNP de la fonction MSI intégrée à Own offrait plus de contraste entre la parole et le bruit de fond que la fonction OSN d'Opn dans des situations d'écoute complexes. Cela a également conduit à un accès accru des utilisateurs aux indices vocaux lors de l'utilisation de MSI dans Own par rapport à OSN dans Opn. Cela représente un meilleur soutien pour les utilisateurs lorsqu'ils suivent des conversations dans des environnements bruyants.

Effort d'écoute avec Own

Contexte

La capacité à s'engager dans la communication vocale lorsque les conditions sont sous-optimales représente un défi majeur pour les personnes malentendantes, mais revêt de multiples facettes. La difficulté associée à la codification pure et simple de ce qui est communiqué et à la participation active à une situation sociale peut être considérée comme la première cible de tout effort de réadaptation auditive. Cependant, la charge exercée sur les ressources cognitives telles que l'attention et la mémoire peut conduire à une certaine fatigue, même dans le cas d'une audition assistée. Du point de vue de l'utilisateur de l'aide auditive, l'effort mental investi dans l'écoute peut être un obstacle tout aussi conséquent que la capacité à percevoir l'information vocale (Pichora-Fuller et coll., 2016).

L'épuisement cognitif dans des conditions d'écoute difficiles est fréquemment signalé par des personnes présentant une perte auditive même légère (Hornsby et Kipp, 2016). Les recherches menées au cours de la dernière décennie ont établi un lien entre cet effort d'écoute et des mesures physiologiques objectives.

Le suivi de la réaction des pupilles de l'œil révèle que l'effort cognitif de codification peut avoir un impact sur les changements dynamiques de la taille des pupilles, même pour une seule phrase (Ohlenforst et coll., 2017). Toute tâche d'écoute produira ainsi un changement dynamique de la taille des pupilles, indiqué par le pic de dilatation des pupilles (PPD), qui augmente progressivement avec la difficulté de la tâche. Si une phrase est présentée dans le bruit ou est ambiguë pour l'auditeur, ou si l'auditeur souffre d'une perte auditive, la codification de la parole nécessite plus d'efforts. Un effort plus important produira un PPD relativement plus important qu'un effort plus faible. Le pic de dilatation des pupilles (PPD) est donc un outil pratique pour mesurer les exigences cognitives dans une situation d'écoute.

Méthode

Pour étudier l'effet de MSI sur l'effort d'écoute dans Oticon Own, treize utilisateurs expérimentés d'aides auditives souffrant d'une perte auditive neurosensorielle bilatérale légère à modérée et symétrique ont été équipés d'aides auditives à deux microphones Oticon Own avec MSI activé ou MSI désactivé. Pour chaque condition, le PPD a été enregistré alors que les participants effectuaient un test de parole dans le bruit, dans la configuration décrite dans la section précédente, qui les obligeait à écouter une série de phrases et à la répéter aussi précisément que possible. Le signal de parole cible provenait de l'avant, tandis que les signaux de fond combinant des locuteurs interférant et des sources de bruit étaient présentés à partir de deux positions de fond (voir Figure 1 pour la configuration). Avant la phase de test, les participants ont été entraînés à l'aide de 20 phrases pour vérifier qu'ils avaient bien compris la tâche à effectuer. Au cours des tests, les participants ont écouté 25 phrases avec chaque condition. La réception de la parole était indiquée par la proportion de phrases répétées correctement.

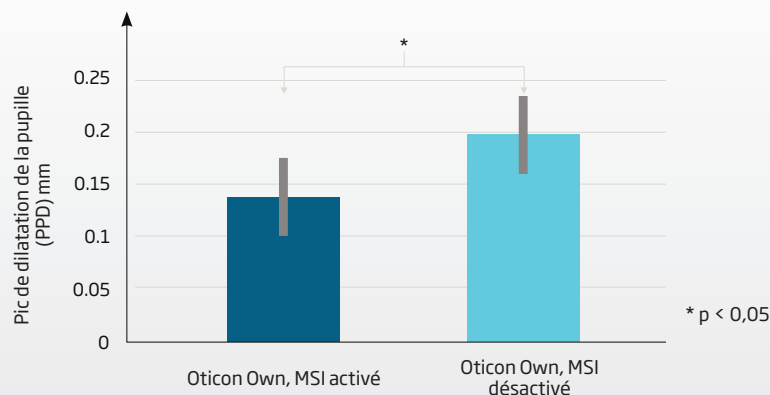


Figure 4 : Effort d'écoute indiqué par le pic de dilatation de la pupille (PPD) au cours d'une tâche de reconnaissance vocale. Les barres représentent le PPD moyen dans chaque condition. Les barres d'erreur représentent l'erreur type de la moyenne.

