

Claro – Digital Perception Processing

(Traitement numérique de la perception)

Le traitement du son
avec une perspective
humaine

Introduction

Le traitement du signal dans les aides auditives a toujours consisté à amplifier les signaux selon leurs niveaux acoustiques physiques. Plus nos connaissances de la psychoacoustique et des processus auditifs progressent, plus il apparaît que la perception auditive va bien au-delà du simple fonctionnement d'un microphone ou d'un sonomètre. La cochlée est un processeur de signal sonore complexe qui influence activement la façon dont nous percevons les sons. Ce «processeur» est capable de traiter une gamme remarquable de stimuli qui s'étend des niveaux très faibles (environ 0 dB HL) aux niveaux très forts (environ 120 dB HL), ce qui correspond à une gamme dynamique encore plus importante que celle d'un CD audio. La cochlée exploite de plus un système de filtrage complexe pour amplifier sélectivement les sons.

Les puissantes possibilités de la technologie numérique combinées à une meilleure compréhension de la psychoacoustique et du traitement cochléaire du signal permettent de s'approcher de la sophistication du système auditif normal à l'aide d'un traitement de signal complexe.

Introduction

Dans Claro, nous associons la plus moderne des technologies numériques à des modèles psychoacoustiques éprouvés (Launer, 1995; Dau et al., 1996a; Dau et al., 1996b; Moore et al., 1999) basés sur le mode perceptif complexe de la cochlée.

Dans la cochlée, les caractéristiques de gain et de sortie sont gérées par la perception et non pas par des grandeurs physiques. Le traitement de signal intégré dans Claro est construit sur ce principe et s'appelle le Digital Perception Processing, DPP (traitement numérique de la perception). Claro utilise deux modèles psychoacoustiques: un modèle de la fonction cochléaire saine et un modèle individuel de la fonction cochléaire déficiente. L'algorithme DPP exploite ces données pour régler les paramètres de gain et de puissance.

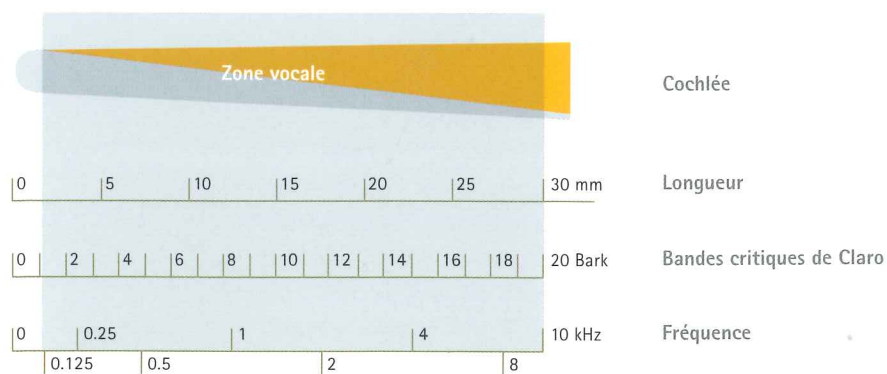


Figure 1

Echelles des longueurs, des bandes critiques Claro et des fréquences d'une cochlée «déroulée». Notez que les échelles des longueurs et des bandes critiques sont linéaires, mais que celle des fréquences ne l'est pas.

Adapté de Zwicker et Fastl (1990).

L'emploi de cette stratégie permet d'offrir des sons plus clairs à un niveau de sonie correct dans toutes les situations auditives. Pour comprendre le DPP, il faut tout d'abord examiner le mécanisme de traitement des sons dans la cochlée saine.

