

Background Story

Traitement du signal CORE

Un système de double compression optimise la clarté, le confort et la qualité sonores

Introduction

On sait depuis longtemps que l'amplification seule ne suffit pas pour qu'un malentendant puisse à nouveau tout entendre clairement et le plus naturellement possible. Le système auditif humain a une gamme dynamique bien définie, dans laquelle les sons peuvent être détectés et rester confortables. Cette gamme dynamique est réduite chez les malentendants. Leur perception de sonie est donc différente. La simple amplification (linéaire) fait que certains sons sont toujours trop faibles, en dessous du seuil auditif et restent donc toujours inaudibles. A l'inverse, d'autres signaux peuvent être trop amplifiés et provoquer de l'inconfort, voire de la douleur. Bien que beaucoup de signaux soient effectivement reproduits dans le champ auditif résiduel du malentendant, ils peuvent ne pas être perçus correctement et manquer de naturel en raison de l'altération de la gamme dynamique du sujet. Pour résoudre ce problème, les systèmes auditifs numériques modernes utilisent des dispositifs de compression complexes. Ils modifient les signaux d'entrée de telle sorte que les sons amplifiés soient audibles, confortables et perçus aussi naturellement que possible. Phonak a continué à développer et à perfectionner les systèmes de compression de ses aides auditives. Tous les produits basés sur la plate-forme CORE sont équipés du système de compression adaptative «Dual-Path» le plus sophistiqué du marché. Il assure l'audibilité, l'intelligibilité et la qualité naturelle des sons.

Pourquoi compresser?

L'oreille humaine a une gamme dynamique clairement définie, dans laquelle elle est capable de détecter et de gérer des signaux acoustiques. Cette gamme dynamique s'étend des fréquences les plus basses détectables jusqu'aux plus élevées qui soient audibles et des sons les plus faibles, tout juste audibles, jusqu'au seuil de douleur (figure 1). Le champ dynamique peut varier largement, dans certaines limites, d'une personne à l'autre. La littérature scientifique définit généralement ce champ auditif comme allant de 20 Hz à 20 kHz en fréquences et de 0 dB à 120 dB en amplitude. Les sons vocaux se trouvent dans ce champ dynamique.

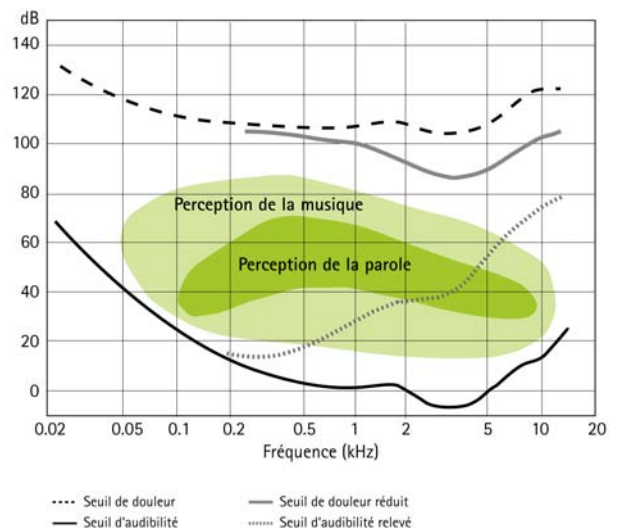


Fig. 1 Représentation du champ dynamique humain et de la réduction de ce champ dynamique due à une perte auditive.

La figure 1 montre comment le champ auditif dynamique d'une oreille malentendante peut être pincé en raison du relèvement du seuil auditif et, très souvent, de l'abaissement des niveaux d'inconfort. La perception de sonie diffère aussi entre une oreille malentendante et une oreille saine (figure 2).

Sonie

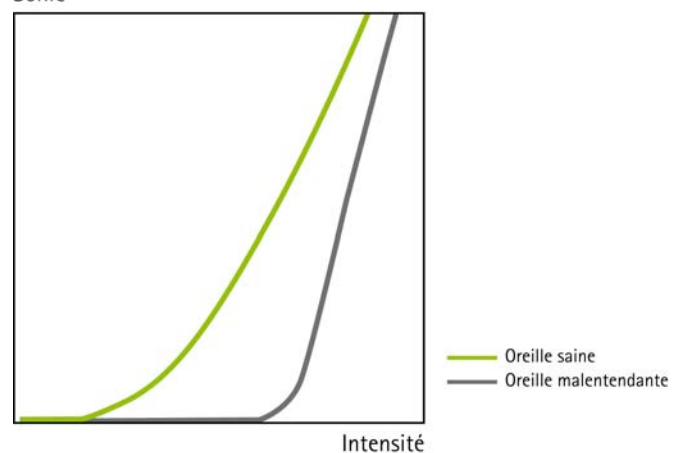


Fig. 2 Représentation schématique de la perception de sonie d'une oreille saine et d'une oreille malentendante.

