

Les Cahiers de L'AUDITION

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 21 - MAI/JUIN 2008 - N°3 - ISSN 0980-3482

01001010111110101
01001010111110101
01001010111110101

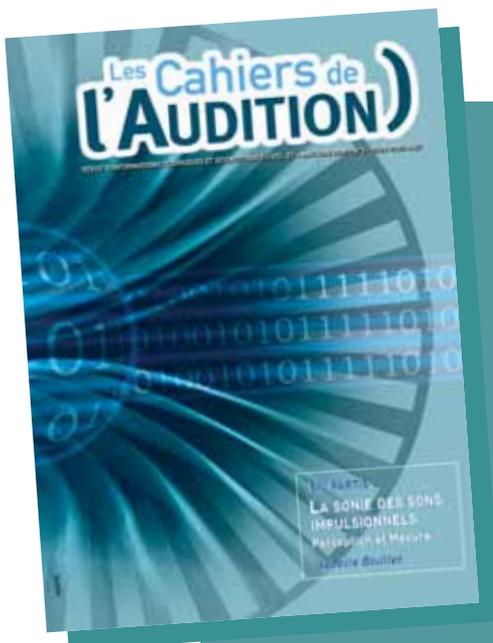
1^{ÈRE} PARTIE :

**LA SONIE DES SONS
IMPULSIONNELS**

Perception et Mesure

Isabelle Boulet

PUB



**PUBLICATION DE
LA S.A.R.L. GALATÉE.**

Gérant et directeur
de la publication :
Daniel Chevillard
12ter, Rue de Bondy
93600 Aulnay sous Bois
Tél : 01 48 68 19 10 - Fax : 01 48 69 77 66
soniclaire@infonie.fr

RÉDACTEUR EN CHEF
Professeur Paul Avan
Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri Dunant - BP 38
63001 Clermont Ferrand Cedex
Tél. : 04 73 17 81 35 - Fax : 04 73 26 88 18
paul.avan@u-clermont1.fr

RÉDACTEURS
François Degove
francois.degove@wanadoo.fr
Arnaud Coez - acoez@noos.fr
Assistante : C. Degove
5, avenue Maréchal Joffre
92380 Garches
Tél. 01 47 41 00 14

CONCEPTION - RÉALISATION
MBQ
32, rue du Temple - 75004 Paris
Tél. : 01 42 78 68 21 - Fax : 01 42 78 55 27
stephanie.bertet@mbq.fr

PUBLICITÉ
Christian Renard
50, rue Nationale - BP 116
59027 Lille Cedex
Tél. : 03 20 57 85 21 - Fax : 03 20 57 98 41
contact@laborenard.fr

SERVICE ABONNEMENTS
Editions Elsevier Masson SAS
62, rue Camille Desmoulins
92442 Issy-les-Moulineaux Cedex
Tél. : 01 71 16 55 55 - Fax : 01 71 16 55 88
infos@masson.fr
www.masson.fr/revues/cau

**DÉPÔT LÉGAL
À DATE DE PARUTION**
Mai/Juin. 2008 - Vol. 21 - N°3
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°CPPAP 0411 T 87 860

INDEXE DANS :
EMBASE / Excerpta Medica

Liste des annonceurs
AUDIOMETRI •
BELTONE • EMBOUT
FRANÇAIS • GN RESOUND •
NEWSON • JOCEP • OTICON
• PHONAK • SIEMENS •
STARKEY • UNITRON •
UNSAF • WIDEX ACIOUREX

Les Cahiers de l'Audition
déclinent toute responsabilité
sur les documents qui leur
sont confiés, insérés ou non.
Les articles sont publiés sous
la seule responsabilité
de leurs auteurs.

