

TEST D'AUDIOMETRIE PAR ORDINATEUR DANS LE DIAGNOSTIC AUDIOMETRIQUE

N. DILLIER — T. SPILLMANN

Computerized testing in diagnostic audiometry.

The use of computers in diagnostic audiometry and the amount of sophistication in the hardware which constitutes the test system depend on the needs of experimentation. The practical applications can coarsely be classified by increasing computational complexity as follows: storage of measurement data and graphical presentation of results, statistical calculations; control of an experiment with logical testing of measurement data; generation/modification of test signals in adaptive ways; automatized speech audiometry; simulations of auditory deficits in real time, compensation by digital master hearing aid.

Our presentation is limited to the subjective audiometry with cooperative subjects. Computerized psychophysical adaptive methods are briefly described which allow test time reduction and more detailed analysis of auditory functions than conventional procedures. An example of an automatized speech audiometry including information transmission analysis follows. Finally a real time digital signal processing system with an extremely fast microprocessor is described which can be used to simulate as well as compensate certain auditory deficits.

KEY WORDS: Auditory prostheses, cochlear implants computerized audiometry, signal processing for the deaf.

Introduction

Dans les dix années passées le traitement d'information avec des ordinateurs plus ou moins grands est devenu de plus en plus important. Les possibilités de stockage et d'accès direct d'information en quantités énormes et de calculs compliqués en peu de temps avec les visualisations graphiques ont fait des ordinateurs un outil assez convenable et serviable pour l'examen médical (Frachet *et al.*, 1983; Northern, 1986; Ormezzano, 1985; Tyler, 1979).

Clinique ORL, Hôpital Universitaire, CH-8091 Zurich.

Quelles sont donc les applications de l'informatique dans le domaine du diagnostic audiométrique déjà réalisées ou bien pronostiquées pour l'avenir? Le diagnostic audiométrique a des buts divers dans la clinique, par exemple la localisation d'une lésion ou bien la détection d'un tumeur, la vérification du succès d'une intervention chirurgicale et l'évolution temporelle, la description spécifique en termes physiques d'une perte auditive pour la sélection et l'ajustement d'une prothèse auditive.

Nous limiterons notre exposé à l'audiométrie subjective avec des sujets coopératives. Les problèmes de l'audiométrie

objective, où des signaux électriques ou acoustiques sont mesurés directement et analysés par un microprocesseur (BERA, brainstem evoked response audiometry; tympanométrie; mesures des résonances du conduit-auditif «in-situ») sont traités ailleurs pendant ce congrès. Nous parlerons donc surtout de méthodes psychophysiques à l'aide d'un ordinateur pour déterminer spécifiquement les déficits de l'audition dans les dimensions de l'intensité, la fréquence et du temps. En particulier nous montrerons des techniques de mesures supraliminales adaptives qui permettent de réduire le temps de test et d'analyser les fonctions de l'oreille plus précisément que les procédés conventionnels. En outre nous traiterons brièvement l'audiométrie vocale automatisée et les analyses de la transmission d'information possibles avec un système à l'ordinateur. Finalement nous donnerons un exemple de traitement de signal numérique en temps réel avec un microprocesseur extrêmement rapide et puissant pour simuler une certaine perte auditive ou bien pour la compenser.

Instrumentation

Le degré de sophistication de la «hardware» constituant le système de test dépend bien sûr des besoins d'experimentation. Pour automatiser l'audiométrie tonale, par exemple, il suffirait de brancher un audiomètre avec interface digitale à un PC simple et inexpense. Un tel système serait capable de stocker l'information de l'audiogramme mesuré et aussi d'aider l'audiométriste dans des situations difficiles en suggérant certaines précautions (masking de l'oreille opposée par exemple) ou en contrôlant directement l'audiomètre (Verschuure et Brocaar, 1986).

Pour effectuer des tests plus compliqués comme par exemple la détermination des courbes isosonies ou des courbes d'accord psychophysique ou des tests de résolution temporelle on aurait besoin de certains éléments supplémentaires, soit des filtres et atténuateurs programmables ou des convertisseurs digital-analogue intégrés dans l'ordinateur. La mémoire de l'ordinateur devrait aussi être suffisamment rapide et large pour transférer les données numériques avec la précision nécessaire. La réponse du patient peut être stockée plus efficacement si le système de test est équipé d'un écran sensible à toucher ou d'une souris électronique.

