

---

# Choix d'une procédure de mesure de la capacité de détection d'un signal sonore dans le bruit en vue de la mise au point éventuelle d'un examen clinique

## *The Choice of a Procedure for Measuring Signal Detection Capabilities in Noise with a View to Developing a Clinical Test*

Hung Tran Quoc, Raymond Héту, and Chantal Laroche

Groupe d'acoustique de l'Université de Montréal

---

### **Sommaire**

Afin de permettre l'intégration au marché du travail ou encore le maintien à l'emploi des personnes atteintes de déficience auditive, il est nécessaire d'adapter les conditions d'utilisation des avertisseurs sonores aux capacités auditives de ces personnes. Pour ce faire, on doit disposer d'une mesure clinique de la sélectivité fréquentielle qui sera prédictive des capacités de détection d'un signal quelconque dans un bruit ambiant quelconque. Afin de mettre au point une telle mesure, un inventaire de connaissances a été dressé, passant en revue les méthodes courantes de mesures de la sélectivité fréquentielle. Trois approches ont été considérées: la mesure des courbes psychoacoustiques de sélectivité fréquentielle, la sommation de la sonie et la mesure des filtres auditifs. Chaque méthode a été examinée en fonction de ses fondements théoriques ainsi que de ses avantages, inconvénients et contraintes d'utilisation auprès des déficients auditifs. L'analyse révèle que la mesure des paramètres des filtres auditifs en utilisant le bruit masquant à échantillon telle que proposée par Patterson et Nimmo-Smith [J. Acoust. Soc. Am. 1980, 67, 229-245] constitue la méthode la plus valide et la plus précise en contexte de prédiction des capacités de détection d'un signal sonore dans le bruit. Cependant, un certain nombre d'adaptations devront être entreprises aux fins spécifiques d'une utilisation en milieu clinique.

### **Abstract**

*In order to enable hearing-impaired individuals to be integrated in the workforce or to keep their job despite their impairment, it is necessary to adapt the acoustic warning signals to their hearing capabilities. In order to do so, one needs a clinical measure of frequency selectivity that predicts signal detection ability in noise. In context of developing such a tool, the relevant literature is reviewed, making a critical assessment of the current methods for measuring frequency selectivity. Three approaches are considered: psychoacoustic tuning curves, loudness summation and auditory filter measurements. Each method is examined within its theoretical background, considering its advantages, disadvantages and constraints when applied to a hearing-impaired population. This leads to the conclu-*

*sion that the measure of auditory filters using a notched noise, as put forward by Patterson and Nimmo-Smith [J. Acoust. Soc. Am. 1980, 67, 229-245], provides the most valid and precise method for predicting signal detection ability in noise. However, various adaptations are needed to make this method suitable for clinical testing.*

### **Problématique**

Dans un grand nombre de milieux industriels, la sécurité des travailleurs est directement liée à la détection de signaux sonores avertisseurs de danger et ce, malgré des ambiances relativement bruyantes (Laroche et al., 1990a). Pour cette raison, des personnes atteintes de déficiences auditives peuvent se voir perdre ou refuser un emploi en milieu potentiellement bruyant, étant jugées incapables de percevoir les avertisseurs sonores (Anon., 1987a). Le problème est en fait lié à l'absence de critères valide d'évaluation des capacités auditives individuelles en fonctions de conditions spécifiques de détection d'avertisseurs (Anon., 1987b; Mayo, 1988). L'adaptation d'un poste de travail aux contraintes imposées par une déficience auditive ne peut être faite, dans l'état actuel des connaissances, que sur la base de prédictions statistiques (Laroche et al., 1990b). Sans évaluation précise de la capacité auditive de la personne concernée, des erreurs importantes, tant de sous-estimation que de sur-estimation, peuvent être commises. La question est donc de savoir si l'on peut disposer d'une mesure clinique de la sélectivité fréquentielle (SF) qui sera prédictive des capacités de détection d'un signal quelconque dans un bruit ambiant quelconque. La présente analyse vise à déterminer dans quelle mesure les procédures courantes d'évaluation de la SF peuvent satisfaire cet objectif.

La mesure de la SF en clinique audiolinguistique a été considérée jusqu'ici en fonction d'autres objectifs. D'une part, on lui attribue une certaine valeur pour le diagnostic différentiel

en facilitant par exemple l'identification de composantes neuro-sensorielles dans le cas de pathologies complexes telles que l'otosclérose qui affecte d'abord l'oreille moyenne (Zwicker et Schorn, 1978; Florentine et al., 1980; Schorn et Zwicker, 1990) ou encore dans les cas où l'on soupçonne une atteinte rétro-cochléaire (Tyler, 1986). D'autre part, elle présente un intérêt pour la réadaptation audiolgique en contribuant à raffiner les critères de prescription des prothèses auditives et à améliorer le pronostic de leur efficacité (Thorton et Abbas, 1980; Tyler et al., 1984; Haggard et al., 1986). Par exemple, on peut prévoir que les personnes qui présentent une détérioration importante de sélectivité en basses fréquences tireront très peu de bénéfices d'une prothèse qui amplifierait les composantes de basses fréquences de la parole à cause du débordement anormal de l'effet de masque vers les hautes fréquences (Trees et Turner, 1986; Gagné, 1988; Hannley et Dorman, 1983). L'introduction sur le marché des prothèses numériques permettant un traitement plus ou moins complexe du signal acoustique fait d'ailleurs appel à une connaissance plus détaillée des caractéristiques de la fonction auditive de l'usager. D'une manière générale, la SF représente l'un des meilleurs prédicteurs de l'intelligibilité de la parole dans le bruit (Festen et Plomp, 1983). Enfin, la détérioration de la SF dans le temps peut constituer un indicateur précoce d'atteinte à l'audition consécutive à une exposition excessive au bruit. Il est possible, en effet, que le bruit affecte la SF à des niveaux d'exposition pour lesquels les seuils absolus d'audition ne sont pas altérés de manière significative (Evans 1983; Larroche et Héту, 1988; West et Evans 1990).

La mesure de la SF en milieu clinique suscite donc de plus en plus d'intérêt. Toutefois, son utilisation est encore très restreinte. En effet, bien que plusieurs méthodes de mesure aient été proposées dans la littérature, très peu ont été optimisées en fonction des contraintes de la pratique clinique (Lutman, 1987). Leur application requiert, en général, un entraînement prolongé des sujets, des durées d'examen relativement longues et des dispositifs perfectionnés. Dans certains cas, l'analyse des résultats suppose un traitement mathématique complexe (Patterson, 1974; Houtgast, 1977; Pick, 1980). De plus, peu d'études ont été menées afin de quantifier la fidélité de la mesure et d'établir des valeurs normatives.

L'objet de cet article est de dresser un bilan critique des données disponibles dans la littérature psychoacoustique et audiolgique concernant les méthodes de mesure de la SF en vue d'identifier laquelle est la plus susceptible de satisfaire les contraintes d'examen clinique en termes de validité, de précision, de fidélité et de durée d'examen et ce, dans une perspective de quantification de la capacité de détection dans le bruit. L'analyse qui suit couvre l'information disponible concernant les trois principales approches de mesure de la SF, soit a) la mesure des courbes psychoacoustiques de sélectivité de fréquentielle, b) la mesure de la sommation de la sonie et

c) la mesure des caractéristiques des filtres auditifs. Pour chacune d'entre elles, nous avons d'abord procédé à un examen des principes méthodologiques, puis à une analyse des contraintes d'application à une population déficiente auditive.