Perception auditive dans la cochlée saine

Quand un son pénètre dans l'oreille, il fait vibrer la membrane tympanique et la chaîne des osselets en réponse aux variations de pression acoustique. Cette énergie est transmise à la fenêtre ovale puis dans la cochlée, le long de laquelle une onde de compression s'établit mettant en mouvement la membrane basilaire. L'organe de Corti, situé sur la membrane basilaire, comporte des rangées de capteurs, les cellules ciliées. Quand elles se déplacent, ces cellules ciliées génèrent des influx nerveux. Ce sont les signaux qui sont finalement transmis au cortex auditif. Les sons complexes que nous entendons (tels que la parole ou la musique) sont analysés en fréquences le long de la membrane basilaire. Les différentes composantes fréquentielles sont localisées à des endroits différents de la membrane basilaire et du cerveau.

Quand l'oreille est stimulée par un son pur, l'excitation ne se limite pas à un seul point de la membrane basilaire, mais se propage sur une zone plus large. D'autres zones, au voisinage de la position caractéristique du son pur, sont également excitées. Cet effet peut être comparé à un filtre passe bande avec une fréquence centrale définie et des pentes variables. La cochlée dans son ensemble peut être considérée comme un banc de filtres qui couvre la totalité de la bande passante audible.

Bandes critiques

Ces filtres cochléaires sont connus sous le nom de bandes critiques. Si nous déroulons la cochlée, comme la figure 1 le représente schématiquement, nous observons que la gamme vocale audible (de 0,125 kHz à 10 kHz) comprend 20 bandes critiques. La largeur de bande (Hz) de ces filtres s'appelle la largeur de bande critique et dépend à la fois de la fréquence et du niveau.

Les excitations nerveuses des différents neurones auditifs sont interactives et interdépendantes, car les filtres se recoupent et sont couplés entre eux. La largeur des filtres de bande critique dépend de la fréquence et évolue selon une loi approximativement logarithmique. Les bandes s'élargissent quand la fréquence augmente (figure 2). Une bande critique correspond environ à 1,3 mm sur la membrane basilaire. La sortie du banc de filtres auditifs est la base du modèle d'excitation cochléaire, signal qui est «envoyé» au cerveau.

Modèle d'excitation et masquage

La façon dont nous percevons les sons en termes de tonalité et de sonie est déterminée par les modèles d'excitation produits dans la cochlée. C'est le modèle des réponses neurales évoquées par un signal. Dans le cas d'un son complexe, chaque composante spectrale du signal excite une région caractéristique de la membrane basilaire. Pour un signal à composante unique, l'excitation peut être déterminée directement à partir de la courbe d'accord dépendante du niveau de stimulation du filtre cochléaire considéré (figure 4).

Le modèle d'excitation global est l'enveloppe des courbes d'accord des composantes fréquentielles individuelles du signal complexe. La figure 3 représente le modèle d'excitation d'un son complexe composé de trois composantes pures. La courbe d'accord de la composante la plus faible du signal est totalement recouverte par celles des composantes plus intenses. Le son faible est donc masqué par ces composantes intenses et n'est pas perçu. Ce mécanisme cochléaire contribue à décoder les informations acoustiques complexes qui atteignent l'oreille en ne transmettant au cortex auditif que les composantes importantes du signal. Les expériences psychoacoustiques sur le masquage ont permis de développer un modèle de filtres de bandes critiques dans la cochlée (Fletcher et Munson, 1930; Zwicker et Fastl, 1990; Moore, 1997). La figure 1 montre la résolution fréquentielle des bandes critiques telle qu'elle découle de ces différentes expériences psychoacoustiques.

