



# Présentation de Tinnitus Multiflex Pro

Paul Reinhart, PhD | Christophe Micheyl, PhD

---

## L'acouphène : un problème courant mais pas totalement compris

Le terme acouphène désigne la perception de sons fantômes dénués de source acoustique correspondante dans l'environnement. Dans leurs descriptions, les individus touchés par ce problème qualifient souvent ces sons de tintements, de bourdonnements ou de grondements dans une oreille ou bien les deux, voire dans la tête. Selon la définition et l'évaluation de l'acouphène, sa prévalence varie de 5 à 43% (McCormack et al., 2016). Elle augmente en outre avec l'âge et est plus importante chez les malentendants que chez les normo-entendants du même âge (Lewis et al., 2020 ; Nondahl et al., 2011). Les facteurs de risque ou comorbidités associées aux acouphènes peuvent notamment inclure des antécédents d'otosclérose, de chirurgie de l'oreille, de maladie cardiovasculaire ou d'exposition au bruit (Nondahl et al., 2011). L'acouphène représente l'un des plus importants motifs de demande de pension pour invalidité chez les vétérans américains (Maynard et al., 2018). Les acouphènes chroniques peuvent interférer dans la capacité d'un individu à s'endormir ou à se concentrer. Ils peuvent favoriser le stress, l'anxiété et les sentiments dépressifs, augmentant ainsi la détresse et réduisant la qualité de vie (Weidt et al., 2016).

Bien que les mécanismes biologiques des acouphènes restent encore partiellement incompris, plusieurs modèles neuroscientifiques modernes soulignent un décalage initial entre

les informations sensorielles reçues et leur traitement central (Roberts & Salvi, 2019).

Dans certains de ces modèles, l'acouphène est présenté comme le résultat d'un effet domino, dans lequel une lésion cochléaire réduit les entrées neurales périphériques à certaines fréquences, ce qui entraîne une augmentation du « gain » neural dans les zones tonotopiques correspondantes du système auditif central – une forme de plasticité compensatoire. À son tour, le gain central accru entraîne la suramplification de l'activité neuronale spontanée, imitant ainsi les effets centraux d'une stimulation acoustique et créant la perception illusoire d'un son (Noreña, 2011; Roberts & Salvi, 2019). Ces modèles peuvent expliquer pourquoi les acouphènes sont fréquemment associés à une perte auditive et pourquoi, lorsque l'acouphène est comparé avec des sons externes, les sons externes les plus ressemblants à l'acouphène ont souvent des fréquences dans une gamme où les seuils d'audition sont anormalement élevés (Noreña et al., 2002).

Malgré ces avancées dans les modèles neuroscientifiques des acouphènes, de nombreuses zones d'ombre subsistent. De plus, une seule et même cause ne peut probablement pas expliquer tous les cas existants. Ainsi, certains acouphènes peuvent ne pas être liés à une lésion cochléaire, mais impliquer l'oreille moyenne (ex. : Job et al., 2016) ou même avoir une origine autre qu'auditive (Langguth et al., 2013).

## Approches actuelles de la gestion des acouphènes

La thérapie acoustique d'habituation (TAH ou, sous son nom Anglais, Tinnitus Retraining Therapy, RTR) est l'une des premières approches cliniques globales de la gestion des acouphènes à avoir été développée (Jastreboff, 1990). Elle s'appuie sur deux composantes : la thérapie acoustique et l'accompagnement par le conseil. En substance, la thérapie acoustique consiste à utiliser une stimulation acoustique obtenue en amplifiant les sons ambiants et/ou en générant un « masqueur » d'acouphènes indépendant via une aide auditive. Un masqueur d'acouphènes est un stimulus acoustique généré par l'appareil et conçu pour masquer totalement ou partiellement l'acouphène. Dans un protocole TAH classique, on combine masqueur d'acouphènes et accompagnement par le conseil dans le but de développer une « habitude » à l'acouphène, qui diminue sa sévérité ou son intrusivité au fil du temps (Jastreboff, 1990). Le postulat de la TAH est que, pour qu'il y ait « habitude », le niveau du stimulus acoustique doit rester inférieur au niveau auquel il masquerait totalement l'acouphène (Jastreboff, 2000), également appelé seuil de masquage (MML). Certaines études ont toutefois relevé des bienfaits significatifs même lorsque le stimulus anti-acouphènes était équivalent ou légèrement supérieur au MML (Henry et al., 2016 ; Tyler et al., 2012).