Résultats

Pour les deux conditions, la réception de la parole a atteint des niveaux élevés très similaires (Oticon Own MSI activé : 98 %, Oticon Own MSI désactivé : 97,3 %), suggérant que les deux conditions supportaient efficacement la codification de la parole.

Cependant, le PPD observé était différent pour les deux conditions : Oticon Own avec MSI activé a atteint des pics de dilatation pupillaire plus faibles qu'Oticon Own avec MSI désactivé. Il s'agit d'une différence statistiquement significative ($p=0,0275$). Un PPD inférieur indique que moins d'efforts cognitifs étaient nécessaires pour la tâche de codification de la parole (Ohlenforst et coll., 2017).

En résumé, les deux conditions fournissent aux utilisateurs un soutien similaire pour la reconnaissance vocale. Cependant, les mesures de PPD ont révélé que l'utilisateur aurait besoin d'investir moins de ressources cognitives avec Oticon Own pour atteindre la même performance d'écoute.

La comparaison de la capacité à percevoir précisément la parole et de la charge cognitive requise pour ce faire a révélé des similitudes et des différences intéressantes entre les deux conditions. Les deux conditions fournissaient aux utilisateurs des niveaux de prise en charge similaires et élevés pour la réception de la parole. Pourtant, cette performance a nécessité des niveaux de ressources cognitives différents, qui ont pu être observés en seulement 25 phrases. En généralisant ce modèle à une écoute prolongée, il est possible de faire

le lien entre une plus grande utilisation des ressources cognitives et des efforts d'écoute plus conséquents, ce qui peut accélérer la fatigue (Ohlenforst et coll., 2017). Cela suggère en outre que les utilisateurs qui prennent part à des scénarios d'écoute prolongés et plus complexes, tels que des dîners ou des réunions de famille, sont susceptibles de rencontrer un schéma similaire : les deux conditions proposent un soutien élevé pour faciliter la réception de la parole, mais avec MSI, cette tâche requiert moins d'efforts. Cela pourrait être avantageux pour l'utilisateur, qui pourrait s'impliquer plus longtemps et plus facilement dans des environnements acoustiquement exigeants tels que les activités sociales.

Prévention du Larsen avec MoreSound Optimizer™

Contexte

Avec la plateforme Polaris, nous disposons désormais de MSO dans nos options personnalisées. MSO est une stratégie de prévention du Larsen qui s'appuie sur une fonction brevetée de signal de rupture modulé, appelé modulation spectro-temporelle, pour empêcher tout Larsen audible. Il est important d'éviter le Larsen, car celui-ci « pollue » le son émis par l'aide auditive. Le Larsen audible est un obstacle majeur à l'utilisation des aides auditives (Kochkin, 2007) et un facteur clé associé à l'insatisfaction vis-à-vis des aides auditives (Abrams et Kihm, 2015). Ainsi, la prévention efficace du Larsen est un élément crucial du traitement du signal.

Pour étudier le comportement de notre aide auditive lors de l'étude du système de gestion du Larsen, nous avons enquêté sur deux fronts, au moyen d'un test