Une amplification linéaire normale ne peut donc délivrer correctement que très peu de signaux dans le champ auditif résiduel d'un malentendant. Tous les autres sons sont soit trop forts, soit trop faibles. Ils peuvent être totalement inaudibles, être masqués, ou même devenir inconfortables. Un système auditif moderne a donc besoin d'un système de compression d'amplitude approprié, qui transpose le maximum de signaux incidents dans le champ auditif résiduel du malentendant.

Histoire de la compression des systèmes auditifs

Des méthodes de modification de la gamme dynamique des aides auditives existent depuis plus de 50 ans. Les premiers appareils de ce type étaient équipés de simples limiteurs, avec lesquels on pouvait tout juste réduire le niveau maximal de sortie. Comme ils se contentaient d'éliminer les composantes trop intenses du signal amplifié, on les a appelés des **Peak Clipping**. Mais la simple suppression des crêtes du signal s'accompagnait de fortes déformations et provoquait donc des taux de distorsion élevés. Les malentendants pouvaient percevoir ces dégradations subites du signal.

Les premiers vrais circuits de **compression** d'amplitude ont apporté certaines améliorations. En contrôlant le gain d'après l'intensité du signal d'entrée, l'amplification peut être ajustée continuellement de telle sorte qu'une grande partie du signal d'entrée soit transposée dans le champ auditif résiduel de l'utilisateur. Selon que l'ajustement du signal se fait avant ou après le réglage de gain, on parle d'un contrôle automatique de gain d'entrée (AGCi) ou de sortie (AGCo). Chacune de ces méthodes a ses avantages et ses inconvénients, en partie liés au seuil de compression qui était généralement très élevé dans les premiers systèmes de compression (60 dB et plus). Avec un AGCi, l'utilisateur peut ajuster lui-même le réglage de gain pour obtenir la reproduction sonore la plus confortable, alors qu'avec un AGCo, ce réglage lui permet d'optimiser le rapport du signal sur bruit dans certaines situations.

Historiquement, les fabricants d'aides auditives s'appuyaient sur différents modèles audiologiques, et se fixaient différents objectifs pour corriger les pertes auditives. Il en a résulté que certains fabricants, selon leur philosophie, ne proposaient dans leurs gammes que des modèles AGCi et d'autres que des AGCo. Les figures 3 et 4 représentent les principes de fonctionnement fondamentaux de ces deux méthodes.

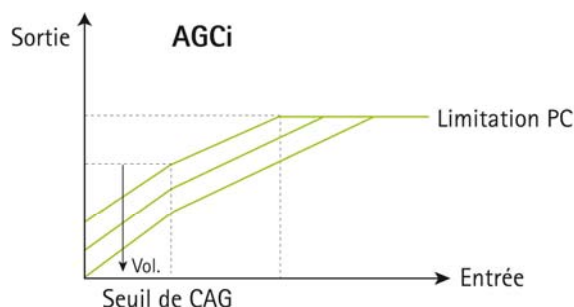


Fig. 3 Représentation schématique du principe de base d'une compression d'entrée AGCi. Dans le circuit AGCi typique, les taux de compression sont de 2:1 ou 3:1 et le niveau de sortie est limité par un peak clipping ou un AGCo.

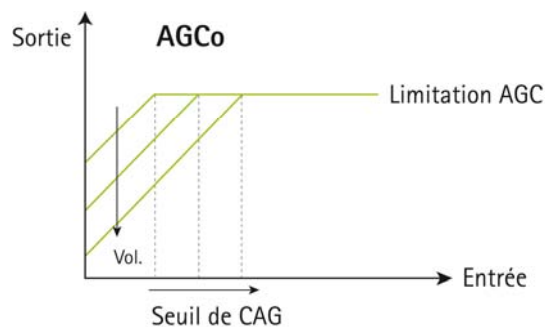


Fig. 4 Représentation schématique du principe de base d'une compression de sortie AGCo. Le taux de compression d'un circuit AGCo typique est de 10:1 et il est très souvent utilisé comme limiteur de sortie.

