

Audition bimodale

Hugh McDermott, PhD

Directeur adjoint (Recherche)
The Bionic Ear Institute
Melbourne Est, Australie

L'audition bimodale peut se définir comme étant l'utilisation conjointe d'aides auditives acoustiques et d'implants cochléaires. Par le passé, presque toutes les personnes considérées comme candidates à l'implantation cochléaire avaient une perte auditive profonde ou une surdité totale dans les deux oreilles. Elles ne pouvaient donc pas ou peu bénéficier d'aides auditives acoustiques. Au cours du temps, l'efficacité des implants cochléaires dans le traitement des surdités est devenue plus évidente, en particulier en raison des preuves généralement positives collectées par de nombreuses études cliniques. Par conséquent, les critères de sélection des implantations cochléaires se sont progressivement assouplis. De nos jours, il est courant que les utilisateurs d'implants cochléaires (IC) aient une audition acoustique résiduelle dans une oreille ou dans les deux. Maintenant que le nombre de sujets implantés dans le monde est sur le point de dépasser les 200 000, on s'attend à ce que le nombre d'enfants et d'adultes pouvant bénéficier de l'emploi simultané d'un IC et d'un appareil de correction auditive (ACA) acoustique, non seulement continue à croître, mais croisse à un rythme accéléré. Il est probable que dans un proche avenir, les utilisateurs d'IC auront une sensibilité auditive par voie aérienne suffisante dans au moins une des deux oreilles pour bénéficier de l'utilisation permanente d'un ACA correctement adapté. Les avantages potentiels et les défis pratiques des appareillages bimodaux sont discutés dans cet article.

Figure 1a
Coupe de l'oreille humaine

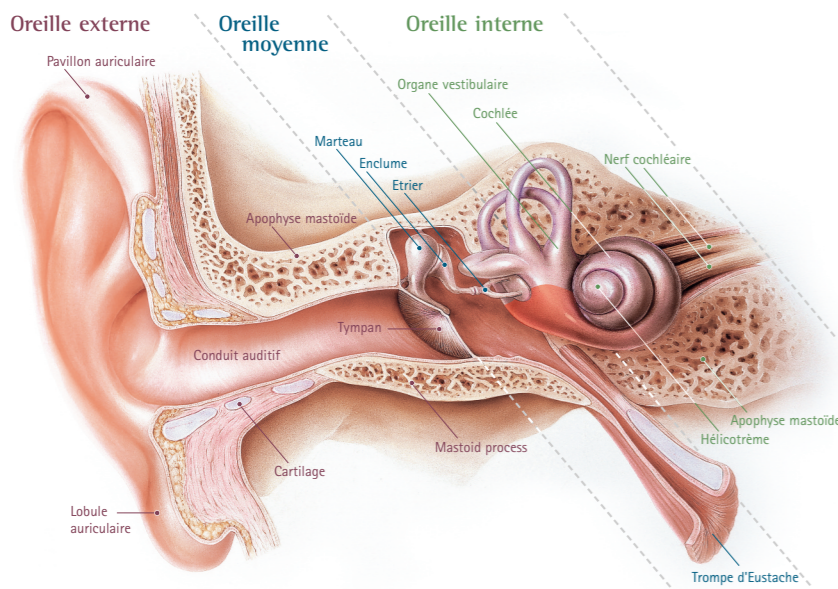
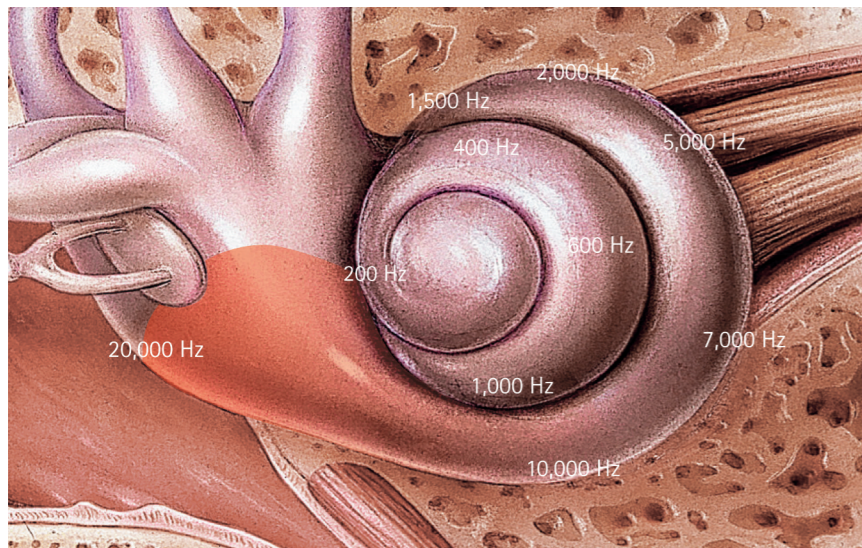


Figure 1b
Représentation schématique de la cochlée (oreille interne) montrant son organisation tonotopique: l'activité résultant des sons de hautes fréquences est maximale près de la base, alors que les sons de basses fréquences provoquent une activité plus proche de l'apex.



Bénéfices de l'audition bimodale

On sait que la majorité des malentendants atteints de pertes auditives neurosensorielles sont moins sensibles aux sons aigus qu'aux sons graves. Les pertes auditives de cette nature sont associées à un type particulier d'atteinte des structures de l'oreille interne. La figure 1a donne une représentation schématique de la coupe d'une oreille. Les sons sont prélevés par le pavillon de l'oreille (oreille externe) et mettent le tympan en mouvement, provoquant des vibrations transmises dans la chaîne ossiculaire (oreille moyenne). Dans la cochlée en forme de spirale (oreille interne), où les vibrations mécaniques des sons sont converties en impulsions nerveuses, les sons aigus excitent surtout la base, alors que les sons plus graves se traduisent par une activité plus proche de l'apex. Cette organisation tonotopique de la cochlée est illustrée schématiquement figure 1b. Pour différentes raisons anatomiques et physiologiques, les causes les plus fréquentes des pertes auditives (telles que l'exposition à des niveaux de bruit excessifs) tendent à avoir un impact plus important vers la base de la cochlée. C'est pourquoi on observe souvent que les malentendants atteints de pertes auditives sévères ou profondes gardent une sensibilité résiduelle aux sons de fréquences graves, même si leur capacité à détecter les sons aigus est minimale ou nulle. Dans des cas extrêmes, il peut y avoir ce que l'on appelle des «zones mortes cochléaires», où les vibrations sonores ne peuvent plus être converties en activité nerveuse perceptible. Les zones mortes semblent se produire plus fréquemment du côté de la base de la cochlée, ce qui correspond à une perte de l'audition des aigus.

