

Science made smarter*

Livre blanc
2023

ACT™

Seuil d'audibilité de contraste

Un test dans le bruit indépendant de la langue pour quantifier les capacités de parole dans le bruit en situation réelle et personnaliser le traitement de signal dans un environnement bruyant pour les aides auditives

REDACTEURS :

Søren Laugesen, PhD

Interacoustics Research Unit (ITU), Interacoustics A/S

Sébastien Santurette, PhD

Centre for Applied Audiology Research, Oticon A/S

*ACT : Audible Contrast Audible

Science made smarter signifie la science devient plus intelligente




Interacoustics

Audiométrie

Tympanométrie

PEA

OEA Adaptation des aides auditives

Explorations vestibulaires

Sommaire

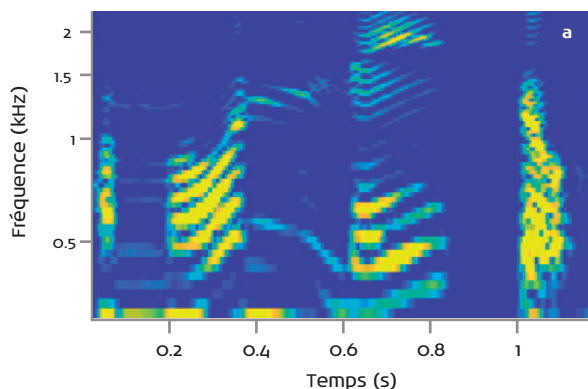
Entendre dans le bruit : l'importance d'avoir un regard au-delà de l'audiogramme	3
Développement du test ACT : un parcours scientifique	4
Mise en oeuvre clinique finale de ACT	6
Mettre ACT à l'épreuve : étude clinique sur deux sites	8
Participants à l'étude	8
Procédures de test	8
Résultats : relation entre ACT et la compréhension de la parole dans le bruit	10
Résultats : fiabilité test-retest de ACT	11
La première méthodologie de pré-réglage du traitement de signal dans le bruit, basée sur ACT	11
Résultats : avantages de l'utilisation d'un pré-réglage du traitement de signal pour les aides auditives, basée sur ACT	12
Utilisation de ACT pour l'adaptation des aides auditives dans la pratique	13
Conclusion	14
Remerciements	14
Références	15

Résumé

La difficulté à entendre dans un environnement bruyant est une manifestation clé de la perte auditive. Pour beaucoup de patients, entendre dans un environnement bruyant et en particulier comprendre la parole dans un environnement bruyant reste un problème même lorsqu'ils bénéficient d'une amplification par le biais d'une aide auditive. Bien que ce fait soit connu depuis plus d'un demi-siècle de recherche scientifique, il n'existe, à ce jour, aucune méthode fondée sur des preuves pour ajuster les réglages avancés des aides auditives sur la base d'une évaluation clinique standard de la capacité auditive d'une personne dans un environnement bruyant. En ce qui concerne les fonctions de traitement de signal dans un environnement bruyant, la plupart des utilisateurs d'aides auditives se voient proposer des réglages par défaut lors de la première adaptation et, s'ils sont ajustés, les réglages sont déterminés subjectivement et souvent réévalués par une procédure d'essai et erreur. Ce livre blanc présente le test de diagnostic ACT (Audible Contrast Threshold ou Seuil d'audibilité de contraste en français), une méthode rapide et fiable, indépendante de la langue, qui permet d'évaluer les capacités de parole dans le bruit en situation réelle de la personne. Le contexte de la recherche et les études qui ont conduit au développement et à l'optimisation du test pour une utilisation clinique sont décrits, avec un résumé des grands principes qui sous-tendent la procédure de test ACT. La première étude clinique à grande échelle sur ACT et les utilisateurs d'aides auditives est ensuite présentée. Les résultats confirment l'existence d'une relation étroite entre ACT et les capacités de parole dans le bruit dans toutes les langues. L'utilité de ACT pour la préconisation guider la prescription de quantités bénéfiques de traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives est également démontrée, de même que l'excellente fiabilité du test. Grâce à ACT, il est désormais possible de personnaliser plus objectivement les réglages de traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives en fonction des besoins individuels mesurés de l'utilisateur. Dans un effort commun, Interacoustics et Oticon ont défini la première méthodologie de pré-réglage fondée sur des preuves pour le traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives Oticon. Cette méthodologie de pré-réglage permet une intégration transparente de la personnalisation basée sur ACT dans le logiciel d'adaptation d'Oticon.

Entendre dans le bruit : l'importance d'avoir un regard au-delà de l'audiogramme

Pendant plus de 100 ans, la seule mesure diagnostique utilisée pour adapter les aides auditives était l'audiogramme en sons purs. L'audiogramme nous a bien servi et continue de nous servir pour caractériser la capacité d'un futur utilisateur d'aide auditive à entendre les sons faibles - ou l'absence de cette capacité. À partir de l'audiogramme, l'audioprothésiste peut aborder de manière adéquate les questions liées à l'audibilité lors de l'adaptation de l'aide auditive. Cependant, chaque audioprothésiste sait qu'une perte auditive est bien plus qu'un manque d'audibilité. En particulier, la perte auditive affecte la capacité à comprendre la parole en présence d'un bruit de fond - même lorsque l'audibilité a été correctement compensée (par exemple, Lopez-Poveda, 2014). Cette constatation n'est pas nouvelle. Il y a près d'un demi-siècle, Plomp (1978 ; 1986) a proposé un modèle de compréhension de la parole dans le bruit avec deux facteurs indépendants nuisant à l'intelligibilité de la parole : l'audibilité et la distorsion. Ces deux facteurs contribuent à la nécessité d'un rapport signal/bruit (SNR) plus élevé pour comprendre la parole dans un environnement bruyant. D'autres chercheurs ont confirmé le modèle à deux facteurs de Plomp, par exemple en montrant que l'audibilité seule (seuils de sons purs) ne pouvait expliquer que 50 % de la variance des performances de la parole dans un environnement bruyant (p. ex., Smoorenburg, 1992). Ici, dans le contexte du test de seuil d'audibilité de contraste (ACT), nous utiliserons les termes « perte d'audibilité » et « perte de contraste » pour couvrir les concepts d'audibilité et de distorsion de Plomp, respectivement. La perte d'audibilité est bien établie et se mesure à l'aide de l'audiogramme. La perte de contraste est un nouveau terme qui fait référence à l'importance du contraste dont une personne a besoin entre la parole qu'elle souhaite entendre et les bruits de fond indésirables. Ainsi, si une personne souffre d'une perte de contraste sévère, elle a besoin d'un meilleur SNR pour obtenir des résultats similaires à ceux d'une personne souffrant d'une perte de contraste légère. Jusqu'à présent, il n'existait pas de mesure clinique standard de la perte de contraste.



Pour compenser les problèmes d'audition dans le bruit, ou la perte de contraste, les aides auditives modernes utilisent une puissante technologie de traitement de signal dans le bruit (Jensen & Pedersen, 2015 ; Andersen et al., 2021). Cette technologie est hautement réglable dans le logiciel d'adaptation et est donc, en principe, capable de fournir différents « niveaux d'aide » dans le bruit pour chaque utilisateur. Cependant, il n'existe actuellement aucun moyen objectif fondé sur des preuves pour sélectionner le niveau de traitement adéquat pour l'individu. Par conséquent, les fonctions de traitement de signal dans le bruit sont souvent laissées dans leur configuration modérée par défaut. Cela représente des occasions manquées, en particulier pour les utilisateurs d'aides auditives qui ont vraiment du mal à entendre dans un environnement bruyant et qui bénéficieraient grandement des réglages les plus puissants disponibles. Des opportunités similaires existent à l'autre extrémité du spectre, chez les utilisateurs ayant une capacité de parole dans le bruit proche de la normale (une fois que l'audibilité a été prise en charge). Ces utilisateurs profiteraient d'un réglage léger des fonctions de traitement de signal dans le bruit pour leur donner une scène sonore moins traitée, même dans des situations que la plupart des autres utilisateurs d'aides auditives trouveraient difficiles. Par conséquent, un test diagnostique objectif qui pourrait informer d'emblée le professionnel de santé sur les besoins de l'individu en matière d'assistance par le traitement du signal de parole dans le bruit serait très utile. Outre les avantages potentiels en matière de pré-réglage mentionnés ci-dessus, une telle prédiction de la capacité de la parole dans le bruit serait également utile pour le conseil, la définition des attentes en matière de résultats de l'appareillage et la recommandation d'une aide supplémentaire telle que des dispositifs d'aide à l'écoute, des stratégies de communication et de l'entraînement auditif. Là encore, cette constatation n'est pas nouvelle. Depuis plusieurs décennies, les chercheurs visent un tel test de diagnostic, mais jusqu'à récemment avec un succès très limité (p. ex., Strelcyk & Dau, 2009 ; Johannesen et al., 2014 ; Thorup et al., 2016). Cette situation a commencé à changer au début des années 2010, lorsque des articles de recherche ont été publiés, montrant des corrélations encore inédites entre les mesures de la performance de parole dans le bruit et les seuils de détection de la modulation spectro-temporelle (STM pour Spectro-Temporal Modulation) (Bernstein et al., 2013 ; Mehraei et al., 2014) chez les participants malentendants.

