

La nouvelle méthode DSL Version 5 pour l'appareillage des enfants et des adultes

Sheila Moodie, MCISc
Susan Scollie, PhD
Richard Seewald, PhD
Marlene Bagatto, AuD
Steve Beaulac, BESC, BSc

*Centre National d'Audiologie,
Faculté des Sciences de la Santé,
Université de Western Ontario,
London, Ontario, Canada*

Avant-propos

La méthode DSL (Desired Sensation Level) a été développée à l'origine pour fournir aux praticiens une approche scientifique systématique de l'adaptation prothétique pédiatrique, afin d'assurer l'audibilité de la parole amplifiée en considérant uniquement des facteurs associés à la correction prothétique des nourrissons et des jeunes enfants malentendants (Seewald, Ross et Spiro, 1985; Ross et Seewald, 1988; Seewald et Ross, 1988). Cet article résume une série de révisions qui ont été incorporées à la nouvelle version 5 de la méthode DSL, et en particulier la compatibilité avec les mesures de potentiels évoqués auditifs (PEA), la mise à jour des valeurs et des procédures RECD (Real-Ear-to-Coupler Difference), une description de l'algorithme entrée/sortie multistage applicable aux enfants et aux adultes, et la prise en compte des progrès technologiques des aides auditives et des procédures de vérification électroacoustique des performances des appareils adaptés avec les prescriptions de la méthode DSL v5.

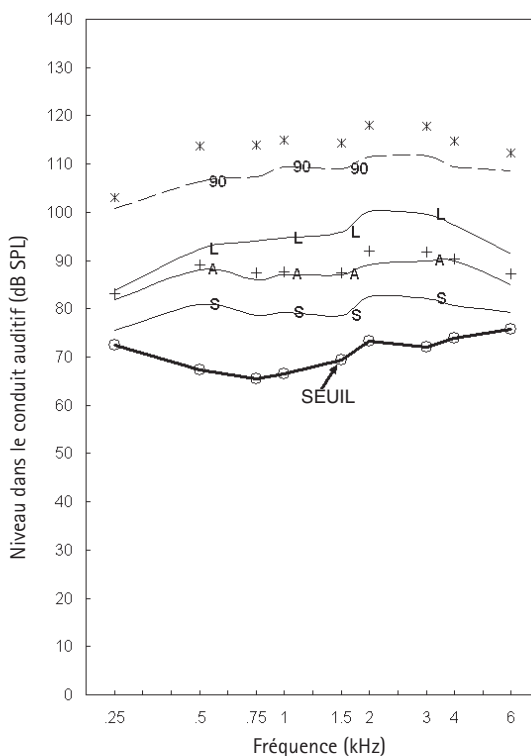
Introduction

Les publications initiales sur le développement de la méthode DSL (Desired Sensation Level) décrivent les objectifs d'adaptation électroacoustique comme devant déterminer des courbes de réponse du gain en fonction de la fréquence telles que la parole amplifiée délivrée à l'enfant soit audible, confortable et pure dans la plus large bande passante utile possible (Seewald, Ross et Spiro, 1985; Seewald, Stelmachovicz et Ross, 1987; Ross et Seewald, 1988; Seewald et Ross, 1988). Les premières versions de la méthode DSL utilisaient des tables de valeurs qui spécifiaient les niveaux cibles de sensation sonore pour la parole amplifiée en fonction de la fréquence et du seuil auditif. Ces niveaux de sensation désirés ou DSL (Desired Sensation Levels), s'appuyaient sur des données décrivant les niveaux de sensation vocale associés aux niveaux d'écoute confortable en fonction des seuils auditifs (p.ex. Kamm, Dirks et Mickey, 1978; Pascoe, 1978) et, plus important encore, décrivant les performances de reconnaissance vocale maximales chez les enfants atteints de pertes auditives neurosensorielles (p.ex. Gengel, Pascoe et Shore, 1971; Erber et Witt, 1977; Macrae, 1986; Smith et Boothroyd, 1989). La méthode DSL fournissait aussi des données cibles pour la limitation appropriée des niveaux de sortie des aides auditives des jeunes enfants, qui dépendaient aussi de la fréquence et du seuil auditif (Seewald, 1991; Seewald, Ramji, Sinclair, Moodie et Jamieson, 1993). Ces tables de références et les feuilles de travail papier/crayon qui les accompagnaient rendaient très lourde la mise en œuvre clinique de la méthode DSL. En 1991, la méthode DSL (DSL v3.0) a été informatisée, devenant ainsi la première méthode assistée par ordinateur pour l'appareillage des jeunes enfants (Seewald, Zelisko, Ramji et Jamieson, 1991). En 1995, Cornelisse, Seewald et Jamieson ont décrit un algorithme d'adaptation électroacoustique sous le nom de formule

DSL input/output (DSL[i/o] v4.0) (Cornelisse, Seewald et Jamieson, 1995). Ce perfectionnement de la méthode DSL originale fournissait des prescriptions pour l'adaptation des aides auditives à compression de toute la gamme dynamique (WDRC) très répandues à cette époque. L'algorithme DSL[i/o] appliquait des données de sonie et une adaptation curvilinéaire pour transposer une large gamme de niveaux d'entrée en niveaux de sortie cibles de l'aide auditive, en fonction de la fréquence. Elle a été utilisée dans les logiciels DSL v4.0 et v4.1 et dans la plupart des logiciels des fabricants d'aides auditives et de systèmes de mesures in vivo.

Figure 1

SPLogram représentant les résultats d'appareillage d'un enfant, au niveau de son conduit auditif (en dB SPL) en fonction de la fréquence (en kHz). Les seuils auditifs de l'enfant (cercles) et les limites supérieures de confort (astérisques) délimitent le champ dynamique résiduel à appareiller. Le niveau de sortie mesuré de la parole conversationnelle moyenne (A) est représenté et comparé aux prescriptions DSL (signes +). Les niveaux de sortie mesurés pour la voix faible (S) et pour la voix forte (L) sont également représentés, de même que le niveau maximal de sortie de l'appareil, mesuré pour 90 dB d'entrée (90).



Le SPLogram, désormais bien accepté, est l'un des piliers de la méthode DSL. Il est plus facile de visualiser l'objectif de transposition de la parole amplifiée dans le champ auditif résiduel en utilisant une échelle de référence en dB SPL dans le conduit auditif. La figure 1 présente à titre d'exemple le SPLogram d'un enfant atteint d'une perte auditive moyenne de 0,25 à 6 kHz. Les seuils auditifs et les niveaux d'inconfort estimés oreille nue définissent le champ auditif résiduel en dB SPL. Les valeurs cibles pour les niveaux vocaux conversationnels amplifiés sont également représentées. Les réponses mesurées pour des niveaux vocaux conversationnels faibles, moyens et forts sont indiquées, de même que le niveau de sortie maximal de l'aide auditive pour un signal d'entrée à bande étroite de 90 dB. Notez que l'étendue du champ auditif résiduel de l'enfant et la position relative de la parole amplifiée, de même que le niveau maximal de sortie de l'aide auditive s'observent et se comparent facilement.

Méthode DSL pour les enfants: études de validation

De nombreuses études ont montré que les enfants bien ou malentendants ont besoin de stimuli plus intenses, de meilleurs niveaux du rapport du signal au bruit et d'une bande passante plus large que les adultes afin d'atteindre des performances similaires (Elliott, Connors, Kille, Levin, Ball et Katz, 1979; Elliott et Katz, 1980; Nozza, 1987; Nabelek et Robinson, 1982; Neuman et Hochberg, 1982; Nitttrouer et Boothroyd, 1990; Nozza, Rossman, Bond et Miller, 1990; Nozza, Miller, Rossman et Bond, 1991; Nozza, Rossman et Bond, 1991; Kortekaas et Stelmachovicz, 2000; Serpanos et Gravel, 2000; Fallon, Trehub et Schneider, 2002). Ceci peut provenir de plusieurs facteurs, et en particulier de la maturation des systèmes auditifs et phonologiques (Nitttrouer et Boothroyd, 1990; Hnath-Chisholm, Laipply et Boothroyd, 1998; Blamey et al., 2001; Nitttrouer, 2002). En se

basant sur ces faits, le développement de la méthode DSL et de ses algorithmes s'est concentré sur une approche de restauration de l'audibilité pour définir l'amplification (Scollie, 2005). Le but était d'appareiller avec précision les nourrissons et les jeunes enfants en leur délivrant des caractéristiques électro-acoustiques appropriées, pour leur assurer l'audibilité de toute la bande passante et de l'enveloppe de la parole conversationnelle, nécessaires à l'acquisition auditive des connaissances (p.ex. Seewald et Ross, 1985; Ling 1989). Plusieurs études de validation de la méthode pédiatrique DSL v4.0 et v4.1 ont été réalisées récemment dans notre laboratoire (Jenstad, Seewald, Cornellie et Shantz, 1999; Jenstad, Pumford, Seewald et Cornelisse, 2000; Scollie, Seewald, Moodie et Dekok, 2000). Les résultats de ces études seront rapidement passés en revue dans les chapitres suivants.

Niveaux d'écoute préférés par les enfants appareillés: comparaison avec les prescriptions

Scollie et al. (2000) ont mesuré les niveaux d'écoute préférés (PLLs = Preferred Listening Levels) de 18 enfants (moyenne d'âge d'environ 10 ans) atteints de différents degrés de pertes auditives neurosensorielles, avec de la parole à un niveau conversationnel que les enfants écoutaient avec leurs propres aides auditives. Le but de l'étude était de déterminer si les aides auditives adaptées avec la méthode DSL[i/o] v4.1 amplifiaient les niveaux vocaux conversationnels aux PLLs des enfants. Un second objectif était de comparer les PLLs des enfants aux prescriptions établies par la formule du National Acoustics Laboratory (NAL) (Byrne et Dillon 1986; Byrne, Parkinson et Newall, 1990; Dillon et Storey, 1998). Les résultats de l'étude ont montré que l'algorithme DSL[i/o] semblait mieux s'approcher des PLLs des utilisateurs pédiatriques que l'algorithme NAL-RP/NL1, chez des enfants préalablement utilisateurs d'aides auditives adaptées selon la méthode DSL, quel que soit le degré de leur perte auditive.