La gestion progressive de l'acouphène (PTM) est une approche plus récente qui recueille un soutien croissant grâce aux études cliniques menées au cours de ces 15 dernières années (Henry et al., 2005). Cette méthode part du principe que tous les patients souffrant d'acouphènes n'ont pas besoin du même degré de prise en charge, et elle s'organise en niveaux de soin successifs. Le niveau 1 de la PTM correspond au processus de « triage » : des professionnels de santé, pas forcément spécialistes des troubles auditifs (par exemple, médecin généraliste), orientent des individus sujets aux acouphènes vers un spécialiste de l'audition. Le niveau 2

implique une évaluation audiolinguistique exhaustive au cours de laquelle les caractéristiques de l'acouphène, notamment sa sévérité et son impact, sont évaluées de façon plus approfondie. Outre l'examen complet des antécédents du patient, cette évaluation peut s'appuyer sur des questionnaires tels que l'inventaire du handicap acouphénique (Tinnitus Handicap Inventory, THI) ou l'enquête sur le handicap acouphénique (Tinnitus handicap Survey, THS), qui sont conçus spécifiquement pour aider les professionnels de l'audition et/ou les patients à évaluer les acouphènes. En s'appuyant sur l'évaluation de la perte auditive spécifique du patient et de la sévérité de l'acouphène, le spécialiste peut choisir de fournir au patient des informations sur la perte auditive et/ou les acouphènes ainsi que sur les stratégies de gestion pour l'un ou l'autre de ces troubles, voire pour les deux. On appareille généralement le patient à ce stade en utilisant des masqueurs d'acouphènes comme thérapie acoustique complémentaire. Les niveaux suivants de la PTM impliquent une formation en groupe (Niveau 3), une évaluation interdisciplinaire (Niveau 4) et pour finir un soutien individualisé (Niveau 5). Les deux derniers niveaux, plus chronophages et nécessitant des ressources supplémentaires, sont généralement réservés aux individus souffrant d'acouphènes particulièrement gênants ou de difficultés associées (par ex. psychologiques).

S'il existe d'autres méthodes de gestion des acouphènes, la TAH et la PTM semblent s'être imposées comme les deux approches les plus largement utilisées et plébiscitées aujourd'hui. En l'absence de consensus parmi les experts concernant les mécanismes biologiques à l'origine des acouphènes, et dans la mesure où ces mécanismes diffèrent selon les individus, les traitements anti-acouphènes qui revendiquent une efficacité liée à une seule et unique théorie biologique doivent être considérés avec prudence. Les résultats des interventions anti-acouphènes peuvent en outre varier d'un patient à l'autre (Frederick, 2014).

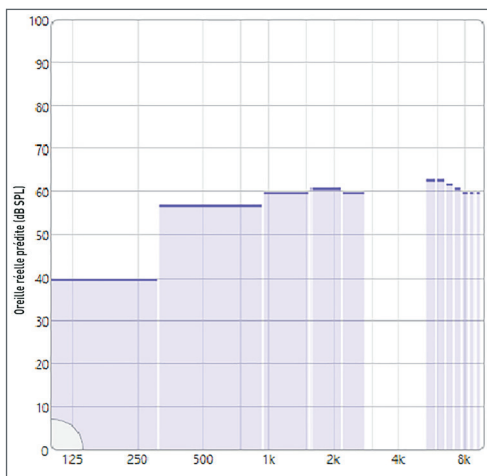
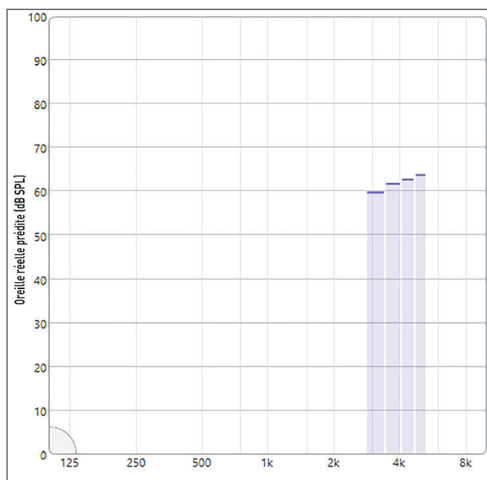
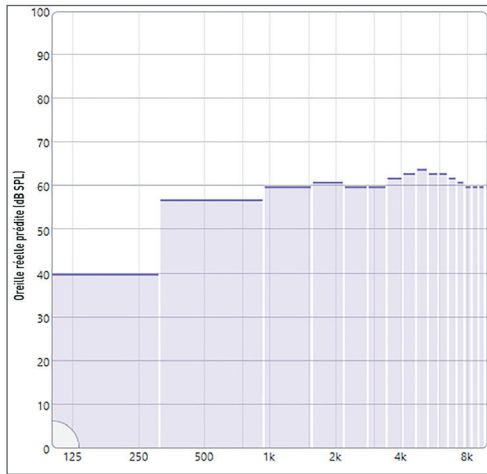