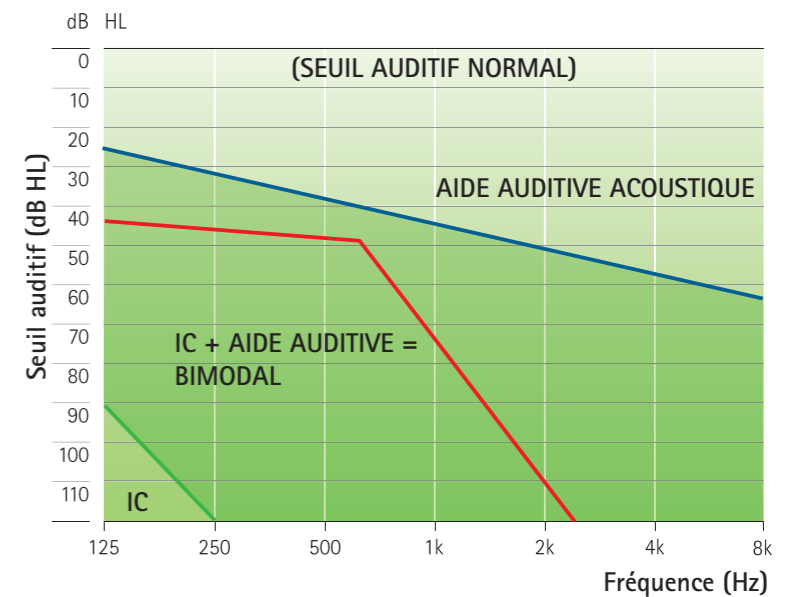
Le développement des implants cochléaires a permis une perception utile des sons à de nombreux malentendants, y compris à des sujets atteints de surdité bilatérale totale. Tous les systèmes d'IC modernes font un pontage des zones cochléaires dysfonctionnelles, en délivrant une stimulation électrique directement sur le nerf auditif. Les stimuli sont généralement de brèves impulsions électrique appliquées selon des séquences cycliques ou chevauchantes dans des

électrodes sélectionnées. Un réseau de 12 à 22 électrodes est implanté dans la cochlée par voie chirurgicale. Pour faciliter l'insertion des électrodes, le réseau est introduit à partir de la fenêtre ronde ou d'une position proche de celle-ci, à la base de la cochlée. C'est-à-dire qu'un grand nombre d'électrodes stimule les zones cochléaires qui devraient normalement réagir aux fréquences aiguës. La position de l'électrode la plus apicale correspond à une fréquence acoustique spécifique, cohérente avec l'organisation tonotopique de la cochlée. La valeur exacte de cette fréquence dépend de nombreux facteurs, dont le design du réseau d'électrodes et la profondeur d'insertion dans la cochlée pendant l'intervention chirurgicale. Dans des oreilles ayant une sensibilité acoustique résiduelle naturelle, la zone cochléaire située au-delà de l'électrode la plus apicale réagit à des sons de fréquences relativement basses. Cette gamme de fréquence est difficile à déterminer avec précision, mais des chercheurs ont trouvé qu'elle a une limite supérieure typique de l'ordre de 500 à 1500 Hz. Bien que l'insertion chirurgicale du réseau d'électrodes risque d'endommager les cellules ciliées et d'autres structures cochléaires jouant un rôle crucial dans la détection des sons, il est possible que la zone cochléaire recevant le réseau d'électrodes conserve dans certains cas une sensibilité acoustique utilisable.

Les candidats actuels à l'implantation cochléaire ont généralement une perte auditive si sévère qu'un IC doit probablement procurer une meilleure intelligibilité vocale que le meilleur ACA acoustique disponible (figure 2). Le fait que tellement d'utilisateurs de systèmes d'IC modernes obtiennent des scores d'intelligibilité vocale très élevés (Helms et al., 2004) justifie l'implantation cochléaire dans au moins une des deux oreilles de certains patients ayant une audition acoustique résiduelle utilisable. Si les audiogrammes des deux oreilles ne sont pas identiques, le praticien sélectionnera probablement l'oreille la plus mauvaise pour l'implantation. Même quand la perte auditive est symétrique, l'acte chirurgical ne détruira pas inéluctablement toute la sensibilité

Figure 2

Recommandations d'appareillage de différents types d'aides auditives en fonction de la configuration audiométrique. Les seuils audiométriques de l'audition normale sont en haut. La courbe bleue illustre une perte auditive croissante typique, qui peut être corrigée convenablement par une aide auditive acoustique conventionnelle. La courbe verte indique une sensibilité auditive minimale; un implant cochléaire serait probablement approprié dans ce cas. Toute une série d'audiogrammes possibles entre ces deux extrêmes peut convenir à des appareillages bimodaux. La courbe rouge illustre une perte auditive qui peut indiquer l'emploi d'un implant hybride, dans lequel les fréquences aiguës sont audibles avec un implant cochléaire et les fréquences graves avec une aide auditive aérienne, combinés en un seul appareil.



acoustique de l'oreille implantée. Dans le but de préserver l'audition, des réseaux spéciaux d'électrodes courtes et des techniques chirurgicales les moins traumatiques possibles ont été développées. Il en résulte que certains utilisateurs d'IC ont une audition acoustique utilisable dans les deux oreilles. Le plus souvent, la meilleure sensibilité acoustique se trouvera cependant dans l'oreille non implantée.

Les bénéfices de l'audition bimodale pour l'intelligibilité vocale ont en particulier été mis en évidence dans des situations bruyantes. De nombreuses études ont confirmé ce résultat général. Les avantages de l'audition bimodale, tels qu'ils ont été résumés dans une vaste revue de la littérature (Ching et al., 2007), varient considérablement en fonction du sujet et des conditions d'écoute. L'importance du bénéfice global s'élève en moyenne à 2 dB en termes de rapport du signal sur bruit. C'est-à-dire que, par rapport à l'utilisation d'un IC seul, l'utilisation

simultanée d'un ACA et d'un IC améliore l'intelligibilité vocale de l'équivalent d'environ 2 dB de réduction du niveau de bruit. Bien que cet effet puisse paraître faible, l'augmentation correspondante de l'intelligibilité vocale peut être relativement importante. Par exemple, si la relation entre l'intelligibilité vocale et le rapport du signal sur bruit est abrupte, ce qui vrai pour la plupart des utilisateurs d'IC, la proportion de mots qui peuvent être correctement identifiés dans le bruit augmenterait de 20 pourcent pour 2 dB de réduction du niveau de bruit. Des bénéfices du même ordre ont été signalés à la fois chez des adultes et des enfants implantés qui exploitaient l'audition bimodale.

Un autre bénéfice potentiel de l'emploi d'un appareillage bimodal est une meilleure capacité des utilisateurs à identifier la direction d'où proviennent les sons. La localisation des sources sonores est extrêmement difficile, voire impossible, chez les auditeurs qui n'entendent que d'une seule oreille (via un IC ou un ACA). Il est beaucoup plus facile de déterminer la direction d'un son quand les informations acoustiques sont disponibles dans les deux oreilles. De nombreuses études ont confirmé que les utilisateurs d'IC qui bénéficient

encore d'une audition acoustique dans l'oreille non implantée sont mieux capables de localiser les sons que ceux qui emploient un IC seul (Ching et al., 2004).