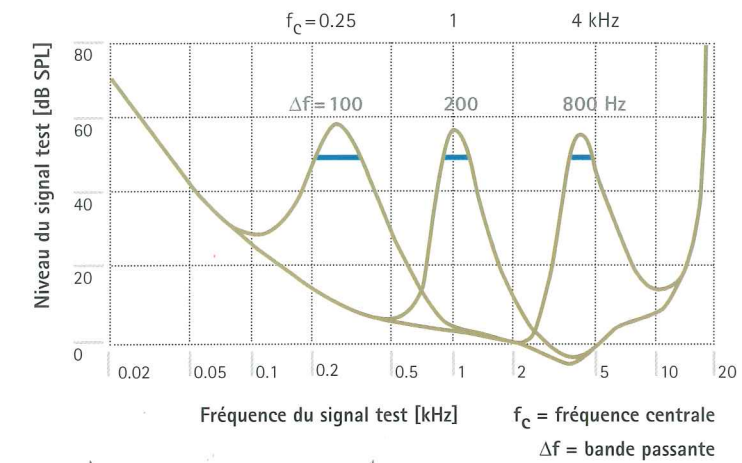


Figure 2

Filtres auditifs à différentes fréquences centrales (f_c). Quand la fréquence augmente, la bande passante Δf augmente aussi. Adapté de Zwicker et Fastl (1990).

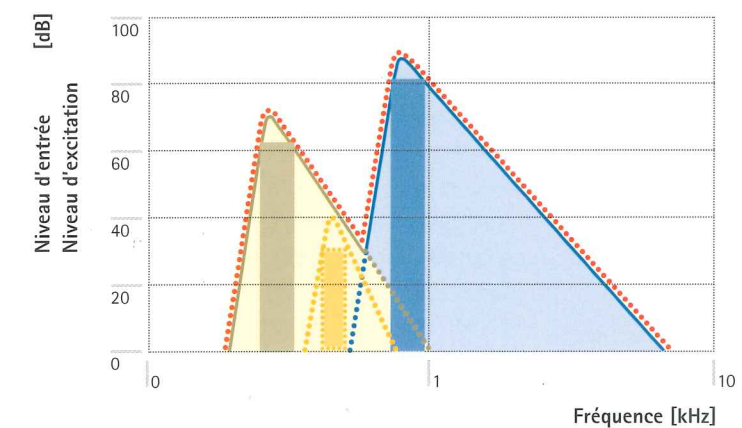


Figure 3

Niveau d'excitation d'un son complexe à 3 composantes. Les colonnes représentent les composantes du niveau d'entrée, les lignes pointillées indiquent les excitations provoquées par chacune des trois composantes et la courbe pointillée rouge décrit l'excitation globale à l'origine de la perception de sonie. La courbe d'accord du plus faible des signaux (orange) étant masquée, ce signal n'est pas perçu.

Influence du niveau sur les courbes d'accord
L'allure des filtres auditifs est variable et leurs caractéristiques dépendent aussi du niveau du signal. La *figure 4* montre les courbes d'accord d'un son de 1 kHz, déduites d'expériences psychoacoustiques (Zwicker et Fastl, 1990). La pente supérieure des courbes d'accord diminue quand le niveau du signal augmente. La forme des filtres reste constante dans les graves. En conséquence, un signal grave intense a un effet de masquage plus important sur les fréquences qui lui sont supérieures qu'un signal plus faible de même fréquence. Les courbes d'accord sont asymétriques avec une pente forte et constante du côté des graves et une pente plus douce, dépendante du niveau sonore, dans les aigus. Ce phénomène est communément appelé effet de masquage des aigus par les graves.

Gamme dynamique cochléaire

La très large gamme dynamique des signaux acoustiques de la vie quotidienne (jusqu'à 120 dB) ne peut pas être directement codée en influx nerveux, car la plupart des neurones ont une capacité dynamique beaucoup plus faible (environ 30 dB). La cochlée saine comprime la dynamique des sons incidents, pour en permettre le codage par le système auditif. Cette fonction de compression est réalisée par les cellules ciliées externes, qui influencent activement le mécanisme cochléaire pour les sons faibles à moyens (amplificateur cochléaire). La *figure 5* montre une caractéristique de transfert de la cochlée représentée par la vitesse de déplacement de la membrane basilaire en fonction du niveau d'entrée (Ruggero et Rich, 1991). La croissance, linéaire dans les bas niveaux, est ensuite comprimée pour les niveaux moyens et redevient linéaire aux niveaux élevés. Les taux de compression dans les niveaux moyens sont compris entre 3 et 5 environ.