Figure 1. Illustration de spectres de masqueurs produits à l'aide de la fonction Tinnitus Multiflex de Starkey, un outil de façonnage spectral de stimuli anti-acouphènes qui permet aux audioprothésistes d'adapter un stimulus anti-acouphènes à spectre plat ou « bruit blanc » (en haut) ou presque toute forme spectrale souhaitée telle qu'un bruit à bande étroite (au milieu) ou un « bruit encoché » (en bas).

En l'état actuel des connaissances, une approche pragmatique et personnalisée de la gestion des acouphènes, guidée par des mesures individuelles (par exemple, seuils de masquage) et des preuves empiriques (par exemple, questionnaires) semble plus prudente.

### Tinnitus Multiflex

En 2012, Starkey a lancé Tinnitus Multiflex. Cette technologie permet aux audioprothésistes de gérer efficacement les acouphènes grâce à des aides auditives qui génèrent des stimuli de masquage hautement personnalisables (Galster, 2012, 2013). Lors de l'appareillage initial, le spécialiste peut rapidement générer un bruit à large bande avec un spectre théoriquement plat (dans un coupleur 2cc), proche du « bruit blanc » couramment utilisé en TAH. Le niveau (volume) général du bruit est automatiquement adapté en s'appuyant sur le seuil tonal moyen du patient sur trois fréquences (500, 1000, 2000 Hz). En partant de là, l'audioprothésiste peut alors ajuster le volume et le spectre du masqueur via le logiciel d'adaptation s'il souhaite créer une variété de masqueurs. Celui qui désire, par exemple, introduire un bruit à bande étroite ou un bruit contenant une encoche spectrale (dit « bruit encoché ») au lieu d'un masqueur à large bande peut le faire simplement en désactivant de manière sélective certaines plages de fréquences (Figure 1).

Les résultats concernant les bienfaits de la technologie Tinnitus Multiflex utilisée en complément d'aides auditives ont fait l'objet de précédentes publications (Henry, 2016 ; Henry et al., 2015).

### Tinnitus Multiflex Pro

Avec Tinnitus Multiflex Pro, Starkey élargit son offre de solutions flexibles d'adaptation anti-acouphènes à destination des audioprothésistes en ajoutant deux nouveaux outils : le façonnage automatique d'un bruit à forme basée sur l'audiogramme et la personnalisation du stimulus anti-acouphènes.

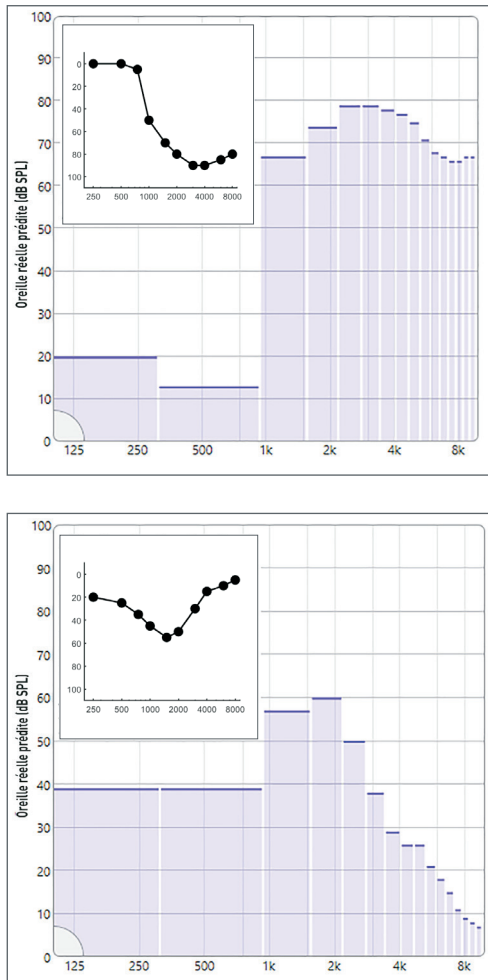


Figure 2. Exemple d'audiogrammes en sons purs et stimuli anti-acouphènes façonnés selon l'audiogramme correspondants. En haut : perte auditive dans les aigus. En bas : perte auditive en encoche.