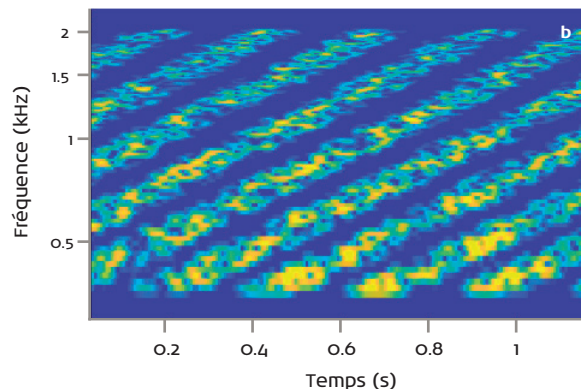


Figure 1 : Spectrogrammes (a) d'une phrase danoise tirée du test dans le bruit HINT (Hearing In Noise Test), Nielsen & Dau, 2011) et (b) d'un stimulus STM/ACT avec modulation spectro-temporelle maximale imposée.

Les modulations spectro-temporelles sont intrinsèques aux signaux vocaux, et les modulations utilisées pour les tests STM sont semblables à celles que l'on trouve dans la parole, bien que de manière stylisée. La Figure 1 présente des exemples de spectrogrammes de parole réelle et de stimulus STM.

Un seuil de détection STM (et ensuite un seuil d'audibilité de contraste, ou ACT) est trouvé expérimentalement en faisant varier de manière adaptative le degré de modulation du stimulus, qui est délivré par le biais d'un casque ou d'écouteurs insérés. On demande à la personne testée de répondre à des stimuli « cibles » modulés tout en les comparant à des stimuli « de référence » non modulés. Le seuil est alors le plus petit degré de modulation que la personne peut détecter. L'idée générale est que si une personne a des facilités pour le test ACT (ou, de manière équivalente, pour la détection STM), elle aura également de bonnes aptitudes pour distinguer la parole du bruit de fond, même lorsque le contraste entre parole et bruit de fond est très faible. À l'inverse, une personne dont ACT/STM est médiocre aura besoin d'un contraste plus important entre la parole et le bruit de fond pour comprendre la parole. L'utilisation de ACT/STM pour estimer la capacité de compréhension de la parole dans le bruit présente l'avantage supplémentaire que le test n'utilise pas de matériel vocal spécifique à la langue, mais repose sur des stimuli artificiels. Ainsi, ACT/STM peut être utilisé avec n'importe qui, dans n'importe quel pays, indépendamment des antécédents linguistiques.

Malgré les résultats encourageants de Bernstein et al. (2013) et Mehraei et al. (2014), des difficultés ont été observées. Lorsque le test STM de Bernstein et al. (2013) a été déployé dans une vaste étude clinique en Suède (Bernstein et al., 2016), environ un tiers des participants testés n'ont pas été en mesure d'obtenir des seuils STM corrects à partir de la procédure de test adaptative.

Sur la base de ce mélange de résultats très prometteurs et d'obstacles considérables à l'utilisation clinique, Interacoustics et Oticon ont décidé de s'embarquer ensemble dans un parcours de recherche. L'objectif était de faire évoluer le test STM afin de libérer tout son potentiel et de le transformer en un outil clinique viable : le test de Seuil d'audibilité de contraste (ACT).

Développement du test ACT : un parcours scientifique

Cette section décrit une succession d'études menées par l'unité de recherche Interacoustics en collaboration avec l'université technique du Danemark (DTU). Le point de départ était le test STM proposé par Bernstein et al. (2013 ; 2016) et le point final le test clinique ACT.

La première étude (Zaar et al., 2023a) avait pour objectif principal de résoudre le « problème de plafond » de Bernstein et al. (2016) afin de permettre à tous les participants d'obtenir un seuil adéquat lors du test. Pour y parvenir, plusieurs modifications ont été apportées à la procédure de test :

Le paradigme du test a été modifié, passant d'un choix forcé à 2 alternatives (2-AFC) à un paradigme à trois alternatives (3-AFC). Dans le paradigme 2-AFC, la tâche du participant consiste à identifier le stimulus modulé dans une paire composée d'un stimulus de référence non modulé et d'un stimulus cible modulé, dans un ordre aléatoire. Le participant doit donc mémoriser le son de la cible modulée. Dans le 3-AFC, la tâche consiste à identifier l'objet dissemblable dans un triplet de stimuli avec deux références et une cible placée de manière aléatoire. De cette manière, il n'est pas nécessaire d'établir un concept spécifique du son cible, ce qui rend la tâche plus facile.

La durée de présentation du stimulus a été prolongée de 0,5 à 1 seconde. Le fait de disposer de plus de temps pour détecter les modulations facilite la tâche.

Au lieu d'une présentation monaurale du stimulus comme dans Bernstein et al. (2013 ; 2016), les stimuli ont été présentés de manière bilatérale. Cette modification a été introduite principalement pour améliorer la correspondance avec l'écoute réelle de scénarios de parole dans le bruit, où les deux oreilles sont généralement utilisées. Elle contribue également à faciliter la détection.

Enfin, une mise en forme des stimuli de test en fonction de la fréquence a été introduite, sur la base de la stratégie « d'audibilité suffisante » proposée par Humes (2007). Cette procédure tient compte de l'audiogramme individuel et garantit une audibilité d'au moins 15 dB dans tout le rang de fréquences de la stimulation (voir la Figure 2 pour une illustration). Outre la garantie d'une audibilité totale, la procédure se rapproche également de l'amplification que les aides auditives fourniraient dans les scénarios de parole dans un environnement bruyant. L'approche d'audibilité suffisante contraste avec celle adoptée par Bernstein et al. (2013 ; 2016), où les stimuli ont été joués à un niveau sonore fixe sans modelage de la fréquence. L'approche de Bernstein ne garantit pas une audibilité totale et ne correspond pas non plus à la manière dont les aides auditives amplifieraient les scénarios de parole dans le bruit.

Outre l'évaluation des changements mentionnés introduits dans le paradigme de test, plusieurs types de STM ont été examinés dans le cadre de l'étude. Il s'agit notamment de variantes basées sur un signal porteur tonalement complexe comme alternative au signal porteur de bruit rose stationnaire à bande limitée utilisé auparavant. Treize participants malentendants ont été recrutés pour l'étude et ont été testés sur les différentes variantes de STM, ainsi que sur deux variantes de tests de parole dans le bruit de qualité laboratoire. Plus précisément, une configuration de test de parole dans le bruit dite « écologiquement valide » (Keidser et al., 2020) a été testée. Des phrases de tous les jours tirées du test HINT (Hearing In Noise Test, Nielsen & Dau, 2011) ont été présentées sur un fond de locuteurs concurrents diffusés par des haut-parleurs distincts, avec un bruit de faible intensité en forme de parole (voir la Figure 6 ci-dessous). En outre, les haut-parleurs étaient installés dans une salle avec une réverbération modérée. L'ensemble de ces éléments a créé un scénario d'écoute plus réaliste qu'une configuration plus standard dans laquelle le discours cible est présenté contre un bruit constant, tous deux provenant du même haut-parleur (co-localisé). Cette dernière configuration a également été testée à des fins de comparaison.

Dans les deux conditions, l'audibilité a été assurée de la manière décrite dans la Figure 2, avec une amplification individualisée des signaux des haut-parleurs. Ainsi, les participants aux tests écoutaient sans occlusion lors des tests de parole dans le bruit. Les résultats de l'étude peuvent être résumés comme suit :

- Tous les participants au test ont produit des seuils de détection STM corrects dans toutes les conditions testées, ce qui indique que le problème de plafond de Bernstein et al. (2016) a été résolu avec succès.
- Les corrélations entre les seuils STM et les seuils de réception de la parole dans le bruit (SRTn) des deux variantes de test de parole dans le bruit étaient invariablement plus élevées pour la condition écologiquement valide que pour la condition standard co-localisée. Ainsi, en faisant un grand pas vers des tests de parole dans le bruit plus réalistes, la relation entre la STM et la performance avec aide pour la parole dans le bruit a été renforcée. Dans ce livre blanc, l'abréviation SRTn fait référence aux seuils de réception de la parole dans le bruit, c'est-à-dire au SNR nécessaire pour répéter correctement 50 % des phrases présentées.