La présentation des signaux complexes comme la parole ou les bruits d'environnement peut s'effectuer directement par conversion D/A ou par contrôle numérique d'un Compact Disc-player ou d'un tape-recorder. Le traitement de la parole en temps réel finalement exige un processeur spécial, peut-être intégré dans un ordinateur PC conventionnel (Engelbreton *et al.*, 1986; Levitt, 1986).

Procédés adaptives

Une des domaines où l'ordinateur peut donner des avantages substantiels est l'application de certains procédés adaptives pour des tests psychophysiques. Adaptiv dans ce contexte veut dire que le programme de l'ordinateur essaie de déterminer une fonction psychométrique en tenant compte des essais précédents et en terminant le test après un certain critère a été atteint. L'algorithme de measurement assure que seulement les régions intéressantes sont investiguées, c.a.d. on ne teste plus les domaines où le patient atteint soit cent soit zéro pourcent de réponses correctes (Levitt, 1978). Ces procédés ne sont pas

limités à des tests psychophysiques mais peuvent être appliqués également à l'audiométrie vocale. Exemples seront donnés en suite.

Exemples de tests audiométriques par ordinateur

Un exemple simple d'un test adaptif est la détermination des seuils de discrimination de l'intensité ou de fréquence

(Fig. 1). L'ordinateur présente deux sons successives qui diffèrent en un seul paramètre (en fréquence par exemple). Le sujet indique par touche de doigt s'il a entendu plus élevé le premier ou le second son. Si la réponse était correcte la différence entre les deux sons est diminuée, si la réponse était fausse la différence est augmentée. Après un nombre de séries de réponses fausses et correctes le test est terminé et un seuil de discrimination est interpolé des réponses reçues. Il existent plu-