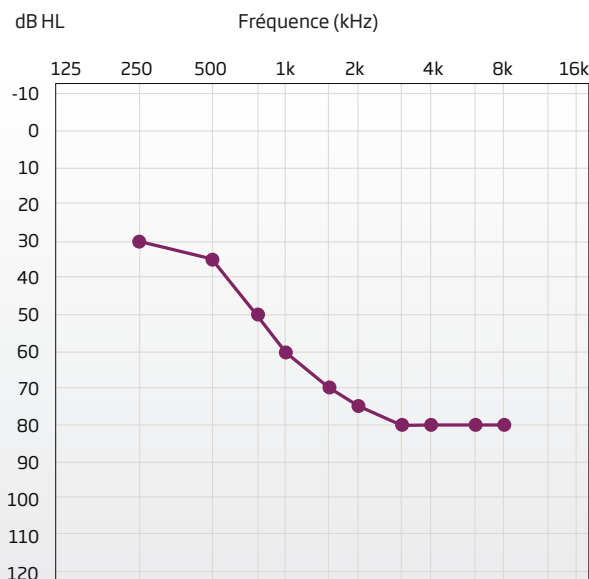


Figure 5 : Audiogramme S3 à forte pente

objectif de robustesse clinique et d'un test de gêne subjective liée au Larsen. Nous avons réglé Oticon Own pour une perte auditive nécessitant un niveau de gain élevé et nous l'avons exposé à une situation dynamique délicate pour étudier son comportement à la limite de ses capacités. De plus, nous voulions comparer ce comportement à la façon dont les meilleurs appareils concurrents gèrent la même situation.

Test objectif de robustesse clinique

Méthodes

Dans le cadre de ce test, nous avons comparé Oticon Own avec les appareils de deux autres fabricants, le concurrent 1 et le concurrent 2. Toutes les aides auditives étaient dépourvues de venting et présentaient un niveau d'adaptation similaire.

Pour atteindre une base de gain égale, nous avons utilisé le boîtier de test Audioscan Verifit2. Les gains des aides auditives ont été réglés pour correspondre aux cibles DSL v5 pour un audiogramme S3 (Bisgaard et coll., 2010) représentant une perte auditive à forte pente ; voir la figure 5. Les aides auditives étaient adaptées pour cette

perte auditive modérée à sévère, qui reste dans la plage de niveau d'adaptation de toutes les aides auditives utilisées. En guise de référence pour l'uniformisation du gain, nous avons utilisé l'Oticon Own IIC adapté à la cible dans la plage de fréquence de 0,5-8 kHz de +/- 2 dB. Une fois le gain réglé correctement sur les aides auditives intra-auriculaires, nous avons testé leur comportement sur l'ensemble des fréquences en utilisant la réponse appareillée de l'oreille réelle (REAR) avec un signal ISTS sur la tête du mannequin CARL (assistant clinique pour la recherche et l'apprentissage). À des fins de référence, nous avons effectué une mesure REAR standard, dans le cadre de laquelle nous avons vérifié que toutes les aides auditives étaient insérées de la même façon et fournissaient une réponse similaire. Pour ce faire, nous avons mesuré la référence (Larsen non provoqué) pour nous assurer que le point de départ était toujours similaire (à +/- 5 dB les unes des autres). Ensuite, nous avons procédé à un test REAR avec Larsen provoqué qui impliquait d'appliquer des contraintes dynamiques sur l'aide auditive en recouvrant l'oreille d'une main. L'utilisation du REAR nous indique comment la réponse fluctue sur l'ensemble des fréquences perçues dans l'oreille, ou en interne. Les fluctuations