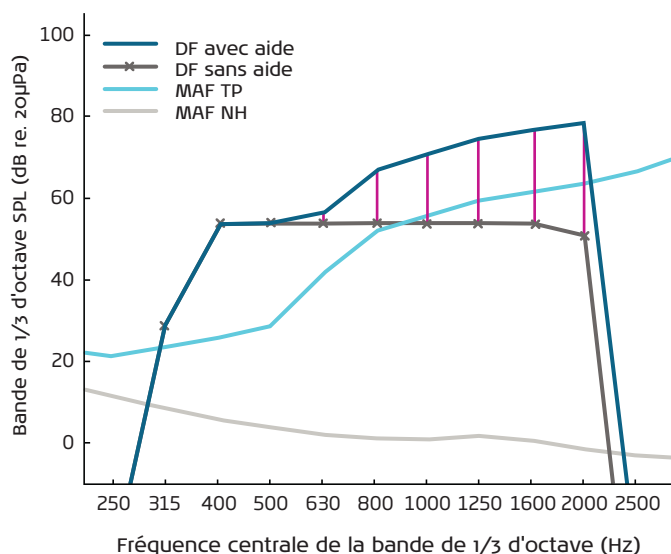


Figure 2 : Illustration du schéma utilisé pour assurer l'audibilité totale des stimuli ACT pour chaque individu. La ligne gris foncé montre le spectre des stimuli ACT en niveau de pression acoustique (SPL) par bande de 1/3 d'octave, tels qu'ils seraient présentés à un participant normo-entendant (dans un champ diffus, DF, diffuse field), bien que les stimuli soient en fait délivrés au moyen d'un casque). La ligne gris clair indique le seuil d'audition en champ diffus (champ minimum audible, MAF, ISO389-7) pour une audition normale, ce qui indique une excellente audibilité des stimuli ACT sans aide. La ligne bleu clair indique le seuil d'audition d'un participant malentendant représentatif (TP), laissant une partie des stimuli ACT sans aide en dessous du seuil pour cette personne. Les lignes verticales magenta indiquent le gain ajouté aux fréquences centrales de la bande de 1/3 d'octave afin de garantir une audibilité de 15 dB dans tout le range de fréquences des stimuli ACT. La ligne bleu foncé montre en fin de compte le spectre des stimuli ACT « suffisamment audibles » (DF avec aide).

- La relation entre la STM et la performance avec aide pour la parole dans le bruit est restée intacte après l'introduction de plusieurs modifications à la procédure de test de la STM.

Les deux candidats au test STM les plus prometteurs de la première étude ont ensuite été testés dans un nouveau groupe de 30 utilisateurs d'aides auditives, qui ont également subi des tests de parole dans le bruit avec la configuration écologiquement valide (Zaar et al., 2023b). Par rapport à la première étude, la compensation de l'audibilité pour le test STM a été modifiée pour prendre en compte chaque oreille individuellement (la compensation dans Zaar et al. (2023a) était basée sur un audiogramme moyen gauche-droite). Pour les tests de parole dans le bruit, la compensation de l'audibilité a été assurée par des aides auditives Oticon Opn adaptées de manière bilatérale avec des réglages prescrits selon la méthodologie propriétaire d'Oticon, VAC+ (Le Goff, 2015). Les tests de parole ont été effectués avec trois réglages de la fonction de traitement de signal dans le bruit de l'aide auditive, OpenSound Navigator (OSN) : Désactivé (OSN inactif), Modéré (réglage OSN par défaut) et Elevé (réglage OSN fort personnalisé). Les participants à cette étude ont été spécifiquement recrutés pour couvrir un large éventail de capacités de parole dans le bruit. L'accent a été mis sur le recrutement de participants présentant de graves problèmes de parole dans le bruit, afin de tester notre solution au problème de plafond de la première étude. En résumé, les résultats sont les suivants :

- La configuration de stimulus STM préférée en termes de fiabilité test-retest est celle basée sur une porteuse de bruit de 354-2000 Hz et des paramètres de modulation de 2 cycles par octave d'ondulation spectrale (spectral ripple) et de 4 Hz de modulation temporelle. Il s'agit de la même configuration que celle utilisée par Bernstein et al. (2016).

- Les SRTn dans la condition Off du test de parole dans le bruit avec aide écologiquement valide ont été bien prédits par les seuils STM avec $R^2 = 0,61$, tandis que la moyenne des sons purs (PTA) à 4 fréquences de la meilleure oreille a donné $R^2 = 0,51$. La STM et la PTA ont eu un pouvoir prédictif complémentaire, comme le montre le $R^2 = 0,69$ pour un modèle de régression à deux prédicteurs. Ainsi, la relation entre la STM et la performance de la parole dans un environnement bruyant était également robuste dans ce groupe élargi de participants au test.

- L'avantage en termes de SRTn entre les réglages OSN doux et forts a été bien prédit à la fois par la STM ($R^2 = 0,51$) et la PTA ($R^2 = 0,54$), les deux fournissant à nouveau des informations complémentaires ($R^2 = 0,64$ dans un modèle combiné). Ce résultat a fourni la première preuve suggérant comment la STM (et donc l'ACT) pourrait être utilisée pour pré-régler des paramètres de traitement de signal dans le bruit. Cette question sera examinée plus en détail ci-dessous.

Mise en oeuvre clinique finale de ACT

Dans la dernière étape de la recherche, le paradigme du test STM décrit ci-dessus a été traduit en un outil cliniquement viable : le test de Seuil d'audibilité de contraste (ACT) (Zaar/Simonsen et al., 2023c). Le principe directeur était de créer une procédure pour ACT qui serait aussi proche que possible de celle de l'audiogramme tonal, afin de faciliter l'adoption de ACT par les professionnels de santé. Plus précisément, les exigences étaient (i) de réduire la durée du test à un niveau cliniquement acceptable, (ii) de n'utiliser que l'équipement déjà disponible dans une clinique typique (casque/inserts et bouton de réponse), et (iii) de conserver les avantages obtenus dans la version de recherche.

Dans le paradigme de test préféré, un train de « vagues » de stimulus d'une seconde (1s) par vague est présenté au participant au test, avec des vagues cibles modulées apparaissant entre des vagues de référence non modulées, lorsqu'elles sont activées par le professionnel de santé. Voir Figure 3.

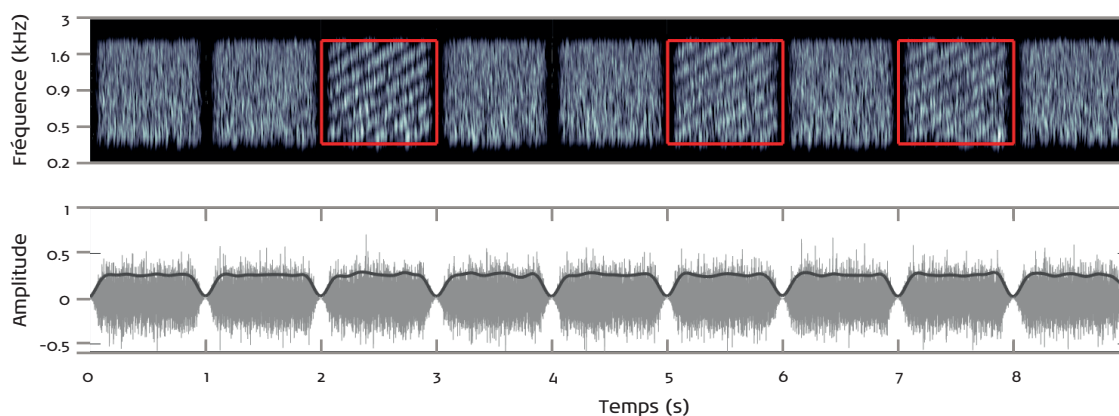


Figure 3 : Illustration du paradigme du test par vagues utilisé avec ACT, avec le spectrogramme (en haut) et la forme d'onde (en bas). Les vagues cibles modulées sont indiquées par des cases rouges dans le spectrogramme.

Le degré de modulation varie de manière adaptative selon une règle de Hughson-Westlake 2 vers le bas-1 vers le haut avec un pas de 2 dB. La mesure se termine lorsque 3 des 5 points d'inflexion ascendants sont obtenus au même niveau de modulation ; un exemple de test est illustré à la Figure 4a.

Dans une étape ultérieure, les points de données à l'intérieur de la fenêtre d'évaluation du seuil de Hughson- Westlake (TCW, Threshold Candidate Window, indiquée dans la Figure 4a) sont utilisés pour estimer une fonction psychométrique à partir de laquelle le seuil final est déterminé (Figure 4b) ; voir (Zaar/Simonsen et al., 2023c) pour plus de détails. Ce paradigme de test s'est avéré supérieur à ses concurrents étudiés en termes de fiabilité test-retest. En outre, la meilleure concordance a été trouvée avec les résultats de base obtenus dans l'étude précédente avec la version de recherche du test.