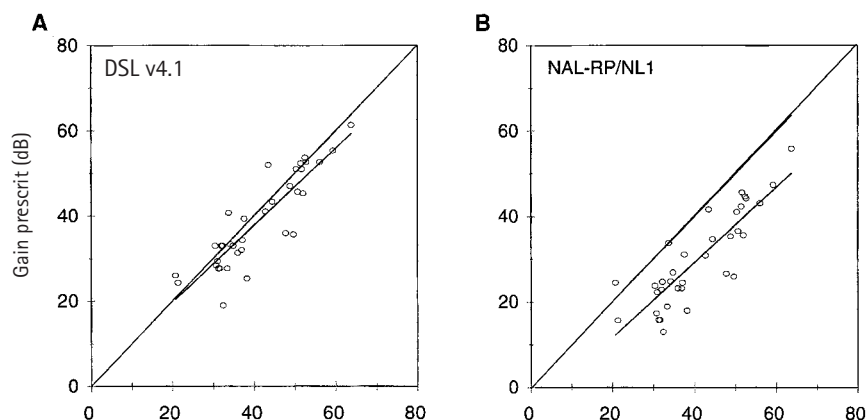
Les prescriptions de DSL[i/o] v4.1 et NAL-RP/NL1 ont été représentées par rapport aux PLLs sur les figures 2 (A) et 2 (B) respectivement, sur lesquelles sont également tracées les régressions linéaires des PLLs de chaque algorithme d'appareillage. Les intervalles de confiance à 95% montrent que les prescriptions DSL se traduisaient par des niveaux d'écoute recommandés qui étaient, en moyenne, 2 dB inférieurs aux PLLs des enfants, avec environ 70% des PLLs situés dans les 5 dB de la prescription DSL. Par contre, on a trouvé que les niveaux d'écoute prescrits par NAL étaient, en moyenne, 10 dB inférieurs aux PLLs des enfants avec environ 9% des PLLs situés dans les 5 dB de la prescription NAL. Ces résultats montrent que les niveaux de la parole conversationnelle amplifiée selon l'algorithme DSL[i/o] sont plus proches des PLLs des utilisateurs pédiatriques que ceux de l'algorithme NAL-RP/NL1, chez des enfants préalablement utilisateurs d'aides auditives adaptées selon DSL, quel que soit le degré de leur perte auditive.

Comparaison des aides auditives à amplification linéaire et à compression de toute la gamme dynamique: mesures de perception vocale et de sonie avec appareil

A la fin des années 1990, deux études (Jenstad et al., 1999; 2000) ont été menées pour comparer des mesures de perception vocale et des mesures de sonie avec des aides auditives à amplification linéaire et à compression de toute la gamme dynamique (WDRC). Dans la première étude, qui a examiné la perception vocale avec appareil, 12 sujets (moyenne d'âge d'environ 16 ans), atteints de pertes auditives neurosensorielles moyennes à sévères, ont été appareillés avec des appareils réglés selon les prescriptions DSL v4, pour l'amplification linéaire et le mode WDRC. L'intelligibilité vocale a été mesurée (a) oreilles nues; (b) en amplification linéaire; et (c) en mode WDRC, avec deux épreuves vocales dans le calme: mots non signifiants et phrases. Les résultats ont montré qu'avec les deux tests vocaux, un plus

Figure 2

Niveaux d'écoute recommandés par DSL v4.1 et NAL-RP/NL1 comparés aux niveaux d'écoute préférés (PLL), pour des oreilles individuelles, dans des conditions d'écoute binaurales. Les régressions linéaires sont également indiquées pour chaque formule de présélection (selon Scollie, Seewald, Moodie et Dekok, 2000).



grand nombre de sujets a tiré un bénéfice des conditions WDRC plutôt que des conditions linéaires. Les résultats ont aussi montré que les aides auditives WDRC adaptées selon les cibles DSL[i/o] assuraient le confort et l'intelligibilité vocale pour une large gamme de niveaux vocaux d'entrée. Dans l'autre étude, qui a examiné des mesures de sonie avec appareil, 10 sujets (moyenne d'âge d'environ 16 ans), atteints de pertes auditives neurosensorielles moyennes à sévères, ont été appareillés avec des aides auditives réglées selon les cibles DSL v4.0 pour l'amplification linéaire et le mode de traitement WDRC (Jenstad et al., 2000). Le seuil, la limite supérieure de confort et la croissance de sonie ont été mesurés (a) oreilles nues; (b) en amplification linéaire et (c) en mode WDRC avec des sons wobulés, des sons environnementaux et de la parole. Les résultats de ces études ont montré que les aides auditives WDRC adaptées à l'aide de l'algorithme DSL[i/o] étaient capables de normaliser la perception de sonie de la parole et des autres sons environnementaux pour une large gamme de niveaux d'entrée.

En résumé, pour l'adaptation prothétique des enfants, on a montré que la méthode DSL avec ses algorithmes de prescription: (1) améliorait significativement les scores de reconnaissance vocale par rapport aux performances oreilles nues; (2) améliorait la reconnaissance de la voix faible et normalisait la sonie quand une version non linéaire de la formule de prescription DSL était utilisée; et (3) donnait des résultats plus proches des PLLs des enfants que la méthode NAL-RP/NL1, chez des enfants préalablement utilisateurs d'aides auditives adaptées selon DSL, quel que soit le degré de leur perte auditive.

Est-il temps d'avoir une nouvelle version de la méthode DSL?

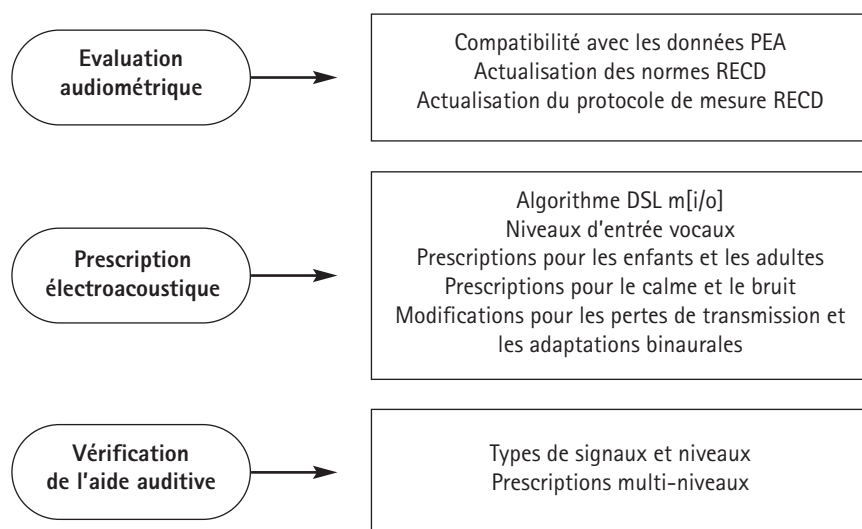
Plusieurs facteurs récents ont incité notre laboratoire à prendre en considération un certain nombre de modifications et de perfectionnements, à la fois de la méthode DSL et de l'algorithme DSL[i/o]. Premièrement, les enfants malentendants sont dépistés à la

naissance et des nourrissons âgés de 6 mois sont appareillés (Joint Committee on Infant Hearing, 2000; American Academy of Audiology, 2003). Ces nourrissons porteront leurs aides auditives avec les réglages définis par les praticiens au moins pendant leurs premières années de vie ce qui renforce l'importance de continuer la recherche et le développement de méthodes objectives reconnues, telles que la méthode d'appareillage DSL. Deuxièmement, les progrès des méthodes de mesures des potentiels évoqués auditifs (PEA) et les évolutions significatives des technologies des aides auditives incitent, voire imposent, de poursuivre ces développements. De plus, depuis le lancement de la version DSL v4.1 assistée par ordinateur en 1997, les rapports de certains praticiens, nos propres études et des publications suggèrent que certaines modifications pourraient être apportées aux algorithmes pour qu'ils s'appliquent mieux aux adultes (p.ex. Moore, Alcántara, et Marriage, 2001). Enfin, les praticiens souhaitent toujours accéder à des algorithmes de prescription génériques plutôt qu'aux méthodes d'adaptation spécifiques des fabricants, en particulier pour les patients pédiatriques. Ceci s'explique à la lumière d'études publiées récemment qui ont montré que, pour des pertes auditives similaires, des patients adultes pouvaient recevoir des caractéristiques électroacoustiques sensiblement différentes selon la méthode d'appareillage du fabricant choisie (Smeds et Leijon, 2001; Keidser, Brew et Peck, 2003; Killion, 2004). En tenant compte de toutes ces considérations, un projet a été initialisé à la fin des années 1990 pour le développement d'une nouvelle version de la méthode DSL (DSL v5) incluant l'algorithme input/output multistage DSL appelé DSL m[i/o].

Le rôle des protocoles cliniques

Tout en faisant évoluer l'algorithme DSL au 21^{ème} siècle, il reste clair pour nous que la sélection électroacoustique ne peut pas être isolée, ni de la façon dont sont collectées les

Figure 3
Processus d'appareillage recommandé par la méthode DSL. Les modifications mises en œuvre dans chaque étape de DSL v5 sont précisées ici.



données d'évaluations audiométriques, ni des procédures de vérification qui seront appliquées au moment de l'adaptation. DSL est plus qu'un simple algorithme de sélection électroacoustique, c'est une méthode constituée d'étapes séquentielles, composant un processus d'adaptation prothétique bien intégré. Comme l'illustre la figure 3, nos travaux se sont fortement concentrés sur l'évaluation audiométrique, la sélection des aides auditives et la vérification des performances auditives avec appareil (Seewald, 1995; Seewald, Moodie, Sinclair et Cornelisse, 1995). Notre programme de recherche actuel comprend non seulement la suite du développement de l'algorithme DSL m[i/o], mais aussi la recherche et le développement de procédures et de protocoles cliniques, destinés à assister de façon appropriée les évaluations pédiatriques et les procédures de vérification et de validation qui peuvent être mises en œuvre dans la pratique clinique (Seewald et al., 1993; Moodie, Seewald et Sinclair, 1994; Seewald, 1995; Bagatto, 2001).

Des informations relatives aux révisions et aux modifications entreprises pour DSL v5 sont indiquées figure 3, pour chacune des étapes du processus d'adaptation prothétique. Ces révisions/modifications seront discutées dans les chapitres suivants.