ADAPTIVE DIFFERENCE LIMEN MEASUREMENT

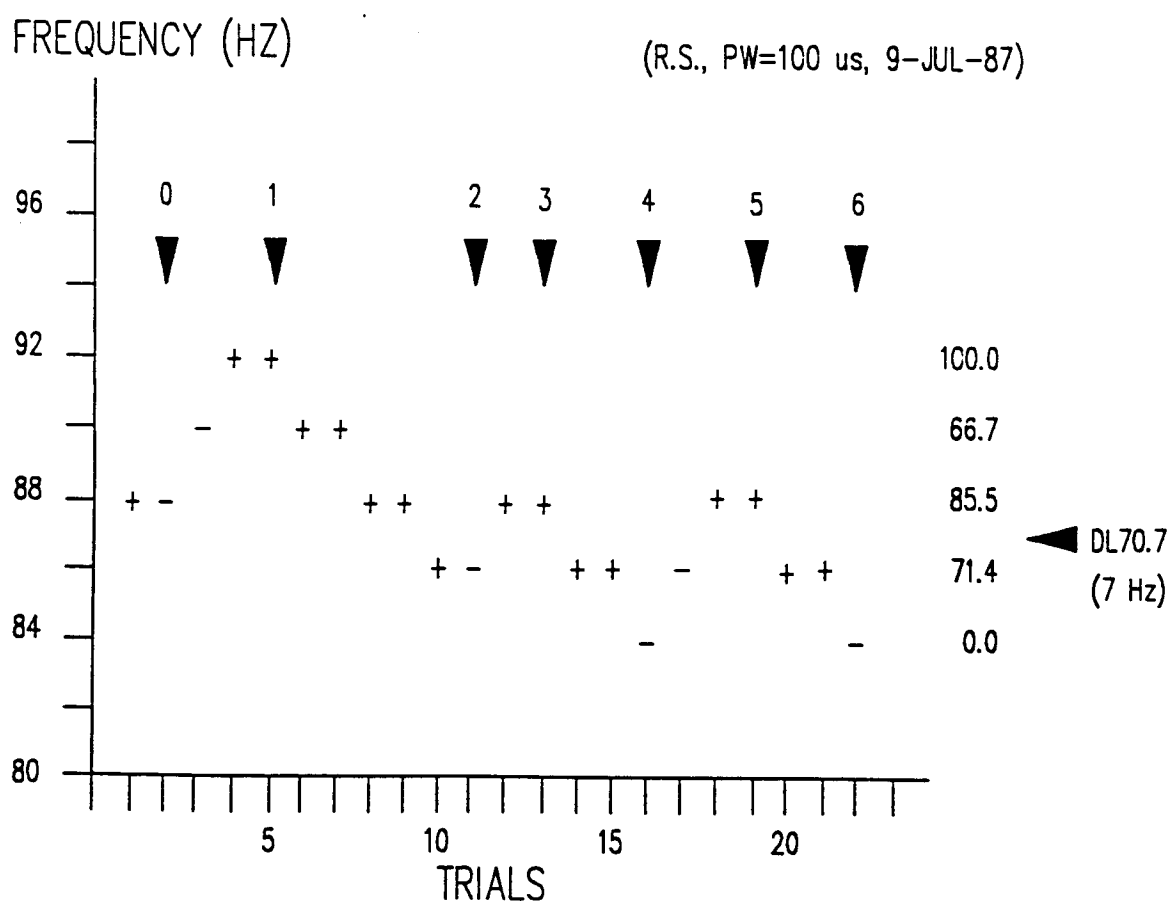


Fig. 1. - Exemple d'un mesurement de seuil différentiel de fréquence (DL) par un procédé adaptif. Les flèches verticales dénotent les points de renversement des réponses correctes en fausses et vice-versa. L'algorithme se termine après 6 renversements, le DL interpolé est 7 Hz (8.75% par relation à la fréquence de base de 80 Hz).

sieurs modifications de cet algorithme simple pour des buts divers. L'exemple de Fig. 1 utilise la procédure «up-down transformée 2/1» où deux réponses correctes en série sont nécessaires pour diminuer la différence. Le procès converge donc vers un seuil de différence (DL) de 70.7% tandis que la procédure «up-down» converge vers 50%.

Une autre application de l'ordinateur dans un test psychophysique est la détermination du champ d'audition, c.a.d. le measurement des courbes isosonies et l'estimation des échelles de sonies dans différentes bandes de fréquence. Pour le measurement des courbes isosonies le sujet doit ajuster l'intensité d'un son test égale à l'intensité d'un son de référence (Barfod, 1978). Fig. 2 montre des courbes isosonies pour des sujets normaux (à gauche) et un sujet avec surdité sensorineurale (à droite). Pour l'estimation des échelles de sonies (Margolis, 1985) l'intensité d'un son de test est choisie par l'ordinateur d'après

une procédure aléatoire et le sujet indique la sonie estimée en appuyant sur l'écran sensitive. Fig. 3 montre un exemple de test avec un utilisateur d'un implant cochléaire monocanal. 5 répétitions de sons à 10 intensités ont été présentées entre le seuil de l'audition et de discomfort pour chaque fréquence. La différence entre les fonctions mesurées avec fréquences basses (80 et 125 Hz), et hautes (250, 1000, 2000 Hz) est un facteur important pour la construction d'un appareil de stimulation électrique. Ces mesures peuvent également être très utile pour la description quantitative du phénomène de «recruitment» dans des patients avec surdité sensorineurale et l'ajustement d'une prothèse auditive multibande.

Pour déterminer la sélectivité fréquentielle dans différentes régions de fréquences il existent des procédés automatisés de measurement des courbes d'accord psychophysiques (psychophysical tuning curves, v. Moore *et al.* 1984). Des tests avec