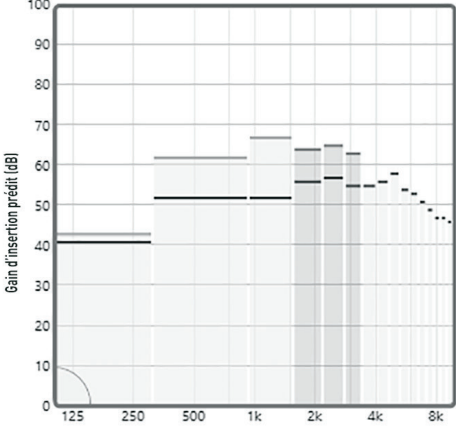
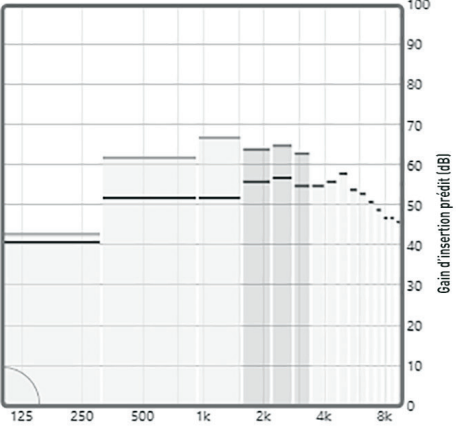
Grâce à ces deux outils, les professionnels de l'audition peuvent ainsi générer un masqueur d'acouphènes très personnalisé pour leur patient, plus rapidement et plus facilement qu'ils ne le feraient en réglant de façon manuelle le niveau de chaque bande de fréquences.

### Façonnage du bruit selon l'audiogramme

Le nouvel outil de Starkey pour générer automatiquement un bruit à forme basée sur l'audiogramme comble une lacune du bruit à large bande et à spectre plat (aussi appelé « bruit blanc »). Le bruit blanc peut ne pas donner entière satisfaction à certains malentendants, pour au moins deux raisons. D'une part, le son peut manquer de puissance dans les zones fréquentielles où une stimulation audible est nécessaire pour soulager les acouphènes.

Par exemple, la Figure 2 illustre le cas d'un individu souffrant d'une perte auditive « en pente de ski » au-delà de 2 kHz, et d'un acouphène aigu à environ 4 kHz. Utiliser un bruit blanc de 20 dB supérieur au seuil tonal moyen sur trois fréquences (0,5, 1 et 2 kHz), c'est-à-dire les bandes fréquentielles les plus proches de la fréquence de l'acouphène de ce patient (4 kHz), peut résulter en un bruit dont le niveau sonore à 4 kHz est inaudible, ou trop faible pour soulager l'acouphène à cette fréquence. Augmenter le niveau du masqueur au point où la bande fréquentielle de 4 kHz masque l'acouphène pourrait produire un niveau sonore à 1 kHz, trop élevé par rapport au seuil d'audibilité à 1 kHz ; ce masqueur couvrirait alors probablement les sons environnementaux de faible niveau et pourrait même être jugé trop fort par certains patients. La nouvelle fonction conçue pour façonner un bruit à forme basée sur l'audiogramme résout ces deux problèmes en ajustant automatiquement la forme spectrale du bruit en fonction de la forme de l'audiogramme du patient. L'algorithme règle le niveau de chaque bande fréquentielle individuelle en lien avec le seuil d'audition pour la fréquence correspondante (en milieu de bande) et non avec le seuil tonal moyen. De ce fait, la forme spectrale du bruit « imite » l'audiogramme, avec plus de puissance sonore aux fréquences où la perte auditive est plus importante qu'aux fréquences où elle l'est moins. L'une des propriétés avantageuses du stimulus obtenu est que les bandes fréquentielles correspondant aux seuils anormalement élevés ont plus de chance d'être audibles par le patient. Comme les acouphènes se trouvent souvent dans les zones fréquentielles où les seuils sont plus élevés (Noreña et al., 2002), le bruit à forme basée sur l'audiogramme a plus de chances a priori de masquer efficacement un bruit à spectre plat (« blanc »), même lorsque son niveau perçu est inférieur à celui du bruit blanc. Le processus de façonnage d'un bruit selon l'audiogramme est automatisé, facile et rapide : l'audioprothésiste n'a qu'à sélectionner l'option « forme basée sur l'audiogramme » dans le module « acouphènes » du logiciel d'adaptation.

**DROIT**
**Binaural**
**GAUCHE**

---

**Instructions**

- Pour activer la présentation du masqueur, cliquez sur le bouton Stimulus.
- La présentation du stimulus est constante lorsqu'elle est activée.
- Augmentez le niveau afin de déterminer le seuil du stimulus requis pour masquer les acouphènes dans chaque groupe de fréquences.
- Sélectionnez Appliquer pour terminer le test et appliquer la forme personnalisée.