DSL v5: considérations sur l'évaluation auditive

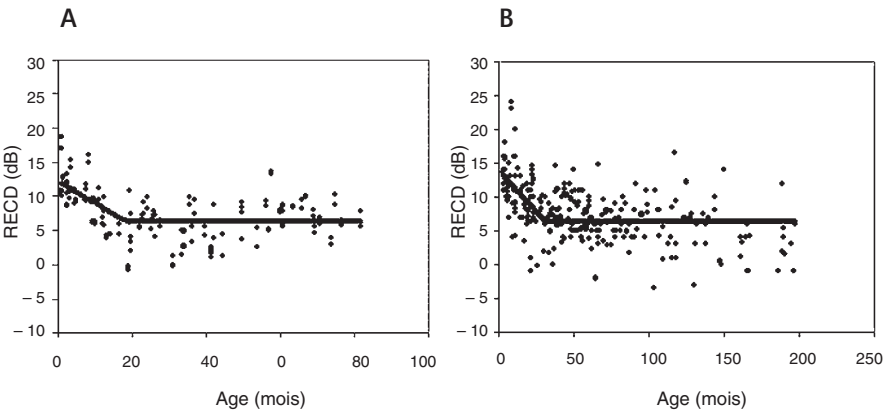
Compatibilité avec les estimations des PEA
Les audiologistes qui travaillent dans les programmes de dépistage et d'intervention auditifs précoces (EHDI = Early Hearing Detection and Intervention) évaluent les capacités auditives des nourrissons à l'aide de méthodes électrophysiologiques (American Speech Language and Hearing Association, 2004; Joint Committee on Infant Hearing, 2000). Les mesures de PEA se sont révélées être utilisables pour estimer les seuils auditifs des jeunes nourrissons (Stappells, 2000a; 2000b; American Speech Language and Hearing

Association, 2004; Joint Committee on Infant Hearing, 2000). Alors que de nombreuses recherches se sont focalisées sur le développement de procédures d'évaluation des seuils auditifs des nourrissons en fonction de la fréquence à partir des PEA, peu de travaux ont été réalisés pour étudier comment appliquer les données de PEA dans les logiciels de prescription des aides auditives. Dans la méthode DSL v5, les praticiens peuvent saisir les données liminaires référencées comme normalized HL (nHL) ou estimated HL (eHL). Nous renvoyons le lecteur intéressé aux travaux de Bagatto et al. (2005), qui donnent une description détaillée des données électrophysiologiques référencées nHL et eHL. De nombreuses études ont montré que les estimations de seuils par les PEA sont supérieures aux seuils comportementaux. Pour cette raison, une correction doit être appliquée aux estimations de seuils par les PEA pour mieux définir les seuils comportementaux qui seront utilisés pour calculer les paramètres audioprothétiques. Il est important pour le praticien de savoir si son équipement PEA comporte ou non des corrections comportementales. Dans la négative, les corrections doivent être appliquées aux valeurs nHL pour fournir une meilleure estimation des seuils comportementaux. Dans ce cas, les seuils estimés en fonction de la fréquence seront saisis dans nHL et le logiciel DSL appliquera les corrections pour convertir les données nHL en données eHL. Ces corrections peuvent être les valeurs par défaut enregistrées dans le logiciel, mais le praticien peut aussi saisir ses propres valeurs de correction du nHL en eHL. Les valeurs par défaut conviennent pour une méthode de PEA en fonction de la fréquence conforme aux paramètres de calibration et aux stimuli précisés par Bagatto et al. (2005) et indiqués dans la table 1. Si les seuils estimés ont déjà été corrigés par le praticien selon la référence eHL, ou si le système de mesure des PEA comprend ces corrections, aucune correction complémentaire ne s'impose, et elle ne sera donc pas appliquée. Les praticiens qui se

Table 1
Stimuli et paramètres d'enregistrement utilisés pour obtenir les estimations de seuils PEA en fonction de la fréquence, dans une étude récente comparant les seuils PEA aux seuils comportementaux en dB SPL dans le conduit auditif.

Calibrage du Stimulus (ER-3A)	500 Hz: 22 dB ppeSPL 1000 Hz: 25 dB ppeSPL 2000 Hz: 20 dB ppeSPL 4000 Hz: 26 dB ppeSPL
Filtres	Passe-haut: 30 Hz Passe-bas: 1500 Hz 6 ou 12 dB/octave Analogiques
Stimulus	2-1-2 cycle, linearly gated tones
Durée de la fenêtre	25 ms
Polarité	Alternative
Taux	37-41 essais/s
Rejet d'artefact	Essais excédant 25 microV ou ± 2 SD du signal EEG le plus faible
Moyenne	2000 essais/moyennage Au moins 2 moyennes

Figure 4
RECD (Real-Ear-to-Coupler Difference) (en dB) mesurées avec (A) des embouts mousset (B) des embout, en fonction de l'âge, à 3000 Hz. La ligne décroissante indique la régression linéaire relative à l'équation de la prédiction. La ligne horizontale représente les valeurs moyennes de RECD pour une tranche d'âge particulière (d'après Bagatto et al., reproduit avec autorisation).



trouvent dans cette situation devront choisir PEA (eHL) et saisir les données. Les praticiens qui évaluent l'audition des nourrissons à l'aide de procédures ASSR (Auditory Steady-State Response) doivent veiller à ce que le système ASSR applique un nHL aux corrections HL qui soit valable pour les nourrissons malentendants (Stappels, Herdman, Small, Dimitrijevic et Hatton, 2005). Dans ce cas, les données peuvent être saisies directement dans DSL v5 sous la référence eHL.

Valeurs RECD (Real-Ear-to-Coupler Difference) en fonction de l'âge

La RECD est une mesure cliniquement pertinente. Dans la majorité des cas, des valeurs de RECD fiables peuvent être obtenues facilement dans les populations pédiatriques et adultes (Sinclair et al., 1996; Tharpe, Sladen, Huta et McKinley, 2001; Munro et Davis, 2003). La méthode DSL a toujours fourni des valeurs de RECD moyennes en fonction de l'âge dans ses versions informatisées, au cas où les praticiens ne seraient pas en mesure de les relever directement (Seewald et al., 1997; Seewald et al., 1993). Dans la version 5 de DSL les valeurs moyennes de RECD en fonction de l'âge ont été actualisées pour inclure: (1) les prédictions en fonction de la fréquence et de l'âge, pour un couplage par embout mousse; et (2) les prédictions en fonction de la fréquence et de l'âge pour un couplage par embout (Bagatto et al., 2005; Bagatto, Scollie, Seewald, Moodie et Hoover, 2002). Les intervalles de confiance à 95% ont été examinés pour les prédictions de RECD avec les couplages par embout mousse et par embout, afin de déterminer la précision des prédictions (Bagatto et al., 2005). Selon la fréquence considérée, on peut prévoir qu'une RECD avec embout mousse se trouvera dans une fourchette de $\pm 5,6$ dB (à 500 Hz) au mieux et de $\pm 10,9$ dB (à 6000 Hz) au pire chez des enfants âgés de 24 mois ou plus jeunes. La précision des prédictions de RECD avec embout peut couvrir une gamme de $\pm 6,7$ dB (à 2000 Hz) à $\pm 12,4$ dB (à 6000 Hz) chez des enfants âgés de 36 mois ou plus

jeunes. La figure 4 illustre les valeurs de RECD mesurées en dB en fonction de l'âge à une fréquence et avec les deux méthodes de couplage. Bien qu'elles soient préférables aux valeurs moyennes de RECD des adultes pour l'adaptation prothétique des nourrissons et des jeunes enfants, ces résultats montrent que les tables de valeurs en fonction de l'âge ne remplacent pas la mesure individuelle précise de la RECD.

Description d'une procédure de mesure modifiée de la RECD pour les nourrissons

Les procédures de mesure de la RECD dans la population pédiatrique ont fait l'objet de publications (Moodie et al, 1994). D'autres publications ont donné des directives quant à la profondeur recommandée pour l'insertion de la sonde (Tharpe et al, 2001). La méthode de mesure typique de la RECD, décrite dans la plupart des études, consiste à insérer séparément la sonde et l'embout. Ceci peut ne pas être pratique chez les nourrissons en raison de la très petite taille des conduits auditifs et de la position de l'enfant pendant la mesure. Bagatto, Seewald, Scollie et Tharpe (2006) ont décrit les détails et les résultats d'une étude concernant une nouvelle technique de mesure précise de la RECD d'un nourrisson. Brièvement, la méthode consiste à insérer simultanément la sonde et l'embout dans le conduit auditif (figure 5). Les résultats de l'étude montrent qu'en plaçant la sonde à environ deux à quatre millimètres (mm) au-delà de l'extrémité de l'embout, on obtient une profondeur d'insertion appropriée, ainsi que des valeurs de RECD fiables et exploitables chez les nourrissons âgés de deux à six mois. On a déterminé qu'une profondeur d'insertion convenable de la sonde était d'environ 11 mm à partir de l'entrée du conduit auditif.

Figure 5

Sonde couplée à un embout d'émission otoacoustique ER-10 3.5mm utilisant un film plastique (d'après Bagatto et al., *reproduit avec autorisation*).



DSL v5: considérations sur la sélection et l'adaptation

L'algorithme DSL input/output multistage: DSL m[i/o]

Scollie et al., 2005, donnent une description détaillée du développement de l'algorithme DSL m[i/o]. Un bref résumé de certaines modifications importantes, mais pas de toutes, est présenté ici. Les révisions de l'algorithme DSL[i/o] ont été jugées nécessaires pour au moins deux raisons: (1) pour mettre en œuvre des révisions, des compléments ou des corrections, basés sur des faits reconnus de l'approche de l'algorithme DSL[i/o] (Cornelisse et al., 1995; Seewald, Ramji, Sinclair, Moodie & Jamieson, 1993a) et (2) pour modifier les limites de l'algorithme et prendre en compte des hypothèses d'examen spécifiques à la recherche audioprothétique pédiatrique. Les objectifs spécifiques de la version 5 de DSL comprennent:

1. Éviter des niveaux de sonie inconfortables pendant l'utilisation de l'aide auditive;
2. Prescrire une aide auditive qui assure autant que possible l'audibilité des indices acoustiques importants de la parole conversationnelle;
3. Aider à l'adaptation des aides auditives dans les programmes de dépistage et d'intervention auditives précoces;

4. Définir la compression de l'aide auditive qui convienne à l'importance et à la configuration de la perte auditive, et qui vise à mettre à la disposition de l'auditeur une large gamme de niveaux d'entrée;
5. Adapter le système auditif aux différents besoins d'écoute des auditeurs atteints de pertes auditives congénitales versus acquises;
6. Prendre en compte les différents besoins auditifs dans les environnements acoustiques calmes et bruyants.

