

CFA/VISHNO 2016

Effets d'une compression cochléaire et d'une sélectivité en fréquence réduites sur la discrimination de la hauteur de tons complexes

S. Santurette^a, F. Bianchi^b, M. Fereczkowski^b, J. Zaar^b et T. Dau^b

^aHearing Systems Group, Technical University of Denmark, Ørstedes Plads, Building 352, 2800 Kgs. Lyngby, Danemark

^bUniversité Technique du Danemark, Ørstedes Plads 352, 2800 Kgs. Lyngby, Danemark
ses@elektro.dtu.dk



LE MANS

Des études physiologiques ont montré qu'une perte auditive neurosensorielle (PANS) augmente l'amplitude de l'enveloppe temporelle du signal (ci-après, enveloppe) dans les fibres nerveuses auditives. La perception de la hauteur des sons complexes aux harmoniques non résolues reposant sur des mécanismes de codage de l'enveloppe, cette étude examine si des changements dans le traitement de l'enveloppe chez des sujets avec PANS ont des conséquences sur la discrimination de la hauteur. Des seuils de discrimination de fréquence fondamentale (SDF0) sont tout d'abord obtenus chez 14 sujets normo-entendants et 10 sujets avec PANS pour des sons complexes dont les harmoniques sont ajoutées soit en phase sinusoïdale (PS) soit en phase aléatoire (PA). Pour des harmoniques non résolues, une PANS entraîne des SDF0 plus élevés que chez les personnes à audition normale dans la condition PA, mais similaires dans la condition PS. La compression cochléaire et la bande passante des filtres auditifs sont ensuite estimés chez les mêmes sujets. Les résultats démontrent une corrélation significative entre la réduction de la compression cochléaire et le rapport entre les SDF0 pour les conditions PA et PS. Les effets d'une dégradation de sélectivité en fréquence et d'une perte de compression sont enfin pris en compte comme facteurs potentiels de l'augmentation de l'enveloppe dans un modèle simplifié de la périphérie auditive. Ces simulations suggèrent que la réduction de la compression cochléaire et l'augmentation de la largeur des filtres auditifs améliorent sensiblement la représentation de l'enveloppe pour des harmoniques en PS, tout en l'affectant à peine pour des harmoniques en PA. Dans l'ensemble, les résultats comportementaux et de modélisation indiquent que la réduction de compression cochléaire est le facteur dominant dans l'augmentation de l'amplitude de l'enveloppe des sons complexes non résolus en PS, conduisant à une discrimination accrue de leur hauteur chez les personnes avec PANS.

1 Introduction

La perte auditive neurosensorielle (PANS) est souvent associée à une diminution de la sélectivité en fréquence et une perte de la capacité à extraire les informations contenues dans la structure temporelle fine (STF) [1, 2, 3]. Cependant, des études physiologiques récentes chez l'animal ont montré qu'une PANS due à une exposition au bruit augmente la précision temporelle et l'amplitude de l'enveloppe dans des fibres nerveuses auditives individuelles [4, 5]. Ces résultats ont été attribués à une variété de facteurs, tels que des filtres auditifs plus larges, une réduction de la compression cochléaire en raison de dommages aux cellules ciliées externes et une dynamique temporelle des réponses nerveuses altérée. Ainsi, alors que les indices de STF sont perturbés, ceux transmis par l'enveloppe peuvent être améliorés. L'importance relative des indices spectraux et temporels pour la perception de la hauteur pourraient alors être modifiés chez les sujets avec PANS.