## Examen des méthodes de mesure de la sélectivité fréquentielle

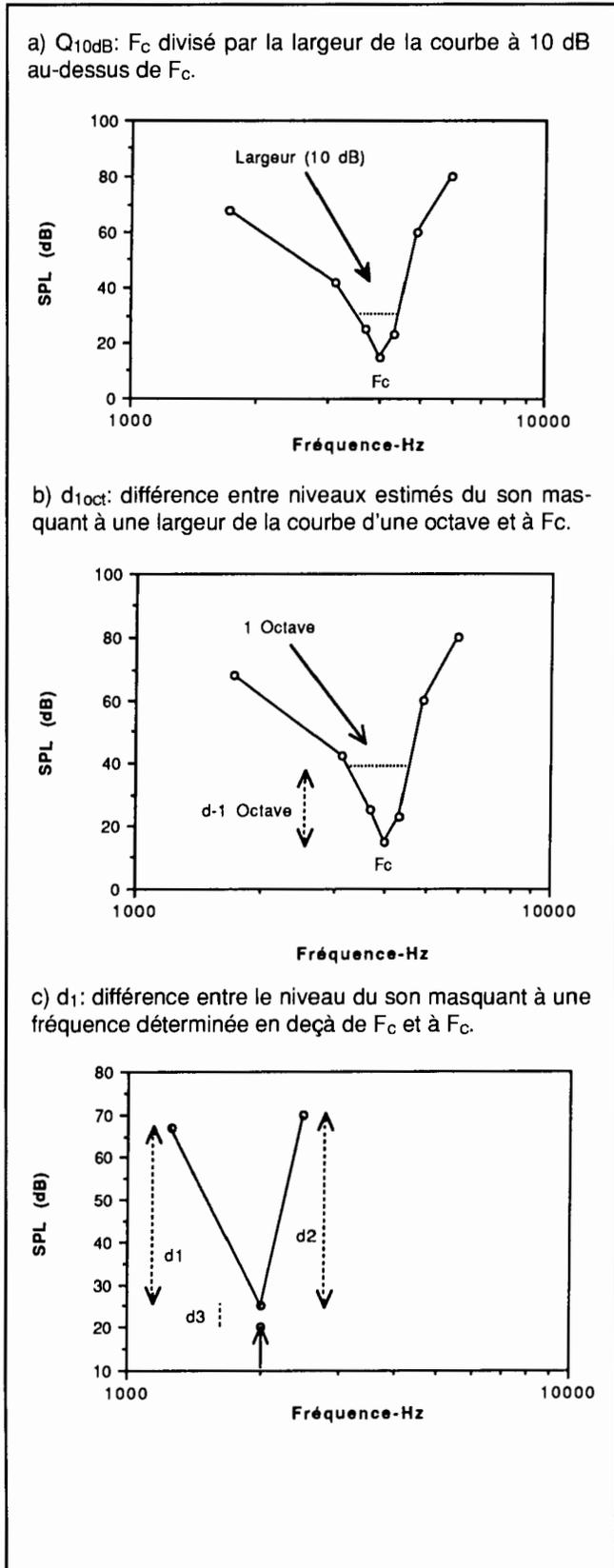
### La mesure des courbes psychoacoustiques de sélectivité fréquentielle

#### Principes méthodologiques

Depuis plusieurs décennies, la SF est décrite au plan physiologique par la mesure des courbes électrophysiologiques de sélectivité ("tuning curves"). Celles-ci sont obtenues en mesurant le niveau de pression acoustique nécessaire pour provoquer un niveau d'activité prédéterminé d'une fibre nerveuse isolée en fonction de la fréquence du signal (Kiang et al., 1965; Pickles, 1986). Inspirés par les résultats de tels travaux, des psychoacousticiens ont mis au point des procédures qui permettent d'obtenir une courbe très semblable à partir d'une réponse perceptuelle; la résultante est une courbe psychoacoustique de sélectivité fréquentielle (CPSF ou PTC pour "Psychoacoustical tuning curves").

Selon la méthode mise au point par Zwicker (1974), on cherche le niveau d'un son masquant de fréquence variable qui sera tout juste nécessaire pour masquer un signal de fréquence fixe. La Figure 1 illustre trois types de paramètres proposés pour quantifier la sélectivité fréquentielle à partir de mesure de courbes de CPSF. On s'inspire généralement des paramètres décrivant les filtres de résonance analogiques. On appelle fréquence caractéristique ( $F_c$ ), le point de la courbe où le seuil masqué est minimal. Comme l'indique la Figure 1a, la sélectivité autour de la  $F_c$  peut être déterminée en divisant sa valeur par la largeur de bande obtenue entre les points correspondant à une élévation du niveau du son masquant de 10 ou 12 dB ( $Q_{10dB}$  ou  $Q_{12dB}$ ) (Florentine et al., 1980; Ritsma et al., 1980). Une autre approche, illustrée à la Figure 1b, consiste à mesurer la différence en dB entre les niveaux du son masquant, d'une part, aux points où la largeur de la courbe de CPSF est égale à une octave et, d'autre part, à la  $F_c$  ( $d_{1oct}$ ) (Bonding, 1979). Une troisième approche adoptée par plusieurs auteurs (Tyler et al., 1979; Lutman et Wood, 1985; Davidson et Melnick, 1988) consiste à caractériser la pente de la courbe de CPSF de part et d'autre de la  $F_c$  en calculant la différence entre les niveaux du son masquant obtenus à des fréquences pré-déterminées ( $d_1$  et  $d_2$ ; Fig. 1c). La différence entre le niveau sonore du son masquant à  $F_c$  et celui du signal ( $d_3$ ; Fig. 1c) définit l'efficacité du masquage. Ainsi, à la limite, comme l'illustre la Figure 1c, seulement trois valeurs suffisent à quantifier la courbe de CPSF. Cette approche, tout en permettant de caractériser l'asymétrie des

**Figure 1. Illustration des paramètres décrivant les courbes de CPSF.**



filtres auditifs, sacrifie la précision de la mesure (en ne considérant que trois seuils masqués) au profit de sa simplicité et de la durée d'examen.

D'une manière générale, les divers descripteurs des courbes de CPSF sont susceptibles d'être fortement influencés par l'erreur de mesure d'un seul seuil masqué; par exemple, à la Figure 1a, on peut visualiser qu'une légère erreur de mesure à 3 ou à 5 kHz change de manière très significative la mesure de  $Q_{10dB}$ .

Dans une perspective de prédiction de la capacité de détection dans le bruit, on peut considérer la courbe de CPSF comme l'inverse de la pondération fréquentielle du filtre auditif centré à  $F_c$  (Patterson et Moore, 1986). Mais, ceci est vrai seulement si différents biais de la mesure sont contrôlés. Ceux-ci sont liés à l'intervention de trois phénomènes: la production de sensations de battements, la production de sons de combinaison et l'écoute hors fréquence caractéristique.

*les battements* — Lorsque deux sinusoïdes de fréquences voisines, soit un signal et un son masquant, sont présentés simultanément, il y a interaction acoustique se traduisant en une sensation de battements, c'est-à-dire, une fluctuation périodique de la sonie d'un son unique. La perception de ces battements peut améliorer la détection du signal et fausser la pondération fréquentielle du filtre auditif ainsi obtenu. L'influence de ce facteur parasite peut être minimisée en utilisant des bruits de bande étroite plutôt que des sons purs. En pratique, on évite de mesurer l'effet du masqueur aux fréquences immédiatement voisines du signal (Zwicker et Schorn, 1978; Bonding, 1979). Toutefois, lors du calcul d'indices de sélectivité tel que le  $d_{1oct}$ , on doit alors estimer le seuil masqué à la  $F_c$ . Ainsi, Bonding (1979) suppose un rapport signal-bruit de 0 dB. On sait qu'en réalité, il peut être nettement inférieur à cette valeur; en effet, le rapport est en moyenne de -4 dB pour un bruit de bande correspondant à la largeur de la bande critique (Scharf, 1959). Cette façon de procéder peut donc conduire à des erreurs d'évaluation de la SF (Tyler et al. 1983), en particulier en sur-estimant la valeur de  $d_{1oct}$ .

*les sons de combinaison*—La présentation simultanée de deux sinusoïdes peut engendrer, au niveau du système auditif, des distorsions bien caractérisées appelées sons de combinaison. L'apparition de ces produits de distorsion reflète la non-linéarité de la réponse du système auditif périphérique. Dans certaines conditions, ceux-ci sont plus facilement audibles que le signal original (Greenwood, 1972) et la mesure de la SF peut alors être confondue avec la détection de sons de combinaison. Le problème se pose en particulier avec le son de différence cubique dont la perception est facilitée à bas niveaux de stimulation (Smooenburg, 1974) comme c'est le cas dans la mesure des courbes de CPSF. Au contraire des battements, l'utilisation des bruits de bandes étroites ne dimi-

nue pas l'effet de cette interaction; dans certains cas, elle l'accentue (Greenwood, 1972).

*l'écoute hors fréquence caractéristique*—La dernière difficulté de la mesure des courbes de CPSF est l'écoute hors fréquence caractéristique ("off-frequency listening"). Cette expression est utilisée pour décrire, dans une expérience de masquage, le fait qu'un signal peut être détecté par un filtre auditif centré à une autre fréquence que celle du signal et pour laquelle le rapport signal/bruit serait meilleur. Johnson-Davies et Patterson (1979) et O'Loughlin et Moore (1981) ont démontré comment ce phénomène pouvait influencer la mesure des courbes de CPSF, remettant en cause, dans ce cas, la correspondance entre courbes physiologique et psychoacoustique de sélectivité fréquentielle. Ce facteur peut toutefois être contrôlé en ajoutant un bruit masquant stationnaire.

En somme, malgré son intérêt évident, la courbe de CPSF ne peut être établie de façon valide qu'en recourant à des contrôles expérimentaux relativement complexes. Par ailleurs, un certain nombre de procédures de mesure simplifiées (Bonding, 1979; Lutman et Wood, 1985; Schorn et Zwicker, 1990) en vue d'un usage clinique, bien que satisfaisantes pour différencier les auditeurs normaux et anormaux, donnent trop peu d'information pour caractériser les filtres auditifs au plan quantitatif. Les données recueillies et les indices de sélectivité qui en sont déduits (Fig. 1) sont fortement sujets à erreur et ne fournissent pas une description détaillée de la forme des filtres auditifs. Dans la perspective de la prédiction de la capacité de détection dans le bruit, il s'agit d'une limite importante.