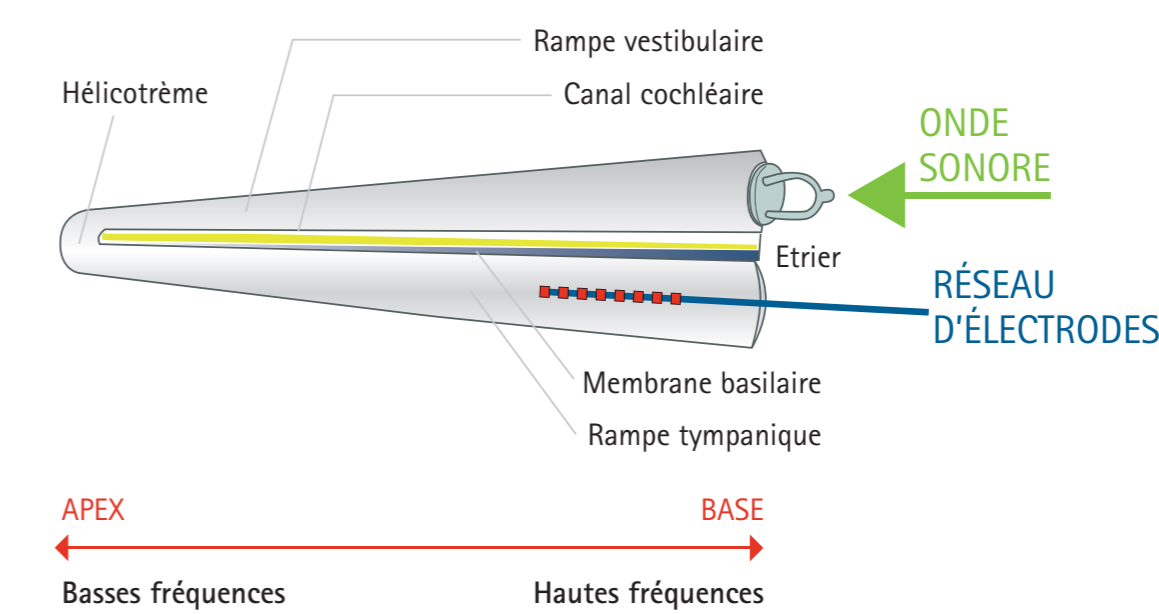
D'autres bénéfices de l'audition bimodale ont été signalés en ce qui concerne la perception de hauteur et de qualité tonale des sons. Il est fortuit que la région basale de la cochlée, là où les effets délétères de la perte auditive sont généralement les plus évidents, soit aussi la zone où l'introduction du réseau d'électrodes risque le plus de provoquer des dommages. Ce qui est intéressant, c'est que cette coïncidence a quelques conséquences bénéfiques pour les utilisateurs d'IC (figure 3a). Bien que les implants cochléaires actuels permettent à la plupart des utilisateurs de comprendre la parole, ils sont moins efficaces pour délivrer des informations sur la hauteur des sons. Malgré les efforts de recherche considérables engagés pour améliorer les performances des processeurs de son des IC et délivrer à leurs utilisateurs des informations sur la hauteur des sons, les résultats perceptifs laissent toujours à désirer. De nombreux utilisateurs d'IC, par exemple, ont des difficultés à reconnaître des mélodies familières ou à apprécier la hauteur relative de plusieurs notes de musique. Cependant, les sujets qui ont encore une audition acoustique ont souvent d'excellentes capacités de perception des hauteurs de sons, même si leur sensibilité auditive est beaucoup plus mauvaise que la normale. De plus, les informations sur la hauteur des sons sont typiquement contenues dans les composantes graves des signaux acoustiques. La combinaison des stimulations acoustiques et électriques peut donc fournir aux auditeurs des informations auditives complémentaires (tableau 1). Pendant que l'IC transmet des informations sur le contenu fréquentiel temporellement évolutif et le niveau sonore, en particulier dans les zones spectrales médium et aiguës, un ACA acoustique peut délivrer en même temps des signaux dont les fréquences se situent généralement dans la bande grave du spectre. Ces signaux contiennent des informations précises sur la hauteur des sons, que les stimuli électriques générés par les IC ne

Tableau 1
Comparaison des principales caractéristiques perceptives de la stimulation électrique et de la stimulation acoustique chez des auditeurs exploitant l'audition bimodale. Les bandes de fréquences 'graves' et 'aiguës' sont respectivement inférieures et supérieures à 1 kHz environ. Des performances relativement bonnes sont repérées par un ✓, des performance équivoques ou incertaines par un ?, et de mauvaises performances par un x. La résolution spectrale comprend la perception des informations auditives importantes pour la compréhension de la parole dans un bruit ambiant.

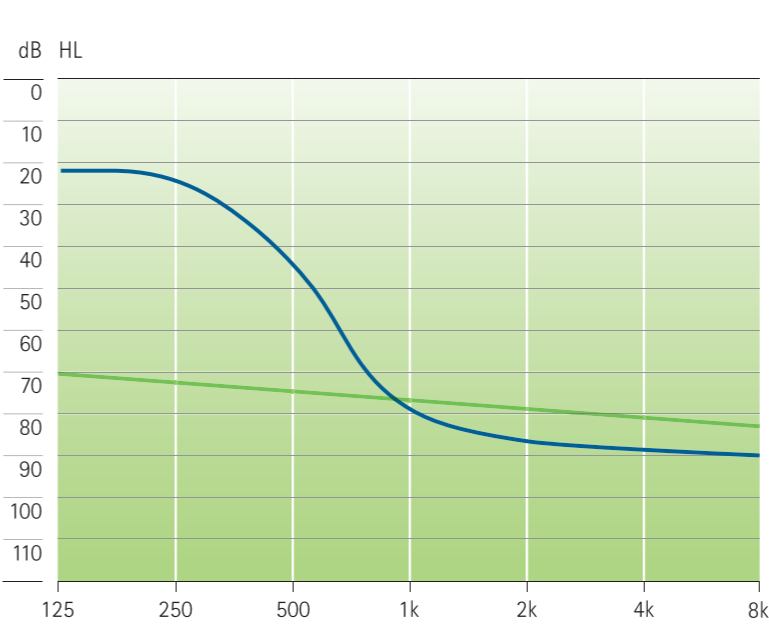
	Bande de fréquences	Stimulation acoustique	Stimulation électrique
Audibilité	Grave	✓	✓
	Aiguë	x	✓
Perception de hauteur des sons	Grave	✓	x
	Aiguë	?	x
Résolution spectrale	Grave	✓	?
	Aiguë	x	?

