

15 PHONAK FOCUS

News/Ideas/High Technology/Acoustics No 15, 1993

MML - Multi Mode Limiting

La maîtrise des propriétés spectrales et temporelles ouvre de nouvelles voies d'applications

Herbert Bächler et Ora Buerkli-Halevy

Introduction

Les technologies modernes ont permis aux fabricants d'ajouter de nouveaux traits caractéristiques à leurs aides auditives. Une des applications des plus passionnantes de ces innovations technologiques est la faculté de disposer, dans le même appareil, d'une combinaison de différents systèmes de limitation du niveau de sortie. Avant de pouvoir discuter de ces nouveaux aspects, il est cependant important de comprendre les fondements cliniques et techniques des mesures des niveaux d'inconfort, ainsi que les différentes méthodes employées pour déterminer la puissance de sortie maximale admissible des appareils. Bien que de nombreux systèmes de limitation soient depuis longtemps disponibles, beaucoup de praticiens n'ont pas encore une vision très claire de la façon dont ils fonctionnent, ni des critères importants qui permettent d'évaluer leurs performances. Les principes méthodologiques propres à indiquer dans quels cas ces différents dispositifs devraient être utilisés, font également totalement défaut. De nombreux articles ont déjà été publiés sur

ce sujet, mais bien peu ont aidé à clarifier la situation. Un grand nombre d'entre eux a même contribué à accroître la confusion qui règne en ce domaine. Une autre source de confusion résulte du fait que le même système de limitation du niveau de sortie peut être, techniquement parlant, réalisé de plusieurs façons différentes.

Le but de cet article est d'aider à mieux comprendre le comportement fonctionnel des différents systèmes de limitation du niveau de sortie. Le lecteur est prié de se référer à la bibliographie pour approfondir les questions qui ne seraient pas développées en détail ici.

Détermination de la gamme dynamique d'une aide auditive.

On a souvent tendance à sous-estimer l'importance que revêt la détermination correcte de la gamme dynamique des aides auditives. Avec l'avènement des systèmes de mesure *in vivo*, l'emploi des formules d'appareillage s'est largement répandu. Comme conséquence, l'adaptation prothétique s'est polarisée sur l'optimisation de la

courbe de réponse du gain en fonction de la fréquence, en attachant trop peu - ou pas du tout - d'attention à la sélection correcte de la puissance maximale de sortie des appareils (SSPL90 = Saturation Sound Pressure Level) (Hawkins 1984, Dillon & Macrae 1984, Libby 1985).

Il serait sans doute imprudent d'affirmer que la détermination du gain et de la courbe de réponse en fréquence des appareils est plus importante que le réglage correct du SSPL90. La sélection inadéquate du SSPL90 est même probablement à l'origine de l'insatisfaction d'un grand nombre d'utilisateurs d'aides auditives (Hawkins 1984). Alors que la plupart des auteurs cités admettent que de la mauvaise adaptation du SSPL90 résulte une sur-amplification, nous pouvons trouver d'autres indications sérieuses qui montrent que sous-estimer le SSPL90 peut tout autant être problématique.

Il faut soustraire le gain de l'appareil de son niveau de saturation (SSPL90), pour obtenir le seuil de saturation. Il n'est pas rare de trouver des seuils de

saturation qui soient du même ordre de grandeur que le niveau normal des sons environnants (50-60 dB SPL), ce qui place les appareils en situation de saturation permanente (Dillon & Macrae 1984). Un SSPL90 trop bas réduit, souvent sans réelle nécessité, la dynamique utilisable de l'appareil, avec comme conséquence la suppression de certaines composantes d'amplitude du signal vocal. Ceci peut conduire à une perte d'informations vocales et à une moindre variété de niveaux sonores soumis à l'utilisateur (Dillon & Macrae 1984). A chaque fois que l'appareil sature, il inflige en outre à l'utilisateur des produits de distorsion dont la conséquence peut être d'abaisser inutilement son niveau d'inconfort appareillé (Fortune et col. 1991).

Lors de la détermination de la gamme dynamique, l'utilisateur est généralement considéré uniquement en tant qu'auditeur. De ce fait, le but de l'appareillage est d'amplifier les voix de ses interlocuteurs, de telle sorte que leurs spectres moyens soient proches du niveau de confort du sujet. Nous oublions cependant souvent, dans cette démarche, de considérer que l'utilisateur est non seulement un auditeur, mais également un locuteur. Le spectre vocal de sa propre voix est d'environ 15 dB plus élevé que celui de la voix d'un locuteur situé à une distance de 1 mètre environ (Skinner 1988b). Kuk (1991), a montré que les malentendants demandaient un gain d'insertion plus élevé lorsqu'ils écoutaient d'autres personnes parler que lorsqu'ils s'agissait de leur propre voix. Kuk va même jusqu'à suggérer qu'un programme spécial "Voix forte" soit inclus dans les appareils à multi-programmation.

Mesure des niveaux d'inconfort

On peut supposer, sans grand risque d'erreur, que la raison qui conduit à

négliger la détermination du SSPL90 est l'absence de méthodes précises de mesure du niveau d'inconfort. De même, le manque d'informations concrètes qui établiraient l'importance de ces mesures sur les performances de l'appareillage dans les situations de la vie courante, nuit à l'intérêt qui leur est porté (Filion & Margolis 1989).

Carhart, en 1946, a suggéré pour la première fois de mesurer le niveau d'inconfort dans le but de définir les réglages du SSPL90 (Filion & Margolis 1992). A peu près à la même époque, Lybarger développait sa règle du demi-gain. Il est assez étonnant d'observer qui si peu de choses ont changé, depuis lors, dans les méthodes d'appareillage. L'avènement des nouveaux systèmes non linéaires de traitement du signal, ainsi que l'évolution de la technologie des aides auditives, révèlent avec de plus en plus d'acuité l'insuffisance de la mesure du seuil d'audition pour décrire la pathologie auditive (Sammeth, Birman & Hecox 1989). Il est également très clair que de meilleures technologies ne peuvent pas suffire, à elles seules, à améliorer la correction prothétique: Les stratégies de diagnostic et d'appareillage doivent, elles aussi, progresser.

Alors que les mesures des seuils auditifs sont reconnues précises et fidèles (même si elles ne sont pas forcément irréfutables pour l'adaptation prothétique), la détermination du niveau le plus confortable et celle du niveau d'inconfort, restent très problématiques.