Avec les atteintes des cellules ciliées externes associées aux pertes auditives de perception, cette fonction normalement compressive devient linéaire et la cochlée perd sa caractéristique de compression.

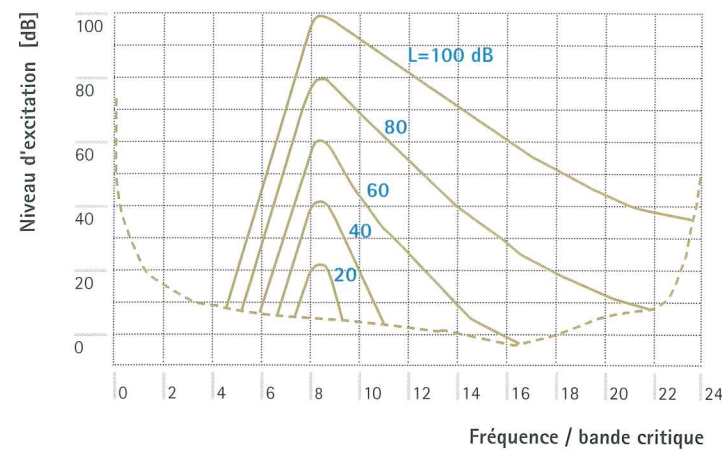


Figure 4
Courbes d'accord en fonction du niveau d'excitation d'un bruit filtré d'une bande critique de largeur, à la fréquence centrale de 1 kHz et aux niveaux indiqués. La ligne pointillée représente le seuil auditif dans le calme. Adapté de Zwicker et Fastl (1990).

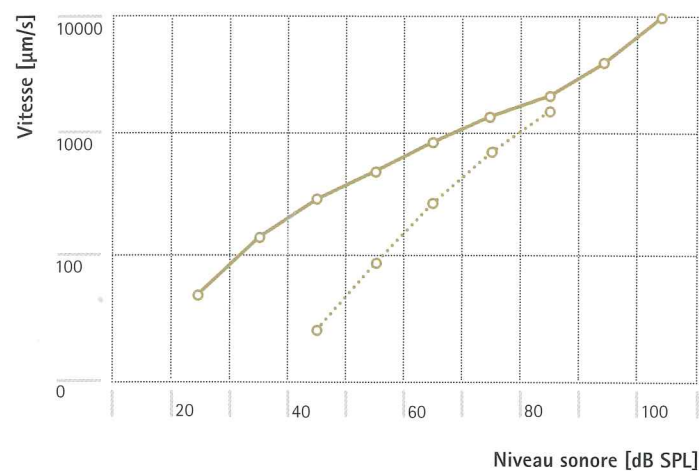


Figure 5
Fonction de transfert de la membrane basilaire du chinchilla juste avant (trait plein) et après (trait pointillé) l'injection d'une drogue qui annihile la fonction des cellules ciliées externes. Peu après l'injection (11-19 minutes), la fonction de transfert de la fréquence centrale est nettement altérée. La plus forte modification est observée pour les faibles niveaux, alors que la réponse reste presque intacte aux niveaux élevés. Ceci montre clairement que la compression de la cochlée disparaît quand la fonction des cellules ciliées externes est réduite. Adapté de Ruggero et Rich (1991).

La pente de la courbe de transfert cochléaire devient beaucoup plus abrupte et se trouve aussi décalée vers les niveaux d'entrée plus élevés.

La conséquence de l'altération fonctionnelle des cellules ciliées externes est double: l'audibilité est réduite (décalage du seuil) et les mécanismes cochléaires hautement spécialisés de traitement par compression sont perdus (recrutement).

Pour compenser ces effets, les aides auditives amplifient et compriment le signal acoustique présenté à l'oreille du malentendant.