2 INSTRUCTIONS AUX AUTEURS

5 ÉDITORIAL

Paul Avan

6 DOSSIER

Première partie

La sonie des sons impulsionnels : Perception et Mesures

Isabelle BOULLET

40 VEILLE TECHNOLOGIQUE

45 RÉFLEXIONS

Congrès pédiatrique Phonak - Chicago

Vérification électro-acoustique de la compression fréquentielle
non linéaire

Danielle Glista, Susan Scollie, Marlene Bagatto, Richard Seewald

56 INFORMATIONS

XXV^{èmes} journées de la SSIPR

62 RÉPONSES AU QCM - EPU 2007

« L'appareillage de l'enfant »

64 LIVRES ET DOCUMENTS

Gérant : Daniel CHEVILLARD
Publicité : Christian RENARD
Conception-Réalisation : MBQ

RÉDACTION

Rédacteur en Chef :
Professeur Paul AVAN
Rédacteurs :
François DEGOVE & Arnaud COEZ

COMITÉ DE RÉDACTION

Audiologie Prothétique : techniques
d'appareillage, d'évaluation et de
contrôle de l'Adulte et de l'Enfant :
Arnaud COEZ
Thierry RENGLLET

Phonétique appliquée
& audiométrie vocale :
Frank LEFEVRE

Audiologie Médicale :
Professeur Paul DELTENRE
Docteur Jean-Louis COLLETTE

Audiologie Expérimentale :
Professeur Christian LORENZI
Stéphane GARNIER
Stéphane GALLEGRO

Orthophonie Education et Rééducation
de la Parole et du Langage :
Annie DUMONT

Veille Technologique :
Robert FAGGIANO

Veille Informatique :
Charles ELCABACHE

Dossiers, Documents,
Bibliographie & Communication :
Bernard AZEMA
Arnaud COEZ
François DEGOVE
Philippe LURQUIN
Benoît VIROLE

COMITÉ ASSOCIÉS

Comité de Lecture :
Au titre de la Société Française
d'Audiologie :
Président : Professeur Bruno FRACHET

Comité O.R.L. Audiophonologie :
Responsable : Professeur Alain ROBIER
Adjoints :
Professeur René DAUMAN
Docteur Dominique DECORTE
Docteur Christian DEGUINE
Docteur Olivier DEGUINE
Professeur Alain DESAULTY
Docteur Jocelyne HELIAS
Docteur Jacques LEMAN
Docteur Lucien MOATTI
Docteur Jean-Claude OLIVIER
Docteur Françoise REUILLARD
Professeur François VANEECLOO
Professeur Christophe VINCENT

Au titre de Présidents des Syndicats
Professionnels d'audioprothésistes :
Benoit Roy
Francine BERTHET
Frédéric BESVEL
Luis GODINHO

Au titre de Membres du Comité
Européen des Techniques Audiologiques :
Patrick VERHEIDEN
Herbert BONSEL
Franco GANDOLFO
Heiner NORZ

Au titre de Directeurs de
l'Enseignement de l'Audioprothèse :
Professeur Julien BOURDINIÈRE
Professeur Lionel COLLET
Professeur Pascale FRIANT-MICHEL
Professeur Alexandre GARCIA
Professeur Jean-Luc PUEL
Professeur Patrice TRAN BA HUY

Au titre de la Société Française
d'Audiologie :
Docteur Martine OHRESSER
Professeur Jean-Marie ARAN
Bernadette CARBONNIÈRE
Docteur Jean-Louis COLLETTE
Docteur Marie-José FRAYSSE
Professeur Eréa-Noël GARABEDIAN
Docteur Bernard MEYER
Docteur Sophie TRONCHE

Les Cahiers de l'Audition sont publiés sous l'égide scientifique du Collège National d'Audioprothèse

10, rue Molière 62220 CARVIN
Tél. : 03 21 77 91 24
Fax : 03 21 77 86 57
<http://www.college-nat-audio.fr/>

Président : Eric BIZAGUET
Premier Vice-Président :
Frank LEFEVRE
Deuxième Vice-Président :
Christian RENARD

Membres élus du Collège National
d'Audioprothèse :
Jean-Claude AUDRY
Bernard AZEMA
Jean BANCONS
Jean-Paul BERAHA
Hervé BISCHOFF

Geneviève BIZAGUET
Daniel CHEVILLARD
Arnaud COEZ
Christine DAGAIN
Ronald DE BOCK
François DEGOVE
Jacques DEHAUSSY
Jean-Pierre DUPRET
Thierry GARNIER
Eric HANS
Bernard HUGON
Jérôme JILLIOT
Stéphane LAURENT
Jean MONIER
Maryvonne NICOT-MASSIAS
Jean OLD
Georges PEIX
Xavier RENARD