### Test MML

⬅
Pause
➡

● Test impossible
● Test impossible

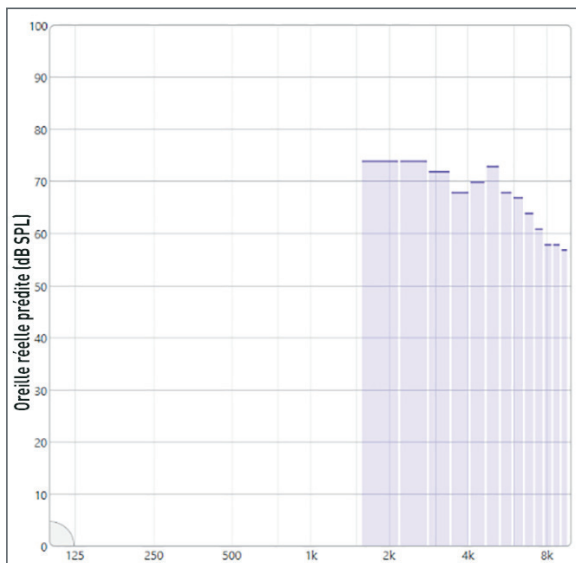


Figure 3. Outil de personnalisation du stimulus (encadré ci-dessus). L'outil fournit des instructions détaillées pour mesurer le seuil de détection (MDL) et le seuil de masquage (MML) de trois groupes de plages fréquentielles (graves, médium, aigus). Le diagramme ci-contre illustre un exemple de résultat de masqueur personnalisé dans lequel les canaux des fréquences moyennes et hautes ont été sélectionnés comme étant les plus efficaces pour masquer les acouphènes.

### Outil de personnalisation du stimulus

Cette deuxième nouvelle fonction offre un niveau supérieur de personnalisation de la forme spectrale du masqueur d'acouphènes que le bruit à forme d'audiogramme, en s'appuyant sur des mesures psychoacoustiques pertinentes (Fournier et al., 2018 ; Henry et al., 2013 ; Vernon & Meikle, 2003). L'objectif principal est de concevoir rapidement un bruit qui puisse masquer

réellement et efficacement l'acouphène. Pour masquer réellement l'acouphène, le stimulus doit être puissant dans les bandes fréquentielles qui produisent le masquage. Pour le masquer efficacement, seules les plages fréquentielles couvrant de façon performante l'acouphène doivent être intégrées au stimulus. Le niveau du stimulus dans ces bandes ne doit en outre pas dépasser le niveau nécessaire au masquage.

Deux mesures psychoacoustiques simples permettent d'atteindre ces deux objectifs : le seuil de détection (MDL), ou niveau de stimulus le plus bas que le patient parvient à entendre, et le seuil de masquage (MML), ou niveau de stimulus le plus faible capable de masquer l'acouphène. Invariablement, le niveau de stimulus nécessaire pour masquer l'acouphène (le MML) est supérieur au niveau auquel le stimulus est juste détectable (le MDL), de sorte que la différence (en dB) entre ces deux mesures (en dB SPL), obtenue en effectuant le calcul  $MML - MDL$ , est positive. Les différences importantes révèlent un manque d'efficacité du masqueur (niveau sonore plus important nécessaire au-delà du seuil de détection pour masquer l'acouphène), tandis que les écarts plus réduits sont le signe d'une meilleure efficacité. De ce constat simple résulte un facteur clé dans l'élaboration d'un masqueur d'acouphènes personnalisé efficace : les bandes fréquentielles pour lesquelles la différence mesurée entre MML et MDL est peu importante offrent un masquage efficace et doivent donc être conservées dans le spectre final du masqueur, contrairement à celles dont l'écart est tellement grand qu'il est probablement préférable de les exclure du stimulus final.