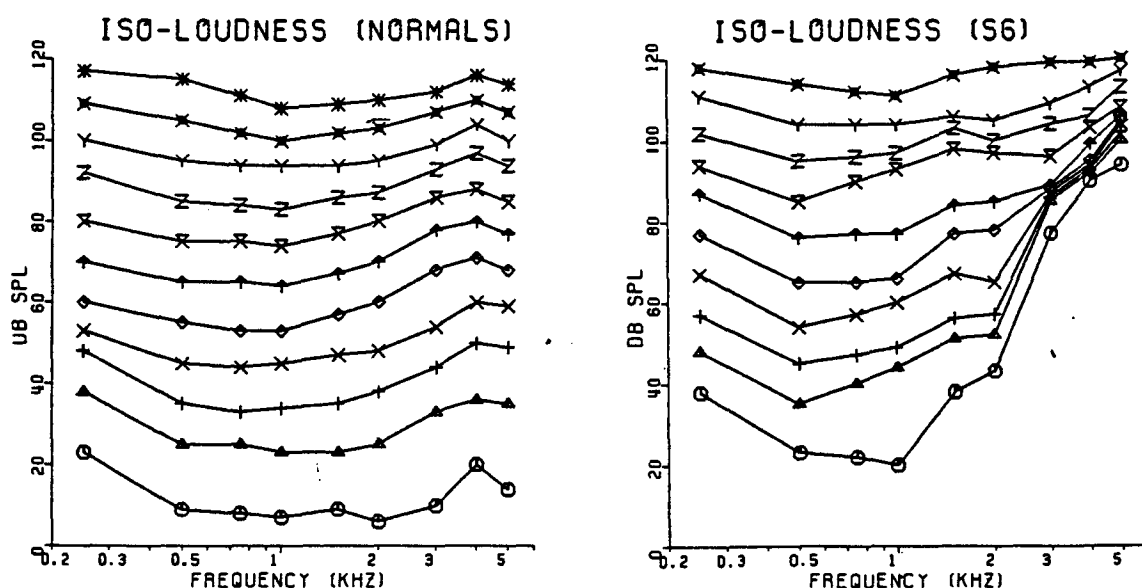


Fig. 2. - Champs d'audition (courbes d'isosonies) mesurés par présentations binaires. Sujets normaux (gauche) et patient (droit). (D'après Barfod J., 1978).

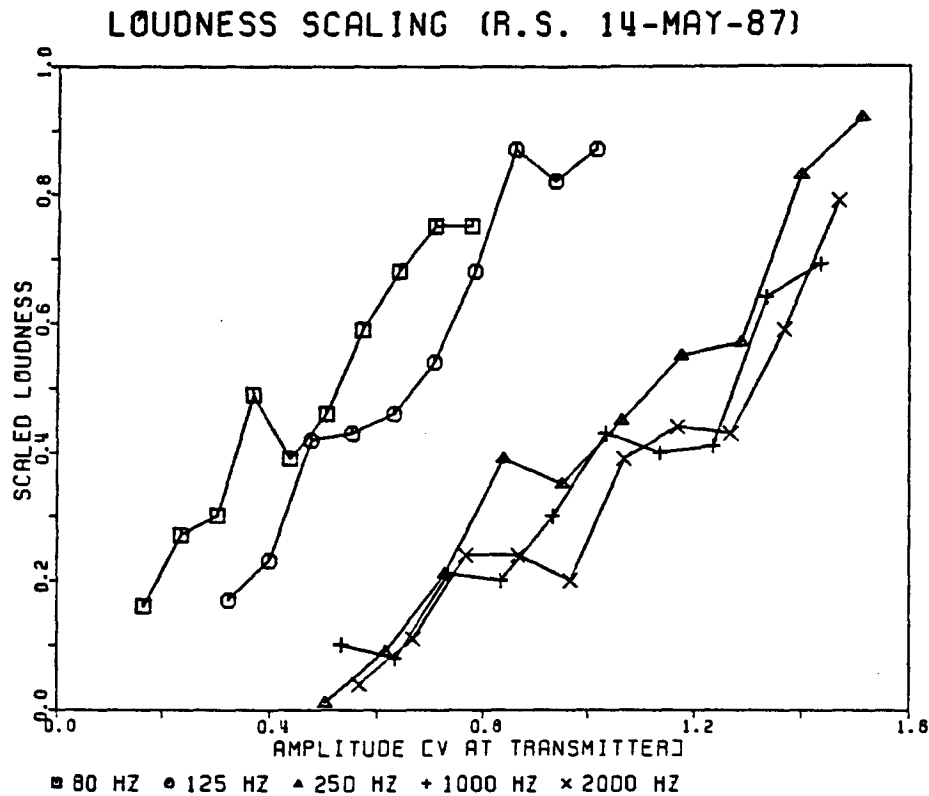


Fig. 3. - Echelles de sonie mesurées par présentations de sons aléatoires et régistration des estimations du patient par écran sensitive. Chaque point représente le moyennage de 5 estimations. Stimulation sinusoïdale par implant cochléaire monocanal 3M/Vienna.

bruits interrompus peuvent être appliqués pour déterminer la résolution temporelle (Gap detection, Fitzgibbons, 1984).

Pour automatiser l'audiométrie vocale il est nécessaire de construire du matériel de test «multiple-choice» soit avec des phrases, soit avec des mots ou des syllabes (naturels ou bien synthétisés). Nous avons ainsi construit une batterie de 14 sous-tests de difficulté graduelle dont le matériel acoustique est stocké dans la mémoire de l'ordinateur et peut être présenté en séquences aléatoires (Spillmann et Dillier, 1986). Les confusions phonémiques sont analysées par des statistiques multivariates par le même ordinateur. Ces tests sont utilisés surtout dans les cas de surdités profonds et avec des implants cochléaires

(Dillier *et al.*, 1988). Fig. 4 montre une comparaison de résultats de cette batterie de tests avec deux groupes d'utilisateurs de prothèses auditives et deux groupes d'utilisateurs d'implants cochléaires. Les résultats des tests à choix multiple ont été corrigés pour le niveau du hasard. L'analyse phonémique des confusions de consonnes ou voyelles peut donner des indications plus précises sur les capacités individuels d'un patient que le measurement conventionnel.