Création de la prescription DSL m[i/o]

Nous utilisons l'algorithme DSL[i/o] (DSL v4.1) comme point de départ de DSL v5, mais le modifions pour appliquer le WDRC à une plus petite dynamique d'entrée. Les niveaux d'entrée sélectionnés pour la gamme WDRC doivent couvrir tout ou partie de la dynamique vocale conversationnelle. Les niveaux d'entrée faibles ont d'autant moins de raison d'être inclus dans la plage de compression que la perte auditive augmente. L'algorithme multistage DSL m[i/o] comprend quatre plages de traitement: (1) expansion (2) gain linéaire (3) compression et (4) limitation de sortie. Ces plages m[i/o] reflètent les traitements conventionnels du signal pour le contrôle du niveau de sortie des aides auditives numériques courantes. Le résultat final est une série de fonctions entrée/sortie cibles qui décrivent comment un appareil à canaux et à plages de traitement multiples devrait répondre aux signaux vocaux incidents pour différents efforts vocaux.

Etage de limitation de sortie

La version 5 de DSL fournit trois variables qui facilitent la définition de la limitation de sortie: (a) les limites supérieures de confort de l'utilisateur (ULC = Upper Limits of Comfort), définies avec des signaux d'entrée à bande étroite et qu'aucun signal amplifié à bande étroite ne devrait dépasser; (b) les cibles pour des niveaux d'entrée à bandes étroites de 90 dB SPL – ces cibles peuvent être légèrement inférieures aux limites supérieures de

confort si l'aide auditive n'est pas totalement saturée pour 90 dB d'entrée; (c) les seuils de limitation de sortie large bande en fonction de la fréquence, qui définissent les niveaux maximaux par bandes de tiers d'octave pour un son large bande. La façon d'utiliser ces cibles peut varier légèrement selon les signaux de test dont on dispose et/ou la connaissance que l'on a des caractéristiques de traitement du signal de l'aide auditive considérée. Chacun de ces types de cibles est discuté plus en détail ci-dessous.

Cibles de limitation de sortie à bande étroite

DSL v5 fait des calculs de la limite supérieure de confort à bande étroite (ULC) de l'utilisateur, qui peuvent être remplacés par les mesures individuelles d'ULC. Dans l'un ou l'autre cas l'objectif prothétique est, qu'après amplification, les sons purs ou wobulés intenses ou les crêtes vocales ne dépassent pas les ULC. Les ULC calculées sont limitées à un maximum de 140 dB SPL dans le conduit auditif. Les cibles pour des signaux d'entrée à bandes étroites de 90 dB SPL peuvent être générées par DSL v5. Ces cibles peuvent être légèrement inférieures aux limites supérieures de confort si l'aide auditive n'est pas totalement saturée par un signal d'entrée à bande étroite de 90 dB. En vérifiant la concordance avec les cibles à l'aide d'un signal à bande étroite, les praticiens peuvent choisir, soit d'être conformes à la cible à 90 dB, soit de s'assurer que le niveau de sortie maximal ne dépasse pas la limite supérieure de confort.

Cibles de limitation de sortie large bande

DSL v5 comprend une variable qui détermine une plage de limitation pour les niveaux par bandes de tiers d'octave des signaux vocaux. Cette limitation de sortie large bande revient à régler l'aide auditive pour placer les crêtes vocales 13 dB en dessous de la limite supérieure de confort. Une description détaillée de la logique de cette mesure est présentée par Scollie et al., 2005. La vérification clinique de

la conformité aux cibles larges bandes peut ne pas être toujours possible, selon les signaux de test et d'analyse dont on dispose. Ce n'est probablement pas un problème si la limitation à bande étroite a été correctement ajustée (voir ci-dessus). Cependant, les cibles de limitation de sortie large bande peuvent s'avérer utiles pour définir les réglages initiaux d'aides auditives programmables qui comprennent des contrôles de limitation pour des stimuli larges bandes – ces types de réglages peuvent se trouver «dans les coulisses» au sein des logiciels de programmation des aides auditives.

Compression

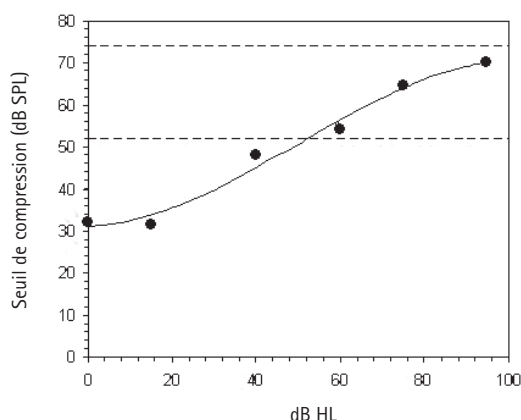
Dans DSL v5, nous prescrivons le traitement par compression qui doit assurer l'audibilité et le confort des indices vocaux importants, compte tenu des limites de gain des aides auditives et du champ dynamique limité de l'utilisateur d'aides auditives. Ceci diffère de l'approche de normalisation de sonie appliquée dans les versions précédentes de l'algorithme DSL.

Prescription du seuil de compression WDRC (CT = Compression Threshold)

L'algorithme DSL m[i/o] prescrit un CT variable basé sur les seuils auditifs, qui vise à maintenir la plage de compression dans une dynamique d'entrée vocale aussi large que possible. Le but est de permettre autant que faire se peut la reconnaissance des niveaux vocaux faibles (Jenstad et al., 1999; 2000). Cet objectif prothétique est modifié dans les cas de pertes auditives plus sévères à profondes, afin d'utiliser la WDRC comme un moyen de contrôle de la sonie de la parole forte. Il est nécessaire de valider expérimentalement cet aspect théorique de DSL v5. Cependant, dans l'intégration informatisée de DSL v5 par les fabricants, des objectifs plus ambitieux pour la WDRC peuvent être incorporés en utilisant des CT individuels, plutôt que recommandés, si des gains plus élevés peuvent être obtenus sans larsen. La figure 6 illustre la relation entre les seuils auditifs

Figure 6

Relation entre les seuils auditifs (dB HL) et les niveaux d'entrée proposés (dB SPL en champ libre) pour les seuils de compression de toute la gamme dynamique (WDRC). La ligne en trait plein est une adaptation polynomiale de 3ème ordre pour un réglage des valeurs théoriques des seuils de compression (•). Les lignes pointillées représentent à titre indicatif la gamme des niveaux vocaux incidents pris en considération par DSL v5 (c.-à-d. 52 et 74 dB SPL). (d'après Scollie et al., 2005, reproduit avec autorisation).



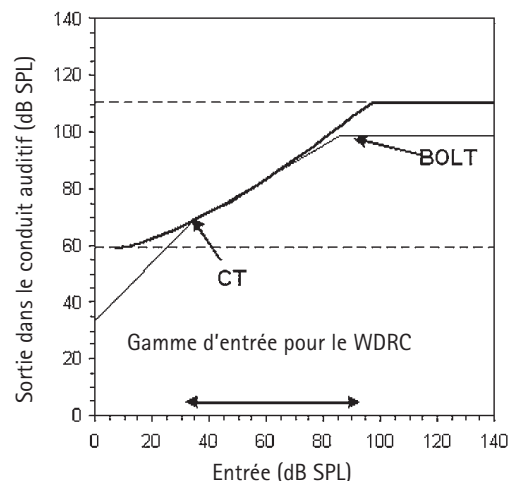
(dB HL), les niveaux d'entrée proposés (dB SPL en champ libre) et les seuils WDRC prescrits par l'algorithme DSL m[i/o].

Prescription des aides auditives avec compressions à canaux multiples

Les calculs des cibles de DSL m[i/o] peuvent être adaptés à la structure des canaux des aides auditives à canaux multiples (Scollie et al., 2005). Les bandes de fréquence de tiers d'octave sont regroupées dans des familles de canaux définies en utilisant les fréquences de recouvrement de l'aide auditive. L'algorithme entrée/sortie multistage est alors recalculé par canal, pour donner un taux de compression cible unique dans chaque canal. Les gains de la plage de compression des cibles entrée/sortie révisées sont également ajustés afin de préserver la courbe de réponse pour des signaux d'entrée moyens. Une légère correction des courbes de réponse peut se produire pour éviter que des aides auditives avec différentes structures de canaux, délivrent des courbes de réponse différentes pour les signaux vocaux moyens. Les cibles pour

Figure 7

Comparaison des fonctions entrée/sortie cibles de DSL[i/o] et DSL m[i/o], représentées respectivement par les lignes en trait gras et en trait fin. Les lignes pointillées représentent le seuil de détection et la limite supérieure de confort. La dynamique d'entrée de la WDRC est également indiquée. BOLT = Broadband Output Limiting Threshold = limitation de sortie large bande; CT = Compression Threshold = seuil de compression; WDRC = Wide-Dynamic-Range Compression = compression de toute la gamme dynamique. (d'après Scollie et al., 2005, *reproduit avec autorisation*).



des niveaux d'entrée modérés montrent un effet très limité de la structure des canaux alors que les cibles pour des niveaux d'entrée très intenses et très faibles révèlent un effet sensiblement plus important.

Prescription du gain dans la plage WDRC

Pour prescrire le gain dans la plage WDRC, il faut tenir compte de la gamme des niveaux d'entrée considérée comme appropriée pour l'amplification; des champs auditifs résiduels individuels; et de la technologie à adapter. Contrairement à l'algorithme DSL[i/o], l'algorithme DSL m[i/o] limite la gamme de niveaux d'entrée à laquelle l'algorithme de compression est appliqué d'environ 30 dB SPL à 70 dB SPL (en fonction de la perte auditive). Une cible pour 60 dB SPL d'entrée vocale est calculée dans toutes les bandes de tiers d'octave. La plage WDRC est alors définie comme étant la ligne droite dont la pente est égale au taux de compression cible et qui passe par cette cible DSL m[i/o] calculée. Pour les pertes auditives supérieures à environ 70 dB HL, un CT plus élevé est utilisé par l'algorithme DSL m[i/o], pour déterminer la

cible à 60 dB SPL d'entrée vocale. Certains fabricants d'aides auditives ou certains praticiens peuvent décider d'utiliser un CT plus faible (c'est-à-dire plus de gain pour les niveaux d'entrée faibles) que recommandé, si ces gains plus élevés peuvent être obtenus sans larsen. La plage WDRC commence au seuil WDRC calculé et s'achève là où elle rencontre la plage de limitation de sortie large bande. La figure 7 représente une fonction entrée/sortie cible déduite de l'algorithme DSL m[i/o], comparée à la fonction entrée/sortie cible déduite de l'algorithme DSL[i/o].