Comme nous l'avons déjà dit, les premiers systèmes utilisaient des seuils de compression assez élevés, généralement autour de 60 dB. Des systèmes à seuils très bas ont été introduits pour améliorer encore l'audibilité des sons très faibles. Cette approche s'appelle généralement WDRC (Wide Dynamic Range Compression). Souvent utilisés quand le champ dynamique est très pincé, les WDRC se sont largement répandus chez la plupart des fabricants. Les premiers appareils à WDRC séparaient les graves et les aigus en deux canaux distincts. Les appareils modernes fonctionnent maintenant avec de nombreux canaux de fréquences, chacun d'eux ayant son propre compresseur. Si ces compresseurs fonctionnaient de façon indépendante, la qualité sonore risquerait d'être compromise en raison de la distorsion et des artefacts spectraux. Pour éviter cette distorsion et assurer que le contraste spectral ne sera pas brouillé par la compression, la plupart des systèmes actuels relient d'une certaine façon les différents canaux entre eux.

La seule constante qui change: le temps

Pour avoir une bonne compression, il ne suffit pas d'ajuster continuellement l'amplification. En effet, le facteur temps joue aussi un rôle important pour tous les signaux et pour l'audition humaine en général. Si un système de compression est instantané, par exemple, les modifications du signal qui en résultent provoquent des distorsions harmoniques importantes et inacceptables. C'est pourquoi tous les systèmes de compression, même aujourd'hui, réagissent avec des constantes de temps spécifiques. Ces temps de réaction évitent les distorsions importantes et doivent aussi veiller à une reproduction sonore régulière, sans fortes variations d'intensité.

Les constantes de temps des systèmes de compression ont été définies initialement d'après ce que l'on savait des temps de réaction de l'oreille. Le temps d'attaque a été déduit du temps nécessaire au cerveau pour enregistrer totalement les variations des stimuli. Comme ce temps était alors supposé être d'environ 20 ms, les temps d'attaque étaient aussi de 20 ms ou un peu moins. Le temps de retour, d'environ 200 ms, se basait sur le fait que les seuils auditifs sont instables pour des signaux plus brefs et tendent à augmenter. 200 ms est approximativement le temps pendant lequel le cerveau tend à

intégrer des stimuli brefs distincts en une sensation sonore globale (Zwicker, 1974). Dans les premiers systèmes de compression, ceci a été considéré comme la meilleure solution.

Les résultats de nombreuses recherches ont permis de mieux connaître les temps de réponse de l'oreille pathologique. Ceci a permis de développer de nouveaux modèles pour optimiser les constantes de temps des compressions. Avec l'avènement des aides auditives numériques, de nouveaux concepts de compression sont rapidement arrivés sur le marché.

Stratégies temporelles variées pour les compressions

Une méthode largement répandue est d'appliquer des temps de réponse assez courts, d'environ 5 ms, et des temps de retour plus longs, de 200 ms ou plus. L'avantage est que le temps de réponse court permet d'atténuer très correctement des signaux brusques intenses, alors que le temps de retour long délivre une sonorité confortable et douce, avec peu de distorsion. Les seuils de compression peuvent ainsi descendre à 30 dB ou moins, sans gêner l'utilisateur de l'aide auditive.

Une autre stratégie est de travailler avec des temps de réponse et de retour brefs, bien inférieurs à 50 ms. Avec de telles constantes de temps, les variations de niveau peuvent déjà être contrôlées à l'échelle des syllabes. Ce type de compression s'appelle donc une compression syllabique. Elle a l'avantage de réduire largement toute la dynamique du signal, pour pouvoir la transposer dans le champ auditif résiduel de l'utilisateur, ce qui n'est généralement pas possible avec des systèmes lents. Toutefois, la rapidité du contrôle provoque aussi des distorsions pouvant modifier notablement les sons, et le bruit de fond risque de remonter pendant les pauses du signal utile plus qu'avec des systèmes de compression lents.

Une approche plus sophistiquée est de travailler avec des temps de réaction variables en fonction de la fréquence. En raison du risque de distorsion, les signaux graves ont des constantes de temps plus longues que les signaux aigus.