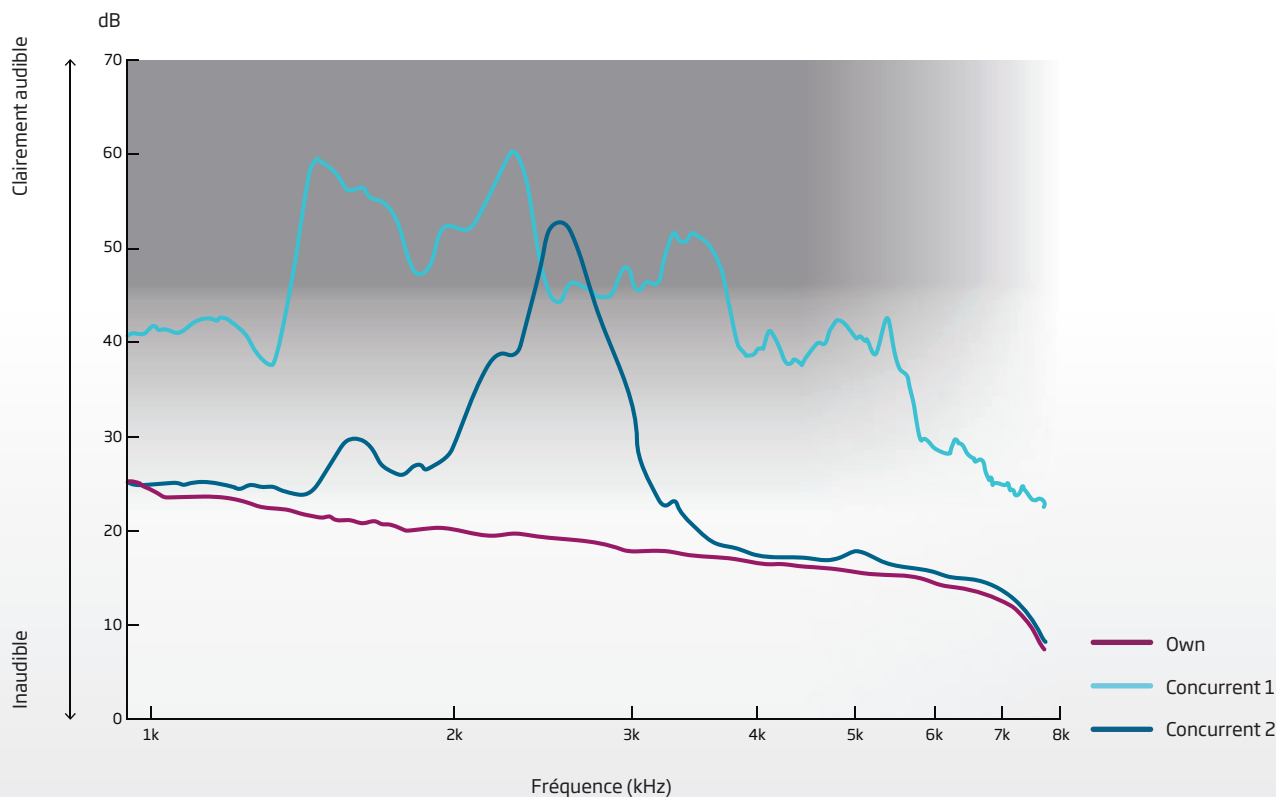


Figure 6 : Analyse fréquentielle de la sortie des aides auditives lorsqu'elles sont soumises à des contraintes dynamiques : Oticon Own, concurrent 1 et concurrent 2. Indique à la fois la fréquence et l'audibilité du Larsen

peuvent indiquer un Larsen audible. Ce fut le cas pour les deux aides auditives concurrentes : en effet, la mesure effectuée lors de l'application de contraintes dynamiques indiquait des problèmes de Larsen audible. De plus, pour confirmer les indications du REAR pour le Larsen provoqué, nous avons analysé les enregistrements sonores du Larsen produit lorsqu'une main était placée sur l'oreille. Ces enregistrements ont été effectués au moyen d'un microphone situé à proximité de l'oreille, pour déterminer comment le Larsen pourrait être perçu de l'extérieur.

Résultats

La figure 6 montre l'analyse de fréquence des enregistrements sonores et illustre le comportement de l'aide auditive dans le calme sur l'ensemble des fréquences respectivement pour Oticon Own, le concurrent 1 et le concurrent 2. Lors de l'application de contraintes dynamiques, les deux concurrents ont produit un Larsen audible. Pour le concurrent 2, celui-ci s'est produit autour de 2,5 kHz et pour le concurrent 1, le Larsen était audible à différentes fréquences, et en particulier autour de 1,5 et 2,5 kHz. En revanche, aucun Larsen audible n'a été observé avec Oticon Own, ce qui signifie qu'il s'agit d'une solution cliniquement robuste dans cette situation dynamique difficile.

Gêne subjective liée au Larsen

Méthodes

Lors de cette enquête subjective, les participants au test ont évalué la gêne occasionnée par le son émis. Pour ce test, nous avons utilisé les mêmes aides auditives que dans le test objectif avec les mêmes réglages de gain pour Oticon Own, le concurrent 1 et le concurrent 2.