### Contraintes d'application auprès des déficients auditifs

La mesure des courbes de CPSF auprès de sujets atteints de perte auditive neuro-sensorielle met systématiquement en évidence une baisse de SF (Leshowitz et al., 1975; Carney et Nelson, 1976; Leshowitz et Lindstrom, 1977; Wightman et al., 1977). En règle générale, dans les zones fréquentielles où la sensibilité absolue est normale, les courbes de CPSF le sont également; par contre, dans les zones où la sensibilité absolue est détériorée, les courbes de CPSF apparaissent anormalement élargies. On obtient donc une assez bonne corrélation entre la perte de sensibilité et la perte de sélectivité (Carney et Nelson, 1982). Ceci vaut pour des étiologies variées: presbycusie, surdités neuro-sensorielles héréditaires, perte auditive due au bruit, maladie de Ménière (Zwicker et Schorn, 1978).

Cependant, l'utilisation de cette méthode pour quantifier la baisse de sélectivité fréquentielle soulève plusieurs difficultés lorsqu'appliquée à une population déficiente auditive. En effet, outre les contraintes méthodologiques décrites plus haut, on fait face à un problème de correspondance entre les mesures obtenues à des niveaux différents de pression acoustique dépendant de l'ampleur de la perte auditive. La variation du niveau de pression acoustique influence très peu la

configuration des courbes de sélectivité de fréquence chez les normaux (Small, 1959; Votgen, 1974), alors qu'elle l'affecte fortement chez les déficients auditifs (Moore, 1978; Florentine et al., 1980); l'interprétation des résultats soulève donc des difficultés en contexte clinique lorsqu'il n'est pas possible d'uniformiser le niveau de présentation des signaux.

Plusieurs chercheurs ont néanmoins travaillé à mettre au point une méthode simplifiée de mesure des courbes de sélectivité de fréquence en tâchant de limiter au minimum la durée d'examen clinique. Le Tableau I résume ces travaux. L'ensemble des résultats rapportés montre une grande convergence; on observe une baisse de SF chez tous les sujets atteints de pathologies d'origine cochléaire quel que soit le type d'étiologie. On note que plusieurs méthodes psychoacoustiques ont été utilisées: méthode de choix forcés, audiométrie conventionnelle, audiométrie de Bekesy. Le choix de la méthode influence évidemment le résultat obtenu; on sait notamment que les seuils masqués obtenus à l'aide de la méthode de Bekesy sont plus élevés que ceux obtenus avec la méthode des choix forcés (Marshall et Jesteadt, 1983, 1986). Cependant, puisque les principaux indices de SF sont des mesures relatives, l'influence de ce facteur devrait être négligeable dans la quantification de la SF chez des sujets déficients auditifs.

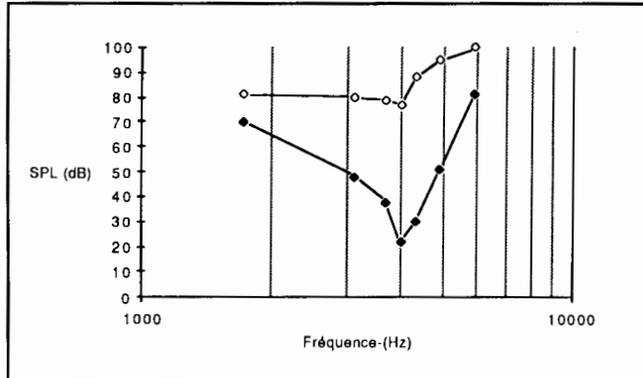
La caractérisation des résultats des différentes études rapportées au Tableau I varie également d'une étude à une autre. La fidélité des différents indices de SF, liée à celle des mesures des seuils masqués, a été quantifiée dans un cas (Lutman et Wood, 1985) et a été jugée satisfaisante pour le contexte clinique. En effet, la variabilité de la mesure des seuils masqués s'est avérée être tout à fait comparable à celle des seuils absolus en utilisant la même méthode. Toutefois, ces auteurs n'ont pas quantifié en tant que telle la variabilité des indices de SF qu'ils proposent. Or, ceux-ci sont déduits du calcul de différences entre seuils masqués obtenus à diverses fréquences. Sachant que la variance des erreurs de la différence entre deux séries de scores est égale à la somme des variances des erreurs associées à chacune d'entre elles (Guilford, 1954), on doit en conclure que la fidélité de tels indices sera inévitablement faible: si la variabilité du seuil masqué est de  $\pm 7$  à  $9$  dB pour 95 % des sujets (Lutman et Wood, 1985), la mesure de  $d_1$  (Fig. 1c), par exemple, sera reproductible de  $\pm 14$  à  $\pm 18$  dB.

Une difficulté encore plus importante surgit au niveau de la quantification de la sélectivité. La Figure 2 illustre une courbe de CPSF typique d'un sujet atteint de déficience auditive neuro-sensorielle superposée à celle d'un auditeur normal. Comment déduire d'un tel résultat une valeur précise de  $Q_{10}$  ou de  $d_{1oct}$ , par exemple? Dans ce cas, les indices fondés sur la différence entre seuils à  $F_c$  et seuils à des fréquences pré-définies en deçà et au delà de  $F_c$  (voir Fig. 1c) seront beaucoup plus précises, mais elles n'offriront pas pour autant

Tableau 1. Résumé des études comportant une procédure simplifiée de mesure des courbes psychoacoustiques de sélectivité fréquentielle.

Auteurs	Nombre de sujets et type de pathologie	Type et fréquence du signal-test kHz	Méthode psychophysique points de mesure niveau du signal	Résultats et commentaires
Zwicker et Schorn (1978)	33 audition normal 13 perte conductive 10 perte dégénérative 18 perte due au bruit 22 otosclérose 9 maladie de Ménière	son pur 0,5 4,0	Bekesy 6 points 10 dB SL	SF normale pour sujets normaux et pertes conductives. Diminution de SF pour les autres groupes, sans différenciation des étiologies.
Florentine et al. (1980)	10 audition normale 4 otosclérose-conduction osseuse normale 6 otosclérose-conduction osseuse anormale 7 perte dégénérative 9 perte due au bruit	son pur 4,0	Bekesy 6 points 10 dB SL	$Q_{10dB}$ en corrélation avec le seuil d'audition. Aucune différenciation des étiologies.
Tyler et al. (1982)	10 audition normale (17-41 ans) 13 perte due au bruit (37-61 ans) 18 atteinte cochléaire (20-82 ans)	son pur 0,5 4,0	Bekesy 5 points 5-15 dB SL	
Tyler et al. (1983)	12 audition normale 8 étiologie inconnue 1 perte congénitale 1 perte due au bruit 1 perte d'origine virale	Bruit de bande étroite 0,5 4,0	Choix forcés 3 points 10 dB SL	Baisse de SF chez les sujets atteints de pertes d'audition. Différences inter-individuelles importantes.
Lutman et Wood (1985)	45 audition normale (17-41 ans)	son pur 2,0	Audiométrie standard 3 points 10 dB SL	Distribution de valeurs de $d_1$ et de $d_3$ (Fig. 1c) à 1,25 et 2,5 kHz par rapport à 2,0 kHz.
Stelmachowicz et al. (1985)	19 audition normale 13 étiologie non-spécifiée.	son pur 2,0	Bekesy modifié 3 points 10-60 dB SL	$d_{1oct}$ en corrélation avec le seuil de perception de la parole dans le bruit chez les sujets atteints de pertes d'audition
Davidson et Melnick (1988)	5 audition normale 5 perte cochléaire	son pur 0,5 1,0 2,0	Bekesy 4 points 10 dB SL	Baisse de SF (indices $d_1$ et $d_3$ de la Fig. 1c) chez les sujets atteints de pertes d'audition
Schorn et Zwicker (1990)	133 audition normale 24 perte due au bruit 16 maladie de Ménière 25 perte soudaine 38 perte dû à l'âge 8 perte dégénérative 14 atteinte par ototoxicité	son pur 0,5 4,0	Bekesy 6 points 5 dB SL	Baisse importante de SF chez tous les sujets atteints de surdité. Corrélation entre baisse de SF et seuils de détection dans un bruit de bande large.

**Figure 2. Illustration d'une courbe de CPSF obtenue chez un auditeur normal (losanges pleins) et chez un sujet atteint d'une perte importante de sensibilité et également d'une perte de sélectivité fréquentielle (losanges vides); courbes inspirées des données de Zwicker et Schorn (1978).**



une base de quantification de la capacité d'un tel auditeur à détecter un signal quelconque dans un bruit dont la largeur de bande couvrirait la gamme de fréquences d'une CPSF normale de même  $F_c$ .

En somme, plusieurs chercheurs ont montré que, pour évaluer la SF, l'utilisation des courbes de CPSF est tout à fait réalisable en milieu clinique et qu'il devrait être possible de bien distinguer les auditeurs atteints de déficience neuro-sensorielle des auditeurs normaux, à condition de parvenir à contrôler l'influence du niveau de pression acoustique des signaux. Plusieurs procédures de mesure et de mise en forme des résultats d'examen sont disponibles. Cependant, à des fins de quantification de la capacité de détection dans le bruit de personnes atteintes à divers degrés de perte auditive neuro-sensorielle, l'utilisation des courbes de CPSF apparaît peu prometteuse. En particulier, la caractérisation des filtres auditifs pose des problèmes difficiles à résoudre.