Pour mieux aligner ACT sur l'audiogramme tonal, une nouvelle échelle d'évaluation a été introduite : l'échelle de niveau de contraste normalisé (qui est déjà appliquée dans la Figure 4). À cette fin, 25 jeunes participants ayant une audition normale ont été recrutés et leurs seuils de modulation ont été déterminés à l'aide du paradigme par vagues décrit ci-dessus. Les résultats ont d'abord été enregistrés sur une échelle technique de niveau de modulation, où 0 dB Full Scale (FS) correspond à la modulation maximale possible. Ces résultats sont présentés à la Figure 5, ainsi que l'échelle proposée de niveau de contraste normalisé (nCL, normalized Contrast Level). La nouvelle échelle.

est alignée sur les données de manière à ce que la performance médiane soit proche de 0 dB nCL, tout en alignant la grille d'essai à 2 dB pour inclure la modulation maximale à 0 dB FS. De cette manière, 0 dB nCL correspond à une performance normale, tandis que les valeurs positives en dB nCL indiquent un certain degré de perte de contraste et les valeurs négatives en dB nCL indiquent une performance au-dessus de la normale. En outre, conformément à la procédure de l'audiogramme, où les tests sont limités à -10 dB HL, le niveau de contraste normalisé n'est pas adapté au-delà de -4 dB nCL, soit deux échelons en dessous de 0 dB nCL. Ainsi, l'échelle de niveau de contraste (dB nCL) utilisée pour l'ACT quantifie la perte de contraste de la même manière que l'échelle de niveau d'audition (dB HL) quantifie la perte d'audibilité.

En résumé, le test ACT a été développé comme un outil cliniquement viable qui permet au professionnel de la santé d'estimer rapidement, commodément et précisément les performances futures d'un individu en matière de parole dans le bruit, dans des conditions où l'audibilité a été correctement traitée par l'amplification de l'aide auditive. Notamment, ACT peut être mesuré de manière pratique juste après l'audiogramme - lorsque le participant au test porte déjà un casque ou des écouteurs insérés et qu'il a le bouton de réponse en main. Ainsi, cette information est disponible très tôt dans le processus d'adaptation et, pour la toute première fois, le professionnel de la santé peut répondre directement à la plainte numéro un des utilisateurs d'aides auditives : entendre dans un environnement bruyant (Jorgensen & Novak, 2020 ; Manchaiah et al., 2021).

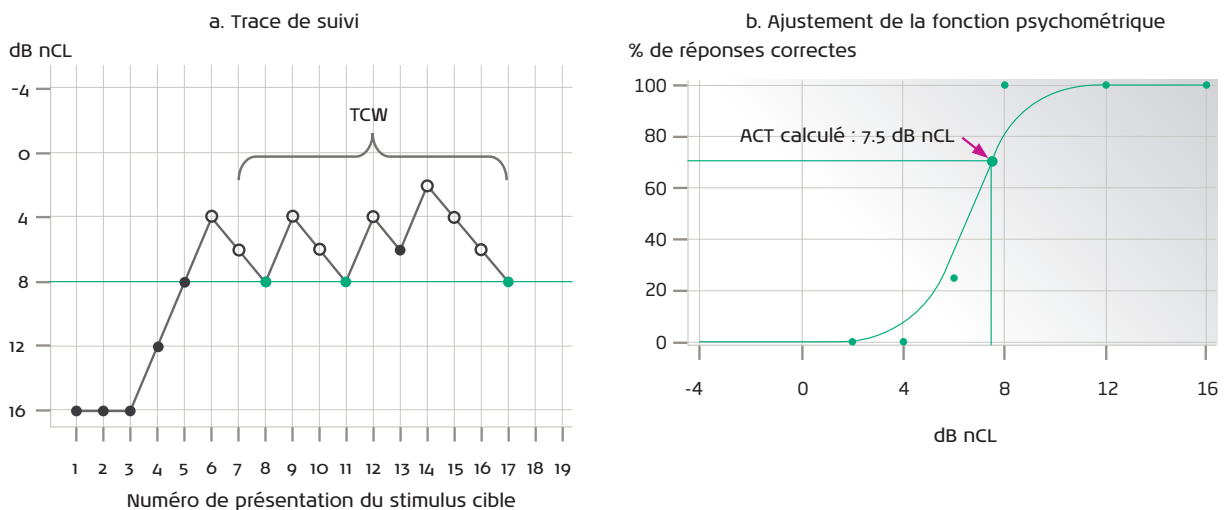


Figure 4 : (a) Exemple de « Trace de suivi » d'un test ACT. Un symbole plein indique une présentation de stimulus cible correctement détectée par le participant au test, un symbole ouvert indique une cible qui n'a pas été détectée, et les symboles verts indiquent les 3 points d'inflexion ascendants égaux remplissant le critère de Hughson-Westlake. En outre, la Fenêtre d'évaluation du seuil (TCW) est indiquée.(b) Fonction psychométrique ajustée aux données de la TCW de (a). Le résultat final de l'ACT est déterminé par le point 72 % de la courbe psychométrique, comme indiqué par les lignes droites.

De plus, cela peut être basé sur une mesure diagnostique avec une base de preuves solide :ACT. Comme indiqué plus haut, l'ACT est utile pour le conseil, la définition des attentes de l'appareillage et la recommandation d'une aide supplémentaire sous la forme de dispositifs d'écoute assistée, de stratégies de communication et d'entraînement auditif. Cependant, l'utilisation potentiellement la plus puissante de ACT est de pré-régler les fonctions avancées de traitement de signal dans le bruit de l'aide auditive, comme nous le verrons plus loin. Enfin, il convient de rappeler que ACT est un test qui n'est pas spécifique à une langue et qui permet à tout patient d'être testé partout, quel que soit le contexte linguistique.

Mettre ACT à l'épreuve : Une étude clinique sur deux sites

Une fois le stimulus et la procédure du test ACT optimisés pour une utilisation clinique, l'étape suivante consistait à confirmer son applicabilité à des populations cliniques réelles d'utilisateurs d'aides auditives. Dans le cadre d'une première étude clinique internationale sur deux sites, des chercheurs indépendants d'Allemagne (Université des sciences appliquées, Lübeck) et du Japon (General Incorporated Association Shinden-Ogawa Audiology and Hearing Aid Laboratory, OTO Clinic Tokyo, et Keio University School of Medicine, Tokyo ; Saiseikai Utsunomiya Hospital, Utsunomiya) ont mesuré les valeurs ACT et les performances de parole dans le bruit chez diverses populations d'utilisateurs d'aides auditives. Pour plus de détails sur l'étude, voir Zaar et al. (2023d). (2023c). L'étude a abordé les questions de recherche suivantes :

1. La principale question de recherche était de savoir si, dans deux groupes d'utilisateurs réels passant par différents flux cliniques et procédures d'adaptation et ayant deux langues maternelles très différentes, la relation entre les valeurs ACT et la compréhension de la parole dans le bruit observée dans les études antérieures, plus académiques, décrites ci-dessus, était toujours valable.
2. En outre, l'étude a cherché à savoir si ACT pouvait améliorer considérablement la prédiction de la capacité de parole dans le bruit par rapport à l'utilisation de l'audiogramme seul.

Participants à l'étude

Dans la première partie de l'étude, 100 utilisateurs expérimentés d'aides auditives souffrant d'une perte auditive légère à sévère (PTA bilatérale à 4 fréquences : 29 à 79 dB HL, médiane : 51 dB HL, moyenne : 52 dB HL) âgés de 32 à 79 ans (médiane : 68 ans, moyenne : 66 ans) ont fait l'objet d'un appareillage standard avec des aides auditives Oticon More 1. Les procédures d'adaptation pour le gain et le choix du couplage acoustique ont suivi la pratique la plus courante dans chacun des deux sites cliniques. Les 81 participants allemands ont été appareillés avec la méthodologie NAL-NL2 (Keidser et al., 2011) et l'amplification a été vérifiée à l'aide de mesures in-vivo (REM). Le couplage acoustique de leur oreille a été choisi conformément aux recommandations du logiciel d'adaptation Genie 2. Les 19 participants japonais ont suivi la méthode Utsunomiya de réhabilitation auditive pour l'ajustement du gain (Yamada et al., 2020) et ont été appareillés conformément aux directives définies par la Société japonaise d'audiologie (Kodera et al., 2016). Conformément à la pratique locale, ils ont tous reçu des embouts auriculaires personnalisés non ventilés, et les mesures REM ont été utilisées pour évaluer l'amplification.