Benoit ROY
Claude SANGUY
Philippe THIBAUT
Jean-François VESSON
Frédérique VIGNAULT
Alain VINET

Au titre de Membres Correspondants
étrangers du Collège National
d'Audioprothèse :
Roberto CARLE
Léon DODELE
Philippe ESTOPPEY
André GRAFF
Bruno LUCARELLI
Carlos MARTINEZ OSORIO
Juan Martinez SAN JOSE
Christophe SCHWOB

GÉNÉRALITÉS

Les travaux soumis à la rédaction des Cahiers de l'Audition sont réputés être la propriété scientifique de leurs auteurs. Il incombe en particulier à ceux-ci de recueillir les autorisations nécessaires à la reproduction de documents protégés par un copyright. Les textes proposés sont réputés avoir recueilli l'accord des co-auteurs éventuels et des organismes ou comités d'éthique dont ils ressortent. La rédaction n'est pas responsable des textes, dessins ou photos publiés qui engagent la seule responsabilité de leurs auteurs.

L'acceptation par la rédaction implique le transfert automatique des droits de reproduction à l'éditeur.

ESPRIT DE LA REVUE

De manière générale, Les Cahiers de l'Audition sont une revue d'informations scientifiques et techniques destinée à un public diversifié : audioprothésistes, audiologistes, orthophonistes ou logopèdes, médecins en contact avec les différents secteurs de l'audition (généralistes, neurologues, électrophysiologistes, ORL, etc...). Ce public souhaite une information qui soit à la fois à jour sur le plan scientifique et technique, et didactique. Le but des auteurs des Cahiers de l'Audition doit être de rendre accessible cette

information, même aux non-spécialistes de tel ou tel sujet. Bien que Les Cahiers de l'Audition n'exigent pas d'un article qu'il présente des données originales, l'article lui-même doit être original, c'est-à-dire ne pas avoir déjà été publié tel quel dans une autre publication sans l'accord explicite conjoint des auteurs et de la rédaction des Cahiers de l'Audition.

MANUSCRITS

Ils sont à fournir en deux exemplaires (1 original + 1 copie, complets à tous égards). La remise de manuscrits électroniques (disquettes 3 pouces 1/2, format Macintosh ou PC Word 5 ou Word 6) est vivement encouragée. Elle est destinée à l'imprimeur et ne dispense pas de l'envoi des 2 exemplaires « papier ». Ne pas faire soi-même de mise en page puisqu'elle sera faite par l'imprimeur.

Les schémas, dessins, graphiques doivent être ou des originaux ou des tirages bien contrastés, en trait noir sur papier blanc. Les tirages sur imprimante laser de qualité sont encouragés. Les diapositives de ces éléments ayant servi à une projection sont acceptées. L'encre bleue est prohibée pour des raisons techniques. Les photos doivent être de préférence des diapositives ou des tirages papier de grande qualité. Les illustrations doivent être référencées avec précision et leur emplacement souhaité dans le texte indiqué

approximativement, ainsi que la taille souhaitée (noter que 1 colonne de revue = 5,5 cm de large).

En cas de demande expresse, les documents seront retournés aux auteurs après impression.

Les manuscrits, rédigés en français, devront comporter en 1^{ère} page le titre de l'article, les noms des auteurs, leurs titres, leurs adresses, une table des matières et un résumé en français et en anglais indiquant brièvement le but général de l'article, les méthodes mises en œuvre et les conclusions proposées.

Le plan de l'article sera découpé en sections. La bibliographie ne sera pas forcément limitée à celle citée dans le texte : en effet, les auteurs peuvent rajouter quelques ouvrages de base dont ils recommandent la lecture à ceux qui souhaiteraient compléter leur information. Toutefois, l'usage extensif de références à des publications difficiles d'accès pour les lecteurs, ou trop spécialisées, n'est pas recommandé.

CHRONOLOGIE

Lorsque les auteurs ont été sollicités par un responsable de la rédaction, ils en reçoivent une confirmation écrite qui leur indique une date limite souhaitée pour la rédaction de leur article. Le respect de cette date est essentiel car il conditionne la régularité de parution de la revue. Lorsqu'un auteur

soumet spontanément un article à la revue, la chronologie est indiquée ci-dessous.