Bien que la capacité des sujets malentendants (ME) à discriminer la hauteur des sons complexes soit souvent perturbée [6, 7, 8], un examen plus précis de ces résultats suggère que la performance de tels sujets n'est pas toujours perturbée par rapport à des sujets normo-entendants (NE). En fait, certaines études ont montré une performance similaire des sujets ME et NE pour la discrimination de hauteur de sons complexes aux harmoniques non résolues [7, 8]. Vu que l'élargissement des filtres auditifs chez les sujets ME donne lieu à une plus grande quantité d'harmoniques non résolues par rapport à des sujets NE, il semble plausible que les ME utilisent davantage l'information temporelle véhiculée par les harmoniques non résolues que l'information spectro-temporelle véhiculée par les harmoniques résolues. Il n'a pas encore été déterminé si les changements dans l'importance relative des indices temporels et spectraux pour la discrimination de la hauteur est liée à l'amélioration du codage de l'enveloppe temporelle en cas de PANS [4, 5].

L'objectif de la présente étude comportementale est de clarifier (i) si les sujets humains avec PANS ont une performance accrue en discrimination de hauteur pour des complexes non résolus et (ii) si cette amélioration est liée à l'élargissement des filtres auditifs et/ou à une réduction de la compression cochléaire. La discrimination de la hauteur

de sons complexes est étudiée en fonction de leur fréquence fondamentale (F0) chez des sujets NE et ME. La bande passante des filtres auditifs et la compression cochléaire sont aussi estimées chez les mêmes sujets pour évaluer le lien entre la PANS et la performance en discrimination de hauteur. De plus, un modèle auditif simplifié de la périphérie est utilisé pour prédire comment l'élargissement des filtres et la perte de compression cochléaire affectent la représentation de l'enveloppe des sons complexes non résolus.

2 Méthodologie

2.1 Sujets

Quatorze sujets NE et dix ME ont participé à cette étude. Tous les sujets NE avaient des seuils d'audition de moins de 20 dB HL à toutes les fréquences audiométriques entre 125 Hz et 8 kHz. Les sujets ME avaient des seuils d'audition entre 30 et 60 dB HL aux fréquences audiométriques entre 1 et 4 kHz.

2.2 Discrimination de la hauteur de sons complexes

Une procédure à choix forcé avec trois alternatives (3-AFC) est utilisée en combinaison avec une méthode "weighted up-down" [9] pour mesurer le point correspondant à 75% sur la fonction psychométrique. A chaque présentation, deux intervalles contiennent un son complexe de référence avec une F0 fixe et un intervalle contient un son complexe avec une F0 plus grande. La tâche des sujets est de sélectionner l'intervalle contenant le son avec le plus grande hauteur. Avant l'expérience proprement dite, les sujets effectuent trois répétitions pour s'entraîner. La valeur finale des seuils de discrimination de fréquence fondamentale (SDF0) est calculée à partir de la moyenne de trois répétitions additionnelles.

Tous les signaux sont des sons complexes de 300 ms intégrés dans du bruit "threshold equalizing noise" (TEN) [10]. Le niveau de chaque harmonique est fixé à 12,5 dB SL par rapport aux seuils moyens de détection de sons purs (à 1,5, 2 et 3 kHz) dans le bruit TEN. Pour les NE, le

niveau du TEN est fixé à 55 dB SPL par bande rectangulaire équivalente (ERB) [11] pour masquer les produits de distortion. Pour les ME, la détection de sons purs dans le silence est effectuée à 1,5, 2 et 3 kHz et le niveau du TEN est fixé au seuil maximal mesuré à ces trois fréquences. Les sons complexes sont créés en ajoutant les harmoniques soit en phase sinusoïdale (PS) soit en phase aléatoire (PA) pour faire varier la magnitude des fluctuations de l'enveloppe du signal. La variation de la résolubilité des harmoniques est obtenue par filtrage passe-bande des complexes entre 1,5 et 3,5 kHz avec des pentes de 50 dB/octave. Tous les ME ont mesuré les conditions PS et PA et seulement 9 des 14 NE ont complété les mesures pour les deux conditions.