Figures 3a et 3b
a) Schéma de la cochlée «déroulée» pour montrer la correspondance entre les différentes fréquences acoustiques et les différentes zones d'activité maximale. Dans certains cas, le positionnement du réseau d'électrodes à la base de la cochlée permet de continuer à utiliser les basses fréquences après l'implantation.
b) Deux exemples d'audiogrammes qui représentent les seuils auditifs de deux sujets candidats possibles à l'audition bimodale. La courbe bleue montre une sensibilité auditive largement limitée aux fréquences graves, au-delà de la profondeur à laquelle un réseau d'électrodes est normalement implanté. Un tel audiogramme peut être relevé chez des receveurs d'IC implantés avec une électrode courte spéciale. La courbe verte représente un audiogramme beaucoup plus typique de l'audition disponible dans l'oreille non implantée de beaucoup d'auditeurs bimodaux.

3a



3b



fournissent pas clairement. En pouvant percevoir simultanément ces deux types de stimuli, les utilisateurs d'audition bimodale disposent de plus d'informations sonores que celles qu'un seul de ces appareils peut fournir (McDermott, 2009).

La hauteur du son est un élément d'information important dans presque tous les types de musiques. On peut donc s'attendre à ce qu'une meilleure perception de l'accent musical s'accompagne d'une reconnaissance plus précise des mélodies. De nombreuses études ont fait état d'une meilleure reconnaissance de la mélodie chez des sujets utilisant une audition bimodale, en particulier quand ils étaient testés en l'absence d'indices tels que des paroles de chansons ou d'un rythme distinctif. Une revue récente (McDermott, 2011), par exemple, a résumé les résultats de quatre études indépendantes qui comparaient l'identification des mélodies par des utilisateurs d'IC, avec et sans l'utilisation simultanée d'une aide auditive. Toutes les études ont montré de substantielles améliorations des scores de reconnaissance pour la condition d'écoute bimodale par rapport à la condition IC seul. L'amélioration des scores moyens s'étendait d'environ 10 à 30 pourcent. Ces résultats sont cohérents avec ceux d'une étude récente par questionnaire qui recherchait des informations de la part des utilisateurs d'IC sur leur audition bimodale (Fitzpatrick et al., 2009). Dans cette étude, plus de la moitié des répondants ont indiqué leur préférence pour l'utilisation d'un ACA conjointement avec leur IC pour écouter de la musique, plutôt que d'utiliser l'un ou l'autre des appareils seuls.

En plus de la hauteur, le timbre est une caractéristique perceptive importante de n'importe quel type de son. Dans le cas des sons musicaux, le timbre est la qualité tonale qui permet aux auditeurs de distinguer deux instruments qui jouent la même note (c.-à-d. la même hauteur de son) au même niveau sonore. Les informations sur le timbre sont portées par de nombreuses propriétés acoustiques des sons, dont l'allure spectrale globale. La quantité d'informations

détaillées sur le timbre dont disposent les utilisateurs d'IC peut augmenter s'ils ont accès simultanément aux signaux acoustiques, même dans une bande de fréquences limitée. Une étude publiée (Sucher & McDermott, 2009) a demandé à des utilisateurs d'appareillages bimodaux d'identifier des sources de sons complexes (telles que des instruments de musique) et d'évaluer la qualité des sons dans trois conditions d'écoute: IC seul, ACA seul et IC associé à un ACA. Les scores d'identification sonore et l'appréciation de qualité perçue étaient tous deux meilleurs, en moyenne, dans la condition bimodale que dans chacune des deux autres conditions.

Audition bimodale ou implantation bilatérale?

Pour beaucoup de personnes qui utilisent un IC monaural ou qui envisagent une implantation cochléaire, ou pour des parents qui doivent prendre des décisions quant à la gestion de la perte auditive de leur enfant, il peut être difficile de choisir entre un appareillage bimodal et une implantation cochléaire bilatérale. Malheureusement, la recherche ne fournit actuellement que peu de directives claires en la matière. Comme pour les autres aspects de l'implantation cochléaire en général, les résultats individuels sont difficiles à prévoir. Une implantation cochléaire réalisée chez des sujets qui semblent avoir des caractéristiques auditives très semblables avant l'implantation, peut apporter des bénéfices de types et de degrés très différents, et le rythme d'adaptation aux informations fournies par la stimulation électrique est également très imprévisible. De plus, les mesures audiométriques traditionnelles de la sensibilité auditive ne permettent pas de prévoir avec beaucoup d'exactitude quel sera le bénéfice perceptif qu'un sujet pourra obtenir, soit avec un ACA acoustique, soit avec un IC. Toutefois, on sait que l'acte chirurgical d'implantation va probablement altérer l'audition par voie acoustique. Dans beaucoup de cas, il ne restera aucune sensibilité auditive acoustique utile après l'insertion d'un implant cochléaire. Le choix est donc essentiellement entre

une implantation bilatérale, en s'attendant à ce qu'il n'y ait plus de capacité auditive acoustique postopératoire, ou une audition bimodale, dans laquelle l'audition acoustique sera probablement limitée à l'oreille non implantée.

Les comparaisons entre l'audition bimodale et l'implantation cochléaire bilatérale sont compliquées du fait que les informations transmises par les modes de stimulation électrique et acoustique sont plutôt complémentaires que redondantes. La stimulation par l'implant, par exemple, comprend des informations sur l'évolution temporelle de l'allure spectrale des signaux sonores dans une large bande passante, alors que la stimulation acoustique à l'aide d'un ACA est généralement limitée à une bande passante relativement étroite dans les fréquences graves du spectre. D'autre part, un ACA peut généralement fournir de bien meilleures informations sur la hauteur de la plupart des types de sons qu'un IC. Si, par exemple, l'écoute de la musique est considérée comme particulièrement importante, il peut alors être préférable d'exploiter au mieux l'audition acoustique disponible plutôt que d'envisager une implantation bilatérale. Le mode acoustique va presque certainement fournir des informations plus précises sur la hauteur des sons, alors que l'implantation bilatérale va plus probablement fournir des informations capables d'améliorer l'intelligibilité vocale et peut-être la localisation spatiale des sources sonores.

Le coût est un autre facteur qui peut influencer la décision. En règle générale, la fourniture, l'adaptation et la maintenance de deux implants cochléaires reviendra plus cher que l'emploi d'un ACA associé à un IC monaural. Pour la plupart des utilisateurs d'audition bimodale, l'ACA utilisé avant l'implantation chirurgicale peut être réutilisé avec succès après l'acte chirurgical sur l'oreille non implantée. Dans certains cas, les risques et l'inconfort inhérents à l'opération de deux oreilles au lieu d'une seule peuvent être plus élevés. Quoi qu'il en soit, il est clair que tous les candidats IC qui ont encore un peu de capacité auditive acoustique dans les deux oreilles avant l'opération,

devraient choisir l'implantation bilatérale, même si cette décision peut entraîner une perte de toute la sensibilité acoustique naturelle.