Les résultats des mesures de l'inconfort dépendent largement des facteurs suivants:

1. Instructions données au patient - La différence entre les critères qui définissent les instructions relatives à l'inconfort initial (désagréable) et

notoire (douleur) peuvent affecter le niveau d'inconfort mesuré d'une façon significative (Hawkins 1984). La vaste gamme de valeurs obtenues pour l'inconfort, selon le type d'instructions données (de 77 dB SPL à plus de 121 dB SPL), rend la sélection du SSPL90 très difficile à établir sur de telles bases. Aucun de ces types d'instructions ne révèle d'ailleurs d'avantage évident par rapport aux autres. En outre, différents opérateurs qui utilisent la même instruction, peuvent obtenir des différences substantielles entre leurs résultats (Geller & Margolis 1984).

2. Choix du stimulus - Aucun consensus n'existe quant au stimulus qui devrait être employé pour établir le niveau d'inconfort. La littérature fait aussi bien état de l'emploi de sons complexes tels que de la parole, des bruits large bande ou des bruits de cafétéria, que de sons discrets tels que des sons purs ou des bandes étroites de bruit (Voir Beattie 1988, pour une bibliographie détaillée). L'emploi de stimuli à caractères fréquentiels peut être intéressant car les niveaux d'inconfort peuvent varier d'une façon notable en fonction de la fréquence (Hawkins 1984). Mais on peut aussi dire que les sons complexes sont plus représentatifs des types de signaux rencontrés dans la vie courante.

Une question fondamentale est de se demander si les réglages du SSPL90 ne sont pas trop forts pour écouter des sons large bande tels que de la parole, lorsque la courbe de saturation est déduite de mesures de niveaux d'inconfort obtenus avec des signaux à bande étroite (Walker et col. 1984). Ceci pourrait être le cas, car l'emploi de stimuli à bande étroite ne permet pas de prendre en compte l'effet de sommation des intensités sonores. Bentler & Pavlovic (1989) ont trouvé que l'effet de sommation des intensités acoustiques dépend du nombre de

composantes spectrales considérées et de leur puissance totale. Ils ont découvert, en outre, que l'effet de sommation d'intensités au voisinage de l'inconfort était plus important chez des sujets malentendants que chez des sujets bien entendants.

Quand un son complexe est utilisé pour mesurer l'inconfort, une source supplémentaire d'imprécision provient du fait que les caractéristiques sur coupleur des aides auditives sont, quant à elles, établies à l'aide de sons purs. Bien que l'erreur qui en résulte puisse ne pas être très significative (Beattie 1988), la moindre précision obtenue est bien réelle.

3. Présentation du stimulus - La pratique courante est de mesurer le niveau d'inconfort en présentant les stimuli (discrets ou complexes) à l'aide d'un casque, puis d'utiliser ces mesures pour sélectionner le niveau de saturation de l'appareil, défini par des mesures sur coupleur (Berger 1980, McCandless & Lyregaard 1983). Hawkins (1980) et Cox (1983) ont proposé des procédures plus précises, qui utilisent un écouteur intégré et le propre embout du sujet. Ces procédures n'ont pas eu beaucoup de succès et ont par ailleurs l'inconvénient de ne pas convenir à la détermination du niveau d'inconfort pour des intra-auriculaires.

L'introduction des écouteurs intégrés (Killion 1984) a ouvert la voie à des mesures d'inconfort plus en rapport avec l'appareillage. Les écouteurs intégrés sont calibrés sur le coupleur de 2 cc, ce qui élimine la source d'imprécision liée aux conversions des données, par ailleurs nécessaires (Hawkins et col. 1990). L'écouteur intégré prend aussi en compte, comme le fait l'aide auditive, les caractéristiques propres de chaque oreille (Clemis et col. 1986). L'emploi des écouteurs intégrés est cependant limité par le

fait qu'ils ne peuvent pas délivrer plus de 120 dB SPL entre 500 et 4000 Hz (mesures sur coupleur de Zwischenicki).

Il faut aussi se demander si les niveaux d'inconfort mesurés avec un audiомètre et un casque, sont le reflet précis de ceux que l'on obtient concrètement avec le véritable appareil auditif. Les stimuli fournis par un audiомètre au travers d'un casque sont en principe exempts de distorsions, même à des niveaux élevés de pressions acoustiques. C'est rarement le cas avec des appareils auditifs, qui peuvent saturer à des niveaux relativement faibles (Fortune et col. 1991). Chacun sait que la distorsion produite par un appareil, et qui résulte de sa saturation, peut affecter la qualité sonore. Cette distorsion peut également affecter la sensation d'intensité sonore, ce qui conduit à des niveaux d'inconfort appareillés plus faibles que ceux que l'on trouve au casque. Ces observations doivent inciter les audioprothésistes à envisager une augmentation du SSPL90 lorsque le sujet se plaint de problèmes de tolérance avec ses aides auditives, réglées à des niveaux de saturation faibles.

4. Effet de l'accoutumance - L'expérience du sujet sur le résultat des mesures d'inconfort est très significatif dans la pratique (Walker et col. 1984). De nombreux auteurs ont fait état d'une augmentation systématique des niveaux d'inconfort mesurés au fil de séances successives (Cox 1981, Bentler & Pavlovic 1989). Cet effet d'accoutumance peut conduire à régler la saturation des appareils à un niveau plus faible que nécessaire.

5. Méthodes psychophysiques - L'audiométrie automatique de Békésy, la méthode des limites, la méthode des ajustements et les stimuli entretenus, sont des procédures décrites et utilisées pour mesurer l'in-

confort, la méthode employée ayant également une influence sur le résultat final des mesures. Une vue d'ensemble des différentes méthodes psychophysiques se trouve dans Skinner (1988a).

Dans un examen des publications relatives à l'analyse de la fiabilité des mesures de l'inconfort, Sammeth et col. (1989) indiquent que la plupart des travaux étudient, avec des sujets bien entendants, la variabilité intergroupes et non pas la variabilité individuelle dans le temps. Les procédures utilisées ne reflètent pas non plus les réalités quotidiennes. Même si l'on suppose que les niveaux d'inconfort peuvent être mesurés avec précision, nous ne savons toujours pas si cette mesure est une source d'informations réellement exploitable (Filion & Margolis 1989). Les réponses obtenues dans la pratique, au casque et avec des sons purs, sont-elles pertinentes en regard des conditions quotidiennes d'utilisation d'une aide auditive? Les niveaux de confort et d'inconfort mesurés ont-ils un rapport avec l'expérience vécue de l'intensité, condition propre à rendre ces mesures significatives pour apprécier l'opportunité du choix d'un appareil? (Geller & Margolis 1984)

Procédures de prescription du niveau de saturation (SSPL90)