Le dernier exemple à mentionner est le traitement des signaux acoustiques en temps réel à l'aide d'un processeur spécial (DSP: digital signal processor). Fig. 5 montre le schéma bloc d'un «DSP-Master-Hearing-Aid» qui est contenu dans un or-

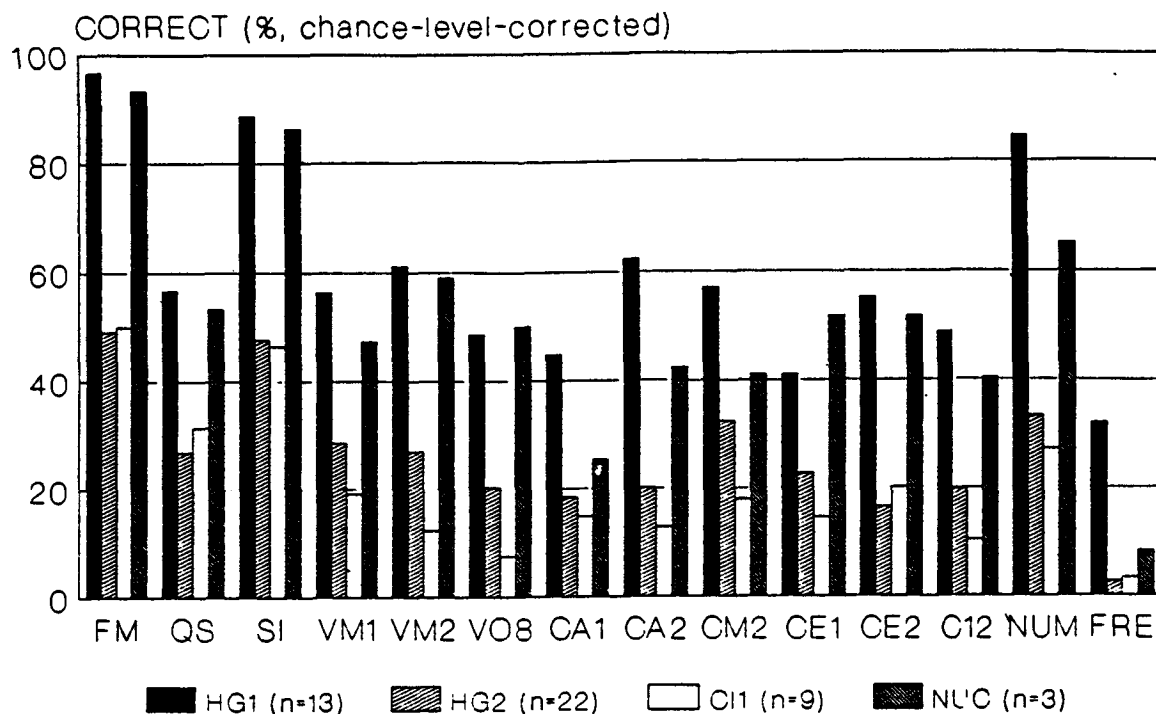


Fig. 4. - Comparaison de résultats de l'audiométrie vocale automatisé entre deux groupes de patients avec prothèses auditives (HG1: discrimination de mots monosyllabiques entre 15 et 50%; HG2: discrimination entre 0 et 10%) et deux groupes de patients avec implants cochléaires (CI1: implants monocanal extracochléaires 3M/Vienna; NUC: implants multicanaux intracochléaires Nucleus-22). Sous-tests: FM (voix féminine ou masculine), QS (question, dire), SI (identification de phrases), VM1/2 (voyelles position médiale, une et deux syllabes), VO8 (8 voyelles allemands précédés par /d/), CA1/2 (consonnes position initiale, une et deux syllabes), CM2 (consonnes position médiale, deux syllabes), CE1/2 (consonnes position finale, une et deux syllabes), C12 (12 consonnes allemandes en contexte /aCa/), NUM/FRE (test de Freiburg, nombres et monosyllabes).