Quel est le niveau d'audition acoustique utile?

Bien qu'il soit difficile de préciser une limite inférieure du niveau d'audition acoustique utilisable avec succès en combinaison avec un IC, certaines études récentes ont fourni des données qui peuvent aider les médecins et les candidats à l'implantation (ou leurs soignants) à prendre leur décision en toute connaissance de cause. Ces recherches suggèrent qu'il faut tenir compte à la fois de l'allure de l'audiogramme et des niveaux liminaires absolus. Les bénéfices de l'audition bimodale vont probablement être différents si, par exemple, l'audiogramme a une pente marquée avec des seuils auditifs quasi-normaux dans les graves, plutôt que d'être relativement horizontal avec tous les seuils indiquant une perte auditive sévère à profonde (figure 3b). Une évaluation préliminaire acceptable de l'utilité de l'audition acoustique de la plupart des sujets, peut être simplement faite en mesurant leur seuil auditif à 250 Hz. Si ce seuil est supérieur à (plus mauvais que) 80 dB HL, les chances de bénéfices obtenus par une audition bimodale sont plus faibles que chez des sujets ayant une meilleure sensibilité auditive. Il est intéressant de noter qu'une étude indique que presque la moitié des utilisateurs d'IC dans un centre donné ont des seuils à 250 Hz meilleurs que 80 dB HL (Dorman & Gifford, 2010). Ceci laisse à penser que, dans un avenir proche, la majorité des utilisateurs d'IC pourra être capable d'utiliser l'audition acoustique en même temps que l'implant cochléaire.

La plupart des avantages de l'audition acoustique pour l'intelligibilité vocale, surtout dans le bruit, et pour la perception des hauteurs de sons par les utilisateurs d'audition bimodale semblent être portés par la fréquence fondamentale des sons complexes. Les orateurs adultes ont des fréquences fondamentales allant jusqu'à 250 Hz (chez les femmes; elle est d'environ une octave

inférieure chez les hommes). Les voix des enfants ont souvent des fréquences fondamentales pouvant atteindre 500 Hz. En termes musicaux, les notes de la moitié inférieure d'un clavier de piano standard ont des fréquences fondamentales allant jusqu'à 300 Hz environ. Rendre ces composantes sonores audibles, même dans ces bandes de fréquences limitées peut donc contribuer aux bénéfices de l'audition bimodale (Dorman & Gifford, 2010).

Adaptation d'un appareil bimodal

La capacité de compréhension de la parole de la plupart des utilisateurs d'implants cochléaires qui ont une audition acoustique utilisable, est essentiellement fournie par leur implant cochléaire. Dans une étude qui rend compte de la reconnaissance de mots de 11 sujets appareillés en audition bimodale, par exemple, le score moyen de reconnaissance vocale en utilisant l'IC seul était d'environ 30% supérieur au score obtenu en utilisant l'ACA acoustique seul (Gifford et al., 2007). Quand les mêmes sujets utilisaient simultanément les deux types d'appareils, leur score moyen augmentait encore de 18%. Des résultats du même ordre ont été obtenus par ces sujets lors de tests d'évaluation de l'intelligibilité de phrases dans le bruit. La plupart du temps, les utilisateurs d'ACA qui décident de se faire poser un implant cochléaire, le font car ils espèrent que l'IC leur permettra de mieux comprendre la parole que leur ACA acoustique. Les études publiées mettent en évidence qu'une telle attente est fondée; rares sont celles qui ont fait état de moins bons résultats dans la condition de l'audition bimodale que dans la condition de l'IC seul (Ching et al., 2007). Ceci reflète en partie pourquoi les personnes qui obtiennent des performances satisfaisantes avec leurs ACA acoustiques ne sont pas disposées à passer à l'implantation cochléaire.

Les utilisateurs d'ACA (ou ceux qui s'en occupent) qui pensent que l'implantation cochléaire peut améliorer leur audition, doivent d'abord s'assurer que leur appareillage existant leur fournit autant d'informations auditives que possible. C'est-à-dire

que des facteurs tels que le choix de l'appareil le mieux approprié, la sélection des fonctions de traitement du signal acoustique et l'ajustement des paramètres pendant l'appareillage ont été faits avec une grande attention et beaucoup de soin. Les techniques modernes de traitement du signal, telles que la compression de fréquence, doivent être activées si elles sont disponibles et à chaque fois qu'elles peuvent profiter à l'utilisateur. La vérification de l'adaptation de l'ACA, à l'aide de mesures in situ par exemple, doit être accomplie quand elle est pertinente. Le mieux est de permettre à chaque utilisateur d'ACA de s'habituer pendant plusieurs semaines d'utilisation quotidienne au moins à tout changement d'appareil et / ou de réglages. Une durée suffisante doit aussi être allouée à l'ajustement fin des paramètres, afin d'obtenir les meilleures performances possibles. Un tel processus d'optimisation et d'acclimatation, suivi d'une évaluation approfondie de l'audition individuelle corrigée, doit être mené à terme avant de décider finalement d'entreprendre ou non l'implantation. Les sujets qui seront implantés par la suite dans une oreille doivent s'attendre à perdre tout ou partie de leur audition acoustique dans cette oreille. Comme leur autre oreille ne sera pas affectée par l'opération, ils tireront le maximum de bénéfices de la stimulation acoustique avec l'oreille non implantée. Dans la majorité des cas, l'appareillage bimodal dans la période suivant immédiatement l'activation de l'implant cochléaire, sera donc une combinaison de l'IC dans une oreille et du même ACA acoustique dans l'autre oreille que celui qui était utilisé avant l'opération.

Le but des ajustements de chaque appareil auditif après l'implantation est de délivrer à l'utilisateur autant d'informations que possible sur la parole et les autres sons, tout en assurant le confort d'écoute dans toutes les situations couramment rencontrées. C'est en général l'IC qui fournira le plus d'informations vocales, en particulier dans des situations d'écoute calmes. Comme dans tout appareillage d'IC, l'optimisation des réglages du processeur de son doit être faite de façon intensive pendant les semaines et les mois suivant

l'activation initiale, en planifiant des sessions d'ajustement ultérieures au rythme requis. Dans certains centres d'implantation, il est recommandé de ne pas utiliser l'ACA controlatéral pendant la période initiale d'acclimatation à l'implant. Il y a toutefois très peu de données à l'appui de cette stratégie et il semble probable que les personnes implantées obtiendront les meilleurs résultats dans la plupart des situations en utilisant leur IC conjointement avec leur ACA habituel, placé dans l'oreille non implantée.