2.3 Estimation de la bande-passante des filtres auditifs

La largeur des filtres auditifs à 2 kHz est estimée à partir des fonctions de transfert de modulation temporelle (FTMT) des 10 sujets ME. Une procédure 3-AFC est utilisée en combinaison avec une méthode "weighted up-down" [9] pour mesurer les seuils de détection de modulation correspondant à 75% sur la fonction psychométrique. A chaque présentation, deux intervalles contiennent un son pur de 300 ms à 2 kHz et un intervalle contient un son à 2 kHz modulé en amplitude de façon sinusoïdale à des fréquences de modulation (FM) entre 25 et 1500 Hz. Pour chaque sujet, la bande passante du filtre auditif est définie comme étant égale à la FM conduisant à un seuil de modulation 10,5 dB en dessous du maximum de la FTMT. Ce point est choisi car il conduit à une largeur de filtre d'environ 325 Hz à 2 kHz pour des sujets NE, ce qui correspond à la bande passante moyenne (ERB) estimée par la méthode "notched-noise" [8].

2.4 Estimation de la compression cochléaire

Des seuils de détection masqués ont été mesurés chez 9 des 10 sujets ME en fonction de l'écart temporel entre un son de 16 ms à 2 kHz et un masqueur de 200 ms, soit à la même fréquence à 2 kHz, soit à une fréquence correspondant à 0,6 fois la fréquence du signal [12]. Les seuils masqués pour ces deux fréquences sont combinés pour estimer la fonction entrée-sortie de la membrane basilaire [13]. Une fonction en une ou deux sections est calculée pour chaque sujet et la pente inverse de la section contenant le niveau de présentation du stimulus est choisie comme estimation du taux de compression (TC) à 2 kHz [14].

3 Résultats

La Figure 1 représente la moyenne des seuils de discrimination de hauteur pour les sujets NE (symboles noirs) ainsi que les seuils individuels pour les sujets ME (symboles ouverts), pour les conditions PS (panneau du haut) et PA (panneau du bas). Les seuils pour les deux conditions montrent des tendances similaires pour les NE, dont les SDF₀ diminuent avec F₀. Une analyse de la variance (ANOVA) à un facteur confirme un effet significatif de F₀ pour les deux conditions [PS : $F(8, 117) = 10, p < 0,001$; PA : $F(8, 72) = 12,6, p < 0,001$]. Ces résultats sont en accord avec des SDF₀ obtenus précédemment

[8], l'amélioration de la performance avec F₀ étant interprétée comme reflétant l'augmentation progressive de la résolubilité des harmoniques. La zone grisée sur la Figure 1 représente les deux conditions (F₀ de 100 et 125 Hz) où les harmoniques sont considérés comme étant tout à fait non résolus et où aucun effet significatif de F₀ entre les seuils moyens des NE n'est observé [PS : $F(1, 26) = 0,05, p = 0,833$; PA : $F(1, 16) = 0,69, p = 0,420$].