L'idée de personnaliser les spectres des masqueurs d'acouphènes en s'appuyant sur des mesures psychoacoustiques n'est pas nouvelle en audiologie. Certains auteurs ont suggéré de s'appuyer sur les mesures de « hauteur » ou fréquence perçue (pitch) des acouphènes pour personnaliser les masqueurs, par exemple, en utilisant un bruit limité en fréquence, centré sur (ou légèrement en-dessous de) la fréquence perçue de l'acouphène (Schad et al., 2018 ; Terry et al., 1983). Ceci concorde avec les découvertes révélant une plus grande efficacité du masquage et, dans certains cas, un soulagement plus important lorsque la largeur de bande de la stimulation acoustique inclut la fréquence de l'acouphène (McNeill et al., 2012). Une complication possible, avec les stratégies de sélection des masqueurs reposant sur la mesure de la fréquence perçue de l'acouphène, est que cette mesure

est souvent chronophage et ardue pour les participants. Par ailleurs, la fréquence perçue de l'acouphène mesurée peut ne pas toujours fournir une indication fiable quant aux bandes fréquentielles les plus efficaces pour le masquage (Fournier et al., 2018). Si l'objectif audiologique est de sélectionner un masqueur qui masque efficacement l'acouphène, alors le moyen le plus rapide de l'atteindre est de mesurer directement les seuils de masquage de l'acouphène (MML) par rapport aux seuils de détection du bruit (MDL). Dans ce contexte, mesurer précisément la fréquence et/ou le niveau perçus de l'acouphène n'est pas nécessairement utile pour générer un masqueur efficace.

L'outil de personnalisation du stimulus proposé par Starkey facilite le processus décrit ci-dessus, notamment les mesures des MDL et MML ainsi que la synthèse d'un stimulus acoustique personnalisé s'appuyant sur ces mesures. Il guide en effet l'audioprothésiste et son patient à travers une suite d'étapes simples et rapides. Au cours de la première étape, le MDL est mesuré pour chacun des trois groupes de plages fréquentielles (graves, médium, aiguës). La deuxième étape consiste ensuite à mesurer le MML pour chacun de ces trois mêmes groupes. Chacune de ces étapes requiert la participation active du spécialiste et du patient. Pour les mesures du MDL, l'audioprothésiste demande au patient d'indiquer quand il parvient à entendre le bruit généré dans son aide auditive. Il détermine alors le MDL en augmentant ou en diminuant systématiquement le niveau du stimulus comme il le fait pour une audiométrie à sons purs, sauf que dans le cas présent le stimulus est une bande fréquentielle. Pour les mesures du MML, la procédure est identique, à ceci près que le patient doit indiquer quand le bruit masque ses acouphènes. Il est possible de réaliser les tests MDL et MML dans une seule oreille ou dans les deux en fonction de la configuration de la perte auditive (par ex. symétrique ou asymétrique) et en tenant compte de l'éventuelle latéralisation de l'acouphène. Pour les pertes auditives fortement asymétriques ou lorsque les acouphènes sont



présents dans une seule oreille ou différent entre les deux côtés, il pourrait être plus approprié d'effectuer des tests et une adaptation de façon individuelle pour l'oreille droite et/ou gauche. Il revient à l'audioprothésiste de décider de réaliser les tests et l'adaptation de masqueurs d'acouphènes en monaural ou en binaural au cas par cas et selon les recommandations du programme de gestion des acouphènes choisi (THA, PTM, ...). Les tests ne durent généralement que quelques minutes. Une fois les tests effectués, le logiciel utilise les résultats pour tenter de générer automatiquement un stimulus efficace. L'audioprothésiste peut alors faire écouter le stimulus obtenu au patient et l'ajuster si nécessaire. Bien évidemment, les bonnes pratiques audiologiques concernant l'adaptation des masqueurs d'acouphènes sont toujours de mise. L'audioprothésiste doit s'assurer que le réglage du volume du stimulus est conforme aux objectifs de la thérapie acoustique (masquage partiel, point de mélange, masquage complet, ...) et que le stimulus est à la fois efficace et acceptable pour le patient. Les auteurs de la PTM recommandent d'interrompre l'utilisation du stimulus en cas d'effets secondaires pour le patient (p. ex. aggravation de son acouphène), bien évidemment.

Dans certains cas, les résultats des tests MDL et MML peinent à déterminer un masqueur personnalisé efficace. Cela peut notamment arriver lorsqu'il est impossible de mesurer un MML pour certains groupes de fréquences, car les niveaux fréquentiels du stimulus atteignent la limite maximale autorisée avant que l'acouphène ne soit masqué. La plupart des fabricants limitent le niveau des stimuli anti-acouphènes afin de réduire le risque de perte auditive due au bruit pouvant résulter d'une utilisation excessive du masqueur d'acouphènes, et ce, malgré les conseils avisés du spécialiste quant à leur bon usage. Toute exposition au bruit supplémentaire (par exemple, travail en milieu bruyant) doit bien entendu être prise en compte par le professionnel dans les recommandations personnalisées concernant les règles d'usage du stimulus. Avant de proposer un appareil doté d'une telle capacité, et conformément

aux recommandations de la PTM et de la TAH, l'audioprothésiste doit surtout bien conseiller et former ses patients à l'utilisation du stimulus anti-acouphènes. Il doit agir au cas par cas en tenant compte des caractéristiques de chaque individu (âge, perte auditive, étiologie, sévérité de l'acouphène et besoins de soulagement, réglages du stimulus anti-acouphènes, mode de vie, etc.).