Le niveau de saturation d'un appareil, le SSPL90, peut être déduit de la mesure directe de l'inconfort ou d'une estimation de celui-ci, calculée à partir des valeurs du seuil d'audition. Skinner (1988) a analysé 8 méthodes différentes de prescription, sur les bases des critères utilisés pour apprécier le niveau d'inconfort, des procédures psychophysiques, des écouteurs employés pour transmettre le stimulus et de leur calibration, des stimuli, et des facteurs de corrections. Hawkins et col. (1992) ont comparé les recom-

mandations de SSPL90 résultant de 6 procédures différentes (Mesure des deux niveaux - Berger, POGO; estimation de l'inconfort - Cox, Seewald & Ross; échelles de classification - Cox, Hawkins). Ils ont trouvé que, si la différence moyenne entre les diverses procédures est faible, les écarts individuels observés d'une méthode à l'autre pouvaient souvent être substantiels, ce qui conduit à l'évidence à recommander des valeurs très différentes pour le réglage du niveau de saturation des appareils. Dans des cas extrêmes, les différentes procédures ont indiqué des SSPL90 variant de 100 à 125 dB SPL. Aucun travail de recherche n'existe à ce jour, qui établirait une corrélation entre une méthode spécifique et le degré de satisfaction de l'utilisateur.

Quand le niveau d'inconfort ne peut pas être mesuré directement, le SSPL90 peut être évalué à partir du seuil auditif tonal. De telles formules d'évaluation ont été développées par Skinner (1988), Cox (1981) et Pascoe (1988).

Procédures des échelles de classification de l'intensité sonore

Comme nous l'avons mentionné plus haut, les mesures du niveau d'inconfort sont très sensibles à la nature des instructions données, à la procédure psychométrique employée, au choix du stimulus et à l'effet d'accoutumance. Ces remarques incitent à penser que de telles mesures pourraient ne pas être appropriées à l'adaptation des aides auditives (Geller & Margolis 1984). L'estimation de la sensation d'intensité sonore (les échelles de classification de l'intensité sonore) a fait l'objet d'études approfondies et semble, par contre, fournir des résultats très fiables et indépendants de l'âge ou des conditions d'écoute. Il est assez surprenant d'observer que, en dépit du fait que les premières publica-

tions sur ce sujet datent de 1956 (Stevens) et que de nombreuses autres les aient suivies (Heller 1985, Hellbrück et col. 1981, Geller & Margolis 1984, Knight & Margolis 1984, Margolis 1985, Moser 1987, Pascoe 1988, Pluvinage 1989, Hellman & Meiselman 1990), ces procédures n'ont pas encore reçu tout l'écho qu'elles méritent dans la pratique clinique de l'analyse de la pathologie de l'audition.

Systèmes de limitation de la sortie

Les systèmes de limitation du niveau de sortie peuvent être réalisés au moyen de peak-clipping ou de compressions. Alors que les possibilités et les limites des peak-clipping sont relativement bien comprises, les systèmes de compression d'amplitude, dans les appareils auditifs, constituent un sujet "...dénaturé par la confusion terminologique. Une pléthora de termes est utilisée pour décrire les amplificateurs à compression, les mêmes termes étant parfois utilisés par des auteurs différents dans des acceptations différentes" (Walker & Dillon 1982).

L'emploi des compressions d'amplitude a été proposé pour la première fois en 1937 (Braida & col. 1979).

La plupart des articles consacrés depuis lors à ce sujet, s'est concentrée sur l'analyse des propriétés statiques des systèmes de compression. Les propriétés statiques sont définies au moyen de la caractéristique Entrée/Sortie, mesurée à une fréquence particulière à l'aide d'un signal sinusoïdal.

Elles permettent de définir le taux de compression et le seuil de compression, souvent appelé coude de compression. Mais la description complète d'un tel système doit également comprendre l'analyse de ses propriétés dynamiques. Les propriétés dynamiques, temps d'attaque et de retour, sont habituellement mesurées à l'aide

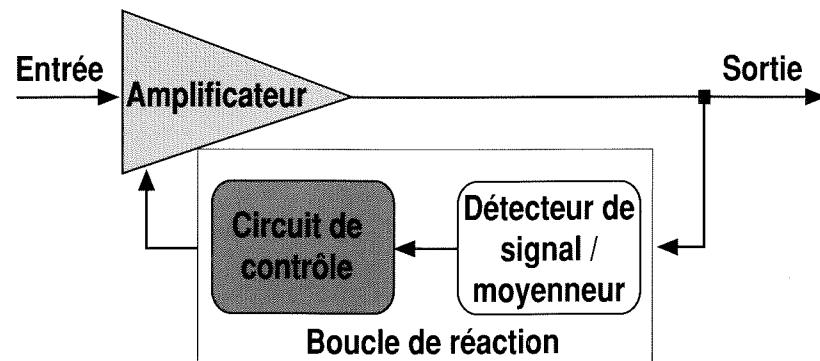
d'une séquence de signaux d'amplitudes différentes (Sinusoïde de fréquence donnée, dont la séquence d'amplitudes est à 55-80-55 dB SPL). Ces mesures ne sont cependant pas totalement représentatives, si l'on tient compte du fait que la parole est composée d'évènements simultanés. Il est donc très important d'observer la structure temporelle de la parole et de la rapporter aux propriétés temporelles (temps d'attaque et de retour) du système de compression.

Les compressions sont habituellement classées en systèmes contrôlés par l'entrée ou par la sortie. Leurs propriétés typiques sont par erreur associées à l'un ou l'autre de ces modes de contrôle. Les propriétés fondamentales des systèmes de compression sont cependant indépendantes de la façon dont ils sont contrôlés.

La boucle de réaction d'un système de compression, réalisé au moyen d'un CAG (fig. 1), comprend un détecteur de signal/moyenneur et un circuit de contrôle. Le détecteur de signal/moyenneur, qui mesure le niveau du signal, analyse en permanence son amplitude et en calcule la valeur moyenne ou simplement la puissance. C'est lui qui détermine les propriétés dynamiques du système, à savoir ses constantes de temps (attaque et rétablissement). Le circuit de contrôle, qui pilote l'amplificateur à gain variable, quant à lui, détermine les caractéristiques statiques du système de compression (seuil et taux de compression).

Un très grand nombre de paramètres peuvent être définis au niveau du détecteur de signal/moyenneur et du circuit de contrôle. Ce sont autant de degrés de liberté lors de la conception. Ces paramètres peuvent être optimisés afin de réaliser un type donné de CAG, qui correspond à une fonction souhaitée.