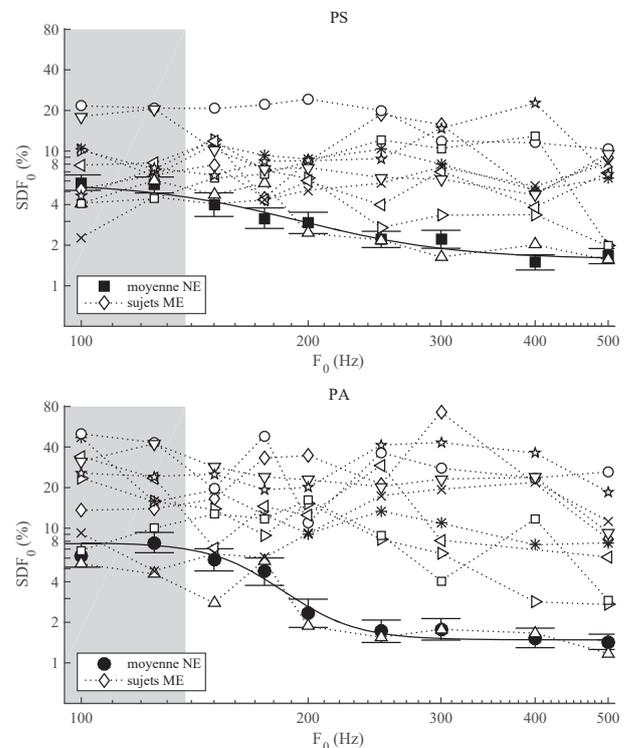


FIGURE 1 – Seuils de discrimination de hauteur pour les conditions PS (panneau du haut) et PA (panneau du bas). Les symboles noirs représentent les résultats moyens pour les 14 sujets NE (panneau du haut) et 9 sujets NE qui ont aussi mesuré les conditions PA (panneau du bas). Les symboles ouverts représentent les résultats individuels pour les 10 sujets ME. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne. La région grisée met en évidence les conditions non résolues. Figure adaptée de [14].

La performance des 10 ME est généralement moins bonne que celle des NE, de sorte que le seuil moyen pour les ME diffère sensiblement de celui des NE [PS : $F(1, 16) = 26,21, p < 0,001$; PA : $F(1, 16) = 33,93, p < 0,001$]. Toutefois, pour les deux conditions non résolues (région grisée), il n'y a pas de différence significative entre le seuil moyen des ME et celui des NE pour la condition PS [100 Hz : $F(1, 22) = 0,6, p = 0,446$; 125 Hz : $F(1, 22) = 2,63, p = 0,119$], tandis qu'un *t*-test unilatéral post hoc révèle des seuils moyens beaucoup plus importants pour les ME que pour les NE pour la condition PA [100 Hz : $p = 0,002$; 125 Hz : $p = 0,020$]. Dans l'ensemble, ces résultats montrent que les sujets ME ont une performance similaire aux NE pour la discrimination de hauteur de sons complexes non résolus pour la condition PS et moins bonne que les NE pour la condition PA.

Afin de quantifier et de comparer ces différences de performance pour tous les participants, le rapport entre les seuils PA et PS (rapport de SDF₀) est calculé pour chaque

sujet ME et pour la moyenne des sujets NE. La Figure 2 illustre les rapports de SDF0 calculés en fonction de la compression cochléaire estimée (à savoir, la pente de la fonction entrée-sortie de la membrane basilaire, $1/TC$; panneau du haut) et de la bande passante estimée du filtre auditif à 2 kHz (panneau du bas). Neuf des 10 sujets ME ont des rapports de SDF0 plus élevés que la limite supérieure de l'intervalle de confiance pour le rapport des sujets NE (ordonnée sur les deux panneaux). L'augmentation des rapports de SDF0 est corrélée positivement avec la perte estimée de compression cochléaire pour les sujets ME (en haut sur la Figure 2) [$R^2 = 0,56, p = 0,02$]. Ainsi, plus la compression résiduelle cochléaire est basse, et donc le TC est bas, plus la différence de performance entre les conditions PA et PS est grande. Aucune corrélation significative n'est observée entre le rapport de SDF0 et la largeur du filtre auditif (en bas sur la Figure 2) [$R^2 = 0,03, p = 0,65$]. Dans l'ensemble, ces résultats suggèrent que l'élargissement des filtres auditifs et la perte de compression cochléaire contribuent tous les deux à une altération de la capacité à discriminer les sons complexes non résolus, bien que la contribution relative de chaque facteur reste incertaine.