Sommation de sonie

Les expériences psychoacoustiques ont également montré que nous ne percevons pas de la même façon les sons à bande étroite et à bande large (Zwicker et al., 1957; Moore, 1995). Ceci résulte du filtrage des sons par bandes critiques et des non linéarités cochléaires. Pour qu'un son à bande étroite et un son à bande large procurent la même sensation d'intensité sonore, le niveau physique du son à bande étroite doit être de 10 à 20 dB supérieur à celui du son large bande. Ceci parce que le son à bande étroite n'excite qu'un filtre cochléaire alors que le son large bande active toute la cochlée. Du fait que le signal est comprimé par le traitement cochléaire normal, la perception de sonie résultant de la stimulation de plusieurs bandes est plus élevée que quand une seule bande est excitée. Ce phénomène est connu sous le nom de sommation de sonie.

Digital Perception Processing dans Claro

Le Digital Perception Processing (traitement numérique de la perception; DPP) de Claro comprend un modèle psychoacoustique éprouvé pour calculer le modèle perceptif engendré par la cochlée saine (Launer, 1995; Dau et al., 1996a; Dau et al., 1996b; Moore et al., 1999). Ce modèle contrôle la sonie dans 20 bandes critiques plutôt que de s'appuyer sur les paramètres physiques du son.

Comme nous l'avons décrit dans le chapitre précédent, les filtres de bandes critiques cochléaires sont asymétriques, interdépendants, et dépendants du niveau et de la fréquence. Les 20 bandes critiques du traitement numérique de la perception (DPP) de Claro sont semblables à celles de la cochlée, c'est-à-dire asymétriques, interdépendantes, et dépendantes du niveau et de la fréquence. Le DPP de Claro amplifie les sons pour mieux compenser l'altération du traitement dans la cochlée déficiente. Claro atteint ce résultat en écoutant les sons à la fois à l'aide de modèles de la cochlée saine et de la cochlée malade.

Masquage

L'un des principaux avantages du traitement du signal de Claro basé sur la perception est de prendre correctement en compte l'effet de masquage des aigus par les graves, ce que ne peuvent pas faire les systèmes à compression multi-bandes conventionnels.

Ces derniers systèmes, dans lesquels les bandes ne sont pas couplées, sont symétriques et sont indépendantes du niveau, appliquent un gain élevé dans des bandes fréquentielles où le niveau du signal est faible, même si ces composantes devraient être masquées spectralement dans une cochlée saine. Des composantes sonores qui devraient être inaudibles sont amplifiées, ce qui génère un bruit perturbant et affecte la clarté et la qualité sonores.

Le modèle DPP de Claro prend en compte l'effet de masquage des sons et amplifie fidèlement les signaux au plan perceptif. La prise en compte du masquage des fréquences aiguës évite une amplification inutilement élevée des composantes faibles du signal. La *figure 6* montre schématiquement l'effet du DPP comparé à celui d'un système de compression multi-bandes.

Contrôle de la sonie

Le DPP de Claro contrôle en permanence la sonie des sons incidents. Cette information est utilisée pour calculer le gain correct qui doit lui être appliqué. L'utilisateur de Claro