Le test incluait 20 participants dotés d'une audition normale. Il s'agissait d'une étude randomisée à simple insu dans laquelle le fabricant de l'aide auditive était inconnu du participant au test. Tout en tenant l'aide auditive dans sa main, chaque participant au test a été invité à recouvrir l'aide auditive de sa main à plusieurs reprises pour voir comment elle se comportait. Les participants étaient autorisés à manipuler les aides auditives pour savoir à quel point chacune était facile à faire siffler. Sur la base de cette expérience, il leur a été demandé d'évaluer la gêne occasionnée par le son spécifique émanant de l'aide auditive en question sur une échelle visuelle analogique, allant de pas du tout agaçant à très agaçant. À des fins de comparaison entre les appareils, les participants ont été invités à classer les trois aides auditives en fonction de la gêne occasionnée.

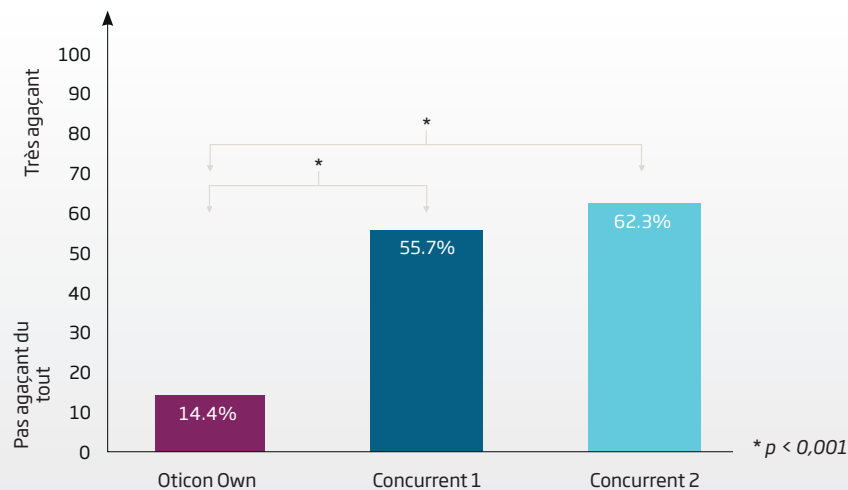


Figure 7 : Note de gêne occasionnée par le son produit par l'aide auditive lorsqu'elle est soumise à des contraintes dynamiques en pourcentage pour Oticon Own, le concurrent 1 et le concurrent 2.

Résultats

Les notes obtenues sur l'échelle de notation ont été converties en pourcentages allant de 0 à 100 %. La figure 7 présente le résultat de l'évaluation de la gêne. Les notes moyennes obtenues par Oticon Own, le concurrent 1 et le concurrent 2 étaient de 14,4 %, 55,7 % et 62,3 % respectivement. Oticon Own obtient très nettement une bien meilleure note que ses concurrents ($p < 0,001$). Bien que le concurrent 2 ait obtenu une note un peu plus élevée que le concurrent 1 en ce qui concerne le niveau de gêne, cette différence n'est pas significative d'un point de vue statistique. Les résultats du processus de notation se reflètent également dans le classement des appareils. Ici, Oticon Own s'est vu accorder la première place du classement par 20 participants sur 20, qui affichent ainsi une nette préférence pour ses performances par rapport à celles des concurrents 1 et 2.

Conclusion

Ces deux études ont été conçues pour démontrer la robustesse clinique d'Oticon Own lorsqu'il se trouve dans une situation difficile, mais aussi l'efficacité d'élimination de la gêne occasionnée par le Larsen dont se plaignent souvent les utilisateurs d'aides auditives.

Lors du test objectif, toutes les aides auditives ont été soumises à des contraintes technologiques. Cependant, lorsque les aides auditives se trouvaient dans cette situation, Oticon Own était tout simplement plus robuste que ses concurrents sur le plan clinique. Oticon Own se démarque clairement, car aucun Larsen n'a été décelé sur l'aide auditive alors que ses concurrents en produisaient.

Ce résultat a également été confirmé lors du test subjectif, où la note de gêne obtenue par Oticon Own était excellente par rapport à celle de ses concurrents, car bien plus faible, et ceci à un niveau significatif sur le plan statistique. D'ailleurs, 20 participants au test sur 20 ont accordé leur préférence à Oticon Own lorsqu'on leur a demandé de classer les appareils en fonction de leur performance.

Discrétion et optimisation de la production

En plus d'une audiologie solide, nos intras-auriculaires actuels bénéficient des avantages d'une technologie de pointe, de techniques de miniaturisation, de

protocoles de production et d'un excellent savoir-faire. Tous les efforts d'amélioration continue et d'optimisation ont produit d'excellents résultats pour les aides auditives intra-auriculaires tout en réduisant leur taille.