### La mesure de la sommation de la sonie

#### Principes méthodologiques

La SF joue un rôle primordial dans la perception de la sonie. En fait, la largeur des bandes critiques peut être estimée par la sommation de la sonie (Zwicker et al., 1957; Scharf, 1959, 1961). On demande à des sujets de juger la sonie de bruits de bande étroite de niveau de pression acoustique constant dont on élargit la bande de fréquences. Au-delà d'une certaine largeur de bande correspondant à la bande critique, la sonie augmente brusquement. La procédure expérimentale courante consiste à demander à des sujets d'ajuster le niveau d'un signal de comparaison à la même sonie qu'un signal de référence centré à la même fréquence. En variant systématiquement la largeur de bande du signal de comparaison, on obtient des résultats du type de ceux qui sont reproduits à la Figure 3a.

On observe qu'en deçà d'une certaine largeur de bande, la sonie du signal de comparaison est invariable quel que soit le niveau de pression acoustique. Lorsque la largeur de la bande critique est dépassée, le niveau du signal de comparaison nécessaire pour maintenir la même sonie diminue de façon notable, en particulier pour les niveaux sonores intermédiaires. L'illustration présentée à la Figure 3a indique que la largeur de la bande critique ne varie pas en fonction du niveau sonore. En fait, certains résultats expérimentaux montrent un élargissement de la bande critique à niveaux élevés (Scharf et Meiselman, 1977; Bonding et al., 1978), mais la relation entre ces deux paramètres n'est pas encore quantifiée.

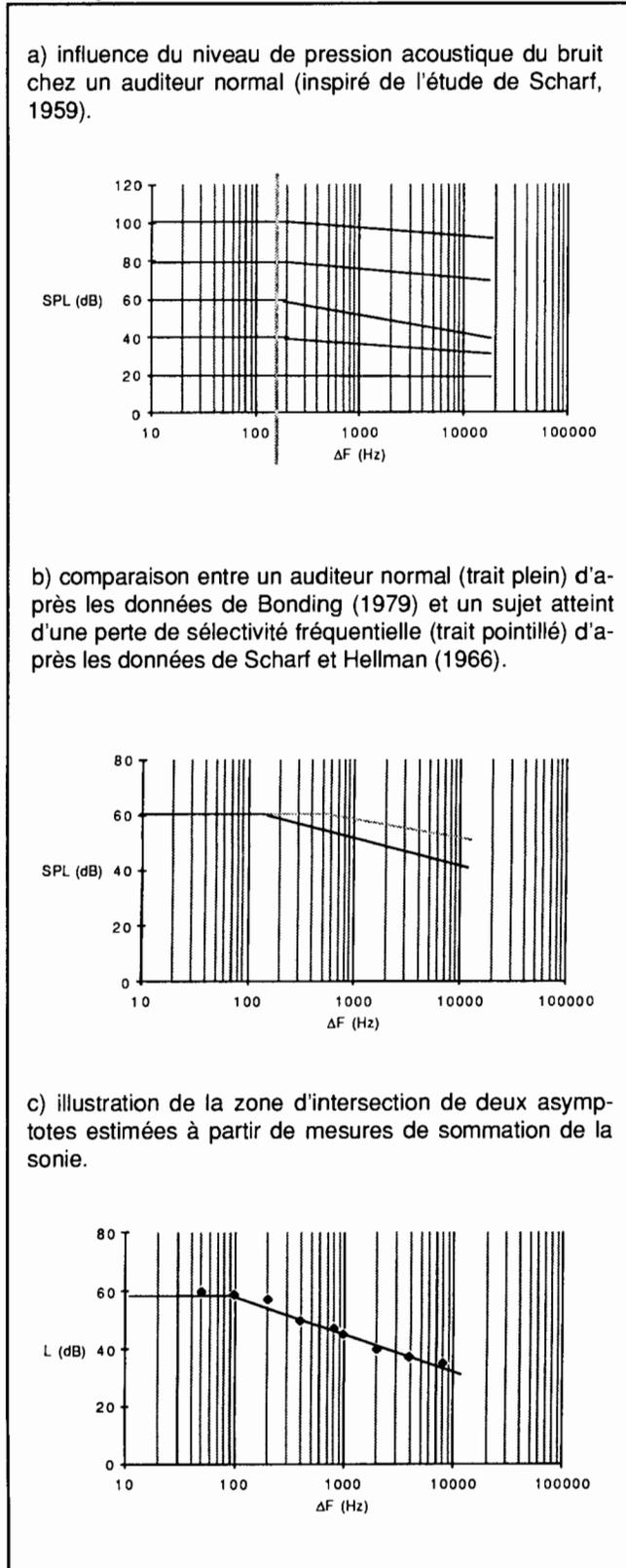
Sur la base de données telles qu'illustrées à la Figure 3a, Zwicker et Scharf (1965) ont proposé un modèle mathématique, connu sous le nom "Pattern d'excitation", permettant de calculer la sonie d'un signal quelconque. On suppose que l'oreille analyse les signaux sonores selon des zones de fréquences relativement étroites et que la force sonore d'un bruit ne varie pas, à niveau fixe, tant que sa largeur de bande ne dépasse pas la bande critique; sa largeur dépend étroitement de la fréquence à laquelle le bruit est centré. Le pattern d'excitation peut être utilisé non pas seulement pour calculer la sonie d'un signal quelconque, mais également pour prédire la détection de signaux dans un bruit masquant. La capacité de détection prédite par ce modèle dépend étroitement des valeurs de la largeur des bandes critiques. Un élargissement des bandes critiques diminue la capacité de détection dans le bruit.

#### Contraintes d'application auprès de déficients auditifs

L'élargissement de la bande critique chez les déficients auditifs a été identifié au moyen de la sommation de la sonie il y a près de 30 ans (Scharf, 1962; Scharf et al., 1965; Scharf et Hellman, 1966). Plus récemment, un certain nombre d'études systématiques ont été menées auprès de différents groupes de gens atteints de perte d'audition comme le montre le Tableau II. Le phénomène de l'élargissement de la bande critique est observé pour l'ensemble des sujets ayant des atteintes neuro-sensorielles. Pour certains, dans la zone où la perte de sensibilité est plus importante, il y a absence de sommation de la sonie (Bonding et al., 1978; Florentine et Zwicker, 1979). La Figure 3b illustre un résultat caractéristique d'un élargissement de la bande critique associée à une perte d'audition. La largeur de la bande critique est déterminée par l'intersection de deux asymptotes. La courbe illustrant, à la Figure 3b, les résultats d'un auditeur normal donne une largeur d'environ de 160 Hz à la fréquence de 1000 Hz. L'autre courbe représente les résultats d'un sujet atteint d'une perte modérée de SF à la même fréquence (Scharf et Hellman, 1966); la largeur de la bande critique est, dans ce cas, d'environ 600 Hz.

La détermination de la largeur de la bande critique pose de très sérieuses difficultés: comment déterminer avec précision la largeur de bande correspondant exactement à la valeur

**Figure 3. Illustration de résultats de mesure de la sommation de la sonie: niveaux d'iso-sonie d'un bruit en fonction de la largeur de bande  $\Delta F$ .**



à laquelle une variation de la sonie commence à se manifester? Cette difficulté est illustrée à la Figure 3c. La largeur de la bande critique est déterminée par l'intersection de deux asymptotes; mais celle-ci représente une zone d'incertitude d'autant plus grande que les points de mesure sont variables. Une erreur de mesure à un point voisin de l'intersection des deux asymptotes peut changer radicalement la pente de ces dernières et, par conséquent, la valeur de largeur de la bande critique. Supposons, à titre d'exemple, qu'à la Figure 3c, la mesure du niveau d'iso-sonie d'un bruit d'une largeur de bande de 200 Hz ait donné 4 dB de plus ou de moins que la valeur de 57 dB rapportée ici. La pente de la droite auquel ce point appartient aurait été nettement différente de même que le point d'intersection entre les deux droites. En effet, la largeur de la bande critique aurait été estimée à 163 Hz dans le premier cas et à 76 Hz dans le second, au lieu de 117 Hz tel qu'obtenu d'après les données illustrées à la Figure 3c. Ainsi, parce que la variable en cause est le point d'intersection de deux séries de valeurs, la fidélité de la mesure est fortement déterminée par le degré de précision d'une ou de deux valeurs expérimentales. De plus, chez les sujets montrant une absence complète de sommation de la sonie, il est impossible de quantifier l'élargissement de la bande critique. Ce type de résultat peut éventuellement être imputé au phénomène d'hyper-sonie ("loudness recruitment"), c'est-à-dire d'un taux de croissance de la sonie en fonction du niveau du signal supérieur à la normale; on sait que ce phénomène est observable chez des auditeurs normaux à des niveaux sonores voisins du seuil d'audibilité (Fig. 3a). Comme dans le cas des courbes de sélectivité fréquentielle, le niveau de présentation des signaux peut donc biaiser la mesure de l'élargissement de la bande critique chez des sujets ayant des pertes d'audition.