Fig. 1
Diagramme schématique d'un circuit de CAG



Walker & Dillon (1982) et Dillon (1990) ont décrit trois types distincts de compressions appliquées aux aides auditives: le limiteur par compression, la compression syllabique et le contrôle automatique de volume lent (CAV).

La sélection appropriée des paramètres statiques et dynamiques, de même que le choix de l'emplacement de la boucle de réaction par rapport au réglage du volume (AGCo ou AGCi) sont tous liés au type de compression que l'on se propose de réaliser.

Bien que le tableau 1 soit un guide très utile pour orienter les décisions générales relatives à la conception des circuits de compression, il reste nécessaire de mieux définir les termes, notamment en ce qui concerne les constantes de temps.

Pondération temporelle

Afin de pouvoir définir avec plus de précision ce que l'on entend par les termes généraux de temps très courts, courts ou longs, il faut tout d'abord s'intéresser à la structure temporelle

Tableau 1

| | Compression syllabique | Limitation par compression | Contrôle automatique de volume lent |
|----------------------|------------------------|----------------------------|-------------------------------------|
| Seuil de compression | bas | élevé | bas |
| Taux de compression | bas | élevé | élevé |
| Constantes de temps | très courtes | courtes | longues |
| AGCo/AGCi | AGCi | AGCo | AGCo/AGCi |

(adapté de Dillon 1990)

de la parole ainsi qu'à ses niveaux moyens.

Le niveau d'un signal non stationnaire est défini par ce que l'on appelle sa valeur efficace (RMS). Le signal est mesuré et moyenné pendant une période de temps spécifiée, que l'on appelle temps de moyennage T. Les sonomètres de précision disposent généralement de plusieurs temps de moyennage: LENT, RAPIDE, IMPULSIONNEL, etc. Selon les recommandations de la CEI, lent se rapporte à un temps de moyennage de 2s, et rapide à 250 ms.

Le choix de T a une influence significative sur le résultat des mesures (Ludvigsen 1992): le niveau mesuré d'un signal vocal dépend largement du temps de moyennage utilisé. La structure temporelle de la parole peut être évaluée en observant son oscillogramme, qui indique les variations d'amplitude en fonction du temps (l'axe vertical indique l'amplitude et l'axe horizontal représente le temps).

Le tracé inférieur des figures suivantes indique La valeur efficace du signal mesuré, dont l'oscillogramme figure en haut. Observons quelle est l'influence de différents temps de moyennage sur la valeur efficace du signal mesuré. Nous avons choisi quatre temps différents, s'échelonnant de relativement long à très court (200ms, 50ms, 10ms et 1ms). L'observation, dans ce qui suit, porte sur l'analyse d'une phrase en dialecte suisse allemand: "Es isch ja. so...da git aes. Pflan...zae".

Temps de moyennage = 200 ms (fig. 2)

Avec ce temps de moyennage relativement long, nous observons que la valeur efficace du signal varie à peine tout au long de la phrase. **Le niveau moyen reste constant.** Notons qu'il faut environ 200 ms avant d'obtenir

ce niveau moyen. La dernière syllabe n'a pratiquement plus d'énergie.

Temps de moyennage = 50 ms (fig. 3)

Avec ce temps de moyennage modérément court nous voyons que la valeur efficace du signal suit avec une assez bonne précision l'évolution de chaque syllabe et les silences intermédiaires. Dans les pauses vocales, le niveau mesuré atteint la valeur zéro (il ne peut toutefois pas s'annuler plus vite que le temps de moyennage

Fig. 2
Temps de moyennage 200 msec.

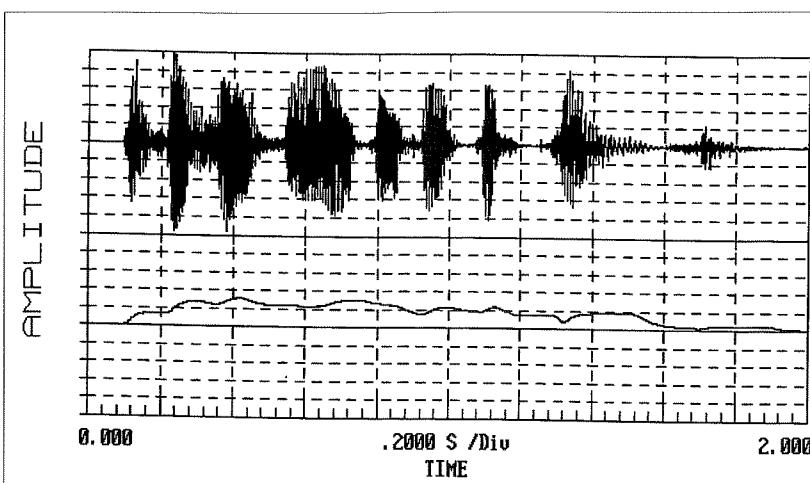
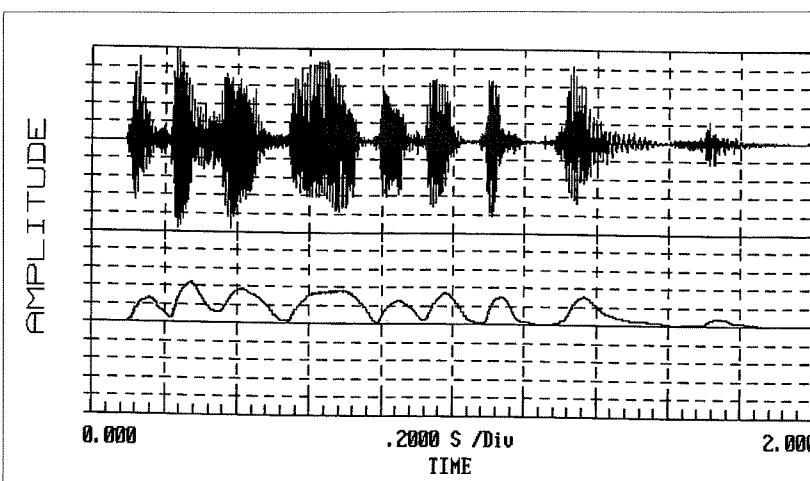


Fig. 3
Temps de moyennage 50 msec.



choisi). Le niveau global des syllabes varie peu de l'une à la suivante. Si l'on compare maintenant ce résultat avec l'enregistrement précédent (où $T=200$ ms), nous pouvons observer que le niveau des différentes syllabes est légèrement plus élevé.