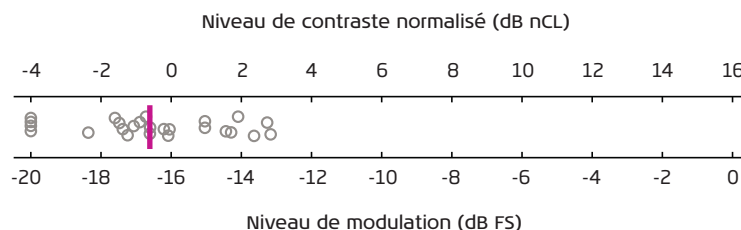


Figure 5 : Résultats de l'étude normative menée auprès de 25 jeunes normo-entendants, présentés sur l'axe du niveau technique de modulation (dB FS) (en bas) et sur l'axe du niveau de contraste normalisé proposé (dB nCL) (en haut). Les cercles gris représentent les données individuelles, tandis que la ligne verticale en gras indique le niveau de modulation médian.

Procédures de test

Après une évaluation audiométrique standard, tous les participants ont effectué deux fois le test ACT afin d'évaluer sa fiabilité test-retest. Le test ACT a également été effectué deux fois environ six mois plus tard pour évaluer la fiabilité test-retest d'une visite à l'autre. Après l'adaptation des aides auditives, la compréhension de la parole dans le bruit a été évaluée pendant que les participants portaient les aides auditives, à l'aide d'une version écologiquement valide du test dans le bruit HINT (HINT, Nilsson et al., 1994). Les corpus allemand (Joiko et al., 2021) et japonais (Shiroma et al., 2008) du HINT ont été utilisés. Pour que la configuration du test soit plus proche d'une situation d'écoute réelle que les tests traditionnels de parole dans le bruit (voir Figure 6), des masqueurs séparés dans l'espace ont été placés à 100° et 260° autour du participant et chaque masqueur était composé d'un locuteur interférent spécifique au pays mélangé à un bruit stationnaire en forme de parole (SSN). Les phrases cibles HINT ont été présentées de face, à 0°. Les seuils de réception de la parole dans le bruit (SRTn) correspondant à une intelligibilité des phrases de 50 % ont été suivis pour quatre réglages différents de la fonction avancée de traitement de signal dans le bruit de dernière génération d'Oticon, MoreSound Intelligence™ (MSI).

Les différents niveaux de traitement de signal dans le bruit MSI seront appelés Désactivé, Faible, Modéré et Élevé.

Pour vérifier que les niveaux de traitement MSI testés fournissaient effectivement différents niveaux d'amélioration du SNR, des mesures techniques ont été effectuées dans la configuration HINT écologiquement valide illustrée à la Figure 6, en utilisant un simulateur de tête et de torse portant des aides auditives Oticon More 1. Le SNR de sortie à large bande pondéré par l'indice d'intelligibilité de la parole a été calculé à l'aide de la méthode d'inversion de phase de Hagerman et Olofsson (2004). Les résultats, présentés dans la Figure 7, confirment que l'amélioration globale du SNR augmente avec le niveau de traitement. Il convient de noter que, pour tous les niveaux de traitement de signal, l'amélioration du SNR fournie par MSI dépend du SNR d'entrée.

Cela signifie que MSI adapte le degré de traitement qu'il applique à la complexité de la scène sonore en question, de sorte qu'une amélioration plus importante du SNR est progressivement appliquée à mesure que la scène sonore devient plus complexe (c'est-à-dire vers des SNR d'entrée plus faibles dans la Figure 6).

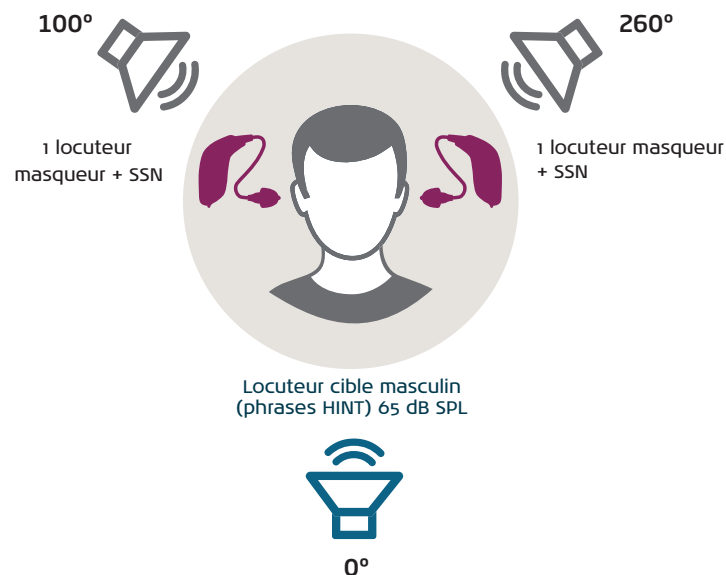


Figure 6 : Configuration HINT valide sur le plan écologique pour mesurer la compréhension de la parole dans le bruit, avec un locuteur cible à l'avant et des locuteurs interférents mélangés à du bruit en forme de parole (SSN) sur les côtés.

Résultats : relation entre ACT et la compréhension de la parole dans le bruit

Notre principale question de recherche était de savoir si la relation significative entre les valeurs ACT et la compréhension de la parole dans le bruit observée dans des études antérieures était également présente dans les populations cliniques plus diverses testées ici. Pour répondre à cette question, nous avons calculé la corrélation entre les valeurs ACT des participants et leurs SRTn avec le niveau d'aide Désactivé, c'est-à-dire lorsque seule l'amplification est fournie dans les aides auditives et que la MSI est désactivée.

Parmi les 100 participants, la corrélation était hautement significative ($p < 0,001$) et d'une taille similaire aux corrélations obtenues dans les études précédentes avec les prédécesseurs de ACT, avec un coefficient de corrélation de Pearson $r = 0,70$. Il est important de noter que la corrélation est restée très significative lorsqu'elle a été calculée pour les participants allemands uniquement ($r = 0,67$, $p < 0,001$) et pour les participants japonais uniquement ($r = 0,85$, $p < 0,001$). Ces résultats confirment que ACT est un indicateur significatif de la capacité de parole dans le bruit dans des conditions écologiques valables lorsque les utilisateurs d'aides auditives ne disposent que d'une amplification dans leurs appareils.

De surcroît, on peut s'attendre à Figure 7 : Amélioration du SNR fournie par MoreSound Intelligence pour les quatre niveaux de traitement de signal testés dans un environnement bruyant (Désactivé, Faible, Modéré, Élevé), mesurée à l'aide d'un simulateur de tête et de torse dans la configuration de test de la Figure 6.

ce que cela soit le cas dans des populations cliniques dont les langues maternelles sont différentes et dont le gain est ajusté et le couplage acoustique choisi sur la base de philosophies d'adaptation différentes.

Après avoir établi que ACT était significativement lié à la capacité de parole dans le bruit, l'analyse suivante a cherché à savoir si l'utilisation de ACT pouvait conduire à une meilleure prédiction de la capacité de parole dans le bruit que l'utilisation de l'audiogramme seul. Les résultats d'une analyse de régression multivariée, illustrés à la Figure 8, ont montré que ACT était le prédicteur le plus fort et le plus significatif des SRTn des utilisateurs ($R^2 = 0,49$, $p < 0,001$), tandis que la PTA interauriculaire à 4 fréquences était un prédicteur significatif modérément fort ($R^2 = 0,40$, $p < 0,001$), et que l'âge était un prédicteur faible mais néanmoins significatif ($R^2 = 0,04$, $p = 0,043$). Ainsi, ACT à lui seul pouvait expliquer 49 % de la variance des SRTn des utilisateurs. En combinant ACT avec les deux autres prédicteurs significatifs ci-dessus (PTA et âge), il a été possible d'expliquer 59 % de la variance des SRTn des utilisateurs, ce qui est beaucoup plus élevé que ce que l'on pouvait obtenir avec l'audiogramme seul (40 %).

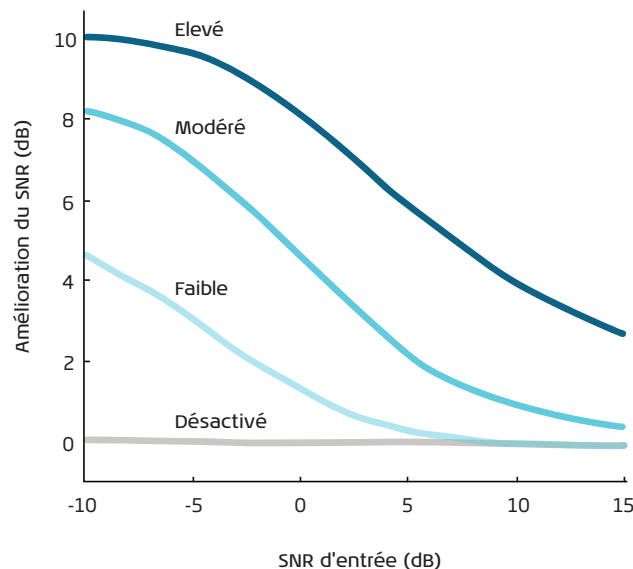


Figure 7 : Amélioration du SNR fournie par MoreSound Intelligence pour les quatre niveaux de traitement de signal testés dans un environnement bruyant (Désactivé, Faible, Modéré, Élevé), mesurée à l'aide d'un simulateur de tête et de torse dans la configuration de test de la Figure 6.