Par ailleurs, tout en convenant que l'élargissement de la bande critique est en corrélation relativement élevée avec d'autres mesures de SF (Florentine et al., 1980), il semble que cette mesure tende à exagérer la détérioration de la SF chez les sujets déficients auditifs (Scharf et Hellman, 1966). On ignore encore l'explication de ce phénomène, mais tout indique que, chez les déficients auditifs, la relation entre l'excitation neuro-physiologique et la perception de la sonie est également détériorée (Florentine et Zwicker, 1979), cet effet pouvant varier d'un sujet à un autre. Un changement dans cette relation peut influencer fortement la mesure de la bande critique et introduire des erreurs éventuellement importantes quant à l'estimation de la réduction de la SF chez les personnes atteintes de pertes d'audition.

Enfin, la mesure de la sommation de la sonie comporte une contrainte méthodologique importante en contexte clinique. Comme toute procédure psychoacoustique d'ajustement, il y a un biais systématique lié à l'ordre de présentation des signaux (Stevens, 1956; Zwicker et al., 1957). L'effet de ce biais peut être annulé en inversant la procédure, le signal de

**Tableau 2. Résumé des études comportant des mesures de la sommation de la sonie chez des sujets déficients auditifs.**

Auteurs	Nombre de sujets et type de pathologie	Caractéristiques du signal de référence	Caractéristiques du signal de comparaison	Résultats et commentaires
Martin (1974)	10 audition normale 1 perte due au bruit 3 perte congénitale 1 maladie de Ménière 4 perte neuro-sensorielle	son pur 2,0 kHz 30 dB SL	2 sons purs simultanés 3 valeurs d'écart en fréquences	Elargissement de la bande critique chez les sujets atteints de pertes d'audition. Aucune différenciation des étiologies.
Bonding et al. (1978)	30 aud. normale à 30 dB HL 14 aud. normale à 60 dB HL 15 aud. normale à 75 dB HL 100 atteinte cochléaire 16 perte temporaire (salicylate)	son pur 1,0 kHz 30-75 dB HL	6 largeurs de bande centrées à 1,0 kHz	Absence de sommation de la sonie pour 4 déficients auditifs. Elargissement de la bande critique chez les sujets atteints de pertes d'audition.
Bonding (1979)	17 perte héréditaire non-congénitale 2 perte congénitale non-héréditaire 2 perte soudaine 1 atteinte par ototoxicité 11 perte d'origine inconnue	1/3 octave centré à 1,0 kHz 30, 60, 75 dB HL	6 largeurs de bande centrées à 1 kHz	Elargissement de la bande critique par comparaison à des valeurs normales.
Florentine et al. (1980)	10 audition normale 4 otosclérose-conduction osseuse normale 6 otosclérose-conduction osseuse anormale 7 perte dégénérative 9 due au bruit	bruits d'une largeur de 85 Hz centré à 500 Hz et de 709 Hz à 4,0 kHz; 0-90 dB SPL	bruits d'une largeur de 786 Hz centrée à 0,5 kHz et de 5909 Hz à 4,0 kHz	Largeur normale des bandes critiques dans les cas de pertes conductives. Sommation de la sonie réduite pour les autres types de pertes auditives.

référence devenant signal de comparaison et en retenant ensuite comme résultat final la moyenne des deux séries d'estimation (Tran Quoc et Héту, 1990). Mais, cette précaution allonge la durée d'examen rendant la procédure peu compatible avec les contraintes du milieu clinique.

En somme, bien que la sommation de la sonie conduite à une bonne quantification de la SF et de la capacité de détection dans le bruit, sa mesure auprès de déficients auditifs en contexte clinique est difficilement praticable et souvent imprécise.

### La mesure des filtres auditifs

#### Principes méthodologiques

Le premier modèle théorique des filtres auditifs a été proposé par Fletcher (1940), alors qu'il menait des travaux sur la détection de sons purs masqués par un bruit aléatoire dont le niveau spectral était constant en fonction de la fréquence. Il avait estimé que seules les composantes du bruit voisines du signal en influençaient la détection. Il a postulé que le seuil de détection du son pur était directement proportionnel à la puissance du bruit masquant passant à travers un filtre rectangu-

laire centré à la fréquence du signal. En mesurant le rapport signal-bruit (S/B) à différentes fréquences, il a ainsi estimé la largeur de bande du filtre auditif en fonction de la fréquence de manière à caractériser la SF du système auditif.

L'avantage de cette méthode réside dans le fait qu'elle est facile et simple d'utilisation, mais elle comporte plusieurs limites. D'abord, la forme rectangulaire des filtres auditifs est vraisemblablement irréaliste; les travaux de Patterson (1974) ont en effet démontré que le filtre auditif n'est pas rectangulaire, ressemblant plutôt à un filtre passe-bande de type résonance. Une autre contrainte réside dans le fait que la mesure du rapport S/B ne permet pas de distinguer, d'une part, la sélectivité fréquentielle et, d'autre part, l'efficacité (ou le gain K) du filtre mis en cause. Cette contrainte théorique est discutée en détail dans le travail de Patterson et Nimmo-Smith (1980). Troisièmement, cette méthode ne peut être utilisée que dans les situations où le bruit masquant couvre une large bande de fréquences.

En s'appuyant sur le modèle de Fletcher, Patterson (1974) a montré que la réponse en fréquence des filtres auditifs pouvait être mesurée avec précision au moyen d'expé-

riences de masquage; le seuil de détection est défini comme étant directement proportionnel à la puissance du bruit masquant qui passe à travers le filtre auditif centré à la fréquence du signal. Ce modèle peut être décrit par l'équation suivante :

$$P_s = K \int_0^{\infty} N(f) W(f) df$$

$P_s$  : Puissance du signal au seuil de détection.  
 $K$  : Constante de proportionnalité.  
 $N(f)$  : Spectre de puissance du bruit masquant.  
 $W(f)$  : Pondération fréquentielle du filtre auditif.

La finalité de ce modèle était de caractériser la pondération fréquentielle des filtres auditifs  $W(f)$  à partir de mesures des seuils ( $P_s$ ) de sons purs masqués par un bruit  $N(f)$  rigoureusement choisi. Celui-ci est conçu de telle sorte que son spectre de puissance ( $N(f)$ ) simplifie l'équation 1. La largeur de bande d'un filtre rectangulaire équivalent (FRE ou ERB pour "equivalent rectangular bandwidth") permet de caractériser la sélectivité fréquentielle. La largeur du FRE est définie comme étant la largeur de bande d'un filtre rectangulaire de même gain  $K$  qui laisse passer la même puissance acoustique d'un bruit blanc qu'un filtre de résonance centré à la même fréquence.

Dans une première série de travaux, Patterson (1974) a mesuré les seuils masqués de sons purs en ayant recours à un bruit passe-bas puis à un bruit passe-haut de niveau fixe mais de fréquence de coupure variable. Cependant, en analysant ses résultats, Patterson en a déduit la contribution d'un phénomène incontrôlable, soit l'écoute hors fréquence caractéristique. Le recours à un bruit comportant une échancrure centrée à la fréquence du signal permet de minimiser l'influence de ce phénomène (Patterson, 1976). Cependant, cette procédure suppose que le filtre auditif est symétrique, condition satisfaite uniquement lorsque le niveau spectral du bruit masquant est intermédiaire, c'est-à-dire voisin de 40 dB SPL (Egan et Hake, 1950; Weber, 1977). A des niveaux supérieurs ou inférieurs, les filtres sont en effet asymétriques (Weber, 1977; Lufti et Patterson, 1984). C'est pourquoi la procédure de mesure a été modifiée en situant l'échancrure du bruit masquant de façon tantôt symétrique et tantôt asymétrique par rapport à la fréquence du signal (Patterson et Nimmo-Smith, 1980). Les résultats ainsi obtenus confirment bien l'asymétrie des filtres auditifs en fonction du niveau du bruit masquant.

Une autre façon de procéder consiste à présenter un signal masquant constitué de deux sinusoides situés de part et d'autre de la fréquence du signal. Cette procédure a été utilisée pour la première fois par Zwicker (1954). Elle a l'avantage de faire en sorte que les seuils masqués décrivent directement la pondération fréquentielle du filtre auditif (équation 1). Cette

procédure a été empruntée par plusieurs autres chercheurs (Green, 1965; Patterson et Henning, 1977; Glasberg et al., 1984; Rabinowitz et al., 1980). Toutefois, les résultats ainsi obtenus sont difficiles à interpréter étant donnée l'influence éventuelle de battements sur la détection du signal.