dinateur de table. Un tel système est capable de simuler des pertes auditives de différents types afin qu'un locuteur normal a tout-à-fait l'impression d'une surdité spécifique. Des données audiométriques (les courbes isosonies par exemple) sont transformées en paramètres de traitement de signal. Par inversion des courbes de perte auditive une prothèse auditive modèle digitale (digital master hearing aid) peut être émulée directement (Barfod, 1978; Dillier, 1988). Fig. 6 montre l'analyse phonémique des confusions de consonnes de 3 sujets normaux qui ont été testés avec une perte auditive simulée illu-

strée en Fig. 2. Les signaux traités par le processeur de simulation ont été traités de nouveau par le même processeur mais avec des courbes de compression (l'inverse des courbes d'expansion utilisées pour la simulation). Donc la perte devrait être compensée et une audition plus au moins normale serait le résultat. L'inspection de la Fig. 6 montre que la plupart des erreurs phonémiques en conséquence de la perte simulée fût corrigée par la compression multibande. Les erreurs résiduelles (notamment pour les indices «frication» et «place de l'articulation») sont probablement causés par le bruit additionné à la parole.

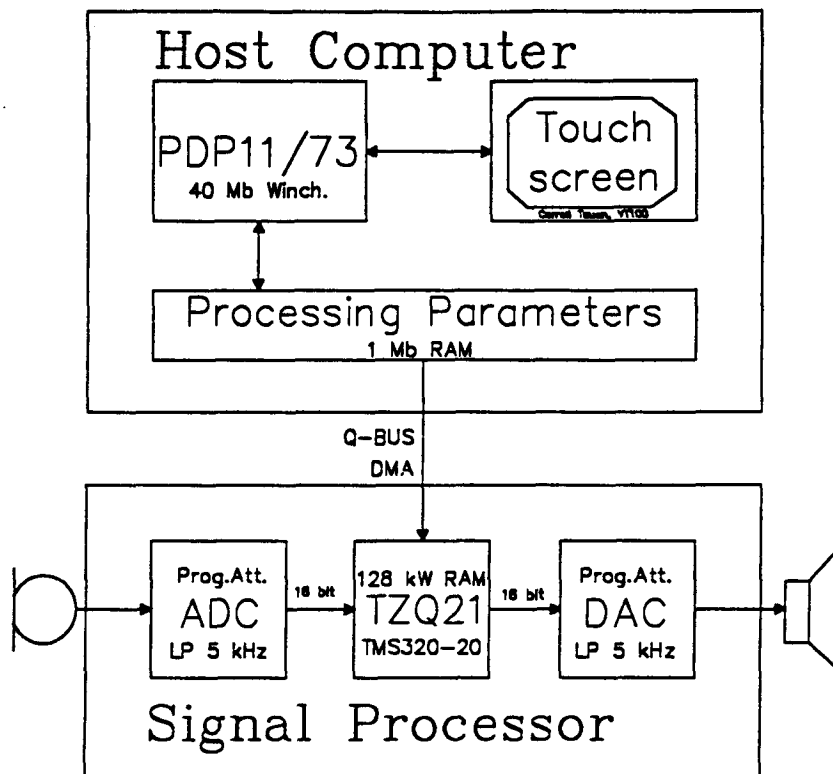


Fig. 5. - Prothèse auditive modèle digitale avec processeur de signaux special (TMS320-20) et ordinateur surveillant PDP11/73 avec écran sensitive à toucher. Audiométrie automatisée et simulation ou compensation d'une perte auditive.

Conclusions

Les utilisations d'un ordinateur dans le diagnostic audiométrique peuvent être classifiées grossièrement en ordre de complexité numérique croissante (et probablement de l'application successive en pratique):

- Stockage de données de measurements et présentation graphique, calculs statistiques.