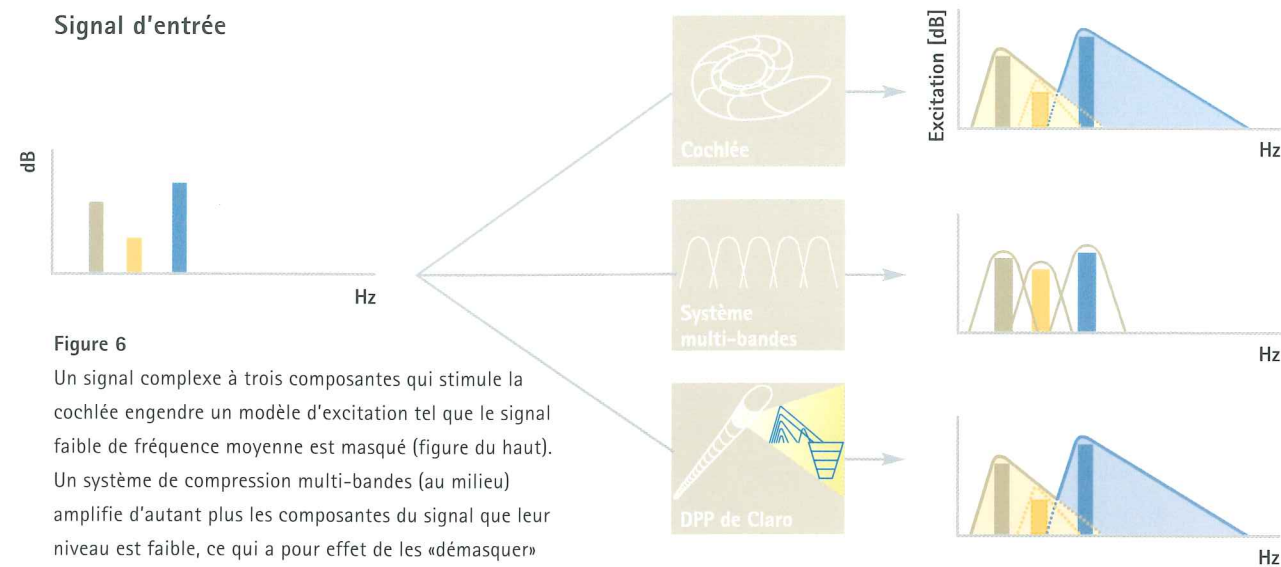


Figure 6
Un signal complexe à trois composantes qui stimule la cochlée engendre un modèle d'excitation tel que le signal faible de fréquence moyenne est masqué (figure du haut). Un système de compression multi-bandes (au milieu) amplifie d'autant plus les composantes du signal que leur niveau est faible, ce qui a pour effet de les «démasker» et d'influencer négativement la perception du son. L'amplification DPP de Claro (en bas) calcule le modèle d'excitation dans 20 bandes critiques et les composantes masquées restent inaudibles. Il en résulte une reproduction sonore plus pure et plus claire.

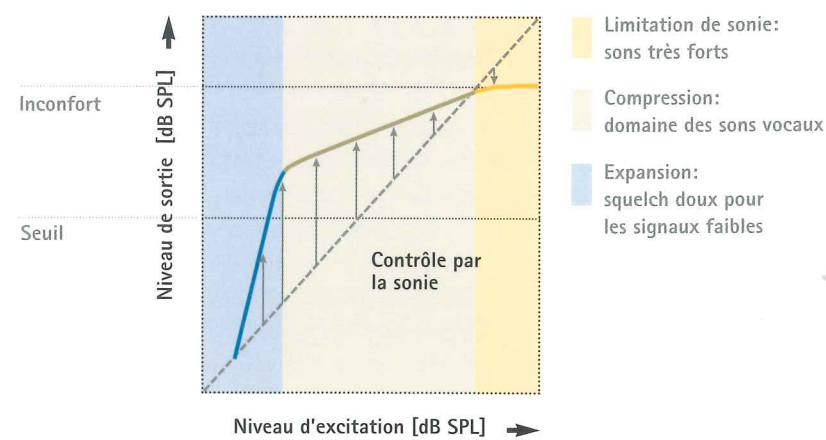


Figure 7
Domaine d'action du DPP de Claro. Dans le domaine couvrant les fréquences vocales utiles, le gain est contrôlé par la sonie et une compression appropriée, au sens de la perception, est appliquée au signal (zone du milieu). Les flèches noires matérialisent les gains appliqués au signal d'entrée. Les signaux sont positionnés dans l'aire auditive résiduelle. Pour les niveaux d'entrée très élevés (orange), le limiteur de sortie est actif, réduisant la sonie en sortie à un niveau acceptable. Pour les environnements très faibles, l'expansion de dynamique (squelch doux) réduit les gains inutilement élevés (zone bleue).

aura ainsi en toutes circonstances une sensation convenable d'intensité sonore.