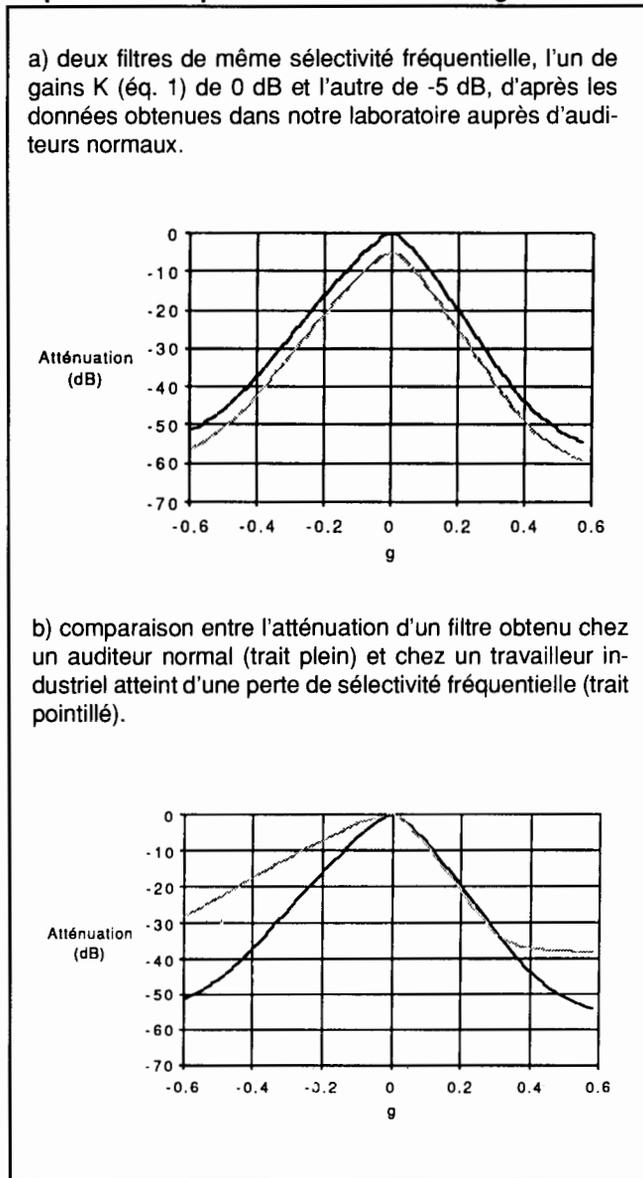
Houtgast (1977) a, pour sa part, utilisé un bruit masquant dont le spectre de puissance varie à la manière d'une sinusoïde. Le seuil masqué d'un signal est mesuré en fonction du nombre de crêtes et de vallées du bruit masquant. La pondération du filtre auditif est ensuite déduite mathématiquement.

Glasberg et Moore (1984) ont comparé la mesure des filtres auditifs auprès des mêmes sujets en utilisant les trois types de signaux masquants décrits plus haut: un bruit à échancrure, un signal masquant constitué de deux sinusoides et un bruit dont le spectre varie de façon sinusoïdale. Les résultats montrent que, pour les trois types de masque, l'allure des filtres auditifs est très similaire. Cependant, les filtres auditifs obtenus à partir du bruit masquant dont le spectre varie de façon sinusoïdale sont en général plus larges à cause de l'effet incontrôlable de l'écoute hors fréquence caractéristique. Par ailleurs, les résultats obtenus à l'aide de deux sinusoides montrent des distorsions dans la zone passante du filtre, lesquelles sont attribuables à la production de battements. En somme, l'utilisation du bruit à échancrure conduit aux résultats les plus valides. La Figure 4a représente l'atténuation de deux filtres auditifs en fonction de la fréquence normalisée tel qu'obtenus auprès d'un auditeur normal au moyen d'un bruit à échancrure. Les deux filtres ont une même sélectivité fréquentielle, mais des gains ( $K$ ) différents (voir équation 1).

A l'aide de cette méthode, Moore (1987) a construit une première distribution statistique de la largeur d'un FRE pour des sujets rapportant avoir une audition normale. Une seule fréquence a été testée. L'écart-type à 2000 Hz est de 32 Hz et la distribution correspond bien à une loi gaussienne avec la valeur moyenne égale à 308 Hz. Ces valeurs obtenues auprès de sujets non-entraînés fournissent une première indication concernant les différences inter-individuelles associées à la sélectivité fréquentielle chez des sujets apparemment normaux. La distribution statistique obtenue apparaît très sélective; par exemple, les valeurs de FRE (479 et 404 Hz) obtenues chez deux sujets atteints d'une légère perte d'audition consécutive à une exposition excessive au bruit sont égales ou supérieures à 3 écart-types au-dessus de la moyenne de la distribution.

La caractérisation des filtres auditifs, en particulier au moyen des bruits à échancrure, semble bien offrir une mesure valide et précise de SF et une base quantitative solide pour la prédiction de la capacité de détection dans le bruit. Cette approche n'a toutefois pas encore été adaptée aux contraintes

**Figure 4. Illustration de l'atténuation de filtres auditifs en fonction de la fréquence normalisée  $g$  telle qu'obtenue au moyen d'un bruit à échancrure. Le paramètre  $g$  est obtenu en divisant par la fréquence du signal, l'écart entre la fréquence de coupure du bruit et celle du signal.**



de l'examen clinique et les données acquises auprès de sujets déficients auditifs ont été obtenues dans des conditions de laboratoire.

**Contraintes d'application auprès de déficients auditifs**

La comparaison d'un filtre auditif obtenu chez un sujet déficient auditif à celui d'un sujet normal est illustrée à la Figure 4b. On remarque l'élargissement plus marqué du côté des fréquences inférieures à celle du signal ainsi qu'une modification de la courbe du filtre du côté des fréquences supé-

rieures. L'application de cette méthode à des groupes de déficients auditifs est encore exploratoire. Pick et al. (1977), en utilisant un bruit masquant dont le spectre varie de manière sinusoïdale, ont mesuré les seuils masqués chez 20 sujets atteints de déficience auditive neuro-sensorielle, dont 14 souffraient d'une maladie de Ménière. Les filtres auditifs centrés à 4 fréquences différentes (0.5, 1.0, 2.0, 4.0 kHz) ont montré un élargissement systématique en fonction de l'ampleur de la perte d'audition. Hoekstra et Ristma (1977) ont obtenu des données comparables pour 3 sujets déficients auditifs. Ces résultats doivent être considérés avec réserve étant donnée la contribution éventuelle de l'écoute hors fréquence caractéristique plus probable encore chez les déficients auditifs (Tyler et al., 1984).

Patterson et Milroy (1980) et Patterson et al. (1982) ont étudié, au moyen de bruits à échancrure, l'effet de l'âge sur la sélectivité fréquentielle de 16 auditeurs normaux; ils ont observé une détérioration systématique de la SF entre 23 et 75 ans, particulièrement à la fréquence de 4000 Hz. Tyler et al. (1984) ont utilisé la procédure proposée par Patterson (1976), en tenant compte des modifications suggérées par Patterson et Nimmo-Smith (1980). En mesurant ainsi la SF chez six sujets normaux et douze sujets ayant une déficience auditive neuro-sensorielle de divers degrés, ils rapportent une SF généralement détériorée chez les déficients auditifs. D'autres auteurs sont parvenus à la même conclusion. Glasberg et Moore (1986) ont mesuré les filtres auditifs à 3 fréquences (0.5, 1.0 et 2.0 kHz) chez 5 sujets ayant une perte cochléaire unilatérale; leurs résultats indiquent que les filtres auditifs sont toujours plus larges à l'oreille atteinte et ce, pour toutes les fréquences testées.

La mesure des caractéristiques du filtre auditif au moyen du bruit à échancrure ne semble pas poser de difficultés particulières auprès des déficients auditifs. Cette procédure de mesure comporte des avantages importants: premièrement, elle minimise l'intervention des trois principaux facteurs parasites caractéristiques des expériences de masquage, soit la production des battements et des sons de combinaisons ainsi que l'écoute hors fréquence caractéristique; deuxièmement, elle permet de faire la distinction entre le gain (facteur  $K$ : équation 1) et la sélectivité du filtre auditif; troisièmement, le modèle mathématique sur lequel elle repose permet de prédire la capacité d'un sujet donné à détecter un signal en présence d'un bruit quelconque.

Cependant, dans l'état actuel des pratiques, cette approche comporte un certain nombre de contraintes. En effet, les seuils masqués ont, jusqu'ici, été mesurés au moyen de la méthode des choix forcés, laquelle exige un long entraînement des sujets et une durée d'examen elle-même relativement longue. De plus, la caractérisation des filtres auditifs selon la méthode mise au point par Patterson et Nimmo-

Smith (1980) suppose la collecte de 14 seuils masqués pour un seul filtre auditif. Enfin, le dispositif d'examen est relativement complexe exigeant le recours à des filtres de très haute performance alors que le traitement des résultats suppose des opérations mathématiques nécessitant le recours à l'informatique. Un important travail d'optimisation s'impose donc afin d'adapter cette procédure aux exigences de l'examen clinique.