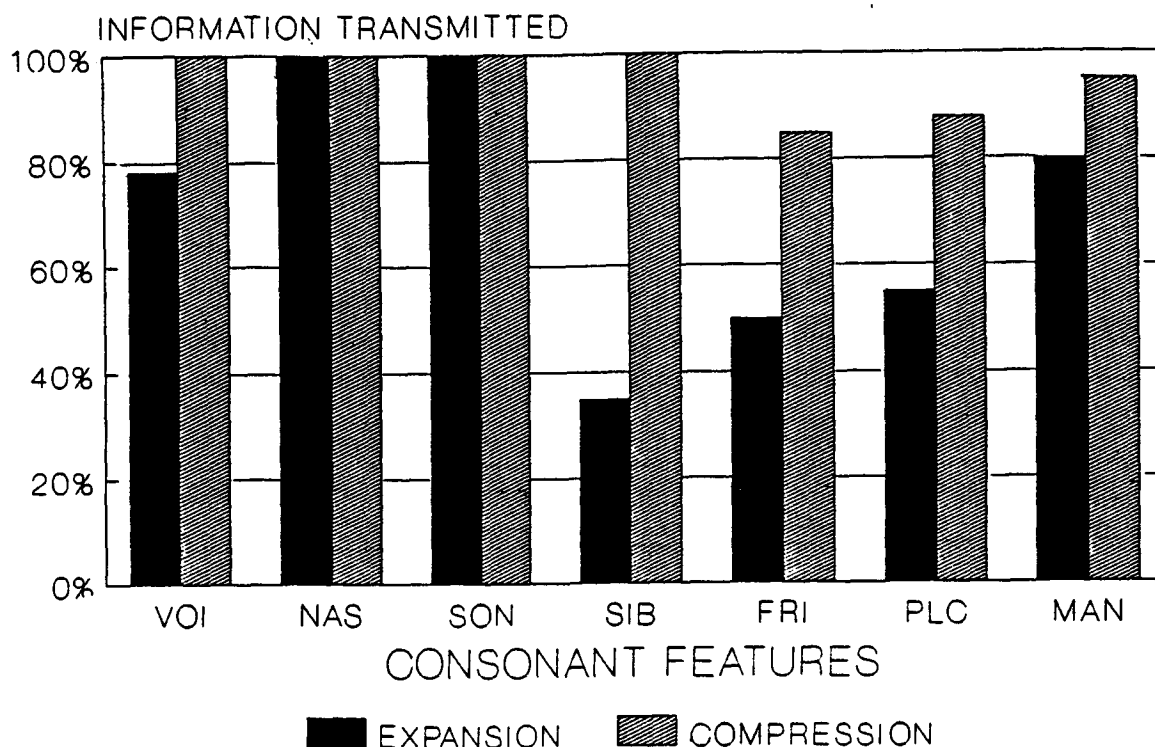
- Surveillance d'un expériment, tests logiques des données.

- Génération/modification de signaux de test en manière adaptive.

- Audiométrie vocale automatisée.

- Simulations d'une perte auditive an temps réel, compensation par prothèse auditive modèle.

En avenir, l'ajustement de prothèses numériques programmables va nécessiter des données audiométriques plus spécifiées et surtout supraliminales. D'autre part, la flexibilité de prothèses programmables va permettre des évaluations plus précises et variées en combinaison avec un ordinateur. L'intégration des différents échelons de diagnostic et de réglage d'appareil dans un seul processeur audiométrique de test et d'évaluation ouvre des possibilités tout-à-fait nouvelles et pour les spécialistes audiologiques et pour les patients sourds.



12 cons. (a/C/a), 48 trials, 3 subj

Fig. 6. - Simulation d'une perte sensorineurale et compression multibande par prothèse modèle chez des sujets normaux avec bruit masquant ajouté (relation signal/bruit 5 dB). Analyse des confusions phonémiques. Indices phonémiques: VOI: voicing, NAS: nasality, SON: sonorance, SIB: sibilance, FRI: frication, PLC: place of articulation, MAN: manner of articulation.

Remerciements

Ce travail a été effectué en collaboration avec l'institut de technique biomédical de l'école polytechnique fédérale (ETH) Zürich (Directeur: Prof. Dr. M. Anliker). La recherche est supportée par le fonds national suisse de la recherche scientifique (projets 4.875-0.85.18 et 4.876-0.85.18).

RESUMÉ

Les utilisations d'un ordinateur dans le diagnostic audiométrique et le degré de sophistication de la «hardware» constituant le système de test dépendent des besoins d'experimentation. Les applications pratiques peuvent être classifiées grossièrement en ordre de complexité numérique croissante: stocka-

ge de données de mesures et présentation graphique, calculs statistiques; surveillance d'un experiment, tests logiques des données; génération/modification de signaux de test en manière adaptive; audiométrie vocale automatisée; simulations d'une perte auditive en temps réel. compensation par prothèse auditive modèle.