Dans les systèmes multi-bandes conventionnels par contre, les fonctions de croissance de sonie délivrent simplement en sortie une image des niveaux de pression acoustiques d'entrée. Les systèmes auditifs contrôlés de cette façon ne permettent pas toujours d'avoir une perception correcte de la sonie. Certains sons peuvent être trop amplifiés, d'autres pas assez. Ceci parce que d'autres paramètres importants qui affectent la sonie, comme les propriétés dynamiques des sons, le masquage spectral et la bande passante, ne sont pas pris en considération.

Le traitement de la perception de Claro offre le niveau de gain correct au plan perceptif dans toutes les situations, quelle que soit la bande passante du signal sonore. Avec Claro des sons qui doivent paraître aussi forts sont entendus avec la même sonie.

Limitation de sonie
Un autre aspect du traitement numérique de la perception est d'utiliser le modèle d'excitation pour contrôler non seulement le gain, mais aussi la limitation des niveaux de sortie. C'est un avantage significatif par rapport aux systèmes de limitation basés sur des lois physiques. Ceux-ci ne prennent en effet pas en compte la totalité des paramètres nécessaires à une limitation des sons basée sur leur perception naturelle correcte: Le DPP, par contre, limite la sortie sonore à un niveau

de sonie spécifique qui est calculé et ajusté individuellement pendant la procédure d'appareillage. En plus de la limitation de sonie DPP, Claro comprend aussi un système de limitation par compression instantanée à temps de retour adaptatif basé sur le niveau physique du signal. Ceci évite les niveaux acoustiques excessifs qui pourraient résulter de sons impulsifs et évite à l'écouteur de l'appareil d'être saturé.

Squelch doux
En plus du traitement du gain et de la sortie, le DPP de Claro comprend un «squelch doux» pour les signaux d'entrée très faibles. Il s'agit d'une expansion de dynamique en dessous du seuil de compression. Dans les situations très calmes, les aides auditives à compression tendent à augmenter leur gain. Il en résulte une amplification des bruits ambiants ou des bruits internes jusqu'à un niveau audible. Au lieu d'une amplification linéaire en dessous du seuil de compression, Claro dispose donc d'une fonction d'expansion (l'opposé de la compression) qui atténue les bruits pour les niveaux d'entrée faibles.

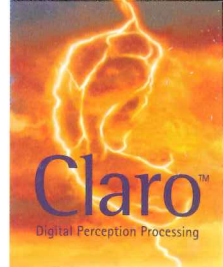
La gamme utile de fonctionnement s'étend du seuil de compression, ajusté au niveau de perception de sonie «très faible» des auditeurs (mais que l'audioprothésiste peut aussi adapter) jusqu'au niveau de limitation des signaux intenses. La figure 7 représente schématiquement la gamme de fonctionnement du DPP de Claro.

Adaptation individuelle de l'algorithme DPP
Pour adapter de façon optimale le modèle de perception de Claro aux besoins individuels du client, il faudrait mesurer son profil de perception de sonie. La pente individuelle de la fonction de croissance de sonie, en plus du seuil auditif, est un élément important pour optimiser l'algorithme DPP. La connaissance des paramètres individuels de croissance de sonie permet d'augmenter les performances de l'aide auditive (voir aussi les informations fondamentales Claro sur le profil de perception de sonie).

Les algorithmes DPP
Les besoins auditifs dépendent de chaque environnement acoustique. La sélection automatique de programmes avec AutoSelect permet à Claro de réagir correctement à des modifications de cet environnement acoustique (voir les informations fondamentales Claro sur AutoSelect). C'est pourquoi deux versions des algorithmes DPP ont été développées.