Prescription du gain dans les plages d'expansion et linéaire

L'algorithme DSL m[i/o] calcule un seuil d'expansion par défaut, approximativement 10 dB inférieur au niveau de la parole faible. On suppose que les signaux d'entrée inférieurs à cette valeur sont probablement du bruit ambiant et qu'il est donc souhaitable d'avoir un gain négatif ou pas de gain du tout. La plage linéaire de l'algorithme DSL m[i/o] s'applique à la gamme d'entrée comprise entre le seuil d'expansion et le seuil de compression de la WDRC.

Taux de compression effectif de l'algorithme DSL m[i/o]

On attend du taux de compression effectif calculé par l'algorithme DSL m[i/o] qu'il décrive fonctionnellement l'importance de la compression à long terme des entrées vocales légères à fortes que rencontrera l'auditeur. Il n'a pas pour objet de donner une description électroacoustique pour la vérification, ni d'être interprété comme le sont les taux de compression traditionnels.

Considérations pour les adaptations individuelles de l'algorithme DSL m[i/o]

L'algorithme DSL devrait-il fournir des prescriptions différentes pour les enfants et les adultes?

Les résultats publiés quant à l'emploi de DSL[i/o] chez les adultes sont quelque peu mitigés, certaines études donnant des résultats positifs et acceptables (Humes, 1999; Hornsby et Ricketts, 2003; Scollie et al., 2005), et d'autres révélant une bonne reconnaissance vocale mais des appréciations de sonie plus intenses aux niveaux d'entrée plus forts et/ou aux fréquences plus élevées, que celles que l'on considère comme idéales (Lindley et Palmer, 1997; Alcántara, Moore et Marriage, 2004; Smeds, 2004).

Les essais cliniques qui ont comparé DSL[i/o] à d'autres procédures d'adaptation, ont généralement montré que les adultes souhaitaient moins de gain que ceux que prescrit DSL et préféraient ceux que l'on obtient soit par des méthodes délivrant moins de gain comme CAMFIT (Moore, Alcántara et Marriage, 2001), soit par une procédure où le patient adapte lui-même ses gains selon ses préférences (Lindley et Palmer, 1997).

Les opinions divergent actuellement quant aux exigences électroacoustiques pour les performances des aides auditives destinées aux adultes ou aux enfants. Certains chercheurs pensent que les méthodes de prescription développées pour les adultes peuvent être utilisées chez les jeunes enfants (Ching, Dillon et Byrne, 2001). D'autres pensent que les nourrissons et les jeunes enfants ont besoin de procédures de prescription différentes (p. ex. Stelmachovicz, 1991; 2000; Seewald, 1995). Snik et Hombergen (1993) ont mesuré le gain d'insertion préféré par 40 adultes et 60 enfants. La figure 8 représente ce gain d'insertion en fonction de la perte tonale moyenne des adultes et des enfants de cette étude. Les résultats ont montré que,

globalement, la moyenne des gains d'insertion utilisés était de 7 dB plus faible chez les adultes que chez les enfants.

Niveaux d'écoute préférés par les adultes/les enfants

Une étude récente de Larnagaray et Seewald (voir Scollie et al., 2005) a été faite sur 24 enfants utilisateurs à plein temps d'aides auditives, 24 adultes utilisateurs expérimentés et 24 adultes nouvellement appareillés. Les aides auditives ont été adaptées selon la méthode DSL v4.1 et on a accordé aux nouveaux utilisateurs une période d'essai de 15 à 20 jours. Le but de l'étude était de déterminer si les niveaux d'écoute préférés (PLL) différaient entre les adultes et les enfants utilisateurs d'aides auditives d'une part, et entre les adultes expérimentés et les nouveaux utilisateurs d'autre part. Un second objectif était de comparer les PLL mesurés

Figure 8

Gain d'insertion préféré en fonction de la perte tonale moyenne, chez les adultes (A) et les enfants (B) de cette étude (d'après Snik et Homgreen, 1993).

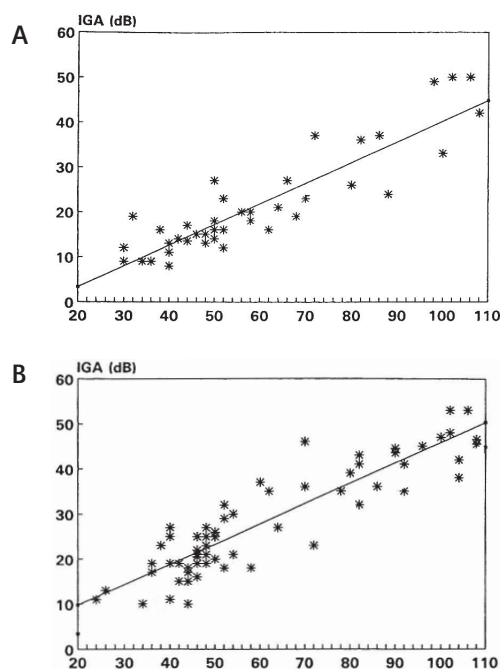
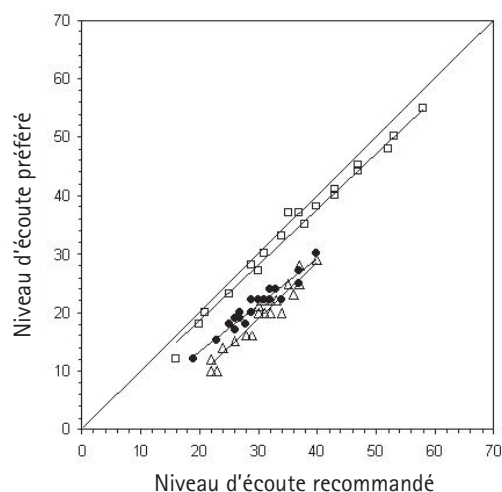


Figure 9

Comparaison entre les niveaux d'écoute recommandés et préférés (gains mesurés à 2000 Hz sur coupleur de 2 cm³) pour trois groupes de sujets: enfants (□), adultes nouvellement appareillés (△), et adultes utilisateurs expérimentés d'aides auditives (●). Les lignes de régression sont indiquées pour chaque groupe de sujets, ainsi qu'une diagonale indiquant le niveau d'écoute cible. (d'après Scollie et al., 2005., reproduit avec autorisation).



aux niveaux d'écoute recommandés par DSL v4.1. Comme l'illustre la figure 9, les résultats de l'analyse indiquent que les trois groupes différaient les uns des autres quant à la concordance entre les PLL et les niveaux d'écoute recommandés. Le PLL moyen des enfants était environ 2 dB inférieur à la cible DSL. Le PLL moyen des adultes expérimentés était environ 9 dB en dessous de la cible DSL. Le PLL des adultes nouvellement appareillés était le plus faible, en moyenne 11 dB inférieur à la cible DSL. En résumé, on a trouvé une différence de PLL d'environ 8 dB entre les adultes et les enfants de cette étude, et les adultes nouvellement appareillés préféraient un niveau d'écoute légèrement inférieur à celui des utilisateurs adultes expérimentés. Ce résultat est comparable à la différence de 7 dB entre adultes et enfants mesurés par Sink et Hombergen. Les résultats de ces études indiquent que l'algorithme DSL[i/o] surestime probablement les niveaux d'écoute préférés des utilisateurs adultes d'aides auditives, d'autant plus qu'ils sont inexpérimentés. Ces conclusions ne doivent pas être généralisées aux adultes atteints de pertes auditives sévères à profondes car ils n'ont pas fait

partie de ces travaux. Néanmoins, les résultats indiquent clairement que les adultes et les enfants malentendants ont des préférences de niveau d'écoute nettement différentes. Les résultats sont également conformes à ceux d'études précédentes sur les différences de niveaux d'écoute requis par les adultes et les enfants pour la reconnaissance vocale (voir ci-dessus). En évaluant les modifications de l'algorithme DSL[i/o], il a été décidé qu'une approche de présélection complète devrait considérer que les adultes et les enfants, non seulement ont besoin mais aussi préfèrent différents niveaux d'écoute, et créer éventuellement différentes prescriptions en fonction de l'âge du patient.

Détermination d'une gamme acceptable de la parole amplifiée pour les utilisateurs adultes d'aides auditives

Une étude a été entreprise pour mieux comprendre quelle était la gamme de parole conversationnelle amplifiée acceptable par les adultes (Jenstad et al., en cours). Le but de cette étude était double: premièrement définir l'ensemble des réglages optimaux des aides auditives, dans les aigus et dans les graves, en utilisant des indices subjectifs de sonie et de qualité, et des mesures objectives d'intelligibilité vocale et, deuxièmement, déterminer si la courbe de réponse en gain prescrite par DSL[i/o] v4.1 se plaçait dans la gamme optimale des utilisateurs adultes. Les mesures de sonie, de qualité et d'intelligibilité vocale ont été obtenues chez 23 sujets adultes atteints de pertes auditives neurosensorielles légères à moyennement sévères, avec des réponses allant des graves aux aigus. Conformément aux résultats d'autres recherches (p.ex. Dirks et Kincaid, 1990), cette étude a trouvé que la gamme de réglage des aides auditives de ces utilisateurs adultes, que l'on pouvait considérer comme optimale à la fois selon les critères d'intelligibilité vocale et de sonie, était d'environ 10 dB. Comparés à la prescription établie pour ces adultes par la DSL[i/o] v4.1, les résultats ont montré que dans les graves la

gamme optimale des réglages de l'aide auditive s'étendait de 2 dB au-dessus de la cible DSL[i/o] à 7 dB en dessous. Dans les aigus, la gamme de réglage optimale s'étendait de 3,2 dB à 13,2 dB en dessous de la cible DSL[i/o].