Notre exposé est limité à l'audiométrie subjective avec des sujets coopératives. Des méthodes psychophysiques adaptatives à l'aide d'un ordinateur sont brièvement décrites qui permettent de réduire le temps de test et d'analyser les fonctions de l'oreille plus précisément que les procédés conventionnels. Un exemple de l'audiométrie vocale automatisée et des analyses de la transmission d'information seront donnés ensuite. Finalement un système de traitement de signal numérique en temps réel avec un microprocesseur extrêmement rapide et puissant est dé-

crit qui peut simuler une certaine perte auditive ou bien la compenser.

RIASSUNTO

L'uso del computer nella diagnostica audiometrica ed il grado di sofisticazione dell'hardware hanno portato alla necessità di elaborare una serie di test relativi alle necessità di sperimentazione. Le applicazioni pratiche possono essere, grossolanamente, in ordine di complessità numerica crescente: stoccaggio dei dati delle misurazioni e loro presentazione grafica, calcoli statistici; sorveglianza della sperimentazione, test logici dei dati; creazione/modificazione dei segnali dei test in maniera auditiva; audiometria coale automatizzata; simulazione di perdite uditive in tempo reale e compensazione mediante modelli di protesi uditive.

Gli AA. hanno limitato la loro osservazione all'audiometria soggettiva di soggetti cooperanti. Vengono descritti i metodi psicofisici utilizzabili con l'aiuto di un computer che permette di ridurre i tempi dei test e di analizzare le funzioni dell'orecchio in maniera più precisa di quella ottenibile con i metodi tradizionali. Viene riportato un esempio di audiometria vocale automatizzata e delle successive analisi delle informazioni trasmesse. Infine viene descritto un processing system digitale in tempo reale con microprocessore estremamente rapido che permette sia di simulare che di compensare un deficit uditivo.

BIBLIOGRAPHIE

- BARFOD J. (1978). Multichannel compression hearing aids: Experiments and consideration on clinical applicability. In: LUDVIGSEN C. and BARFOD J. (eds.): *Sensorineural hearing impairment and hearing aids, Scandinavian Audiology, Suppl. 6*, 315-340.
- DILLIER N. (1988). Programmable master hearing aid with adaptive noise reduction using a TMS320-20. *IEEE Proc. ASSP-A1*, 5:2508-2511.
- DILLIER N., SPILLMANN T. and DE MIN N. (1988). *Ten years experience with cochlear implants:*

- results with single and multielectrode systems*. In: BANFAI P. (ed.): *Cochlear Implants 1987*, Proc. International Cochlear Implant Symposium Dürren, Springer-Verlag (in press).
- ENGBRETSON A.M. - POPELKA G.R. and MORLEY R.E.. (1986). A digital hearing aid and computer-based fitting procedure. *Hearing Instruments* 37; 8-14.
- FITZGIBBONS P.J. (1984). Temporal gap resolution in masked normal ears as a function of masker level. *Journal of the Acoustical Society of America* 76; 67-70.
- FRACHET B, MABELLE G., BEUTTLER P., BOBIN S., BOUTET J.J. (1983). *L'informatique en O.R.L.* Librairie Arnette, Paris; 1-211.
- LEVITT H. (1986). A digital master hearing aid. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 23, 79-87.
- MARGOLIS R.H. (1985). Magnitude estimation of loudness III: Performance of selected hearing aid users. *Journal Speech and Hearing Research*, 28, 411-420.
- MOORE B.C.J. - GLASBERG B.R. and ROBERTS B. (1984). Refining the measurement of psychophysical tuning curves. *Journal of the Acoustical Society of America*, 76, 1057-1066.
- NORTHERN J.L. (1986). *The personal computer for speech, language, and hearing professionals*. Little, Brown and Company, Boston/Toronto.
- ORMEZANO Y. (1985). L'informatique et les explorations fonctionnelles en O.R.L. *Revue de Laryngologie* 106: 167-173.
- SPILLMANN T. and DILLIER N. (1986): Zur prothetischen Versorgung Resthöriger und Gehörloser: Vergleichende Untersuchungen zwischen Hörgerät und Cochlea-Implantat. *Sprache-Stimme-Gehör* 10: 136-139.
- TYLER R.S. (1979). Measuring hearing loss in future. *British Journal of Audiology* 13, 29-40.
- VERSCHUURE J. and BROCAAR M.P. (1986). Automation in audiometry. *Audiology in Practice* 3, 3-4.

Dr.sc.techn. N. DILLIER
 ORL-Klinik
 Universitätsspital
 CH-8091 Zürich
 Suisse