Contrairement à la plupart des appareillages d'IC ou d'ACA seuls, les appareillages bimodaux présentent deux problèmes spécifiques, à savoir: (1) rendre les hauteurs de sons compatibles entre les deux appareils et (2) équilibrer les sonies perçues avec chaque appareil. Il est concevable que les utilisateurs d'IC risquent de percevoir différentes hauteurs pour un son donné quand ils l'entendent via chaque type d'appareil. La raison principale est illustrée figure 3. Le réseau d'électrodes de l'implant est inséré dans la cochlée à partir d'une ouverture située à l'extrémité basale. Donc, même l'électrode la plus apicale stimulera typiquement une région qui devrait normalement répondre aux fréquences de 600 à 900 Hz avec une stimulation acoustique (Stakhovskaya et al., 2007). Cette électrode est excitée par des signaux acoustiques qui transitent par le filtre correspondant du processeur de son. La fréquence centrale de ce filtre est typiquement d'environ 250 Hz. Elle a été choisie de façon à ce que des composantes importantes des signaux vocaux et d'autres sons soient présentées en tant que stimuli électriques dans une région relativement apicale de la cochlée. On peut s'attendre à ce que cette allocation d'une fréquence acoustique à la position d'une électrode se traduise par un décalage de la hauteur perçue, au moins pour certains sons. Par exemple, un son pur de 250 Hz prélevé par le microphone activera l'électrode la plus apicale et la hauteur perçue de ce son doit correspondre à 600 HZ environ, voire plus. On a mis en évidence que certains utilisateurs d'IC connaissent de tels décalages de hauteurs de sons, au moins immédiatement après l'activation de l'appareil

(McDermott et al., 2009). Du fait que chez la plupart des auditeurs utilisant l'audition bimodale c'est l'oreille controlatérale qui est stimulée acoustiquement, le son de 250 Hz sera perçu plus grave dans cette oreille que dans l'oreille implantée. Il semble toutefois que la plasticité de l'audition change la perception de hauteur du son provenant de la stimulation électrique (Reiss et al., 2007). En général, la perception de hauteur semble souvent évoluer vers les graves au cours du temps et peut se rapprocher de la perception associée à la fréquence centrale des filtres assignés aux électrodes (250 Hz, par exemple, dans l'exemple ci-dessus). Si ceci se produit, il n'est donc pas nécessaire d'ajuster spécifiquement l'appareillage bimodal pour assurer la compatibilité de hauteur des sons entre les appareils. Bien que des recherches plus approfondies soient nécessaires pour examiner encore ce problème, une étude publiée a trouvé peu de différence de perception vocale entre une condition dans laquelle l'allocation des fréquences aux électrodes a été modifiée pour minimiser les disparités de hauteur et une condition utilisant les allocations de fréquences standards (Simpson et al., 2009). Sauf cas exceptionnel, tel que l'implantation d'électrodes courtes spéciales, il convient probablement de conserver l'allocation standard des fréquences de l'IC chez les plupart des utilisateurs d'audition bimodale.

Le second problème qui nécessite une attention toute particulière dans les appareillages bimodaux est l'équilibre de sonie entre les appareils. L'idéal serait que tous les sons équidistants des deux appareils, quels que soient leur niveau et leur contenu fréquentiel, soient perçus comme ayant la même sonie par l'IC et l'ACA controlatéral. Cet objectif est difficile, voire impossible à atteindre en pratique, surtout en raison de la bande passante acoustique limitée dont disposent la plupart des utilisateurs d'audition bimodale. Tous les sons aigus peuvent typiquement être reproduits au niveau de sonie approprié par l'IC, alors qu'ils peuvent être inaudibles avec l'ACA ou devenir inconfortables s'ils sont amplifiés. Quoi qu'il en soit, il est important d'équilibrer autant que faire

se peut la sonie entre les deux appareils (Ching et al., 2007). En plus d'assurer l'audibilité maximale des sons, cette stratégie doit permettre aux utilisateurs d'appareillages bimodaux de localiser les sources sonores. Comme avec n'importe quel type d'audition binaurale, les informations sur la direction d'où proviennent les sons sont contenues dans les différences de niveaux inter-auriculaires. Une différence inter-auriculaire est perçue comme une différence de sonie entre les oreilles et la relation entre la sonie perçue et le niveau doit donc rester cohérente dans chaque oreille pour préserver les indices inter-auriculaires de localisation. La conversion des niveaux acoustiques en perception de sonie est fonction de nombreux paramètres dans chaque type d'appareil. Certains de ces paramètres dépendent des caractéristiques auditives du sujet. Par exemple, des malentendants atteints de pertes auditives plus sévères indiquent généralement que la sensation de sonie croît plus vite avec le niveau que pour une audition normale.

Comme l'IC deviendra la source dominante d'informations auditives pour assurer une bonne intelligibilité vocale à la plupart des auditeurs appareillés en bimodal, c'est généralement l'ACA qui doit être ajusté pour délivrer une sonie correspondant à la stimulation de l'IC (pour le même son incident). Il faut tout d'abord vérifier si la sonie est équilibrée entre les appareils quand un son est présenté directement en face de l'auditeur. Ceci peut être fait soit en activant et inactivant alternativement chaque appareil et en demandant à l'auditeur lequel est le plus fort, ou en activant simultanément les deux appareils et en lui demandant si le son est bien centré. Un signal sonore approprié pour ce test doit pouvoir facilement être rendu assez fort avec chaque appareil. Le signal doit donc avoir le maximum d'énergie dans les graves et les médiums. Un bruit à pondération vocale présenté par petites bouffées ou de la parole continue, enregistrée de préférence pour pouvoir en contrôler le niveau et le maintenir constant, sont des signaux appropriés pour ce test. Le processus d'équilibrage doit être fait en présentant le signal d'essai à différents niveaux (par exemple 45 et 65

dB SPL). Les ajustements des réglages de l'ACA permettant d'équilibrer sa sonie avec celle de l'IC dépendent de l'aide auditive choisie et de la méthode prescriptive appliquée (le cas échéant). Dans certains cas, une amplification linéaire modulée en fonction de la fréquence peut avoir été sélectionnée; dans ce cas seul le gain global et le niveau maximal de sortie doivent être ajustés. Le plus souvent, l'amplification de l'ACA est basée sur un modèle non linéaire dans lequel le gain appliqué à différents niveaux d'entrée peut être ajusté à un certain nombre de fréquences. Au cours d'un processus itératif, les gains, les seuils de compression et les taux de compression peuvent devoir être ajustés à des fréquences significatives afin d'équilibrer la sonie pour chacun des niveaux de signal choisis. Par exemple, si l'ACA est plus faible que l'IC pour le niveau de signal le plus faible mais aussi fort pour le niveau le plus élevé, seul le gain des niveaux faibles doit être augmenté. Après avoir terminé la procédure d'équilibrage, les réglages de l'ACA doivent être validés en demandant à l'auditeur d'arrêter temporairement son IC. Dans ces conditions, l'ACA doit produire des sons dont la qualité et l'intelligibilité sont acceptables, sans bruit perturbant ni sonie excessive pour les signaux d'entrée intenses.