Certains malentendants préfèrent les compressions lentes et d'autres les compressions rapides. Bien qu'ils aient tendance à préférer des constantes de temps plus lentes quand la perte auditive est plus sévère, il n'y a pas de limite nette entre l'importance de la perte auditive et les préférences temporelles. Il n'est pas évident non plus que les plus jeunes patients préfèrent les compressions les plus rapides et les plus âgés les plus lentes, comme on l'affirme ou le suppose parfois (Gatehouse et al, 2006). La recherche indique que la fonction cognitive est aussi un facteur important pour le choix des constantes de temps (Pichora Fuller, 2006). Les compressions rapides, par exemple, profitent mieux aux sujets ayant des capacités de traitement cognitif intactes, alors que la compression lente donne de meilleurs résultats chez ceux dont la fonction cognitive est amoindrie (Lunner, 2003).

Comme chaque type de compression a ses avantages et ses inconvénients, il n'est pas surprenant que les systèmes auditifs sophistiqués utilisent actuellement des types de **compressions dual-path**. Une compression lente ou rapide est activée automatiquement selon la situation. Les constantes de temps peuvent varier dans de fortes proportions. Les compressions adaptatives, disponibles dans la plupart des appareils sophistiqués, utilisent non seulement le niveau du signal, mais aussi d'autres caractéristiques du signal pour déterminer le réglage de l'amplification globale.

(R)Evolution des systèmes de traitement Phonak

Le développement de la première aide auditive numérique Phonak s'est concentré sur la fonction cochléaire, en particulier pour les systèmes de compression. Claro a été le premier système auditif totalement numérique de Phonak dont le mode de traitement du signal, basé sur la perception, incorporait les processus psychoacoustiques et auditifs de l'oreille interne. Le Digital Perception Processing (DPP) de Claro évaluait en permanence la sonie du signal incident et utilisait cette information pour sélectionner l'amplification correcte. Il prenait aussi en considération les propriétés dynamiques des sons, ainsi que les effets de masquage et la bande passante des canaux.



La compression était bien entendu fondamentale dans ce concept. Deux stratégies adaptatives différentes ont été proposées, au choix de l'audioprothésiste, d'après les besoins et les souhaits du patient. L'une avait des constantes de temps brèves (DPP adaptatif rapide) et l'autre était lente (DPP adaptatif lent). Les constantes de temps étaient symétriques, c'est-à-dire que les temps de réponse et de retour étaient les mêmes. Une expansion (squelch doux) a aussi été appliquée pour amortir le bruit interne des microphones quand le signal incident était très faible. En dessous du seuil de compression, l'expansion ajustait le gain en fonction de la fréquence pour maintenir un juste équilibre entre une amplification suffisante des signaux faibles et la suppression du bruit interne.



Le mode de traitement du signal perfectionné DPP² de Perseo a été développé avec des temps d'attaque et de retour différents pour avoir un système de compression unique et meilleur. Le temps d'attaque était d'environ 10 ms et le temps de retour de 80 ms. Le temps d'attaque relativement bref permettait de bien protéger l'oreille contre des sons brusques intenses, et le temps de retour plus lent assurait une sonorité équilibrée, sans effet de pompage. Ceci évitait le brouillage des syllabes en préservant les fluctuations d'amplitude propres du signal original. Ces ajustements des constantes de temps, en plus des calculs préliminaires plus précis du DPP², rendaient la compression plus efficace et plus profitable pour les patients. Les seuils de compression ont aussi été améliorés

dans Perseo. Ils étaient réglés plus bas et dépendaient de la fréquence et du signal. Pour des signaux à bande étroite, ils sont de l'ordre de 30 à 35 dB et pour des signaux large bande de 45 à 50 dB. L'expansion de Perseo a aussi été améliorée. Avec des transitions plus douces entre l'expansion et la compression, les artefacts sur le timbre, perçus de façon désagréable par l'utilisateur, ont pu être éliminés.



Les connaissances acquises sur la façon de mieux intégrer le processus cochléaire complexe ont été exploitées dans la génération suivante. Le concept de «traitement bionumérique de la perception», introduit pour la première fois dans Savia, optimisait les constantes de temps et ajustait le banc de filtres pour réduire encore les artefacts subtils qui pouvaient encore subsister avec les systèmes précédents. De plus, une nouvelle limitation spectrale a été incorporée en sortie. Elle combinait au mieux le contrôle des signaux d'entrée intenses, pour assurer le confort auditif et la reproduction précise des fluctuations d'amplitudes requises pour l'intelligibilité. Ceci est particulièrement utile dans le bruit où il faut gérer efficacement, à la fois des sons intenses et de la parole.