## Synthèse et conclusions

Dans l'état actuel des connaissances et des pratiques, on ne dispose pas d'une procédure clinique permettant de prédire de façon précise et fidèle la capacité d'un individu donné à détecter un signal quelconque en présence de bruits dont les caractéristiques seraient compatibles avec les conditions d'ambiance des milieux de travail industriels. L'inventaire critique qui précède montre que la technique présentement la plus utilisée pour mesurer la SF, soit la mesure des courbes psychoacoustiques de sélectivité fréquentielle, comporte deux limites importantes. D'une part, il y a l'influence difficilement contrôlable de facteurs parasites tels que l'écoute hors fréquence caractéristique et la variation du niveau de présentation des signaux en fonction de la perte auditive, ces deux facteurs pouvant en outre interagir. D'autre part, lorsqu'appliquée à des sujets déficients auditifs, elle est fortement susceptible de fournir des résultats non traduisibles en termes de filtres auditifs et de prédiction de la capacité de détection dans le bruit. Une autre approche, la mesure de la sommation de la sonie, permet une telle quantification, du moins chez des auditeurs normaux. Mais, elle comporte des exigences difficiles à rencontrer en milieu clinique et produit des résultats fortement entachés d'imprécision lorsqu'appliquée à des sujets déficients auditifs. La mesure des filtres auditifs au moyen de bruits à échancrure offre une estimation valide et précise de la capacité de détection dans le bruit, mais elle doit être adaptée aux contraintes de l'examen clinique. Une telle adaptation apparaît comme étant accessible moyennant les conditions suivantes: (a) le recours à une procédure de mesure des seuils masqués qui soit d'un usage courant, telle la méthode de Bekesy par exemple, ceci exigeant, par ailleurs, une évaluation de la fidélité de la mesure des filtres auditifs; (b) l'optimisation de la procédure d'estimation du filtre auditif en réduisant le nombre de conditions dans lesquels auxquels les seuils masqués doivent être mesurés; (c) la mise au point d'un dispositif d'examen dédié qui soit compatible avec l'instrumentation clinique courante; (d) le développement d'un outil approprié de traitement des résultats d'examen.

Dans cette perspective, le Groupe d'acoustique de l'Université de Montréal a récemment entrepris, à l'aide de cette méthode, une collecte de données auprès de travailleurs atteints à divers degrés de perte d'audition due au bruit ainsi

qu'une étude de fidélité et d'optimisation de la procédure de mesure à des fins cliniques. Les résultats de ces travaux seront disponibles prochainement.

La capacité de détecter des signaux sonores dans un environnement bruyant est avant tout déterminée par le seuil masqué de tels signaux, lequel est directement déterminé par la SF du système auditif (Laroche et al., 1990b). Par conséquent, l'adaptation des avertisseurs sonores en milieu industriel aux capacités auditives des gens qui sont atteints d'une déficience auditive exige de caractériser de façon précise la SF de ces personnes. La mise au point d'une épreuve clinique permettant la mesure des filtres auditifs permettra une telle caractérisation. Il sera alors possible de modifier les avertisseurs sonores existants ou d'en concevoir de nouveaux lorsque des personnes atteintes de déficience auditive peuvent occuper un emploi qui exige la détection de tels avertisseurs en particulier dans le milieu industriel.

## Remerciements

Cette étude a pu être réalisée grâce au soutien financier de l'Institut de recherche en santé et en sécurité au travail du Québec dans le cadre d'une subvention d'équipe de recherche.

Adresse de correspondance: H. Tran Quoc, GAUM, C.P. 6128, Montréal, Québec, Canada H3C 3J7

## Références bibliographiques

- Anon. (1987a) Canadian Human Rights Tribunal Decision under the Canadian Human Rights Act - Erickson v. Canadian Pacific Express and Transport Ltd. *Canadian Human Rights Reporter*, 8, Decision 628, Paragraphs 31242-31375.
- Anon. (1987b) Les qualités et aptitudes requises par un emploi: l'article 20 et le handicap—*Lignes directrices*. Québec: Commission des droits de la personne, Résolution COM-290-9.1.7.
- Bonding, P. (1979). Frequency selectivity and speech discrimination in sensorineural hearing loss. *Scandinavian Audiology*, 8, 205-216.
- Bonding, P., Elberling, C., Barford, J., & Florentine, M. (1978). Estimation of the critical bandwidth from loudness summation data. *Scandinavian Audiology*, 7, 91-97.
- Carney, A.E. & Nelson, D.A. (1976). Psychophysical tuning curves in normal and pathological ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, 60 (Suppl.1), S104.
- Carney, A.E. & Nelson, D.A. (1982). An analysis of psychophysical tuning curves in normal and pathological ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, 73, 268-278.
- Chistovich, L.A. (1957). Frequency characteristics of masking effect. *Biophysics*, 2, 743-755.
- Davidson, S.A. & Melnick, W. (1988). A clinically feasible method for determining frequency resolution. *Journal of Speech and Hearing Research*, 31, 299-303.
- Egan, J.P. & Hake, H.W. (1950). On the masking pattern of a simple auditory stimulus. *Journal of the Acoustical Society of America*, 22, 622-630.

- Evans, E.F. (1983). Pathophysiology of the peripheral hearing mechanism. In M.E. Lutman and M.P. Haggard (Eds.) *Hearing science and hearing disorders*, (pp. 61-80) London: Academic press.
- Festen, J.M. & Plomp, R. (1983). Relation between auditory functions in impaired hearing. *Journal of the Acoustical Society of America*, 73, 652-662.
- Fletcher, H. (1940). Auditory patterns, *Review of Modern Physics*, 12, 47-65.
- Florentine, M., Buus, S., Scharf, B. & Zwicker, E. (1980). Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. *Journal of Speech and Hearing Research*, 23, 646-669.
- Florentine, M. & Zwicker, E. (1979). A model of loudness summation applied to noise-induced hearing loss. *Hearing Research*, 1, 121-132.
- Gagné, J.P. (1986). Excess masking among listeners with a sensorineural hearing loss. *Journal of the Acoustical Society of America*, 83, 2311-2321.
- Glasberg, B.R. & Moore, B.C.J. (1984). Comparaison of auditory filter shape derived with three different maskers. *Journal of the Acoustical Society of America*, 75, 536-544.
- Glasberg, B.R. & Moore, B.C.J. (1986). Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *Journal of the Acoustical Society of America*, 79, 1020-1033.
- Glasberg, B.R., Moore, B.C.J., Patterson, R.D. & Nimmo-Smith, I. (1984). Dynamic range and asymmetry of the auditory filter. *Journal of the Acoustical Society of America*, 76, 419-427.
- Green, D.M. (1965). Masking with two tones. *Journal of the Acoustical Society of America*, 37, 802-813.
- Greenwood, D.D. (1972). Masking by combination bands : estimation of levels of the combination bands (n+1)fi-nfh. *Journal of the Acoustical Society of America*, 52, 1144-1154.
- Guilford, J.P. (1965). *Fundamental Statistics in Psychology and Education*, (ch. 14) New York: McGraw-Hill, 4th ed.
- Haggard, M.P., Lindblad, A.C. & Foster, J.R. (1986). Psychoacoustical and audiometric prediction of auditory disability at listener-adjusted presentation levels. *Audiology*, 25, 277-298.
- Hannley, M. & Dorman, M.F. (1983). Susceptibility to intraspeech spread of maskings in listeners with sensorineural hearing loss. *Journal of the Acoustical Society of America*, 74, 40-51.
- Hoekstra, A. & Ritsma, R.J. (1977). Perceptive hearing loss and frequency selectivity. In E.F. Evans & J.P. Wilson (Eds.) *Psychophysics and physiology of Hearing*, (pp. 263-271). London: Academic Press.
- Houtgast, T. (1977). Auditory-filter characteristics derived from direct-masking data and pulsation-threshold data with ripple-noise masker. *Journal of the Acoustical Society of America*, 62, 409-415.
- Johnson-Davies, D.B. & Patterson, R.D. (1979). Psychophysical tuning curves : Restricting the listening band to the signal region. *Journal of the Acoustical Society of America*, 65, 765-770.
- Kiang, N.Y.S, Sachs, M.B. & Peake, W.T. (1965). Shapes of tuning curves for single auditory-nerve fibers. *Journal of the Acoustical Society of America*, 42, 1341-1342.
- Laroche, C. & Héту, R. (1988). Effets réversibles du bruit sur l'audition: recherche d'une mesure fidèle et plus sensible que le DTS (Décalage Temporaire des Seuils). *Acustica*, 66, 179-189.
- Laroche, C., McDuff, S., Tran Quoc, H. & Héту, R. (1990a) Application d'un modèle de détection d'avertisseurs sonores en milieux de travail bruyants. *Actes du premier congrès français d'acoustique, Colloque de physique, Colloque C2, Tome 51, suppl. no. 2, 171-174.*
- Laroche, C., Tran Quoc, H., Héту, R. & McDuff, S. (1990b). "Detectsound": A computerized model for predicting the detectability of warning signals in noisy workplaces. *Applied Acoustics*, (Sous presse).
- Leshowitz, B. & Lindstrom, R. (1977). Measurement of non-linearities in listeners with sensorineural hearing loss. E.F. Evans & J.P. Wilson (Eds.) *Psychophysics and physiology of Hearing*, (pp. 283-292). London: Academic Press.
- Leshowitz, B., Lindstrom, R. & Zurek, P. (1975). Psychophysical tuning curves in normal and impaired ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, 58 (Suppl.1),S71.
- Lutfi, R.A. & Patterson R.D. (1984). On the growth of masking asymmetry with stimulus intensity. *Journal of the Acoustical Society of America*, 76, 739-745.
- Lutman, M.E. & Wood, E.J. (1985) A simple clinical measure of frequency resolution. *British Journal of Audiology*, 19, 1-18.
- Lutman, M.E. (1987) Diagnostic audiometry. In D. Stephens (Ed.) *Adult Audiology—Scott-Brown's Otolaryngology*, (pp. 244-271), Vol. 5. London: Butterworths.
- Martin, M.C. (1974). Critical bands in sensori-neural hearing loss. *Scandinavian Audiology*, 3, 133-144.
- Marshall, L. & Jesteadt, W. (1983) . A comparison of detection thresholds obtained with forced-choice procedures. *Journal of the Acoustical Society of America*, 73, S45.
- Marshall, L. & Jesteadt, W. (1986) . Comparaison of pure-tone audibility thresholds obtained with audiological and two-interval forced-choice procedures. *Journal of Speech and Hearing Research*, 29, 82-91.
- Mayo, J. (1988) Le rôle de la charte québécoise dans le processus de l'intégration au travail des personnes handicapées. *Canadian Human Rights Reporter*, 9, C/88.1-6.
- Moore, B.C.J. (1978). Psychophysical tuning curves measured in simultaneous and forward masking. *Journal of the Acoustical Society of America*, 63, 524-532.
- Moore, B.C.J. (1987). Distribution of auditory-filter bandwidths at 2 kHz in young normal listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 81, 1633-1635.
- O'Loughlin, B.J. & Moore, B.C.J. (1981). Improving psychoacoustical tuning curves. *Hearing Research*, 5, 343-346.
- Patterson, R.D. (1974). Auditory filter shape. *Journal of the Acoustical Society of America*, 55, 802-809.
- Patterson, R.D. (1976). Auditory filter shapes derived with noise stimuli. *Journal of the Acoustical Society of America*, 59, 640-654.
- Patterson, R.D. & Henning, G.B. (1977). Stimulus variability and auditory filter shape. *Journal of the Acoustical Society of America*, 62, 649-664.
- Patterson, R.D. & Milroy, R. (1980). The effect of age on auditory filter shape. In G. Van den Brink & F.A. Bilten (Eds.) *Psychophysical, Physiological and behavioural studies in hearing*, (pp.140-143). Delft: Delft University Press.
- Patterson, R.D. & Moore, B.C.J. (1986). Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution. In B.C.J. Moore (Ed.) *Frequency selectivity in hearing*, (pp. 123-177). London: Academic press.
- Patterson, R.D., Nimmo-Smith, I., Weber, D.L. & Milroy, R. (1982). The deterioration of hearing with age : Frequency selectivity, the critical