A chaque fois que l'IC et l'ACA sont utilisés ensemble, l'équilibre de sonie et les indices inter-auriculaires de niveau peuvent être affectés par tout traitement du signal qui modifie le gain relativement lentement en fonction des variations des conditions d'entrée. Des exemples de tels traitements sont l'optimisation adaptative de la gamme dynamique (Blamey, 2005), différentes sortes d'antibruits adaptatifs et certains types de contrôles automatiques de gain, en particulier ceux qui ont des constantes de temps longues. Deux problèmes importants apparaissent dans ce contexte. L'IC et l'ACA peuvent tout d'abord ne pas disposer du même traitement du signal, ou les réglages des paramètres du traitement peuvent être différents. En second lieu, même si le traitement est identique dans chaque appareil il peut affecter les informations inter-auriculaires de niveau. Par exemple, si une source sonore est

située plus près de l'ACA que de l'IC, on peut s'attendre à ce que le son soit plus fort dans l'oreille appareillée avec l'ACA, ce qui permettrait alors à l'utilisateur de localiser correctement la source sonore. Toutefois, si le gain de l'ACA diminue en raison d'une stimulation sonore relativement forte de ce côté alors que la sensibilité de l'IC reste constante, la différence de sonie perçue par l'auditeur appareillé en bimodal sera réduite et les informations relatives à la différence de niveau inter-auriculaire seront moins nettes. En pratique, le processus d'appareillage actuel ne donne probablement pas de solution sûre à ce problème. De futurs appareils, spécialement conçus pour les auditeurs appareillés en bimodal, disposeront de traitements acoustiques et électriques qui veilleront à préserver l'équilibre de sonie et les indices inter-auriculaires dans toutes les situations d'écoute usuelles. De tels appareils peuvent nécessiter que certaines informations sur les signaux soient transférées sans fil d'une oreille à l'autre.

Une autre source d'informations dont les utilisateurs appareillés en bimodal disposent pour localiser les sources sonores est la différence du temps d'arrivée du signal sonore dans chaque oreille. Pour que la perception des indices de différences inter-auriculaires de temps soit fiable et précise, les temps de traitement du signal dans chaque appareil doivent être identiques. Le retard de traitement d'un IC est généralement plus court que celui d'un ACA acoustique, bien que les retards dépendent de certains détails techniques du mode de traitement (Francart et al., 2011). Il n'est actuellement pas possible d'ajuster les retards de traitement pendant l'appareillage de systèmes auditifs bimodaux. A l'avenir, le traitement du signal des systèmes auditifs bimodaux devra être conçu en tenant compte de ces délais, afin d'optimiser les indices de différences inter-auriculaires de temps chez les utilisateurs.

Considérations particulières

Les principaux points discutés s'appliquent à une grande majorité d'utilisateurs de l'audition bimodale. Les publications mettent en évidence qu'il y a peu de différences entre les exigences

d'appareillage des enfants et celles des adultes, et que les bénéfices perceptifs de l'audition bimodale semblent généralement être indépendants de l'âge. Des versions simplifiées des procédures d'appareillage et d'évaluation des résultats décrites ci-dessus peuvent s'appliquer aux jeunes enfants. Par exemple, les signaux utilisés pour l'équilibrage de la sonie peuvent être des histoires enregistrées, avec un langage et un contenu adaptés à l'âge et éventuellement complétés par une présentation audiovisuelle. Si nécessaire, un seul niveau de signal peut être utilisé, 60 dB SPL par exemple, plutôt que différents niveaux. Des échelles visuelles illustrées indiquant les différents niveaux de sonie peuvent être utilisées pour aider les enfants à décrire la perception des sons qu'ils entendent avec chaque type d'appareil. Pour l'appareillage de très jeunes enfants, il peut être nécessaire de se fier à des règles prescriptives et à des mesures objectives de l'audition (y compris les mesures in situ pour les ACA et les mesures des réponses nerveuse pour les IC) plutôt qu'à des comptes-rendus subjectifs.

A présent, la plupart des utilisateurs d'audition bimodale ont une sensibilité acoustique limitée, même dans l'oreille non implantée. La courbe verte de la figure 3b, par exemple, représente l'audiométrie liminaire relativement plate d'une perte auditive sévère à profonde à toutes les fréquences. Il est toutefois de plus en plus fréquent que les utilisateurs d'IC aient une meilleure sensibilité acoustique que celle-ci, au moins dans les fréquences les plus basses. La courbe bleue de la figure 3b est l'audiogramme d'une perte auditive à pente marquée, avec des seuils auditifs considérés comme normaux aux fréquences les plus graves. Une faible sensibilité auditive est relevée au-dessus de 1 kHz environ, et il est probable qu'une zone morte cochléaire soit présente dans cette bande de fréquences. Dans de tels cas, l'amplification des fréquences de la pente et au-delà est sans doute problématique, du fait que: (1) l'amplification dans toute la zone morte cochléaire n'apportera probablement pas de bénéfice (Moore, 2001) et (2) la sonie peut être dominée par le gain de l'ACA délivré dans la pente

de l'audiogramme ou dans la zone morte, ce qui rendrait difficile l'équilibrage de la sonie. Dans les cas où l'audiogramme présente une forte pente, ou s'il y a d'autres indices de zone morte cochléaire dans les aigus, il peut donc être approprié d'adapter un ACA qui délivre peu de gain dans la pente audiométrique et au-delà. Dans certains cas, en particulier quand la courbe audiométrique préopératoire de chaque oreille est plus proche de la courbe bleue que de la courbe verte de la figure 3b, une audition utilisable peut subsister après l'intervention chirurgicale dans l'oreille implantée. La sensibilité auditive dans cette oreille sera toutefois probablement réduite par rapport à la situation préopératoire, ce qui nécessitera une réadaptation de l'aide auditive. Dans de tels cas, une procédure d'équilibrage de sonie similaire à celle qui a été décrite ci-dessus peut être appliquée, avec les modifications appropriées. L'objectif global est toujours d'équilibrer la sonie entre les oreilles pour une large gamme de niveaux sonores des signaux incidents. Dans certains cas, on peut choisir un implant cochléaire avec un réseau d'électrodes courtes (ou une insertion partielle du réseau) afin de préserver l'audition dans l'oreille implantée. Dans de tels cas, l'appareillage doit être fait d'une façon pratiquement comparable à celle d'un auditeur bimodal plus typique (c.-à-d. un utilisateur d'IC avec une audition utilisable uniquement dans l'oreille non implantée). Il est cependant probable que le déséquilibre de hauteur de son entre les modes de stimulation acoustiques et électriques soit relativement important. Ceci peut nécessiter un 'mapping' non standard du processeur de son, en particulier si un petit nombre d'électrodes intra-cochléaires seulement est disponible pour la stimulation (Gfeller, et al., 2007). Malheureusement, Il n'est actuellement pas clair de savoir si, ou jusqu'à quel point, il faut prendre en compte le déséquilibre de la hauteur de son entre les appareils pendant la procédure d'équilibrage de sonie.