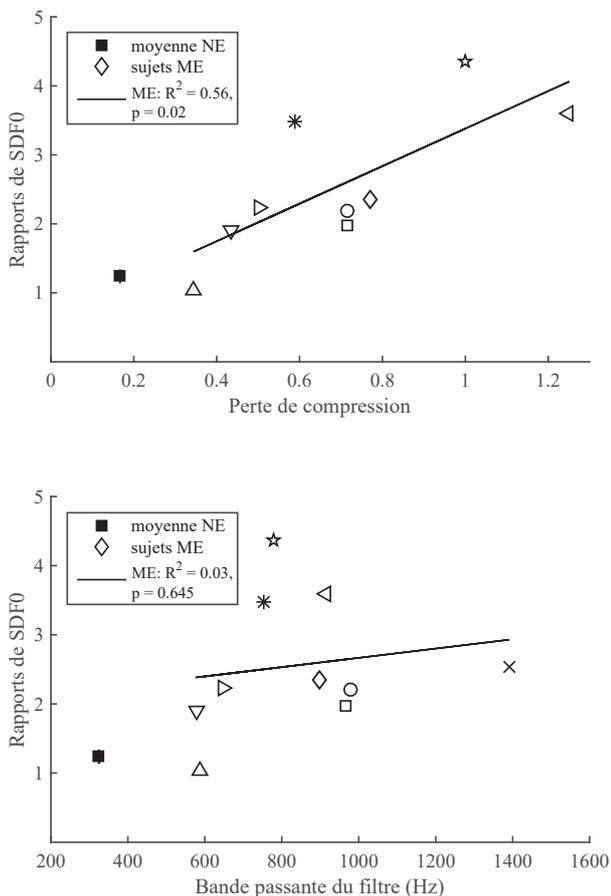


FIGURE 2 – Rapports de SDF0 en fonction de la perte estimée de compression cochléaire (panneau du haut) et de la bande passante du filtre auditif à 2 kHz (panneau du bas). Les symboles noirs représentent les résultats moyens pour les sujets NE. Les symboles ouverts représentent les résultats individuels pour les sujets ME. Les barres d'erreur représentent l'écart type de la moyenne (pour les 9 sujets NE qui ont mesuré les deux conditions PS et PA). Figure adaptée de [14].

4 Discussion

L'hypothèse de cette étude est que si la représentation de l'enveloppe est augmentée chez les auditeurs avec PANS [4, 5], le codage de la hauteur des sons complexes non résolus devrait aussi être amélioré, en supposant un mécanisme temporel basé sur l'enveloppe pour l'extraction de la hauteur des sons complexes non résolus. Les seuils de discrimination de hauteur mesurés révèlent que la performance des sujets ME pour les conditions non résolues est similaire à celle des sujets NE lorsque les harmoniques sont ajoutées en PS (panneau du haut sur la Figure 1) et moins bonne pour la condition PA (panneau du bas sur la Figure 1). Bien que, pour la plupart des ME, la discrimination de hauteur ne soit pas meilleure que celle des NE, ces résultats n'excluent pas une représentation augmentée de l'enveloppe lors de PANS. En fait, d'autres facteurs pourraient être impliqués dans la performance limitée des ME (par exemple, des indices de STF perturbés, un bruit interne plus élevé, d'autres limitations centrales). Dans l'ensemble, ces résultats suggèrent que des changements dans la représentation interne de l'enveloppe surviennent chez les sujets avec PANS.

La différence de performance entre les conditions PA et PS (rapport de SDF0) est considérée ici comme un indicateur de codage de l'enveloppe. Les corrélations entre les rapports de SDF0 et les estimations individuelles de compression cochléaire et de largeur de filtres auditifs (Figure 2) révèlent que le rapport de SDF0 augmente à la fois avec une réduction de la compression et un élargissement des filtres cochléaires. Bien que ces deux facteurs soient connus comme étant physiologiquement liés et provenant de cellules ciliées externes endommagées [15], les présentes estimations de compression cochléaire et de largeur de filtre auditif ne covarient pas totalement malgré une corrélation élevée [14]. C'est pourquoi la présente étude utilise également un modèle simplifié de la périphérie auditive pour expliquer qualitativement l'effet relatif d'un facteur par rapport à l'autre sur la représentation de l'enveloppe des sons complexes non résolus. Les complexes en PS et PA sont filtrés par un filtre gammatone centré à 2 kHz, dont la sortie passe ensuite par une non-linéarité en "broken stick" définie par [16]. Après extraction de l'enveloppe, la profondeur de modulation du signal de sortie est calculée pour les conditions PA et PS, ainsi que le rapport entre les profondeurs de modulation pour ces deux conditions. Quatre bandes passantes de filtre différentes sont utilisées (de 1 à 2,5 ERB) ainsi que trois niveaux de compression (compression NE, légère perte de compression et perte de compression sévère). Les paramètres de la non-linéarité sont ajustés de la même façon que dans [16].