Premièrement, cela signifie que 9 de nos 10 modèles d'ICC sont vraiment invisibles. La modélisation et l'évaluation de l'invisibilité sont effectuées par un opérateur de modélisation expérimenté, qui évalue si les aides auditives sont vraiment invisibles en les cachant derrière le tragus. Cette évaluation a lieu en continu à l'échelle mondiale pour assurer une excellente cohérence entre les sites de production, ce qui nous permet de déclarer en toute confiance que 9 de nos ICC sur 10 sont vraiment invisibles.

Deuxièmement, ces efforts d'optimisation ont abouti à une plus grande flexibilité dans l'intégration de la technologie Bluetooth® low energy dans notre ITC. Grâce à cette flexibilité au sein du processus de production, les aides auditives peuvent être plus compactes, de sorte qu'un plus grand nombre de clients puisse recevoir des aides auditives intra-auriculaires dotées d'options de connectivité.

Cette optimisation des dimensions ne compromet pas les options audiolinguistiques et de connectivité, car elle s'applique à ces styles individuels. Nous pouvons ainsi continuer à proposer des solutions audiolinguistiques et connectées dans un format plus compact.

Résumé

Avec Oticon Own, nous disposons maintenant d'aides auditives intra-auriculaires fonctionnant à partir de la plateforme Polaris, qui permet d'exploiter les améliorations audiolinguistiques qui découlent de notre engagement envers l'amélioration des fonctionnalités audiolinguistiques. Cela inclut le MSI, qui fournit une parole plus claire dans le bruit et améliore l'accès aux signaux vocaux tout en montrant une réduction de l'effort d'écoute. L'ajout de MSO fournit à l'utilisateur un système cliniquement robuste pour empêcher le Larsen tout en gérant le monde dynamique dans lequel nous vivons. Nos améliorations audiolinguistiques s'accompagnent d'une optimisation de notre production, nous permettant de fabriquer des aides auditives plus petites qui offrent de plus amples options à un plus grand nombre de personnes.