Temps de moyennage = 10 ms (fig. 4)

Pour pouvoir mieux analyser l'effet de ce temps de moyennage relativement court, il est préférable de ne s'intéresser qu'à un seul mot (nous avons choisi le dernier mot:

"Pflan.zae"). On voit ici très clairement que ce temps de moyennage permet de représenter parfaitement les syllabes. Le niveau a encore augmenté par rapport à l'enregistrement précédent.

Temps de moyennage = 1 ms (fig. 5)

Ce temps de moyennage très court permet maintenant de suivre avec précision l'évolution du signal vocal et de détecter chacun des pics qui le caractérisent. Les niveaux enregistrés représentent plus ou moins des "instantanés" de l'onde sonore.

Les données ci-dessus peuvent maintenant être exploitées pour concevoir différents systèmes de compression. L'influence des divers modes de moyennage apparaît clairement. Les propriétés temporelles d'un circuit de CAG doivent être adaptées à la structure temporelle du signal à traiter, ainsi qu'aux spécifications de compression requises (voir tableau 2).

Les propriétés spécifiques du circuit de détection du signal et de moyennage définissent en fait le comportement temporel de la compression et ses constantes de temps. Des temps d'attaque et de rétablissement longs résultent d'une procédure de moyennage lente, alors que la réalisation de temps de réponse brefs exige un circuit rapide de détection des crêtes. Il coule maintenant de source que le choix correct du temps de moyennage est un acte crucial au cours du développement du circuit. Le concepteur de l'aide auditive peut donc définir les paramètres du bloc de compression selon les fonctions qu'il s'est fixé comme objectif d'atteindre.

Dans la majorité des cas, les aides auditives conventionnelles comportent un seul type de compression dont les constantes de temps sont plus ou moins fixes. Une approche plus ra-

Fig. 4
Temps de moyennage 10 msec.

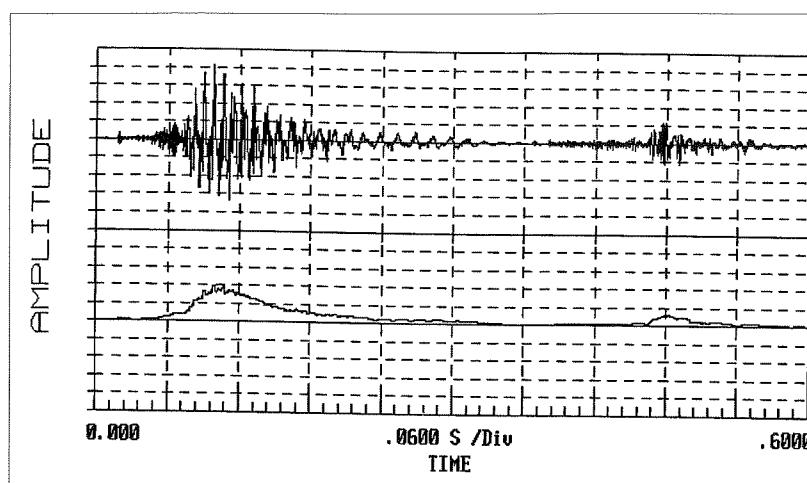
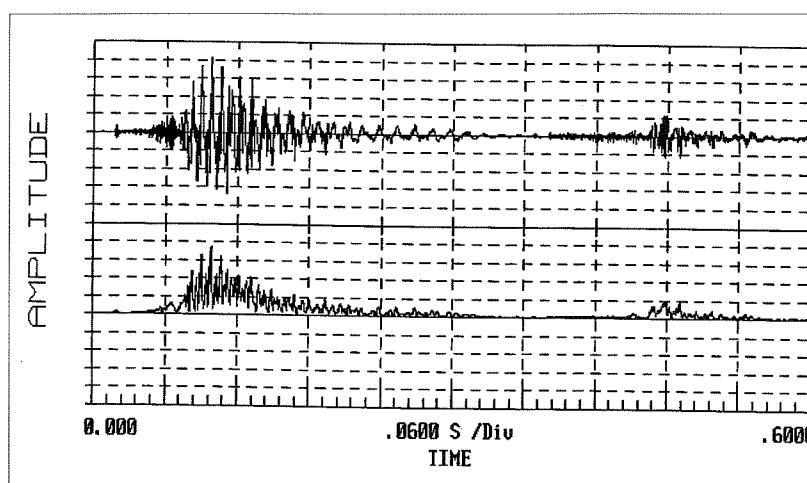


Fig. 5
Temps de moyennage 1 msec.



tionnelle est d'adapter le temps de moyennage, ou les constantes de temps, au signal à traiter ainsi qu'aux caractéristiques spécifiques d'un type particulier de compresseur et à sa destination.

Les technologies modernes, utilisées dans les appareils programmables, permettent aux concepteurs d'imaginer des solutions beaucoup plus souples. Par de simples manipulations des temps de moyennage, il est possi-

ble de changer les performances d'un compresseur qui peut ainsi assurer toutes les fonctions comprises entre celles du peak clipping et celles du limiteur de la sortie par compression.

Pondération spectrale

Notre attention s'est concentrée jusqu'à présent sur les propriétés temporelles et dynamiques du signal à traiter, en négligeant d'examiner son spectre fréquentiel. Il est pourtant tout

aussi important de prendre en considération ses propriétés spectrales, pour comprendre complètement le comportement du système de compression. Bien qu'aucun circuit de filtrage ne soit explicitement représenté dans le schéma bloc du circuit de compression de la fig. 1, le circuit détecteur de signal/moyenneur agit, par le biais de son temps de moyennage, comme un filtre spectral pour les signaux complexes. Le spectre simplifié de la parole, représenté fig. 8, est celui d'un discours continu enregistré avec un temps de moyennage "rapide" (250 ms).

Les formants des voyelles, de basses fréquences, sont dominants dans ce spectre. Les consonnes peuvent produire des pics de grande amplitude, mais qui n'apportent pas de contribution visible à la moyenne à long terme, à moins d'adopter un temps de moyennage beaucoup plus court. Un CAG lent, ou CAV, est ainsi essentiellement stimulé par les voyelles, si l'on suppose que l'environnement acoustique est calme. Chacun sait parfaitement que les spectres des bruits d'ambiance, parole environnante ou conversations simultanées, sont similaires à ceux de la parole. Ils contribueraient ainsi également au déclenchement de la compression.

Supposons maintenant qu'un filtre soit introduit dans la boucle de réaction de la fig. 1. Sa courbe modèle ainsi le spectre du signal avant la mesure de son niveau (Walker & Dillon 1982). Si l'on place par exemple, avant le détecteur de signal/moyenneur, un filtre dont la réponse est l'inverse du spectre du signal, il présentera à l'entrée du circuit de compression un signal dont toutes les composantes ont la même importance. Il en résultera que l'action du circuit de compression ne sera plus prépondérante sur les voyelles ou les autres composantes basses fréquences.