Modifications de l'algorithme DSL v5 pour les utilisateurs adultes d'aides auditives

L'algorithme DSL[i/o] décrit par Cornelisse et al., 1995 et utilisé dans la méthode DSL v4.1 entreprenait de définir les niveaux de sortie amplifiés idéaux pour toute une gamme de niveaux d'entrée. L'algorithme DSL[i/o] utilisait une échelle non linéaire afin que les niveaux d'entrée correspondant à la gamme dynamique acoustique de la fonction de sonie normale soient appliqués dans l'aire de la fonction de sonie associée à la perte auditive, tout en préservant la relation de sonie normale par fréquence (Cornelisse et al., 1995). L'algorithme DSL[i/o] comprenait une très large plage de compression débutant à 0 dB HL. Notre hypothèse est que les gains qui résultaient de cette approche pour les niveaux vocaux d'entrée faibles à moyens pouvaient contribuer à donner des niveaux de sonie plus élevés que préférés ou nécessaires, chez les utilisateurs adultes d'aides auditives. L'algorithme DSL multistage input/output (DSL m[i/o]) utilisé dans DSL v5 n'applique pas d'approche de normalisation de sonie pour plusieurs raisons. Premièrement, les modèles actuels de sonie ne prennent pas en compte les différences entre adultes et enfants, ni les différences de développement de l'audition, signalées plus tôt dans ce chapitre.

Deuxièmement, la normalisation de sonie entreprend de rendre tous les sons audibles et normalement forts. Il est peu probable que ce soit un objectif approprié aux bruits ambiants de faibles niveaux, ni un objectif accessible compte tenu du bruit de fond de la plupart des aides auditives. En développant l'algorithme DSL m[i/o], nous avons défini un traitement par compression destiné à

assurer l'audibilité et la sonie confortables des indices vocaux importants, en prenant en considération les limites générales des aides auditives et le pincement du champ dynamique des utilisateurs individuels d'aides auditives. Comme discuté ci-dessus, la plage de compression couvre autant que possible la gamme vocale conversationnelle pour différents efforts vocaux. Comme point de départ, la gamme d'entrée de DSL m[i/o] a été limitée à des niveaux qui n'étaient pas inférieurs à 20 dB HL chez des utilisateurs adultes avec perte auditive acquise. Comparés aux 0 dB HL de la stratégie de normalisation de sonie de DSL[i/o], les gains et les taux de compression ainsi prescrits aux adultes sont plus faibles pour la totalité de la fonction entrée/sortie. Comme le montre la figure 10, les différences de prescriptions sont plus importantes pour les pertes auditives légères à moyennes. La correction appliquée diminue quand la perte auditive augmente ce qui est souhaitable car cela maintient l'audibilité de la parole chez les adultes et les enfants atteints de pertes auditives plus importantes. Une évaluation expérimentale supplémentaire de cette correction en fonction de l'âge est

Figure 10

Moyenne des prescriptions in vivo de DSL v5 en fonction de la moyenne des seuils auditifs à quatre fréquences (dB HL), pour les adultes et les enfants (d'après Scollie et al., 2005., reproduit avec autorisation).

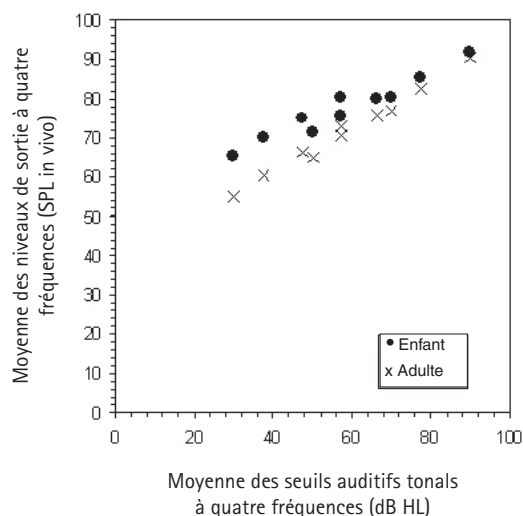
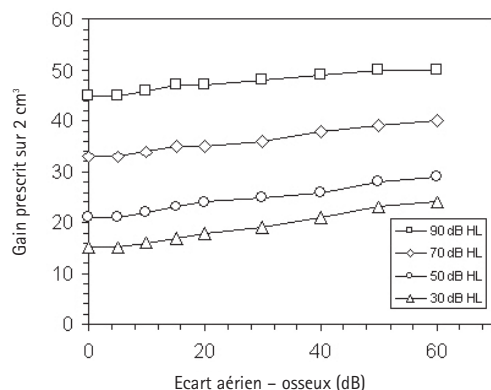


Figure 11

Effet de l'application d'une correction de transmission aux gains prescrits pour la parole conversationnelle. Les gains prescrits sur coupleur de 2 cm³ (moyenne des gains à 500, 1000 et 2000 Hz) sont indiqués pour une perte auditive horizontale en supposant, soit une perte auditive neurosensorielle, soit différents degrés de composantes de transmission dans le seuil auditif considéré. (d'après Scollie et al., 2005., reproduit avec autorisation).



nécessaire, mais elle semble cependant être en bonne harmonie avec les différences de gains préférés entre les adultes et les enfants indiquées plus tôt dans ce chapitre.

Prescriptions des aides auditives pour les pertes auditives de transmission

Les malentendants atteints de pertes auditives de transmission et/ou mixtes ont des niveaux d'inconfort plus élevés et préfèrent avoir plus de gains que les auditeurs atteints de pertes de perception pure (Berger, 1980; Walker, 1997a; Walker, 1997b; Carlin et Browning, 1990; Liu et Chen, 2000). Plusieurs procédures ont été proposées dans la littérature pour prendre cet effet en compte dans les prescriptions des aides auditives (Dillon et Storey, 1998; Walker, 1998; Walker 1997a; Carlin et Browning, 1990). La stratégie mise en œuvre dans DSL v5 pour corriger une perte auditive de transmission consiste à augmenter la limite supérieure de confort calculée, rendant ainsi la fonction entrée/sortie plus abrupte, c'est-à-dire plus linéaire, ce qui applique un gain plus élevé. Nous avons défini plusieurs limites à cette stratégie. Premièrement, les prescriptions de DSL v5

ne dépasseront jamais 140 dB SPL dans le conduit auditif, indépendamment du type de circuit, ou de la présence d'une perte auditive de transmission. Deuxièmement, les calculs de la limite supérieure de confort sont majorés de 25% des écarts non corrigés entre les seuils aériens et osseux, moyennés aux fréquences de 500, 1000, 2000 et 4000 Hz, jusqu'à un écart maximum de 60 dB. La compensation pour les pertes auditives de transmission est plus faible quand le seuil auditif augmente. (Souvent parce que la limite de 140 dB du niveau d'inconfort est atteinte). La figure 11 illustre l'effet résultant de la correction des gains prescrits pour les niveaux d'entrée vocaux conversationnels en cas de perte de transmission.

Corrections pour les événements d'aides auditives

Les corrections d'événements sont appliquées dans DSL v5 en utilisant les valeurs publiées par Dillon (2001) avec quelques modifications pour tenir compte des effets combinés de la perte acoustique par l'événement et du son transmittant dans l'événement (Hoover, Stelmachowicz et Lewis, 2000). Une limite inférieure de la réduction due à l'événement est définie, en SPL in vivo, comme étant égale au niveau d'entrée testé plus le gain in vivo de l'oreille ouverte en fonction de l'âge. Si la fréquence testée est inférieure à 1000 Hz, la réduction due à l'événement est limitée afin de ne pas être inférieure au niveau oreille nue. Les corrections d'événement ne sont appliquées que dans les transformations sur coupleur de 2 cm³ et n'affectent pas les cibles in vivo (REAR, REAG, REIG).

DSL v5: options de vérification

Les prescriptions de l'algorithme DSL m[i/o] sont les plus utiles sur le plan clinique quand elles sont affichées sur un SPLogram (voir figure 1) et comparées à la réponse in vivo appareillée (REAR), aux limitations de sortie pour des niveaux d'entrée à bandes étroites et/ou aux limites supérieures de confort,

toutes performances mesurées in vivo à l'aide d'une sonde. Les prescriptions DSL m[i/o] peuvent aussi être calculées pour les gains in vivo appareillés (REAG) et les gains d'insertion in vivo (REIG). Si les cibles REIG sont calculées en utilisant l'algorithme DSL m[i/o], on utilisera les valeurs de gain oreille nue en fonction de l'âge ou mesurées in vivo (REUG) (Bagatto et al., 2005). Les prescriptions de gain sur coupleur de 2 cm³ peuvent être calculées automatiquement en utilisant les valeurs REAR et RESR de DSL m[i/o] et en appliquant l'équation générale suivante:

Prescriptions in vivo (en dB SPL dans le conduit) – RECD – Effet de la position du microphone (MLE) – entrée vocale = gain prescrit sur 2 cm³.

Les valeurs de gains prescrits sur coupleur sont intéressantes quand les mesures à la sonde ne sont pas possibles, comme par exemple pour les appareillages des nourrissons et des jeunes enfants. Les procédures de vérification sur coupleur peuvent être cliniquement utiles pour prévoir les performances in vivo en utilisant l'inverse de l'équation ci-dessus (Moodie et al., 1994). À savoir, gain prescrit sur 2 cm³ + entrée vocale + effet de la position du microphone (MLE) + RECD = réponse in vivo prescrite (en dB SPL dans le conduit).

Les prescriptions de l'algorithme DSL m[i/o] conviennent pour être comparées au spectre vocal moyen appareillé à long terme, mesuré en bande de tiers d'octave. Ce type de mesure peut se faire pour des signaux vocaux faibles (50 à 55 dB SPL), conversationnels (60 à 70 dB SPL) ou forts (75 à 85 dB SPL). Des signaux de vérification basés sur la parole sont fortement recommandés avec les cibles issues de DSL v5. Les cibles peuvent être converties pour être utilisées avec des bruits à pondération vocale et des signaux de vérification en sons purs. L'inconvénient des corrections de signaux faites par DSL v5 pour des signaux non vocaux est qu'ils sont moins

précis et ne s'appliquent qu'à des niveaux d'entrée compris entre 50 et 70 dB SPL (Bagatto et al., 2005; Scollie et Seewald, 2002).