Les manuscrits une fois reçus seront soumis au comité de lecture qui pourra demander des modifications ou révisions avant publication. L'avis du comité de lecture sera transmis aux auteurs dans un délai ne dépassant pas 1 mois. La publication doit donc survenir au plus tard 2 mois après réception de l'article sauf cas de force majeure (qui pourrait rajouter un délai de 3 mois). Ces indications n'ont pas valeur de contrat et le fait de soumettre un article aux Cahiers de l'Audition sous-entend l'acceptation des conditions de publication.

Une fois l'article mis en page, l'imprimeur envoie les épreuves de celui-ci à l'auteur : ces épreuves doivent être renvoyées corrigées sous 3 jours. Les seules corrections admises portent sur ce qui n'a pas été respecté par rapport au manuscrit, ou sur la mauvaise qualité de la mise en page ou de la reproduction de figures. L'auteur ou l'équipe d'auteurs recevra 20 exemplaires gratuits du numéro de la revue où l'article est paru.

LES MANUSCRITS SONT À ADRESSER À

Professeur Paul AVAN
Les Cahiers de l'Audition
Laboratoire de Biophysique
Faculté de médecine, BP38
63001 Clermont-Ferrand
cedex, France

PUB



Les outils de réhabilitation des surdités neurosensorielles ont connu, depuis un peu plus d'une décennie, des progrès techniques énormes. De ce fait, pratiquement aucun enfant sourd ne sort plus du cadre d'une solution audioprothétique ou chirurgicale capable de lui donner un plein accès au langage oral. On peut le dire sans exagération, et, ce qui devrait être clair dans un débat mature, sans nier l'apport cognitif et culturel de modalités non auditives, ni perturber l'accès à ces modalités.

Notre propos n'est pas pour autant de dire que l'annonce d'un diagnostic de surdité pourrait être aussi banale que celle d'une myopie légère : nous doutons que ce soit jamais le cas, même lorsque les techniques biologiques de régénération des cellules sensorielles seront au point. La principale raison est une évidence pour nos lecteurs, elle résulte du lien particulier acoustique / audition / langage / cognition. Une raison presque aussi importante est que les appareils offrent des millions de combinaisons de réglages : l'une est probablement idéale, mais pas les autres, et un appareil n'est pas livré avec un mode d'emploi qui nous dise « tel audiogramme, donc tel réglage ». Ce mode d'emploi n'existera jamais car il devrait intégrer les particularités de chaque individu : pour ce bébé, quelle physiopathologie ? Quels câblages neuronaux ? Qui plus est, à quel âge l'enfant nous fournit-il un audiogramme, ne serait-ce que tonal ? Pour prendre un exemple provocateur, sur quels éléments audiologiques est-on capable d'affirmer que la solution pour un bébé entre six et onze mois est l'implant cochléaire (personne ne le fait en France...) ? Si ce n'est qu'un PEA fait « au plus simple », clics alternés au maximum du niveau de sortie de l'appareil, et quelques observations comportementales faites en respectant plus ou moins les méthodes rigoureuses (qui pourtant existent), on peut légitimement s'interroger.

Le dossier que nous propose Emily Markessis et l'équipe du laboratoire de Neurophysiologie Auditive de Paul Deltenre nous montre la voie qui devrait être suivie, celle qui consiste à donner toute sa place à l'électrophysiologie. Pour une fois, le propos de cet éditorial n'est pas de vous en résumer le contenu : pour nous, cher lecteur, la lecture exhaustive en est obligatoire. Aucune personne faisant de l'audiologie ou se destinant à en faire n'a le droit d'ignorer les notions que ce dossier nous enseigne de manière très pédagogique et abondamment illustrée. Certaines notions sont bien établies, mais trop souvent utilisées avec le parti pris d'omettre certaines étapes d'analyse dont l'équipe de Paul Deltenre a pourtant démontré la richesse sémiologique. Pour d'autres notions, en cours d'exploration, Emily Markessis et l'équipe de Paul Deltenre font partie des pionniers reconnus qui font progresser les explorations objectives auditives. Ils s'efforcent de nous montrer que ces explorations en devenir sont déjà performantes, et que le peu de complexité de leur mise en œuvre nous enlève une excuse pour les tenir à l'écart. La prescription et l'adaptation d'appareils de dernière génération, dont on justifie le prix par la performance, ne peut pas ne pas s'accompagner d'une exploration de l'audition qui soit à la hauteur.