Tableau 2
Propriétés des différents temps de moyennage, application à différents systèmes de compression

| Temps de moyennage T | Caractéristiques des mesures | Type de compression |
|----------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|
| 200 msec...2 sec. | niveau global du signal | contrôle automatique de volume lent |
| 50 msec. | détection des syllabes/pauses vocales | limitation par compression |
| 10 msec. | représentation fidèle des syllabes | compression syllabique |
| 1 msec. | détection des pics | peak clipping |

C'est ainsi que la caractéristique spectrale du compresseur (CAG) offre au concepteur un nouveau degré de liberté pour optimiser le circuit selon l'application envisagée. La fonction fréquentielle caractéristique d'un signal donné peut ainsi être prise en compte au moyen du filtre de boucle.

Multi-Mode-Limiting

Les possibilités de programmer à la fois les paramètres statiques et dynamiques d'un système de CAG, ainsi que sa sensibilité spectrale, peuvent conférer une très grande souplesse d'utilisation à un seul appareil. La faculté d'influencer le comportement fonctionnel de la compression en manipulant correctement ses constantes de temps, associée à la programmation tout aussi subtile de ses paramètres statiques, a rendu possible l'incorporation de quatre types différents de limitation du niveau de sortie dans le même appareil.

L'audioprothésiste peut choisir parmi les quatre systèmes suivants:

- 1. Super-Compression avec a.R.T.** (SC+a.R.T.) - Limitation du niveau de sortie par compression à temps de retour adaptatif (a.R.T.).
- 2. Super-Compression (SC)** - Limitation du niveau de sortie par compression à temps de retour fixe.

3. soft Peak Clipping (sPC) - Peak clipping doux.

4. Peak Clipping (PC) - Peak clipping "dur".

La fig. 6 et le tableau suivant décrivent d'une façon simple ce concept sophistiqué de limitation du niveau de sortie:

| SC + a.R.T. | AVC | AGC |
|-------------|-----|-----|
| SC | | AGC |
| sPC | AVC | PC |
| PC | | PC |

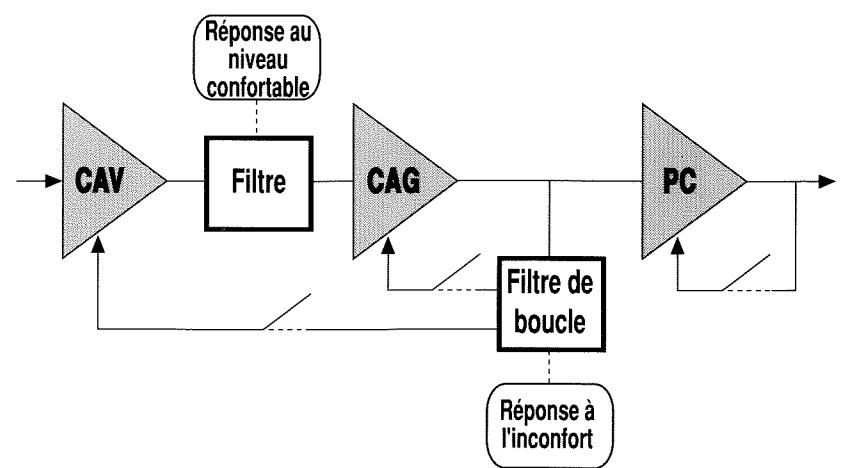
Par construction, un CAG à taux de compression élevé, ajuste la valeur moyenne du signal d'entrée à la va-

leur du seuil de compression. Il réduit ainsi automatiquement l'amplification jusqu'au point où cette condition est remplie (voir fig. 7). Les constantes de temps propres aux CAV et aux CAG influencent simplement la valeur moyenne prise en considération, à savoir la valeur inhérente à un temps de moyennage court ou long.

Les constantes de temps du CAG sont par définition suffisamment courtes pour permettre une "limitation par compression de sortie" des crêtes du signal.

Les constantes de temps du CAV sont longues, puisque ce système est conçu comme un régulateur à long terme,

Fig. 6
Diagramme fonctionnel simplifié démontrant le concept sophistiqué de limitation de la puissance de sortie



qui adapte le niveau sonore global au niveau constant d'écoute confortable.

Le choix de l'un ou l'autre de ces types de limitation du niveau de sortie n'est pas sans avoir une influence sur plusieurs autres paramètres des appareils: leur distorsion harmonique, la réduction de leur gain, leur puissance globale pour la parole et leur dynamique (tableau 3).

vent être observées. Mais si l'on ajoute un CAV à l'écrêtage, il limitera légèrement l'amplification pour les niveaux d'entrée très élevés, avec comme conséquence une forte réduction de la distorsion - c'est une telle combinaison qui constitue le soft Peak Clipping.

Critères pour le choix entre l'écrêtage et la limitation de sortie par compression

Comme conséquence de la forte compression de dynamique recherchée avec les écrêtages, des distorsions harmoniques non négligeables peu-

vent être observées. Mais si l'on ajoute un CAV à l'écrêtage, il limitera légèrement l'amplification pour les niveaux d'entrée très élevés, avec comme conséquence une forte réduction de la distorsion - c'est une telle combinaison qui constitue le soft Peak Clipping.

Le but d'un appareillage est de transposer la parole dans le champ auditif résiduel du malentendant. Prenons en considération la dynamique de la parole normale (fig. 8). Sa moyenne est de l'ordre de 30 dB, et les syllabes les plus faibles sont environ 33 fois moins fortes que les plus intenses. Le niveau moyen de la parole n'est pas placé exactement au milieu de sa dynamique, mais environ 18 dB au-dessus des composantes les plus faibles et 12 dB au-dessous des pics les plus intenses. Il est également important de noter que 1% seulement des crêtes vocales, indépendamment de la fréquence, atteignent réellement le niveau +12 dB. En outre, le spectre vocal varie d'une façon significative en fonction de l'effort vocal investi. Dans le meilleur des cas, le niveau moyen à long terme de la parole devrait coïncider avec le niveau le plus confortable (en faisant abstraction du 1% des pics qui atteignent le niveau maximal). La parole émise à un niveau normal ne devrait en aucun cas déclencher les circuits de CAV ou de CAG.