Résumé

Cet article décrit quelques recherches et développements qui ont conduit à la plus récente version de la méthode DSL: DSL m[i/o] v5 pour la sélection et l'adaptation des aides auditives aux enfants et aux adultes. Bien que des modifications à l'algorithme DSL continuent à être entreprises au 21^{ème} siècle, les buts et objectifs exprimés dans la publication initiale n'ont pas changé (Seewald et al., 1985; Seewald et al., 1987; Ross et Seewald, 1988; Seewald et Ross, 1988). N'a pas changé non plus l'idée que le processus d'adaptation des aides auditives est une série d'étapes bien intégrées, qui incluent l'évaluation audiométrique, la sélection de l'aide auditive, la vérification et l'évaluation des performances auditives appareillées.

Remerciements

Ce travail a été soutenu par le programme Canada Research Chairs (CRC), l'Ontario Rehabilitation Technology Consortium (ORTC), le Canadian Language and Literacy Research Network (CLLRnet), le Masonic Help-2-Hear Foundation de l'Ontario et le bureau de liaison industrielle de l'Université de Western Ontario. Un soutien supplémentaire pour le développement continu de la méthode et de l'algorithme DSL est assuré par les fabricants d'aides auditives et de systèmes in vivo qui achètent la bibliothèque dynamique DSL. Nous exprimons notre gratitude à Leonard Cornelisse, Shane Moodie, John Pumford, Lorient Jenstad et Diana Larnagaray pour leurs contributions significatives au développement de la méthode DSL v5.

Références

- Alcántara, J.I., Moore, B.C., and Marriage, J. (2004). Comparison of three procedures for initial fitting of compression hearing aids. II. Experienced users, fitted unilaterally. *International Journal of Audiology*, 43, 3-14.
- American Academy of Audiology (2003). Pediatric amplification protocol. Retrieved 2/15/2007 from <http://www.audiology.org> [On-line].
- American Speech Language and Hearing Association (2004). Guidelines for the audiologic assessment of children from birth to 5 years of age. <http://www.asha.org/members/deskref/journals/deskref/default> [On-line].
- Bagatto, M.P. (2001). Optimizing your RECD measurements. *The Hearing Journal*, 52(32), 34-36.
- Bagatto, M., Moodie, S., Scollie, S., Seewald, R., Moodie, K., Pumford, J., and Liu, R. (2005). Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation Level Method. *Trends in Amplification*, 9(4): 199-226.
- Bagatto, M.P., Scollie, S.D., Seewald, R.C., Moodie, K.S., and Hoover, B.M. (2002). Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 407-415.
- Bagatto, M.P. Seewald, R.C., Scollie, S.D., and Tharpe, A.M. (2006). Evaluation of a probe-tube insertion technique for measuring the real-ear-to-coupler difference (RECD) in young infants. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(8):573-81, 619-20.
- Berger, K.W. (1980). Gain requirements of conductive hearing losses. *British Journal of Audiology*, 14, 137-141.
- Blamey, P.J., Sarant, J.Z., Paatsch, L.E., Barry, J.G., Bow, C.P., Wales, R.J., Wright, M., Psarros, C., and Rattigan, K. (2001). Relationships among speech perception, production, language, hearing loss, and age in children with impaired hearing. *Journal of Speech Language & Hearing Research*, 44, 264-285.
- Bryne, D., and Dillon, H. (1986). The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear and Hearing*, 7(4):254-265.
- Byrne, D., Parkinson, A., and Newall, P. (1990). Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. *Ear and Hearing*, 11(1):40-49.
- Carlin, W.V., and Browning, G.G. (1990). Hearing disability and hearing aid benefit related to type of hearing impairment. *Clinical Otolaryngology and Allied Sciences*, 15, 53-57.
- Ching, T.Y., Dillon, H., and Byrne, D. (2001). Children's amplification needs – same or different from adults? *Scandinavian Audiology, Supplementum*, 54-60.
- Cornelisse, L.E., Seewald R.C., and Jamieson, D.G. (1995). The input/output (i/o) formula: A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97, 1854-1864.
- Dillon, H. (2001). *Hearing aids*. New York: Thieme.
- Dillon, H. and Storey, L. (1998). The National Acoustic Laboratories' Procedure for Selecting the Saturation Sound Pressure Level of Hearing Aids: Theoretical Derivation. *Ear and Hearing*, 19, 255-266.
- Dirks, D.D., Ahlstrom, J., and Noffsinger, P.D. (1993). Preferred frequency response for two- and three-channel amplification systems. *Journal of Rehabilitation Research*, 30(3): 305-317.

- Elliot, L.L., Connors, S., Kille, E., Levin, S., Ball, K., and Katz, D. (1979). Children's understanding of monosyllabic nouns in quiet and in noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 66, 12-21.
- Elliot, L.L., and Katz, D. (1980). Children's pure tone detection. *Journal of the Acoustical Society of America*, 67, 343-344.
- Erber, N.P., and Witt, L.H. (1977). Effects of stimulus intensity on speech perception by deaf children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 42, 271-278.
- Fallon, M., Trehub, S.E., and Schneider, B.A. (2002). Children's use of semantic cues in degraded listening environment. *Journal of the Acoustical Society of America*, 111, 2242-2249.
- Gengel, R.W., Pascoe, D., and Shore, I. (1971). A frequency-response procedure for evaluating and selecting hearing aids for severely hearing-impaired children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 36, 341-353.
- Hnath-Chisolm, T.E., Laipply, E., and Boothroyd, A. (1998). Age-related changes on a children's test of sensory-level speech perception capacity. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 41, 94-106.
- Hoover, B.M., Stelmachowicz, P.G., and Lewis, D. E. (2000). Effect of earmold fit on predicted real ear SPL using a real ear to coupler difference procedure. *Ear and Hearing*, 21, 310-317.
- Hornsby, B.W., and Ricketts, T.A. (2003). The effects of hearing loss on the contribution of high- and low-frequency speech information to speech understanding. *Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 1706-1717.
- Humes, L.E. (1999). Dimensions of hearing aid outcome. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10, 26-39.
- Jenstad, L.M., Bagatto, M.P., Seewald, R.C., Scollie, S.D., Cornelisse, L.E., and Scicluna, R (resubmitted January 15, 2006). Multidimensional Definition of an Optimal Range for Amplified Speech. *Ear and Hearing*.
- Jenstad, L.M., Pumford, J., Seewald, R.C., and Cornelisse, L.E. (2000) Comparison of linear gain and wide-dynamic-range compression (WDRC) hearing aid circuits II: Aided loudness measures. *Ear and Hearing*, 21(2): 32-44.
- Jenstad, L.M., Seewald, R.C., Cornelisse, L.E., and Shantz, J. (1999) Comparison of linear gain and wide-dynamic-range compression hearing aid circuits: Aided speech perception measures. *Ear and Hearing*, 20(2): 117-126.
- Joint Committee on Infant Hearing. (2000). Year 2000 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs Joint Committee on Infant Hearing. *Pediatrics*, 106, 798-817.
- Kamm, C., Dirks, D.D., and Mickey, M.R. (1978). Effect of sensorineural hearing loss on loudness discomfort level and most comfortable loudness judgments. *Journal of Speech and Hearing Research*, 21, 668-681.
- Keidser, G., Brew, C., and Peck, A. (2003). How proprietary fitting algorithms compare to each other and to some generic algorithms. *The Hearing Journal*, 56(3): 28-38.
- Killion, M.C. (2004). Myths about hearing aid benefit and satisfaction: In search of the missing link: Benefaction. *The Hearing Review*, August, pgs. 14, 16, 18-20, 66.
- Kortekaas, R.W., and Stelmachowicz, P.G. (2000). Bandwidth effects on children's perception of the inflectional morpheme /s/: Acoustical measurements, auditory detection, and clarity rating. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 43, 645-660.

- Lindley, G., and Palmer, C. (1997). Fitting wide dynamic range compression hearing aids: DSL[i/o], the IHAFF protocol, and FIG6. *American Journal of Audiology*, 6, 19-28.
- Ling, D. (1989). *Foundations of Spoken Language for Hearing Impaired Children*. Washington, D.C.: The Alexander Graham Bell Association for the Deaf.
- Liu, T.C. and Chen, Y.S. (2000). Loudness discomfort levels in patients with conductive and mixed hearing loss. *Auris Nasus Larynx*, 27, 101-104.
- Macrae, J. (1986). Relationships between the hearing threshold levels and aided speech discrimination of severely and profoundly deaf children (Rep. No. NAL Report No. 107). Canberra: Australian Government Publishing Service.
- Moodie, K.S., Seewald R.C., and Sinclair, S.T. (1994). Procedure for predicting real-ear hearing aid performance in young children. *American Journal of Audiology*, 3, 23-31.
- Moore, B.C.J., Alcántara, J.I., and Marriage, J.E. (2001). Comparison of three procedures for initial fitting of compression hearing aids: 1. Experienced users, fitted bilaterally. *British Journal of Audiology*, 35, 339-353.
- Munro, K.J., and Davis, J. (2003). Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the "coupler to dial difference" and the "real ear to coupler difference". *Ear and Hearing*, 24, 100-110.
- Nabelek, A.K., and Robinson, P.K. (1982). Monaural and binaural speech perception in reverberation for listeners of various ages. *Journal of the Acoustical Society of America*, 71, 1242-1248.
- Neuman, A.C., and Hochberg, I. (1982). The effect of reverberation on the phoneme discrimination of children. Paper presented at the 1982 ASHA Convention. Toronto, ON.
- Nittrouer, S., (2002). Learning to perceive speech: How fricative perception changes, and how it stays the same. *Journal of the Acoustical Society of America*, 112, 711-719.
- Nittrouer, S., and Boothroyd, A. (1990). Context effects in phoneme and word recognition by younger children and older adults. *Journal of the Acoustical Society of America*, 87, 2705-2715.
- Nozza, R.J. (1987). Infant speech-sound discrimination testing: effects of stimulus intensity and procedural model on measures of performance. *Journal of the Acoustical Society of America*, 81, 1928-1939.
- Nozza, R.J., Miller, S.L., Rossman, R.N., and Bond, L.C. (1991). Reliability and validity of infant speech-sound discrimination-in-noise thresholds. *Journal of Speech and Hearing Research*, 34, 643-650.
- Nozza, R.J., Rossman, R.N., and Bond, L.C. (1991). Infant-adult differences in unmasked thresholds for the discrimination of consonant-vowel syllable pairs. *Audiology*, 30, 102-112.
- Nozza, R.J., Rossman, R.N., Bond, L.C., and Miller, S.L. (1990). Infant speech-sound discrimination in noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 87, 339-350.
- Pascoe, D.P. (1978). An approach to hearing aid selection. *Hearing Instruments*, 29, 12-16, 36.
- Ross, M., and Seewald R.C. (1988). Hearing aid selection and evaluation with young children. In F.H.Bess (Ed.), *Hearing Impairment in Children* (pp. 190-213). York Press.
- Scollie, S.D., and Seewald R.C. (2002). Predicting aided levels of speech from clinical test signals. *Ear and Hearing*, 23, 477-487.