## Conclusion

La thérapie acoustique est une composante importante de la plupart des programmes complets de gestion des acouphènes tels que la thérapie acoustique d'habituation (TAH) et la gestion progressive de l'acouphène (PTM). Si l'amplification sonore peut déjà, à elle seule, aider les patients souffrant d'acouphènes, une stimulation acoustique complémentaire à l'aide d'un stimulus anti-acouphènes ou « masqueur » peut apporter un soulagement supplémentaire, notamment dans les environnements calmes (chez soi, le soir, etc.). La technologie Tinnitus Multiflex Pro de Starkey offre aux audioprothésistes deux nouveaux outils pour adapter efficacement des stimuli anti-acouphènes hautement personnalisés : (1) un bruit à forme basée sur l'audiogramme, dont la forme spectrale est automatiquement ajustée à partir de l'audiogramme tonal du patient, et (2) un stimulus personnalisé, dont le spectre est déterminé en fonction des seuils de détection et de masquage mesurés (MDL et MML). Ces deux nouvelles solutions d'adaptation avec stimulus anti-acouphènes viennent s'ajouter à la fonction existante de stimulus « bruit blanc » proposée par Starkey ainsi qu'à sa technologie flexible Tinnitus Multiflex multi-bande qui permet aux audioprothésistes d'ajuster individuellement les niveaux de stimulus sur 16 bandes de fréquences. Grâce à ces nouveaux outils, les audioprothésistes peuvent rapidement, et automatiquement, générer des stimuli anti-acouphènes personnalisés utilisables dans le cadre de programmes de gestion des acouphènes comprenant une « thérapie acoustique » reposant sur de tels stimuli.