Le traitement numérique de la perception QuietAdapt est optimisé pour l'audition dans le calme. Il garantit une sonorité naturelle pure et claire – sans distorsion due à une amplification inadéquate. En préservant le modèle perceptif des sons complexes, QuietAdapt garantit que les composantes faibles du signal ne seront pas anormalement amplifiées et ne créeront pas de bruits parasites. NoiseAdapt, pour de meilleures performances dans le bruit, est conçu pour préserver l'audibilité et minimiser l'effet de masquage. Le DPP travaille ici en liaison avec les solutions Claro d'audition dans le bruit: le réducteur de bruit à haute résolution (Fine-scale Noise Canceler) et l'AudioZoom numérique adaptatif. Le son n'est remodelé spectralement que lorsque le masquage des aigus par les graves risque de gêner la clarté de l'audition. Le gain est régulé pour préserver l'audibilité et maintenir le confort.

Aspects temporels
Différentes études ont montré que des sujets atteints de pertes auditives comparables peuvent ne pas avoir les mêmes préférences en ce qui concerne les aspects temporels de la compression. Alors que certains souhaitent des compressions rapides, d'autres demandent des compressions lentes (Kiessling et al., 1997). Ces préférences ne peuvent pas être déduites de la configuration de la perte auditive. Pour cette raison, Phonak a développé deux variantes du DPP de Claro: le DPP adaptatif rapide qui est conçu pour rétablir la structure syllabique de la parole et le DPP adaptatif lent dont l'objectif est de rétablir la sonie globale à long terme. En fonction des préférences individuelles l'une ou l'autre de ces deux variantes peut être sélectionnée.



Résumé

Le traitement numérique de la perception Phonak (Digital Perception Processing) utilise une analyse en 20 bandes critiques analogue à celle de la cochlée, qui correspond à l'analyse auditive de l'oreille saine dans la bande passante de la parole. Le traitement du signal dans ces 20 bandes critiques asymétriques, sécantes et dépendantes du niveau et de la

fréquence, est utilisé pour calculer le modèle d'excitation cochléaire. Il est alors utilisé pour contrôler le gain et la sortie des aides auditives Claro. La valeur correcte du gain est obtenue quels que soient le type de signal d'entrée et la nature du recrutement.

Il en résulte une qualité sonore plus naturelle avec la perception correcte de la sonie dans toutes les situations, quel que soit le signal d'entrée.

Bibliographie

- Dau T., Puschel D. and Kohlrausch A. A quantitative model of the "effective" signal processing in the auditory system. I. Model structure. *J Acoust Soc Am* 1996a; 99:6; 3615-22.
- Dau T., Puschel D. and Kohlrausch A. A quantitative model of the "effective" signal processing in the auditory system. II. Simulations and measurements. *J Acoust Soc Am* 1996b; 99:6; 3623-31.
- Fletcher H. and Munson W. A. The relation between masking and loudness. *J Acoust Soc Am* 1930; 9:1-10.
- Kiessling J., Margolf-Hackl S. and Hartmann A. Nutzen und Akzeptanz unterschiedlicher Kompressionsysteme. Eine Fallstudie zum Vergleich von SC+aRT and WDRC am Beispiel des Phonak Phona P2. *Hörakustik* 1997; 32:9; 4-5, 8-9,12-14.
- Launer S. Loudness Perception in Listeners with Sensorineural Hearing Impairment. Ph.D. Thesis, University of Oldenburg. 1995.
- Moore B. C. J. Perceptual Consequences of Cochlear Damage. Oxford: Oxford Psychology series; No. 28, 1995.
- Moore B. C. J. An Introduction to the Psychology of Hearing. San Diego: Academic Press, 1997.
- Moore B. C. J., Glasberg B. R. and Vickers D. A. Further evaluation of a model of loudness perception applied to cochlear hearing loss. *J Acoust Soc Am* 1999; 106:2; 898-907.
- Ruggero M. A. and Rich N. C. Furosemide alters organ of Corti mechanics: Evidence for feedback of outer hair cells upon the basilar membrane. *Journal of Neuroscience* 1991; 11:1057-1067.
- Zwicker E. and Fastl H. Psychoacoustics - Facts and Models. Berlin: Springer-Verlag, 1990.
- Zwicker E., Flottorp G. and Stevens S. S. Critical band width in loudness summation. *J Acoust Soc Am* 1957; 29:548-557.