Scollie, S.D. (2005). Prescriptive procedures for infants and children. In: R. Seewald and J. Bamford, (Eds.). *A Sound Foundation Through Early Amplification 2004: Proceedings of the Third International Conference* (pp. 91-104). Stäfa, Switzerland: Phonak AG.

Scollie, S.D., and Seewald R.C. (2002). Predicting aided levels of speech from clinical test signals. *Ear and Hearing*, 23, 477-487.

Scollie, S., Seewald, R., Cornelisse, L., Moodie S., Bagatto, M., Lournagaray, D., Beaulac, S., and Pumford, J. (2005). The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm. *Trends in Amplification*, 9(4): pp. 159-197.

Scollie, S.D., Seewald, R.C., Moodie, K.S., and Dekok, K. (2000). Preferred listening levels of children who use hearing aids: Comparison to prescriptive targets. *Journal of the American Academy of Audiology*, 11, 230-238.

Seewald, R.C. (1991). Hearing aid output limiting considerations for children. In J.A. Feigin & P. G. Stelmachowicz (Eds.), *Pediatric amplification: Proceedings of the 1991 national conference* (pp. 19-35). Nebraska: Boys Town National Research Hospital Press.

Seewald, R.C. (1995). The Desired Sensation Level method for hearing aid fitting in infants and children. *Phonak Focus*, 20, 4-18.

Seewald R.C., Moodie, K.S., Sinclair, S.T., and Cornelisse, L.E. (1995). Traditional and Theoretical Approaches to Selecting Amplification for Infants and Young Children. In F.H. Bess, J.S. Gravel, & A.M. Tharpe (Eds.), *Amplification for Children with Auditory Deficits* (pp. 161-191). Nashville: Bill Wilkerson Center Press.

Seewald, R.C., Ramji, K.V., Sinclair, S.T., Moodie, K.S., and Jamieson, D.G. (1993). Computer-assisted implementation of the desired sensation level method for electroacoustic selection and fitting in children: Version 3.1, user's manual. London: The University of Western Ontario.

Seewald R.C., and Ross, M. (1988). Amplification for young hearing-impaired children. In M. Pollack (Ed.), *Amplification for the Hearing-Impaired* (3 ed., pp. 213-271). Grune & Stratton.

Seewald, R.C., Ross, M., and Spiro, M.K. (1985). Selecting amplification characteristics for young hearing-impaired children. *Ear and Hearing*, 6, 48-53.

Seewald, R., Stelmachowicz, P.G., and Ross, M. (1987). Selecting and verifying hearing aid performance characteristics for young children. *Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology*, 20, 25-38.

Seewald, R.C., Zelisko, D.L., Ramji, K., and Jamieson, D.G. (1991). DSL 3.0: A computer-assisted implementation of the Desired Sensation Level Method for electroacoustic selection and fitting in children. The University of Western Ontario.

Serpanos, Y.C. and Gravel, J.S. (2000). Assessing growth of loudness in children by cross-modality matching (CMM). *Journal of the American Academy of Audiology*, 11, 190-202.

Sinclair, S.T., Beauchaine, K.L., Moodie, K.S., Feigin, J.A., Seewald, R.C., and Stelmachowicz, P.G. (1996). Repeatability of a real-ear-to-coupler difference measurement as a function of age. *American Journal of Audiology*, 5, 52-56.

Smeds, K., (2004). Is normal or less than normal overall loudness preferred by first-time hearing aid users? *Ear and Hearing*, 25, 159-172.

Smeds, K., and Leijon, A. (2001). Threshold-based fitting methods for non-linear (WDRC) hearing instruments-comparison of acoustic characteristics. *Scandinavian Audiology*, 30, 213-222.

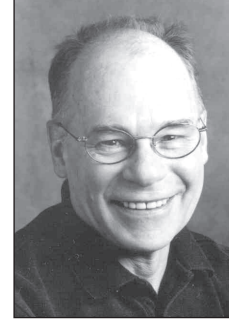
- Smith, L.Z. and Boothroyd, A. (1989). Performance intensity function and speech perception in hearing impaired children. Paper presented at the Annual Convention of the American Speech-Language-Hearing Association, St. Louis, MO. In.
- Snik, A.F., and Hombergen, G.C. (1993). Hearing aid fitting of preschool and primary school children. An evaluation using the insertion gain measurement. *Scandinavian Audiology*, 22, 245-250.
- Stapells, D.R., Herdman, A., Small, S.A., Dimitrijevic, A., and Hatton, J. (2005). Current status of the auditory steady state responses for estimating an infant's audiogram. In R.C. Seewald & J. Bamford (Eds.), *A Sound Foundation Through Early Amplification* (pp. 43-59). Stäfa, Switzerland: Phonak AG.
- Stapells, D.R. (2000a). Frequency-specific evoked potential audiometry in infants. In R.C. Seewald (Ed.), *A Sound Foundation Through Early Amplification: Proceedings of an International Conference* (pp.13-32). Stäfa, Switzerland: Phonak AG.
- Stapells, D.R. (2000b). Threshold estimation by the tone-evoked auditory brainstem response: A literature meta-analysis. *Journal of Speech-Language Pathology and Audiology*, 24, 74-83.
- Stelmachowicz, P.G. (1991). Current issues in pediatric amplification. In J. A. Feigin and P. G. Stelmachowicz (Eds.), *Pediatric amplification: Proceedings of the 1991 National Conference* (pp. 1-18). Omaha, NE: Boys Town National Research Hospital.
- Stelmachowicz, P.G. (2000). How do we know we've got it right? Electroacoustic and audiometric measures. In R. C. Seewald (Ed.), *A Sound Foundation Through Early Amplification: Proceedings of an International Conference* (pp.109-118). Stäfa, Switzerland: Phonak AG.
- Tharpe, A.M., Sladen, D., Huta, H.M., and McKinley, R.A. (2001). Practical considerations of real-ear-to-coupler difference measures in infants. *American Journal of Audiology*, 10, 41-49.
- Walker G. (1997a). Conductive hearing impairment: The relationship between hearing loss, MCLs and LDLs. *Australian Journal of Audiology*, 19: 71-80.
- Walker G. (1997b). The preferred speech spectrum of people with normal hearing and its relevance to hearing aid fitting. *Australian Journal of Audiology*, 19: 1-8.
- Walker, G. (1998). Frequency response selection for people with mixed hearing loss: Preferred and predicted responses. *The Australian Journal of Audiology*, 20, 55-66.



Marlene Bagatto est audiologiste au Centre National d'Audiologie de l'Université de Western Ontario (UWO) à London, Ontario, Canada. Elle est spécialisée dans la recherche clinique sur la méthode DSL (Desired Sensation Level) pour la prescription des aides auditives. Le Dr Bagatto a fait de nombreuses communications et animé des groupes de travail sur la méthode DSL, et publié plusieurs articles sur ce sujet. De plus, le Dr Bagatto s'occupe des nourrissons du programme auditif pédiatrique de l'Ontario, à la clinique du langage et de l'audition H.A. Leeper de l'UWO. Elle est également consultante et professeur dans le cadre du programme auditif pédiatrique du «Ministry of Children and Youth Services» de l'Ontario.



Sheila Moodie est audiologiste chargée de recherche au Centre National d'Audiologie, London, Ontario, Canada. Elle a consacré une grande partie de sa carrière à participer au développement de la méthode DSL (Desired Sensation Level) et à sa transposition dans les systèmes des fabricants de matériel d'audiologie, d'aides auditives et d'appareils de mesure in vivo. Elle a contribué au développement des protocoles cliniques relatifs à la méthode DSL, y compris l'application des mesures de RECD (Real-Ear-to-Coupler Difference) pour déterminer les niveaux de sortie des aides auditives adaptées aux nourrissons et aux jeunes enfants.



Dr Richard C. Seewald est chef de recherche au Centre National d'Audiologie à London, Ontario, Canada et il est titulaire de la chaire de recherche canadienne sur l'audition pédiatrique. Il enseigne également à l'Ecole des Sciences et des Troubles de la Communication, Faculté des Sciences de la Santé, Université de Western Ontario. Ces 25 dernières années, le Dr Seewald s'est concentré sur des problèmes liés à la sélection de l'adaptation prothétique chez les nourrissons et les jeunes enfants. Il est connu dans le monde entier pour ses travaux sur le développement de la méthode DSL (Desired Sensation Level) pour l'adaptation pédiatrique des aides auditives.



Steve Beaulac a rejoint l'équipe DSL en 2000. Il est chef programmeur pour la bibliothèque DSL m[i/o] et spécialiste système pour le Centre National d'Audiologie. Il est licencié de l'Université de Western Ontario, diplômé en ingénierie électrique et en science informatique.



Dr Susan Scollie est chef de recherche au Centre National d'Audiologie et professeur assistant à l'Université de Western Ontario à London, Ontario, Canada. Avec ses collaborateurs, elle a développé l'algorithme DSL m[i/o] pour l'adaptation des aides auditives, qui a été publié récemment. Ses travaux de recherche actuels se concentrent sur l'évaluation d'un nouveau mode de traitement numérique du signal pour les pertes auditives aiguës, l'indice d'intelligibilité vocale et la localisation des sons chez les enfants malentendants.

Au coeur de l'innovation

Le groupe Phonak est spécialisé dans le design, le développement, la production et la distribution mondiale de systèmes d'audition et de radio-communication de haute technologie.

Une longue expérience dans les technologies d'aide à l'audition ainsi qu'une étroite collaboration avec les professionnels permettent à Phonak d'améliorer de façon substantielle la qualité de vie des malentendants et de leur entourage.

Le groupe multimarque Phonak offre aujourd'hui, dans ses différents réseaux de distribution, une gamme complète d'aides auditives numériques, ainsi que des applications high-tech spéciales et des systèmes de radiocommunication. Avec plus de 3'900 collaborateurs dans le monde, le groupe Phonak est l'un des trois leaders de la technologie audioprothétique.

**Rendez-vous sur www.phonak.com
pour consulter des informations à jour
sur la société et ses produits.**