Références

1. Abrams, H. B, Kihm J. (2015). An Introduction to MarkeTrak IX: A New Baseline for the Hearing Aid Market (Présentation de MarkeTrak IX : une nouvelle référence pour le marché des aides auditives). *Hearing Review*, 22(6), 16.
2. Alickovic, E., Ng, E.H., Fiedler, L., Santurette, S., Innes-Brown, H., & Graversen, C. (2021). Effects of Hearing Aid Noise Reduction on Early and Late Cortical Representations of Competing Talkers in Noise (Effets de la réduction du bruit des aides auditives sur les représentations corticales précoces et tardives de locuteurs concurrents dans le bruit). *Frontiers in Neuroscience*, 15.
3. Andersen, A. H., Santurette, S., Pedersen, M. S., Alickovic, E., Fiedler, L., Jensen, J., & Behrens, T. (2021, août). Creating Clarity in Noisy Environments by Using Deep Learning in Hearing Aids (Créer de la clarté dans les environnements bruyants en utilisant l'apprentissage profond au cœur des aides auditives). Dans *Seminars in Hearing* (Vol. 42, n° 03, pp. 260-281). Thieme Medical Publishers, Inc.
4. ANSI (1997). ANSI S3.5-1997, American National Standard methods for the calculation of the Speech Intelligibility Index (Méthodes de l'institut de normalisation national américain pour le calcul de l'indice d'intelligibilité) (American National Standards Institute, New York).
5. Bisgaard, N., Vlaming, M. S., et Dahlquist, M. (2010). Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends in amplification*, 14(2), 113-120.
6. Brændgaard, M. (2020a). MoreSound Intelligence™. Document technique d'Oticon.
7. Brændgaard, M. (2020b). The Polaris platform. Document technique d'Oticon.
8. Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise (Méthode de mesure de l'effet des algorithmes de réduction de bruit au moyen de paroles et de bruit en simultané). *Acta Acustica United avec Acustica*, 90(2), 356-361.
9. Hornsby, B. W. Y., & Kipp, A. M. (2016). Subjective Ratings of Fatigue and Vigor in Adults With Hearing Loss Are Driven by Perceived Hearing Difficulties Not Degree of Hearing Loss (Les évaluations subjectives de la fatigue et de la vigueur chez les adultes ayant une perte auditive sont motivées par les difficultés auditives perçues et non par le degré de perte auditive). *Ear & Hearing*, 37(1), e1-e10.
10. Husstedt, H., Kreyenhagen, J., Langhof, L., Kreikemeier, S., Denk, F., Wollermann, S., & Frenz, M. (2021). Using the phase inversion method and loudness comparisons for the evaluation of noise reduction algorithms in hearing aids (Utilisation de la méthode d'inversion de phase et des comparaisons de volume pour l'évaluation des algorithmes de réduction du bruit dans les aides auditives). *Acta Acustica*.
11. Joiko, J., Bohnert, A., Strieth, S., Soli, S. D., & Rader, T. (2020). The German hearing in noise test (Le test d'audition dans le bruit allemand). *International Journal of Audiology*, 1-7.
12. Keidser, G., Dillon, H., Flax, M., Ching, T., & Brewer, S. (2011). The NAL-NL2 prescription procedure (La procédure de prescription NAL-NL2). *Audiology research*, 1(1), 88-90.
13. Kochkin, S. (2007). MarkeTrak VII. *The Hearing Journal*, 60(4), 24-51.
14. Manchaiah, V., Picou, E.M., Bailey, A., & Rodrigo, H. (2021). Consumer Ratings of the Most Desirable Hearing Aid Attributes (Évaluation par le consommateur des caractéristiques les plus souhaitables des aides auditives). *Journal of the American Academy of Audiology*, 32 8, 537-546.
15. Murmu Nielsen, R., & Ng, E. H. N. (2022). Oticon More™ new evidence - Reducing sustained listening effort (Oticon More™ nouvelles preuves - Réduction de l'effort d'écoute soutenu). Livre blanc d'Oticon.
16. Naylor, G., & Johannesson, R.B. (2009). Long-term signal-to-noise ratio at the input and output of amplitude-compression systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20 3, 161-71.
17. Ohlenforst, B., Zekveld, A. A., Lunner, T., Wendt, D., Naylor, G., Wang, Y., Versfeld, N. J., & Kramer, S. E. (2017). Impact of stimulus-related factors and hearing impairment on listening effort as indicated by pupil dilation (Impact des facteurs liés au stimulus et de la déficience auditive sur l'effort d'écoute, tel qu'indiqué par la dilatation de la pupille). *Hearing Research*, 351, 68-79.

18. Pichora-Fuller, M. K., Kramer, S. E., Eckert, M. A., Edwards, B., Hornsby, B. W. Y., Humes, L. E., Lemke, U., Lunner, T., Matthen, M., Mackersie, C. L., Naylor, G., Phillips, N. A., Richter, M., Rudner, M., Sommers, M. S., Tremblay, K. L., & Wingfield, A. (2016). Hearing impairment and cognitive energy: The framework for understanding effortful listening (FUEL) (Déficience auditive et énergie cognitive : cadre de compréhension de l'effort d'écoute soutenu [FUEL]). *Ear & Hearing, 37*(1), 55-275.
19. Santurette, S., Ng, E. H. N., Juul Jensen, J., & Man, K. L. B. (2020). Oticon More clinical evidence (Preuves cliniques pour Oticon More). Livre blanc d'Oticon.
20. Santurette, S., Xia, L., Ermert, C. A., Man, K. L. B. (2021). Oticon More competitive benchmark (Étude comparative d'Oticon More). Livre blanc d'Oticon.
21. Zaar, J., Simonsen, L. B., Behrens, T., Dau, T., & Laugesen, S. (2019). Investigating the relationship between spectro-temporal modulation detection, aided speech perception, and directional noise reduction preference in hearing-impaired listeners (Étudier la relation entre la détection de la modulation spectro-temporelle, la perception de la parole assistée et la préférence de réduction du bruit directionnel chez les auditeurs malentendants). Dans *Proceedings of the International Symposium on Audiological Research* (Vol. 7, pp. 181-188).

Life-changing technology signifie
Des technologies qui changent la vie.

www.oticon.fr

Oticon est une marque du groupe Demant.

oticon
life-changing **technology**