La combinaison des valeurs ACT et de la PTA (et, dans une moindre mesure, de l'âge) est donc cliniquement significative pour prédire plus précisément la capacité de parole dans le bruit d'un utilisateur. Pour illustrer davantage ce point, la Figure 9 montre la relation entre les SRTn des 100 participants prédits à partir de leur audiogramme, des valeurs ACT et de l'âge, et leurs SRTn réels mesurés lorsqu'ils portaient des aides auditives avec amplification uniquement (niveau de traitement Désactivé). La corrélation entre les valeurs prédites et mesurées était très significative ($p < 0,001$), avec un coefficient de corrélation de Pearson de 0,76. Cette corrélation était également très significative lorsqu'elle était calculée pour les participants allemands uniquement ($r = 0,80$, $p < 0,001$) et pour les participants japonais uniquement ($r = 0,71$, $p < 0,001$). and for the Japanese participants only ($r = 0.71$, $p < 0.001$).

Résultats : fiabilité test-retest de ACT

Parmi les utilisateurs d'aides auditives de cette étude, la déviation standard test-retest intra-sujet du paradigme ACT était de 0,96 dB au cours de la même visite et de 1,45 dB d'une visite à l'autre. En comparaison, l'écart type test-retest du paradigme HINT s'est avéré être de 0,92-0,95 dB au cours de la même visite chez les participants malentendants (Nielsen & Dau, 2011 ; Laugesen et al., 2013). Le coefficient de corrélation intraclasses entre les deux mesures de ACT effectuées le même jour était de 0,95, ce qui indique une excellente fiabilité. Une fiabilité test-retest aussi élevée de ACT signifie qu'il suffit d'effectuer le test une fois pour obtenir une valeur ACT fiable et cliniquement significative.

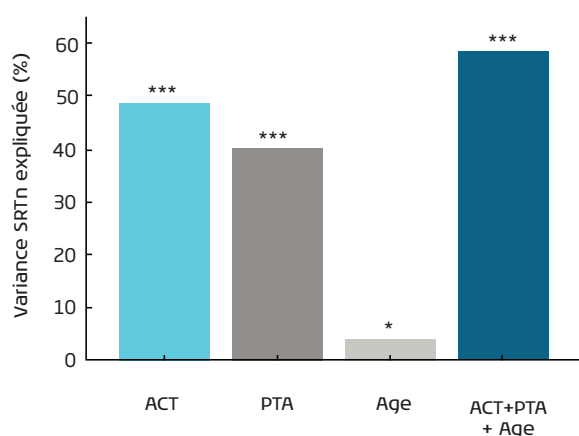


Figure 8 : Pourcentage de la variance des SRTn expliquée par l'ACT, la PTA et l'âge, utilisés seuls ou en combinaison. *** Modèle avec une forte signification statistique ($p < 0,001$). * Modèle avec une faible signification statistique ($p < 0,05$).

La durée moyenne du test dans l'étude était de 100 secondes, ce qui confirme que le test ACT est un test rapide et fiable pour une utilisation clinique, qui ne prend que quelques minutes, y compris les instructions et les conseils.

La première méthodologie de pré-réglage du traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives, basée sur ACT

Sur la base des résultats de l'étude clinique multi-sites décrite ci-dessus, nous avons développé une première méthodologie de pré-réglage du traitement de signal dans le bruit basée sur ACT, compatible avec les aides auditives Oticon sur Polaris R et plateformes plus récentes (c'est-à-dire Oticon Real et plus récentes), spécialement conçue pour fournir une première adaptation optimisée des réglages MSI à des utilisateurs individuels. La prescription prend en compte les trois prédicteurs les plus significatifs de la capacité de parole dans le bruit, tels qu'ils ont été observés dans l'essai clinique, avec la valeur ACT comme principal contributeur, la PTA comme second contributeur majeur, et l'âge comme contributeur mineur. Comme l'illustre la Figure 10, le niveau d'aide le bruit prescrit à un utilisateur d'un âge donné disposant d'une valeur ACT dépendra donc de la gravité de sa perte de contraste, mesurée par l'ACT, et de sa perte d'audibilité, mesurée par l'audiogramme. L'audioprothésiste disposera ainsi d'un point de départ plus précis, plus objectif et plus personnalisé pour les réglages disponibles dans l'écran MoreSound Intelligence du logiciel d'appareillage Genie 2 pour les fonctionnalités MSI qui contribuent le plus à fournir un contraste entre la parole et le bruit.

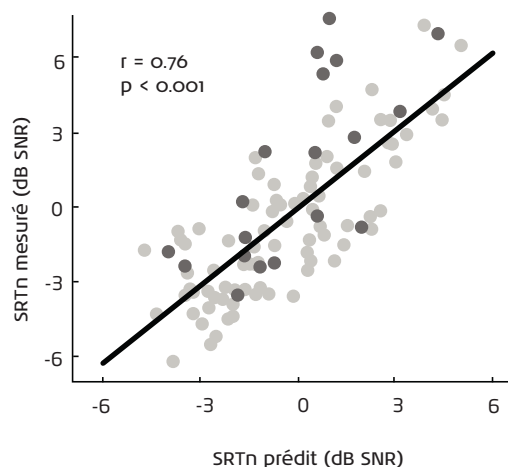


Figure 9 : Relation entre les SRTn de 100 utilisateurs d'aides auditives prédits à partir de leur audiogramme, des valeurs ACT et de l'âge, et leurs SRTn réels mesurés lorsqu'ils portaient des aides auditives avec amplification uniquement (niveau de traitement Désactivé). Les participants allemands et japonais sont indiqués par des cercles gris clair et gris foncé, respectivement.

Résultats : avantages de l'utilisation d'un pré-réglage du traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives, basée sur ACT

Enfin, nous avons voulu vérifier qu'il était effectivement possible d'utiliser cette première préconisation personnalisée des paramètres d'aide à la réduction du bruit de MSI pour fournir le bon contraste entre la parole et le bruit à des utilisateurs ayant différents degrés de capacité de parole dans le bruit. Pour le vérifier, nous avons d'abord utilisé la méthodologie définie en fonction de ACT, de la PTA et de l'âge pour classer les utilisateurs de l'étude clinique multisite sus mentionnée en trois groupes :

- . Un premier groupe avec une bonne capacité de parole dans un environnement bruyant. Les 15 utilisateurs de ce groupe se voient préconiser un niveau de pré-réglage MSI inférieur au niveau par défaut, vers la courbe « Faible » de la Figure 7.
- . Un deuxième groupe avec une capacité de parole moyenne dans un environnement bruyant. Les 51 utilisateurs de ce groupe se voient préconiser un niveau de pré-réglage MSI modéré par défaut, correspondant à la courbe « Modérée » de la Figure 7.
- . Un troisième groupe avec une capacité de parole faible dans un environnement bruyant. Les 34 utilisateurs de ce groupe se voient préconiser un niveau de pré-réglage MSI supérieur au niveau par défaut, vers la courbe « Élevée » de la Figure 7.

Nous avons ensuite comparé l'évolution des SRTn de ces trois groupes d'utilisateurs lorsqu'ils sont mesurés avec 4 niveaux de traitement de signal MSI différents (Désactivé, Faible, Modéré et Élevé), correspondant aux différents niveaux d'aide illustrés dans la Figure 7. Ces SRTn sont présentés dans la Figure 11. La zone grise de la Figure montre la plage de performance des jeunes auditeurs normo-entendants sans aide. Idéalement, le bon « dosage » de traitement de signal dans le bruit pour les aides auditives devrait être juste suffisant pour amener les utilisateurs dans cette plage, de sorte que leur compréhension de la parole dans un environnement bruyant se situe dans la plage d'audition normale, sans qu'il soit nécessaire de traiter le son entrant plus qu'il n'est nécessaire pour chaque utilisateur.

- . Pour le groupe d'utilisateurs ayant une bonne capacité de parole dans un environnement bruyant (panneau de gauche), le niveau d'aide MSI Faible est suffisant pour atteindre la plage d'audition normale.
- . Pour le groupe d'utilisateurs ayant une capacité de parole moyenne dans un environnement bruyant (panneau du milieu), le niveau d'aide faible n'est pas suffisant et le niveau d'aide MSI Modéré par défaut est nécessaire pour amener les utilisateurs dans la plage d'audition normale.
- . Pour le groupe d'utilisateurs ayant une faible capacité de parole dans un environnement bruyant (panneau de droite), le niveau d'aide MSI Élevé est nécessaire pour amener les utilisateurs aussi près que possible de la plage d'audition normale. Le fait qu'il y ait encore un écart pour atteindre une performance normale dans ce groupe souligne l'importance de fournir à ces utilisateurs autant d'aide que possible dans des situations complexes de parole dans un environnement bruyant.