Conclusions

Les utilisateurs d'IC, aussi bien les adultes que les enfants, peuvent bénéficier de l'audition bimodale s'il subsiste un peu de sensibilité acoustique au moins dans l'une de leurs oreilles. Les avantages

(par rapport à l'utilisation de l'un ou l'autre type d'appareils seulement) sont entre autres:

- Meilleure intelligibilité vocale, en particulier dans les situations bruyantes
- Meilleure qualité sonore subjective
- Meilleure perception de hauteur des sons et autres aspects des sons musicaux
- Meilleure capacité de localisation des sources sonores
- Meilleure intonation (en particulier chez les enfants)

D'autres avantages ont été rapportés par des utilisateurs d'IC, dont une sensation auditive plus naturelle avec deux oreilles qu'avec une seule et une impression de plus grande sécurité liée au fait d'avoir deux aides auditives indépendantes, disponibles simultanément. En ce qui concerne ce dernier point, les parents de certains jeunes utilisateurs d'IC ont fait état de l'avantage pour leurs enfants d'avoir deux appareils, au cas où l'un d'entre eux cesse brusquement de fonctionner. D'un autre côté, cependant, certains utilisateurs d'audition bimodale décident d'abandonner un de leurs appareils (généralement l'ACA acoustique), même si les avantages d'utiliser les deux appareils ensemble ont été clairement établis. Dans de tels cas, l'appareillage doit être soigneusement examiné et les conseils appropriés doivent être donnés à l'utilisateur. En règle générale, l'audition bimodale procure de meilleurs résultats perceptifs à presque tous les utilisateurs d'IC ayant suffisamment de sensibilité acoustique résiduelle dans une oreille ou dans les deux. Les performances optimales seront atteintes à la fois: (1) avec un ajustement fin dans la procédure d'adaptation et (2) en fournissant aux utilisateurs d'IC des informations importantes sur les avantages qu'ils peuvent espérer de l'utilisation continue simultanée des deux types d'appareils. D'après la tendance actuelle, il semble clair que la plupart des receveurs d'implants cochléaires bénéficieront à l'avenir d'un appareillage bimodal.

Références

Blamey, P. J. (2005). Adaptive Dynamic Range Optimization (ADRO): A digital amplification strategy for hearing aids and cochlear implants. Trends in Amplification, 9(2), 77-98.

Ching, T. Y., Incerti, P., & Hill, M. (2004). Binaural benefits for adults who use hearing aids and cochlear implants in opposite ears. Ear and Hearing, 25(1), 9-21.

Ching, T. Y., van Wanrooy, E., & Dillon, H. (2007). Binaural-bimodal fitting or bilateral implantation for managing severe to profound deafness: A review. Trends in Amplification, 11(3), 161-192.

Dorman, M. F., & Gifford, R. H. (2010). Combining acoustic and electric stimulation in the service of speech recognition. International Journal of Audiology, 49(12), 912-919.

Fitzpatrick, E. M., Seguin, C., Schramm, D., Chenier, J., & Armstrong, S. (2009). Users' experience of a cochlear implant combined with a hearing aid. International Journal of Audiology, 48(4), 172 - 182.

Francart, T., Lenssen, A., & Wouters, J. (2011). Sensitivity of bimodal listeners to interaural time differences with modulated single- and multiple-channel stimuli. Audiology and Neurotology, 16(2), 82-92.

Gfeller, K. E., Turner, C. W., Oleson, J., Zhang, X., Gantz, B. J., Froman, R., & Olszewski, C. (2007). Accuracy of cochlear implant recipients on pitch perception, melody recognition, and speech reception in noise. Ear and Hearing, 28(3), 412-423.

Gifford, R. H., Dorman, M. F., McKarns, S. A., & Spahr, A. J. (2007). Combined electric and contralateral acoustic hearing: word and sentence recognition with bimodal hearing. Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 50(4), 835-843.

Helms, J., Weichbold, V., Baumann, U., von Specht, H., Schon, F., Muller, J., Esser, B., Zieze, M., Anderson, I., & D'Haese, P. (2004). Analysis of ceiling effects occurring with speech recognition tests in adult

cochlear-implanted patients. Journal for Oto-Rhino-Laryngology, Head and Neck Surgery, 66(3), 130-135.

McDermott, H. J. (2009). Cochlear implants and music. In M. Chasin (Ed.), Hearing Loss in Musicians, Prevention and Management (pp. 117-127). San Diego, CA: Plural Publishing.

McDermott, H. J. (2011). Benefits of combined acoustic and electric hearing for music and pitch perception. Seminars in Hearing, 32(1), 103-114.

McDermott, H. J., Sucher, C., & Simpson, A. (2009). Electro-acoustic stimulation: acoustic and electric pitch comparisons. Audiology and Neurotology, 14(Suppl. 1), 2-7.

Moore, B. C. J. (2001). Dead regions in the cochlea: Diagnosis, perceptual consequences, and implications for the fitting of hearing aids. Trends in Amplification, 5(1), 1-34.

Reiss, L. A., Turner, C. W., Erenberg, S. R., & Gantz, B. J. (2007). Changes in pitch with a cochlear implant over time. Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 8(2), 241-257.

Simpson, A., McDermott, H. J., Dowell, R. C., Sucher, C., & Briggs, R. J. S. (2009). Comparison of two frequency-to-electrode maps for acoustic-electric stimulation. International Journal of Audiology, 48(2), 63 - 73.

Stakhovskaya, O., Sridhar, D., Bonham, B. H., & Leake, P. A. (2007). Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants. Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 8(2), 220-233.

Sucher, C. M., & McDermott, H. J. (2009). Bimodal stimulation: benefits for music perception and sound quality. Cochlear Implants International, 10(S1), 96-99.



Le Professeur Hugh McDermott est directeur adjoint (Recherche) de The Bionic Ear Institute, et titulaire d'une chaire de professeur honoraire à l'université de Melbourne, Australie. Il est membre élu de l'Acoustical Society of America et membre senior de l'IEEE. Il a presque 30 années d'expérience dans le traitement du signal, l'électronique et la recherche sur la perception. Plusieurs de ses inventions sont devenus des produits commerciaux couronnés de succès, dont la technique de compression de fréquence SoundRecover, mise en œuvre dans les aides auditives Phonak et le traitement du signal le plus couramment utilisé dans les circuits de traitement du son de Cochlear Ltd. Il est l'auteur de cinq chapitres de livres, de plus de 100 publications de conférences et de plus de 50 conférences invitées. En reconnaissance de son leadership qui a favorisé les progrès scientifiques et les développements importants dans le diagnostic et le traitement des troubles de la communication, il a été le premier à remporter le Prix Callier des troubles de la communication, décerné par l'Université du Texas, Dallas en 2009.