## Références

- Fournier, P., Cuvillier, A.-F., Gallego, S., Paolino, F., Paolino, M., Quemar, A., Londero, A., & Norena, A. (2018). A New Method for Assessing Masking and Residual Inhibition of Tinnitus. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518769996. <https://doi.org/10.1177/2331216518769996>
- Frederick, M. (2014). Individual differences in outcomes of tinnitus intervention. [https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Individual\\_Differences\\_in\\_Outcomes\\_of\\_Tinnitus\\_Intervention.pdf](https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Individual_Differences_in_Outcomes_of_Tinnitus_Intervention.pdf)
- Galster, E., A. (2012). Sound therapy for tinnitus: Multiflex Technology. [https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Tinnitus\\_White\\_Paper.pdf](https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Tinnitus_White_Paper.pdf)
- Galster, E., A. (2013). Clinical validation of Multiflex Tinnitus technology. <https://starkeypro.com/pdfs/technical-papers/Multiflex-Technology-Validation.pdf>
- Henry, J. A. (2016). Randomized control trial of hearing aids versus combination instruments for tinnitus therapy. [https://starkeypro.com/pdfs/sas/Randomized\\_Controlled\\_Trial\\_of\\_Hearing\\_Aids\\_Versus\\_Combination\\_Instruments\\_for\\_Tinnitus\\_Therapy.pdf](https://starkeypro.com/pdfs/sas/Randomized_Controlled_Trial_of_Hearing_Aids_Versus_Combination_Instruments_for_Tinnitus_Therapy.pdf)
- Henry, J. A., Frederick, M., Sell, S., Griest, S., & Abrams, H. (2015). Validation of a novel combination hearing aid and tinnitus therapy device. *Ear and Hearing*, 36(1), 42–52. <https://doi.org/10.1097/AUD.000000000000093>
- Henry, J. A., Roberts, L. E., Ellingson, R. M., & Thielman, E. J. (2013). Computer-automated tinnitus assessment: Noise-band matching, maskability, and residual inhibition. *Journal of the American Academy of Audiology*, 24(6), 486–504. <https://doi.org/10.3766/jaaa.24.6.5>
- Henry, J. A., Schechter, M. A., Loois, C. L., Zaugg, T. L., Kaelin, C., & Montero, M. (2005). Clinical management of tinnitus using a “progressive intervention” approach. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(4 Suppl 2), 95–116. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2005.01.0005>
- Henry, J. A., Stewart, B. J., Griest, S., Kaelin, C., Zaugg, T. L., & Carlson, K. (2016). Multisite Randomized Controlled Trial to Compare Two Methods of Tinnitus Intervention to Two Control Conditions. *Ear and Hearing*, 37(6), e346–e359. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000330>
- Jastreboff, P. J. (1990). Phantom auditory perception (tinnitus): Mechanisms of generation and perception. *Neuroscience Research*, 8(4), 221–254. [https://doi.org/10.1016/0168-0102\(90\)90031-9](https://doi.org/10.1016/0168-0102(90)90031-9)
- Jastreboff, P. J. (2000). Tinnitus Habituation Therapy (THT) and Tinnitus Retraining Therapy (TRT). In *Tinnitus handbook* (pp. 357–376). Singular Publishing Group.
- Job, A., Jacob, R., Pons, Y., Raynal, M., Kossowski, M., Gauthier, J., Lombard, B., & Delon-Martin, C. (2016). Specific activation of operculum 3 (OP3) brain region during provoked tinnitus-related phantom auditory perceptions in humans. *Brain Structure & Function*, 221(2), 913–922. <https://doi.org/10.1007/s00429-014-0944-0>
- Langguth, B., Kreuzer, P. M., Kleinjung, T., & De Ridder, D. (2013). Tinnitus: Causes and clinical management. *The Lancet. Neurology*, 12(9), 920–930. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(13\)70160-1](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(13)70160-1)
- Lewis, R. M., Jahn, K. N., Parthasarathy, A., Goedicke, W. B., & Polley, D. B. (2020). Audiometric Predictors of Bothersome Tinnitus in a Large Clinical Cohort of Adults With Sensorineural Hearing Loss. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 41(4), e414–e421. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000002568>
- Maynard, C., Trivedi, R., Nelson, K., & Fihn, S. D. (2018). Disability Rating, Age at Death, and Cause of Death in U.S. Veterans with Service-Connected Conditions. *Military Medicine*, 183(11–12), e371–e376. <https://doi.org/10.1093/milmed/usy040>
- McNeill, C., Távora-Vieira, D., Alnafjan, F., Searchfield, G. D., & Welch, D. (2012). Tinnitus pitch, masking, and the effectiveness of hearing aids for tinnitus therapy. *International Journal of Audiology*, 51(12), 914–919. <https://doi.org/10.3109/14992027.2012.721934>
- Nondahl, D. M., Cruickshanks, K. J., Huang, G.-H., Klein, B. E. K., Klein, R., Nieto, F. J., & Tweed, T. S. (2011). Tinnitus and its risk factors in the Beaver Dam offspring study. *International Journal of Audiology*, 50(5), 313–320. <https://doi.org/10.3109/14992027.2010.551220>
- Noreña, A. J. (2011). An integrative model of tinnitus based on a central gain controlling neural sensitivity. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35(5), 1089–1109. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.11.003>
- Norena, A., Micheyl, C., Chéry-Croze, S., & Collet, L. (2002). Psychoacoustic characterization of the tinnitus spectrum: Implications for the underlying mechanisms of tinnitus. *Audiology & Neuro-Otology*, 7(6), 358–369. <https://doi.org/10.1159/000066156>
- Roberts, L. E., & Salvi, R. (2019). Overview: Hearing loss, tinnitus, hyperacusis, and the role of central gain. *Neuroscience*, 407, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.03.021>
- Schad, M. L., McMillan, G. P., Thielman, E. J., Groon, K., Morse-Fortier, C., Martin, J. L., & Henry, J. A. (2018). Comparison of acoustic therapies for tinnitus suppression: A preliminary trial. *International Journal of Audiology*, 57(2), 143–149. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1385862>
- Terry, A. M., Jones, D. M., Davis, B. R., & Slater, R. (1983). Parametric studies of tinnitus masking and residual inhibition. *British Journal of Audiology*, 17(4), 245–256. <https://doi.org/10.3109/03005368309081485>
- Tyler, R. S., Noble, W., Coelho, C. B., & Ji, H. (2012). Tinnitus retraining therapy: Mixing point and total masking are equally effective. *Ear and Hearing*, 33(5), 588–594. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31824f2a6e>
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (2003). Tinnitus: Clinical measurement. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 36(2), 293–305, vi. [https://doi.org/10.1016/s0030-6665\(02\)00162-7](https://doi.org/10.1016/s0030-6665(02)00162-7)
- Weidt, S., Delsignore, A., Meyer, M., Rufer, M., Peter, N., Drabe, N., & Kleinjung, T. (2016). Which tinnitus-related characteristics affect current health-related quality of life and depression? A cross-sectional cohort study. *Psychiatry Research*, 237, 114–121. <https://doi.org/10.1016/j.psychres.2016.01.065>