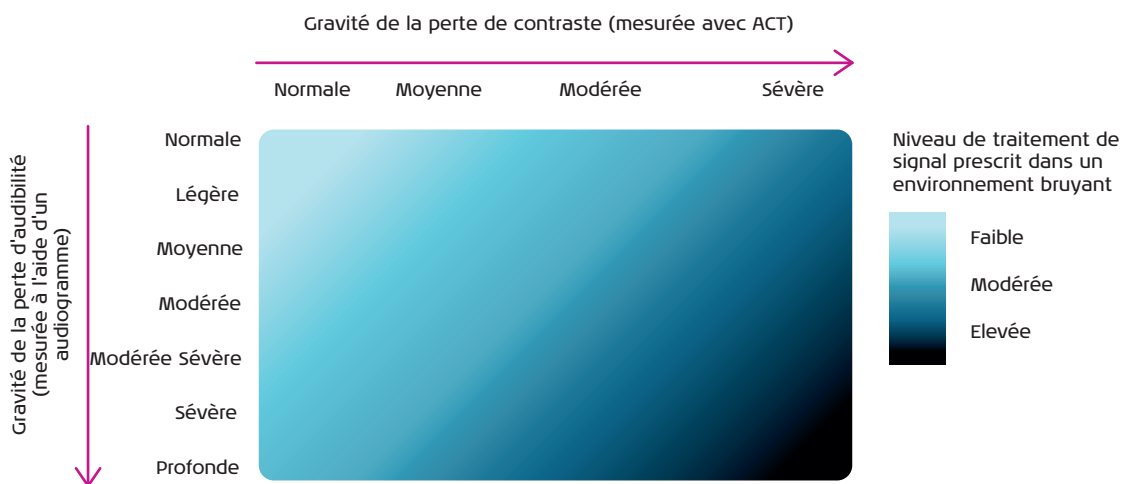


Figure 10 : Lors de l'utilisation d'un pré-réglage basé sur ACT, le niveau de traitement de signal dans le bruit fourni à un utilisateur individuel dépendra à la fois de sa perte d'audibilité et de la sévérité de sa perte de contraste.

Ces résultats prouvent qu'il est objectivement avantageux de préconiser différents niveaux de traitement de signal dans le bruit en fonction de ACT, de l'audiogramme et de l'âge. Ils démontrent que l'estimation de la perte de contraste d'un utilisateur avec ACT est cliniquement utile pour l'adaptation des aides auditives, en plus de l'estimation de la perte d'audibilité avec l'audiogramme. ACT permet de déterminer, sur une base individuelle, le contraste supplémentaire entre la parole et le bruit que l'aide auditive doit créer pour que l'utilisateur ait une compréhension suffisante de la parole dans le bruit, sans traiter la scène sonore entrante plus qu'il n'est nécessaire. En d'autres termes, ACT nous permet de déterminer le dosage approprié de traitement de signal dans le bruit fourni par l'aide auditive. Idéalement, ce dosage devrait être suffisamment élevé pour permettre au cerveau de l'utilisateur de traiter la parole dans un environnement bruyant aussi facilement que possible. Il ne doit pas non plus être plus élevé que nécessaire pour limiter le risque d'effets secondaires, car certains utilisateurs peuvent être plus sensibles que d'autres à un traitement intensif du son entrant.

Utilisation de ACT pour l'adaptation des aides auditives dans la pratique

Le test ACT est désormais disponible dans les appareils de diagnostic Interacoustics, MedRx et GSI (renseignez-vous

auprès de votre fournisseur local pour connaître la disponibilité). Dans une prochaine version du logiciel d'adaptation Oticon Genie 2, la première méthodologie de pré-réglage ACT fondée sur des données probantes sera entièrement intégrée dans le processus d'adaptation. Le professionnel de santé aura la possibilité de choisir une personnalisation basée sur ACT. Si une valeur ACT est disponible dans sa base de données, elle sera lue directement par le logiciel d'adaptation. Le professionnel de santé aura également la possibilité de saisir manuellement une valeur ACT. Les paramètres de traitement de signal dans le bruit préconisés seront alors automatiquement appliqués à l'adaptation de l'aide auditive. Si un appareillage basé sur ACT est choisi, les réglages de la première adaptation dans l'écran MoreSound Intelligence de Genie 2 seront ainsi ajustés de façon transparente pour refléter les difficultés de parole dans le bruit prédites objectivement pour l'utilisateur, tout en restant réglables pour un ajustement plus fin si nécessaire. En utilisant la personnalisation basée sur ACT, on s'attend à ce qu'environ 50 % des utilisateurs d'aides auditives reçoivent un réglage MSI différent du réglage par défaut, offrant ainsi un meilleur point de départ pour l'aide dans un environnement bruyant à une grande proportion d'utilisateurs, en particulier à ceux qui ont des difficultés plus sévères dans le bruit.

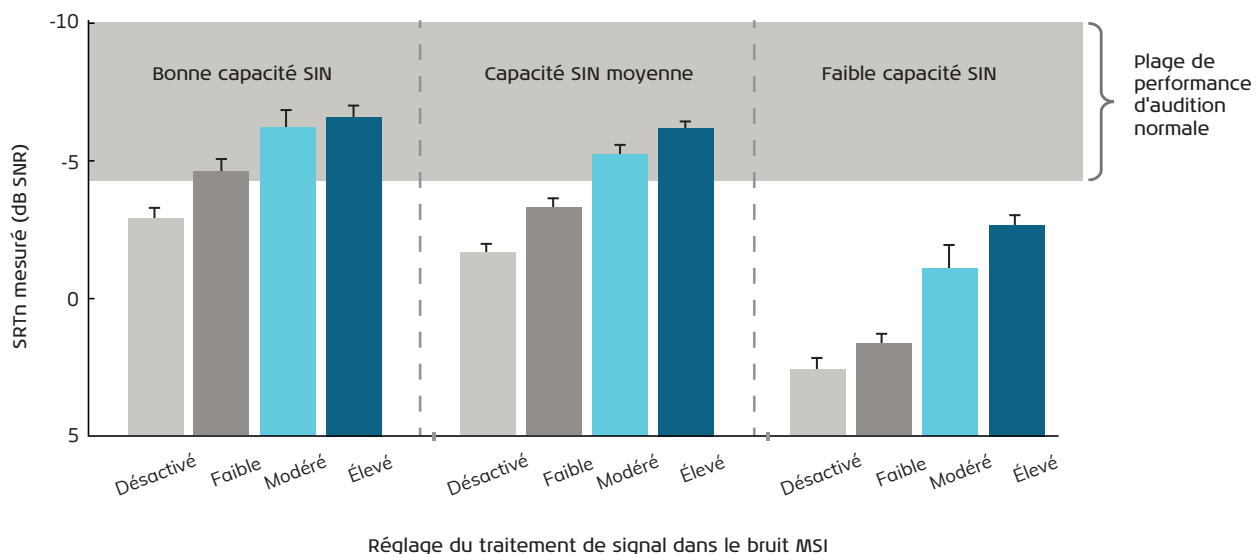


Figure 11 : SRTn mesurés avec 4 niveaux de traitement de signal MSI différents chez des utilisateurs d'aides auditives classés en trois groupes sur la base de leur capacité de parole dans le bruit (SIN, Speech In Noise) prédite par ACT, la PTA et l'âge. La zone grise indique la plage de performance des jeunes normo-entendants non appareillés. Les barres d'erreur indiquent l'erreur standard de la moyenne.

Conclusion

Développé et optimisé au cours de plus d'une décennie de recherche scientifique, le test Audible Contrast Threshold (ACT, Seuil d'audibilité de contraste en français) est un test de diagnostic rapide, objectif et indépendant de la langue qui permet de quantifier la capacité de compréhension de la parole dans le bruit. Il peut être réalisé indépendamment de la langue maternelle ou des compétences linguistiques d'une personne, à l'aide du même équipement de diagnostic que celui utilisé pour l'audiométrie tonale et avec une procédure tout aussi conviviale. La première étude clinique internationale à grande échelle sur ACT a confirmé sa relation hautement significative avec les performances de parole dans le bruit dans des contextes écologiquement valides au sein de différentes populations cliniques et son pouvoir prédictif supérieur de la capacité de parole dans le bruit par rapport à l'audiogramme seul. Alors que l'audiogramme est actuellement principalement utilisé pour prescrire le gain d'une aide auditive, l'ajout d'une seule mesure ACT permet désormais une préconisation objective, fondée sur des preuves, des fonctions avancées de traitement de signal dans le bruit. En ce qui concerne les aides auditives Oticon à partir de la plateforme Polaris R, l'intégration de la première méthodologie de pré-réglage ACT dans le logiciel d'adaptation Genie 2 permettra une première adaptation automatique et personnalisée du traitement avancé du signal offrant un contraste entre la parole et le bruit. Avec ACT, les audioprothésistes disposent d'un outil fiable pour répondre, tant au niveau du diagnostic que de l'adaptation, à la plainte numéro un des malentendants : l'audition dans le bruit.