- ratio, the audiogram, and speech threshold. *Journal of the Acoustical Society of America*, 72, 1788-1803.
- Patterson, R.D. & Nimmo-Smith, I. (1980). Off-frequency listening and auditory-filter asymmetry. *Journal of the Acoustical Society of America*, 67, 229-245.
- Pick, G.F. (1980). Level dependence of psychophysical frequency resolution and auditory filter shape. *Journal of the Acoustical Society of America*, 68, 1085-1095.
- Pick, G.F., Evans, E.F. & Wilson, J.P. (1977). Frequency resolution in patients with hearing loss of cochlear origin. E.F. Evans & J.P. Wilson (Eds.) *Psychophysics and physiology of Hearing*, (pp. 273-281). London: Academic Press.
- Pickles, J.O. (1986). The neurophysiological basis of frequency selectivity. In B.C.J. Moore (Eds.) *Frequency selectivity in hearing*, (pp. 51-121). London: Academic Press.
- Rabinowitz, W.R., Bilger, R.C., Trahiotis, C. & Nuetzel, J. (1980). Two-tone masking in normal hearing listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 68, 1096-1106.
- Ristma, R.J., Wit, H.P. & van der Lans, W.P. (1980). Relations between hearing loss and maximal discrimination score and width of psychophysical tuning curves. In G. Van den Brink & F.A. Bilsen (Eds.) *Psychophysical, Physiological and behavioural studies in hearing*, (pp.472-475). Delft: Delft University Press.
- Scharf, B. (1959). Critical bands and the loudness of complex sounds near threshold. *Journal of the Acoustical Society of America*, 31, 365-370.
- Scharf, B. (1961). Loudness summation under masking. *Journal of the Acoustical Society of America*, 33, 503-511.
- Scharf, B. (1962). Loudness summation in conductive deafness. *Proceedings of the 4th International Congress on Acoustics*, H53.
- Scharf, B. & Hellman, R.P. (1966). Model of loudness summation applied to impaired ears. *Journal of the Acoustical Society of America*, 40, 71-78.
- Scharf, B., Holahan, C.M. & Hellman, R.P. (1965). Loudness summation in cochlear deafness. *Proceedings of the 5th International Congress on Acoustics*, B35.
- Scharf, B. & Meiselman, C. (1977). Critical bandwidth at high intensities. In E.P. Evans & J.P. Wilson (Eds.) *Psychophysics and physiology of Hearing*, (pp. 221-232) London : Academic Press.
- Schorn, K. & Zwicker, E. (1990). Frequency selectivity and temporal resolution in patients with various inner ear disorders. *Audiology*, 29, 8-20.
- Small, A.M. (1959). Pure tone masking. *Journal of the Acoustical Society of America*, 31, 1619-1625.
- Smoorenburg, G.F. (1974). On the mechanism of combination tone generation and lateral inhibition in hearing. In E. Zwicker & E. Terhardt (Eds) *Facts and models in hearing*, (pp. 332-324). Berlin: Springer-Verlag.
- Stelmachowicz, P.G., Jesteadt, W., Gorga, M.P. & Mott, J. (1985). Speech perception ability and psychophysical tuning curves in hearing-impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 77, 620-627.
- Stevens, S.S. (1956). Calculation of the loudness of complex noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 28, 807-832.
- Tran Quoc, H., Héту, R. (1990). L'influence de la durée sur la sonie de bruits impulsifs de spectre étroit présentés à haut niveau de pression acoustique. *Journal d'Acoustique*, 3, 59-67.
- Thornton, A.R. & Abbas, P.J. (1980). Low-frequency hearing loss : Perception of filtered speech, psychophysical tuning curves, and masking. *Journal of the Acoustical Society of America*, 67, 638-643.
- Trees, D.W., Tuner, C.W. (1986). Spread of masking in normals subjects with high frequency hearing loss. *Audiology*, 5, 70-83.
- Tyler, R.S. (1986). Frequency resolution in hearing-impaired listeners. In B.C.J. Moore (Ed.) *Frequency selectivity in hearing*, (pp. 309-371). London: Academic press.
- Tyler, R.S., Fernandes, M.A. & Wood, E.J. (1982). Masking of pure tones by broad-band noise in cochlear-impaired listeners. *Journal of Speech and Hearing Research*, 25, 117-124.
- Tyler, R.S., Hall, J.W., Glasberg, B.R., Moore, B.C.J & Patterson R.D. (1984). Auditory filter asymmetry in hearing impaired. *Journal of the Acoustical Society of America*, 76, 1363-1367.
- Tyler, R.S., Small, A.M., Abbas, P.J. (1979). Unmasking produced by combination tones. *Journal of the Acoustical Society of America*, 66, 379-387.
- Tyler, R.S., Wood, E.J., Fernandes, M. (1983). Frequency resolution and discrimination of constant and dynamic tones in normal and hearing impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 74, 1190-1199.
- Vogten, L.L.M. (1974). Pure tone masking : a new result from a new method. In E. Zwicker & E. Terhardt (Eds.) *Facts and models in hearing*, (pp. 142-155). Berlin: Springer-Verlag.
- Weber, D.L. (1977). Growth of masking and the auditory filter. *Journal of the Acoustical Society of America*, 62, 424-429.
- West, P.D.B. & Evans, E.F. (1990). Early detection of hearing damage in young listeners resulting from exposure to amplified music. *British Journal of Audiology*, 24, 89-103.
- Wightman, F.L., Mcgee, T. & Kramer, M. (1977). Factors influencing frequency selectivity in normal and hearing impaired listeners. E.F. Evans & J.P. Wilson (Eds.) *Psychophysics and physiology of Hearing*, (pp.295-309). London: Academic Press.
- Zwicker, E. (1954). Die Verdeckung von Schmalbandgeräuschen durch Sinustöne. *Acustica*, 4, 415-420.
- Zwicker, E. (1974). On the psychoacoustical equivalent of tuning curves. In E. Zwicker & E. Terhardt (Eds) *Facts and models in hearing*, (pp.132-141). Berlin: Springer-Verlag.
- Zwicker, E., Flottorp, G. & Stevens, S.S. (1957). Critical bandwidth in loudness summation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 29, 548-557.
- Zwicker, E. & Scharf, B. (1965). A model of loudness summation. *Psychological Review*, 72 (1), 3-26.
- Zwicker, E. & Schorn, K. (1978). Psychoacoustical tuning curves in audiology. *Audiology*, 17, 120-140.