Fig. 7
Valeur efficace au-dessus du seuil révélant une réduction de gain

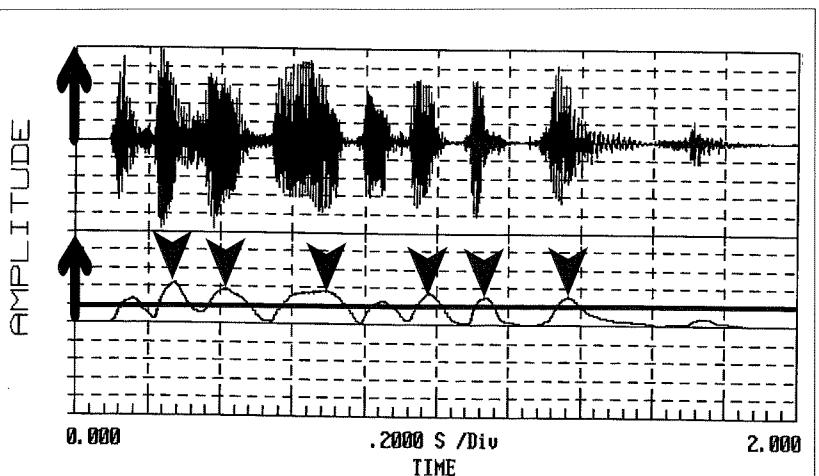


Tableau 3
Influence des différents systèmes de limitation de sortie sur différents paramètres des appareils auditifs

| | Distorsion | Réduction Gain | Puiss. Parole | Dynamique |
|-----------|------------|----------------|---------------|-----------|
| SC+a.R.T. | High | Low | Medium | Medium |
| SC | High | Medium | Medium | Medium |
| sPC | Medium | High | Medium | Medium |
| PC | Medium | High | High | High |

En tenant compte de cette observation, il est possible de définir le plus faible seuil de compression acceptable pour une limitation par compression. Ce seuil minimal correspond au niveau moyen du langage parlé normal, soit environ 60 dB SPL. Le seuil de compression n'étant cependant pas une variable indépendante, nous devons veiller à la façon de le déterminer.

On peut calculer le seuil de compression en soustrayant le gain maximal de l'appareil (FOG = Full On Gain) de son niveau maximal de sortie (MPO = Max. Power Output):

$$\text{Seuil de compression (TH)} = \text{MPO} - \text{FOG}$$

Le gain maximal est souvent appelé "Full On Gain" (FOG) et le niveau de saturation SSPL90 (Saturation Sound Pressure Level) est aussi désigné sous le nom de MPO (Maximum Power Output). Le choix du FOG dans notre formule sous-entend le gain nécessaire à l'utilisateur pour atteindre son niveau le plus confortable + une réserve de gain.

Nous pouvons établir la règle suivante:

La limitation par compression est recommandée quand:

$$\text{TH} = \text{MPO} - \text{FOG} \geq 60 \text{ dB SPL}$$

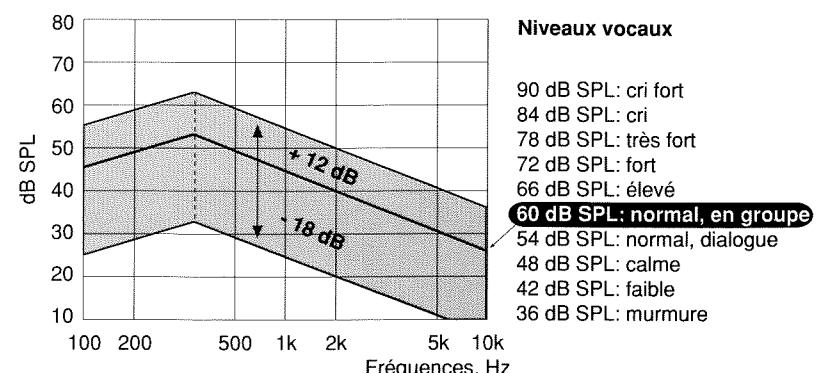
L'écrêtage est recommandé quand:

$$\text{TH} = \text{MPO} - \text{FOG} < 60 \text{ dB SPL}$$

L'évaluation clinique de ces deux types de limitations de la sortie tend à confirmer la règle de sélection établie ci-dessus. Une étude menée sous l'égide du NAL par Dawson, Dillon et Battaglia (1990) s'est intéressée à cette question en comparant directement les préférences de différents utilisateurs pour les appareils à écrêtage ou à limitation par compression. Ils arrivent aux conclusions suivantes:

1. Les patients dont les appareils sont à un plus haut degré de saturation pour un niveau équivalent à l'entrée de 70 dB SPL tendent à obtenir de meilleurs résultats avec les appareils à écrêtage qu'avec ceux qui sont équipés d'un limiteur par compression.

Fig. 8
Spectre simplifié de la parole



2. Ceux qui préfèrent l'écrêtage l'expliquent par la plus grande sensation de puissance que donnent ces appareils.
3. Les patients qui ont les meilleures capacités d'intelligibilité ont tendance à préférer des aides auditives à limitation par compression, avec lesquelles ils atteignent généralement de meilleures performances. ■

Ces résultats (voir point 1) confirment notre formule de sélection du système de limitation de la sortie. Le critère de 60 dB SPL pour le seuil de compression, appliqué dans notre formule, fait référence au gain maximal de l'appareil. En tenant compte de la réserve de gain, le gain réellement utilisé est supposé être de 6 à 10 dB plus faible. Rappelons-nous que le seuil de compression d'une limitation réalisée au moyen d'un CAG de sortie, est par définition directement lié à la position du réglage de volume. Le seuil de compression effectivement appliqué est ainsi automatiquement plus élevé que 60 dB SPL.

Incorporer plusieurs systèmes de limitation différents dans le même appareil ouvre la voie, pour la première