Remerciements

Nous tenons à remercier nos collaborateurs scientifiques de l'Université des sciences appliquées de Lübeck, Kaoru Ogawa (General Incorporated Association Shinden-Ogawa Audiology and Hearing Aid Laboratory (GIASO), OTO Clinic Tokyo (OTO), Keio University School of Medicine (KU)), Seiichi Shinden (GIASO, OTO, KU, Saiseikai Utsunomiya Hospital (SUH)), Takanori Nishiyama (GIASO, OTO, KU), Tsubasa Kitama (GIASO, OTO, KU), et Daisuke Suzuki (GIASO, OTO, KU, SUH) pour leurs précieuses contributions à la recherche présentée dans ce livre blanc, ainsi que les collègues Demant suivants :

Johannes Zaar, Lisbeth Birkelund Simonsen, Gary Jones, Chiemi Tanaka, Raul Sanchez Lopez, Marianna Vatti, et Thomas Behrens.

Références

- Andersen, A. H., Santurette, S., Pedersen, M. S., Alickovic, E., Fiedler, L., Jensen, J., & Behrens, T. (2021). Creating clarity in noisy environments by using deep learning in hearing aids. *Seminars in Hearing* 42(3), 260-281.
- Bernstein, J. G. W., Mehraei, G., Shamma, S., Gallun, F. J., Theodoroff, S. M., & Leek, M. R. (2013). Spectrotemporal modulation sensitivity as a predictor of speech intelligibility for hearing-impaired listeners. *J. Am. Acad. Audiol.* 124(4), 293-306.
- Bernstein, J. G. W., Danielsson, H., Hällgren, M., Stenfelt, S., Rönnerberg, J., & Lunner, T. (2016) Spectrotemporal modulation sensitivity as a predictor of speech-reception performance in noise with hearing aids. *Trends in Hearing* 20, 1-17.
- Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A method to measure the effect of noise reduction algorithms using simultaneous speech and noise. *Acta Acustica United with Acustica*, 90(2), 356-361.
- Humes, L. E. (2007) The contributions of audibility and cognitive factors to the benefit provided by amplified speech to older adults. *J. Am. Acad. Audiol.* 18, 590-603.
- Jensen, J., & Pedersen, M. S. (2015). Analysis of beamformer directed single-channel noise reduction system for hearing aid applications. 2015 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP), 5728-5732.
- Johannesen, P. T., Pérez-González, P., Lopez-Poveda, E. A. (2014). Across-frequency behavioral estimates of the contribution of inner and outer hair cell dysfunction to individualized audiometric loss. *Frontiers in Neuroscience* 8.
- Joiko, J., Bohnert, A., Strieth, S., Soli, S. D., & Rader, T. (2021). The German hearing in noise test. *Int. J. Audiol.* 60(11), 927-933.
- Jorgensen, L., & Novak, M. (2020). Factors influencing hearing aid adoption. *Seminars in Hearing* 41(1), 6-20.
- Keidser, G., Naylor, G., Brungart, D. S., Caduff, A., Campos, J., Carlile, S., Carpenter, M. G., Grimm, G., Hohmann, V., Holube, I., Launer, S., Lunner, T., Mehra, R., Rapport, F., Slaney, M., & Smeds, K. (2020). The quest for ecological validity in hearing science: What it is, why it matters, and how to advance it. *Ear and Hearing* 41, 55.
- Keidser, G., Dillon, H., Flax, M., Ching, T., & Brewer, S. (2011). The NAL-NL2 prescription procedure. *Audiology Research* 1(1), e24.
- Kjems, U., & Jensen, J. (2012). Maximum likelihood based noise covariance matrix estimation for multimicrophone speech enhancement. 2012 Proceedings of the 20th European signal processing conference (EUSIPCO), 295-299.
- Kodera, K., Hosoi, H., Okamoto, M., Manabe, T., Kanda, Y., Shiraiishi, K., ... & Ishikawa, K. (2016). Guidelines for the evaluation of hearing aid fitting (2010). *Auris Nasus Larynx* 43(3), 217-228.
- Laugesen, S., Rønne, F. M., Jensen, N. S., & Sorgenfrei, M. G. (2013). Validation of a spatial speech-in-speech test that takes signal-to-noise ratio (SNR) confounds into account. *Proceedings of the International Symposium on Auditory and Audiological Research* 4, 397-404.
- Le Goff, N., Jensen, J., Pedersen, M. S., & Callaway, S. L. (2016). An introduction to OpenSound Navigator. Oticon Whitepaper. Retrieved from oticon.global/evidence.
- Lopez-Poveda, E. A. (2014). Why do I hear but not understand? Stochastic undersampling as a model of degraded neural encoding of speech. *Front. Neurosci.* 8, 348.
- Manchaiah, V., Picou, E. M., Bailey, A., & Rodrigo, H. (2021). Consumer ratings of the most desirable hearing aid attributes. *J. Am. Acad. Audiol.* 32(8), 537-546.
- Mehraei, G., Gallun, F. J., Leek, M. R., & Bernstein, J. G. W. (2014). Spectro-temporal modulation sensitivity for hearing-impaired listeners: Dependence on carrier center frequency and the relationship to speech intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am.* 136(1): 301-316.

Nielsen, J. B., & Dau, T. (2011). The Danish hearing in noise test. *Int. J. Audiol.* 50(3), 202-208.

Nilsson, M., Soli, S. D., & Sullivan, J. A. (1994). Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 95(2), 1085-1099.

Plomp, R. (1978). Auditory handicap of hearing impairment and the limited benefit of hearing aids. *J. Acoust. Soc. Am.* 63(2), 533-549.

Plomp, R. (1986). A signal-to-noise ratio model for the speech reception threshold of the hearing impaired. *J. Speech Hear. Res.* 29(2), 146-154.

Shiroma, M., Iwaki, T., Kubo, T., & Soli, S. (2008). The Japanese hearing in noise test. *Int. J. Audiol.*, 47(6), 381-382.

Smootenburg, G. F. (1992). Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram. *J. Acoust. Soc. Am.* 91(1), 421-437.

Strelcyk, O., & Dau, T. (2009). Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 125(5): 3328-3345.

Thorup, N., Santurette, S., Jørgensen, S., Kjærboel, E., Dau, T., & Friis, M. (2016). Auditory profiling and hearing-aid satisfaction in hearing-aid candidates. *Danish Medical Journal* 63(10).

Yamada, H., Shinden, S., Ota, H., Suzuki, D., Minami, R., Matsui, Y., ... & Ogawa, K. (2020). Hearing aid outpatient clinic that incorporates Utsunomiya method auditory rehabilitation. *Journal of Otolaryngology of Japan*, 123(12), 1380-1387.

Zaar, J., Simonsen, L. B., Dau, T., Laugesen, S. (2023a). Toward a clinically viable spectro-temporal modulation test for predicting supra-threshold speech reception in hearing-impaired listeners. *Hear. Res.* 427: 108650.

Zaar, J., Simonsen, L. B., & Laugesen, S. (2023b) A spectro-temporal modulation test for predicting speech reception in hearing-impaired listeners with hearing aids. Retrieved from psyarxiv.com/5fk6s.

Zaar, J., Simonsen, L. B., Sanchez-Lopez, R., & Laugesen, S. (2023c). The Audible Contrast Threshold (ACT™) test: A clinical spectro-temporal modulation detection test. Retrieved from [medRxiv](https://medRxiv.org).

Zaar, J. et al. (2023d). To be submitted.

Science made smarter

Interacoustics, bien plus que des solutions à la pointe de la technologie

Notre mission est claire. Nous voulons ouvrir la voie en matière d'audiologie et d'équilibre en traduisant la complexité en clarté :

- Des défis transformés en solutions claires
- Un savoir rendu concret
- Des pathologies invisibles qui deviennent tangibles et curables

Notre technologie avancée et nos solutions sophistiquées simplifient la vie des professionnels de santé.

Nous continuerons à ouvrir la voie à toute l'industrie. Pas seulement pour l'amour de la science, mais afin de permettre aux professionnels de fournir des traitements d'excellence à leurs millions de patients à travers le monde.

*La science devient tout simplement plus facile

Interacoustics France

Diatec France
17 Avenue des Louvresses,
Bâtiment A1
92230 Gennevilliers

01 41 43 23 23

contact@diatec-diagnostics.fr

diatec-diagnostics.fr