Traitement CORE avec le système de compression dual-path le plus sophistiqué à ce jour



Les processeurs modernes de traitement numérique du signal gèrent et contrôlent des centaines de paramètres, souvent interdépendants, ce qui peut parfois avoir des conséquences négatives. Ce qui distingue un bon processeur de signal, c'est l'art d'harmoniser des centaines de paramètres différents pour éviter les artefacts et les interférences internes des signaux. Des compressions à deux voies (Dual-path) répondent à l'impératif de réagir vite et avec précision à différentes situations. Une voie assure un contrôle rapide du gain et l'autre un contrôle lent. Toutefois, comme nous l'avons vu, la voir rapide peut brouiller les fluctuations du signal original et la voie lente risque de rendre le bruit interne audible.

Certains systèmes concurrents actuellement sur le marché (et même de nouveaux systèmes récemment introduits) utilisent un processus qui pilote directement les deux voies de compression par le signal d'entrée moyenné dans le temps. Comme une moyenne du signal d'entrée est utilisée pour déterminer les réglages de compression, il se peut qu'aucun ne soit idéal en fonction de la situation. Les inconvénients de ce type de contrôle de gain peuvent être illustrés par un exemple. Considérons que l'environnement sonore change brusquement, si une discussion animée commence dans un milieu précédemment calme, par exemple. Dans ce cas, un système de contrôle géré par le signal d'entrée moyenné dans le temps commencera par augmenter le gain, provoquant une sur-

amplification notable, avant d'appliquer la compression appropriée. La figure 5 illustre cet exemple.

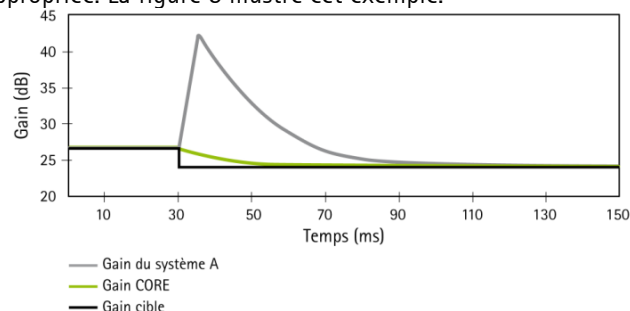


Figure 5 Cet exemple présente les ajustements du gain en fonction du temps, en réponse à un accroissement brusque du signal (de 20 dB à 70 dB en 30 ms environ). Avec un système contrôlé par le signal d'entrée moyenné dans le temps (en gris) le gain dépasse le gain cible, et avec le traitement CORE (en vert) il atteint le gain cible rapidement, en douceur et sans sur-amplification.

Le processeur audio **CORE** (Communication Optimized Real-audio Engine), disponible dans tous les nouveaux produits Phonak depuis Exélia, évite ce piège qui affecte les autres systèmes, en séparant clairement la détection du niveau d'entrée et le calcul de l'amplification spectrale. En effectuant plusieurs centaines de fois par seconde le calcul de ces paramètres, les indices spectraux sont reproduits avec plus de précision, pour suivre le paysage sonore en constante évolution. Dans l'exemple décrit précédemment et représenté figure 5, le niveau de compression requis est appliqué instantanément en évitant toute sur-amplification.

De plus, ce système de compression dual-path adaptatif unique de CORE est intégré dans l'automatisme SoundFlow, piloté par la classification sonore, si bien que le contrôle de gain dépend à la fois du temps et de la situation. Selon la situation, les constantes de temps procurant la meilleure transmission du signal avec le moins de distorsion sont sélectionnées automatiquement. Les ajustements ainsi obtenus sont quasi instantanés mais réguliers et automatiques. Les modifications les plus brusques du paysage sonore sont ainsi gérées efficacement, sans distorsion ni artefact.

Finalement, le traitement CORE intégrant le système de compression dual-path le plus sophistiqué du marché, atteint bien mieux qu'auparavant les objectifs fondamentaux de la correction auditive: clarté, confort et qualité sonore naturelle.

Références

- Gatehouse, Naylor and Elberling C (2006) Linear and nonlinear hearing aid fittings - patterns of candidature. *Int J Audiol* 45(3): 153-171.
- Lunner T. (2003) Cognitive function in relation to hearing aid use. *Int J Audiol* 42(Suppl 1): 49-58.
- Pichora-Fuller M and Singh G, (2006) Effects of age on auditory and cognitive processing: Implications for hearing aid fitting and audiologic rehabilitation. *Tr in Ampl* 10(1):29-59.
- Zwicker E, (1974) Die Zeitkonstanten des Gehörs. *Zeitschrift für Hörgeräte-Akustik* 12(3): 82-102.