La Figure 3 illustre le rapport entre les profondeurs de modulation des enveloppes en PS et PA ainsi que les rapports de SDF0 calculés pour les NE (symbole noir) et les ME (symboles ouverts). Le modèle utilisé est identique à celui présenté dans [17] sauf que l'abscisse sur la Figure 3 est ajustée par rapport au premier point ME et l'ordonnée par rapport à la moyenne des NE. Ce modèle qualitatif prédit les tendances visibles dans les données, de sorte qu'à la fois une réduction de la compression et un élargissement du filtre auditif accroissent le rapport entre les profondeurs de modulation. Plus la perte de compression cochléaire est grande (indiquée par les différentes courbes sur la Figure 3),

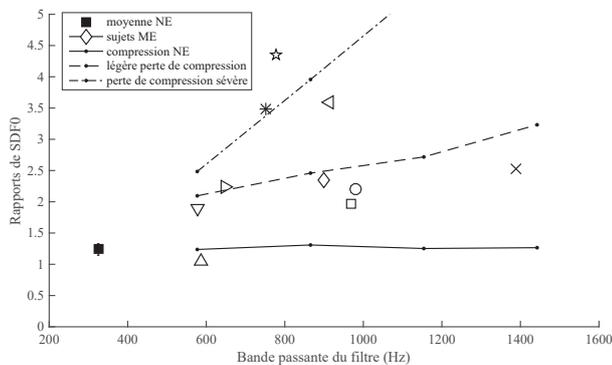


FIGURE 3 – Résultats de la modélisation pour 3 niveaux de compression résiduelle (trait plein : compression NE ; pointillés : légère perte de compression ; trait mixte : perte de compression sévère) et 4 niveaux d'élargissement de filtre, comparés aux rapports de SDF0 des sujets NE (carré noir) et ME (symboles ouverts). Modèle adapté de [17] basé sur les données de [14].

plus l'effet de l'élargissement du filtre sur l'augmentation du rapport entre les profondeurs de modulation est grand (plus la courbe est pentue). En outre, le modèle révèle que l'élargissement des filtres auditifs conduit à une augmentation de la profondeur de modulation (à savoir, à une enveloppe plus fluctuante) dans la condition PS, puisque plusieurs harmoniques sont ajoutées en phase, alors qu'un tel élargissement n'a pas d'effet pour la condition PA. La réduction de la compression cochléaire conduit à une augmentation de la profondeur de modulation pour les deux conditions PA et PS, bien que l'augmentation de l'enveloppe soit plus grande pour PS. Ainsi, pour la condition PS, c'est à la fois l'élargissement du filtre et la perte de compression qui contribuent à augmenter l'amplitude de l'enveloppe, tandis que pour PA seulement la perte de compression entraîne une augmentation modérée de l'enveloppe.

5 Conclusion

Dans l'ensemble, les résultats de l'expérience comportementale de discrimination de hauteur montrent que la performance des sujets ME est, en moyenne, similaire à celle des sujets NE pour les sons complexes non résolus en PS, et moins bonne pour les sons complexes en PA. Cette différence (mesurée par le rapport de SDF0) est significativement corrélée à la diminution de la compression cochléaire résiduelle. Ces résultats suggèrent que des changements dans la représentation interne de l'enveloppe temporelle des sons complexes non résolus sont présents chez les personnes avec PANS, probablement en raison d'une compression réduite, ce qui modifie leur performance pour discriminer la hauteur tonale. En outre, les résultats d'un modèle périphérique simplifié révèlent que l'élargissement des filtres auditifs et la perte de compression cochléaire contribuent tous les deux à une augmentation des fluctuations de l'enveloppe des sons complexes non résolus, en particulier pour des harmoniques en PS. Ainsi, la représentation interne de l'enveloppe des complexes non résolus pourrait être augmentée chez les sujets avec PANS pour les deux conditions PS et PA, avec une plus grande augmentation pour la condition PS, tandis que la performance comportementale des sujets ME pourrait être

affectée par des limitations plus centrales.