BIBLIOGRAPHIE

- Beattie R., Tures C. "Relationship between saturation sound pressure levels for pure-tone and complex stimuli". Australian Journal of Audiology, Vol. 10, No. 2, 1988.
- Bentler R., Pavlovic C. "Comparison of discomfort levels obtained with pure tones and multitone complexes". J. Acoustic Soc. Am., Vol. 86, No. 1, 1989.
- Braida L.D., Durlach N.I., Lippmann R.P., Hicks B.L., Rabinowitz W.M. & Read C.M. "Hearing aids - a review of past research on linear amplification, amplitude compression and frequency lowering". ASHA monograph No. 19, 1979.
- Clemis J., Ballad W. & Killion M. "Clinical use of an insert earphone". Annals of Otology, Rhinology & Laryngology. Vol. 95, No. 5, 1986.
- Cox, R.M. "Using LDLs to establish hearing aid limiting levels" Hearing Instruments Vol. 32, No. 5, 1981
- Dawson P., Dillon H., Battaglia J. "Output Limiting compression for the severe-profoundly deaf". Australian Journal of Audiology Vol. 13, No. 1, 1990.
- Dillon H., Chew R., Deans M. "Loudness discomfort level measurements and their implications for the design and fitting of hearing aids". Australian Journal of Audiology, Vol. 6, No. 2, 1984
- Dillon H. & Macrae J. "Derivation of design specifications for hearing aids". N.A.L. report No., 102. Australian Government Publishing Service, 1984.
- Dillon H. Compression in hearing aids. In "Handbook of hearing aid amplification, vol. II", Ed. Sandlin R., College-Hill Press, 1990.
- Filion P., Margolis R. "The predictive value of the loudness discomfort level: clinical versus real-life measures". Paper presented at the ASHA, St. Louis, 1989.
- Filion P., Margolis R. "Comparison of clinical and real-life judgments of loudness discomfort". J. American Academy of Audiology, vol. 3, No. 1, 1992.
- Fortune T., Preves D. & Woodruff B. "Saturation-induced distortion and its effects on aided LDL". Hearing Instruments, Vol. 42, No. 10, 1991.
- Geller D., Margolis R. "Magnitude estimation of loudness I: application to hearing aid selection". Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 27, No. 1, 1984.
- Hawkins D. "Selection of a critical electroacoustic characteristic: SSPL90". Hearing Instruments, Vol. 35, No. 11, 1984.
- Hawkins D., Walden B., Montgomery A. & Prosek R. "Description and validation of an LDL procedure designed to select SSPL90". Ear and Hearing Vol. 8, No. 3, 1987.
- Hawkins D., Cooper W. & Thompson D. "Comparisons among SPLs in real ears, 2 cm³ and 6 cm³ couplers". J. Am Acad. Audiol. Vol. 1, No. 3, 1990.
- Hawkins D., Ball T., Beasley H. & Cooper W. "Comparison of SSPL90 selection procedures". J. of the American Academy of Audiology, Vol. 3, No. 1, 1992.
- Hellbrück J., Heller O. & Nowak Th. "Wie genau kann die Lautheitsempfindung bestimmt werden?". Fortschritte der Akustik, Plenarvorträge und Kurzreferate der 8. Tagung der DAGA 1981.
- Heller O. "Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung (KU)". Psychologische Beiträge, Band 27, Heft 1, 1985.
- Hellman R., Neiselman C. "Loudness relations for individuals and groups in normal and impaired hearing". J. Acoustical Soc. Am. Vol. 88, No. 6, 1990.
- Killion M. "New insert earphones for audiology". Hearing Instruments, July 1984
- Knight K.K., Margolis R. "Magnitude estimation of loudness II: Loudness perception in presbycusis listeners". J. of Speech and Hearing Research, Vol. 27, No. 1, 1984.
- Kuk F. "Preferred insertion gain of hearing aids in listening and reading-aloud situations". Journal of Speech and Hearing Research, Vol. 23, No. 3, 1990.
- Libby R. "The LDL to SSPL90 conversion dilemma". Hearing Instruments, Vol. 36, 1985.
- Ludvigsen C. "Comparison of certain measures of speech and noise level". Scandinavian Audiology, Vol. 21, No. 1, 1992.
- Margolis R. "Magnitude estimation of loudness III: Performance of selected hearing aid users". J. of Speech and Hearing Research, Vol. 28, No. 3, 1985.
- McCandless G., Lyregaard P. "Prescription of Gain/Output (POGO) for hearing aids". Hearing Instruments, Vol. 34, No. 1, 1983.
- Moser L.M. "Das Würzburger Hörfeld, ein Test für prothetische Audiometrie". HNO, 35. Band, Heft 8, 1987.
- Pascoe D.P. "An approach to hearing aid selection". Hearing Instruments, Vol. 29, 1978.
- Pascoe D.P., Clinical measurements of auditory dynamic range and their relation to formulas for hearing aid gain. In "Hearing Aid Fitting, theoretical and practical views" ed. Jensen J., 13 Danavox Symposium, 1988.
- Pluvinage V. "Clinical measurement of loudness growth". Hearing Instruments, Vol. 40, No. 3, 1989.
- Preves D. Output limiting and speech enhancement. In "The Vanderbilt hearing aid report II". Eds. Studebaker G., Bess F. & Beck L., York Press, Inc. 1991.
- Sammeth C., Birman M. & Hecox K. "Variability of most comfortable and uncomfortable loudness levels to speech stimuli in the hearing impaired". Ear and Hearing, Vol. 10, No. 2, 1989.
- Skinner M., Criteria for prescribing maximum acoustic output (SSPL90). In "Hearing Aid Evaluation", Prentice Hall 1988a.
- Skinner M., Determining an individual's auditory area. In "Hearing Aid Evaluation", Prentice Hall, 1988b.
- Stevens S. "The direct estimation of sensory magnitude-loudness". American Journal of Psychology, vol. 69, 1956.
- Walker G., Dillon H. "Compression in hearing aids: an analysis, a review and some recommendations", NAL report No. 90, 1982.
- Walker G., Dillon H., Byrne D. & Christen R. "The use of loudness discomfort levels for selecting the maximum output of hearing aids". Australian Journal of Audiology, Vol. 6, No. 1, 1984.
- Wilber L., Kruger B., Killion M. "Reference thresholds for the ER-3A insert earphone". J. Acoust. Soc. Am., Vol. 83, No. 2, 1988.

Pour de plus amples informations:



Herbert Bächler est né à Zurich (Suisse) en 1950. Il obtint son diplôme d'ingénieur électronicien du SFIT (Swiss Federal Institute of Technology) en 1973 et son doctorat de physique en 1978. De 1974 à 1978, il fut assistant de recherche au SFIT, avec comme mission principale la conception et l'optimisation de circuits à faible bruit. De 1978 à 1981, il fut chargé, au sein d'un important laboratoire suisse de circuits intégrés, de la conception de CI analogiques à la demande. Il rejoint le service Recherche et Développement de la société Phonak en 1981, où il est responsable de la recherche fondamentale, du design conceptuel et des technologies appliquées aux systèmes futurs d'aides auditives.



Ora Bürkli-Halevy est audiologue chez Phonak, Suisse. Elle obtint son Bachelor's et Master's degree (grade universitaire) au Collège Hunter à New York et à l'Université «San Francisco State». Outre une activité pratique avec des enfants multi-handicapés, Madame Bürkli travailla dans une importante clinique universitaire et possède une grande expérience dans l'adaptation d'appareils auditifs.