Références

- [1] B. C. J. Moore, B. R. Glasberg, K. Hopkins, Frequency discrimination of complex tones by hearing-impaired subjects : Evidence for loss of ability to use temporal fine structure information, *Hearing Research* **222**, 16-27 (2006).
- [2] K. Hopkins, B. C. J. Moore, Moderate cochlear hearing loss leads to a reduced ability to use temporal fine structure information, *Journal of the Acoustical Society of America* **122**, 1055-1068 (2007).
- [3] O. Strelcyk, T. Dau, Relations between frequency selectivity, temporal fine-structure processing, and speech reception in impaired hearing, *Journal of the Acoustical Society of America* **125**, 3328-3345 (2009).
- [4] S. Kale, M. G. Heinz, Envelope coding in auditory nerve fibers following noise-induced hearing loss, *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* **11**, 657-673 (2010).
- [5] K. S. Henry, S. Kale, M. G. Heinz, Noise-induced hearing loss increases the temporal precision of complex envelope coding by auditory-nerve fibers, *Frontiers in Systems Neuroscience* **8**, 1-10 (2014).
- [6] A. Hoekstra, R. J. Ritsma, Perceptive hearing loss and frequency selectivity, *Psychophysics and Physiology of Hearing*, Academic, London, 263-271 (1977).
- [7] K. H. Arehart, Effects of harmonic content on complex-tone fundamental-frequency discrimination in hearing-impaired listeners, *Journal of the Acoustical Society of America* **95**, 3574-3585 (1994).
- [8] J. G. Bernstein, A. J. Oxenham, The relationship between frequency selectivity and pitch discrimination : Effects of stimulus level, *Journal of the Acoustical Society of America* **120**, 3916-3928 (2006).
- [9] C. Kaernbach, Simple adaptive testing with the weighted up-down method, *Perception & Psychophysics* **49**, 227-229 (1991).
- [10] B. C. J. Moore, M. Huss, D. A. Vickers, B. R. Glasberg, J. I. Alcantara, A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea, *British Journal of Audiology* **34**, 205-224 (2000).
- [11] B. R. Glasberg, B. C. J. Moore, Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data, *Hearing Research* **47**, 103-138 (1990).
- [12] M. Fereczkowski, *Time-Efficient Behavioural Estimates of Cochlear Compression*, Thèse doctorale, Université Technique du Danemark (2015).
- [13] D. A. Nelson, A. C. Schroder, M. Wojtczak, A new procedure for measuring peripheral compression in normal-hearing and hearing-impaired listeners, *Journal of the Acoustical Society of America* **110**, 2045-2064 (2001).

- [14] F. Bianchi, M. Fereczkowski, J. Zaar, S. Santurette, T. Dau, Complex-tone pitch discrimination in listeners with sensorineural hearing loss, *Trends in Hearing*, en cours de publication (2016).
- [15] M. A. Ruggero, Responses to sound of the basilar membrane of the mammalian cochlea, *Current Opinion in Neurobiology* **2**, 449-456 (1992).
- [16] M. L. Jepsen, T. Dau, Characterizing auditory processing and perception in individual listeners with sensorineural hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* **129**, 262-281 (2011).
- [17] F. Bianchi, M. Fereczkowski, J. Zaar, S. Santurette, T. Dau, Effects of cochlear compression and frequency selectivity on pitch discrimination of complex tones with unresolved harmonics, *Proceedings of the 5th International Symposium on Auditory and Audiological Research, Individual Hearing Loss – Characterization, modelling, compensation strategies*, Nyborg, Denmark, The Danavox Jubilee Foundation (2015).