L'autre article de ce numéro nous est proposé par Marion Plaze : imagerie cérébrale fonctionnelle (certes plus complexe que les outils dont nous venons de parler, mais en passe de devenir incontournable en physiologie de l'audition centrale), schizophrénie et hallucinations auditives. Loin d'être une digression (nous rencontrons après tout assez peu de schizophrènes dans nos métiers), cet article nous fait réfléchir à la connectivité intracérébrale nécessaire au langage, et mise en jeu sous une forme anormale dans le cas de schizophrénies sévères avec hallucinations auditives complexes (connectivité peut-être également mise en jeu anormalement dans le cas de surdités anciennes ou prélinguales, ou avec acouphènes ?). Comme par ailleurs il est très probable qu'un appareillage interagit avec cette connectivité, positivement ou négativement selon qu'il est réussi ou manqué, nous sommes bien dans le vif du sujet. Et peut-on essayer de comprendre l'appareillage du XXI^{ème} siècle avec des outils du passé ? Pour nous la réponse est définitivement non.

Paul Avan

PREMIÈRE PARTIE

LA SONIE DES SONS IMPULSIONNELS : PERCEPTION ET MESURES

RÉSUMÉ

La sonie, intensité subjective d'un son est un paramètre psychoacoustique primordial dans l'évaluation de la gêne et dans les études sur la qualité sonore. Il existe à l'heure actuelle des modèles qui estiment bien la sonie de sons stationnaires, tels ceux de Zwicker (1958) et de Moore et coll. (1997). D'autres modèles (Zwicker et Fastl (1999) et Glasberg et Moore (2002)) existent pour calculer la sonie en fonction du temps mais présentent certaines limites pour donner la sonie globale de sons non stationnaires et en particulier de sons impulsionnels. Le but de ce travail de thèse est d'étudier la sonie de sons impulsionnels afin de pouvoir en proposer un estimateur pour éviter de mettre en œuvre des tests psychoacoustiques longs et onéreux, seul moyen aujourd'hui de connaître précisément la sonie de tels sons. L'originalité de ce travail a été de s'intéresser à des sons impulsionnels possédant une attaque rapide, pas de palier et une décroissance de forme exponentielle. Le choix de ces sons est basé sur l'observation de sons naturels que nous avons pu recenser dans notre environnement sonore. Un premier algorithme (ESI) a été proposé pour calculer la sonie à partir de caractéristiques physiques du signal telles que l'énergie et le temps de descente. Nous avons déterminé les lignes isotoniques, les fonctions de sonie et l'intégration temporelle de sons impulsionnels pour, non seulement déterminer les rela-

tions entre la sonie et les paramètres physiques du signal (fréquence, niveau et durée), mais aussi tester les modèles et en déterminer les domaines d'application. Les résultats de nos recherches étant en partie dédiés au domaine industriel et à la métrologie, nous nous sommes principalement intéressés au niveau d'isotonie, exprimé en phones. En effet, cette unité est plus pratique car elle est plus proche du niveau de pression, exprimé en dB SPL ou en dB(A), utilisé plus fréquemment. Nous avons donc déterminé la méthode de mesure du niveau d'isotonie la mieux adaptée à nos types de sons. Ainsi, la méthode d'ajustement a été retenue parmi quatre autres méthodes, pour sa fiabilité, sa stabilité et sa rapidité. Toutes ces données ont contribué à déterminer des domaines d'application et des limites des modèles de sonie déjà proposés et de notre nouvel estimateur ainsi qu'à proposer un nouvel indice (Nimp), calculé à partir du modèle de Zwicker et Fastl (1999), pour donner une première approximation du niveau d'isotonie de sons impulsionnels.

SUMMARY

Loudness, the subjective intensity of a sound is a paramount psychoacoustic parameter in the evaluation of noisiness and in studies on sound quality. There are currently models which estimate correctly the loudness of stationary sounds, such as those of Zwicker

Isabelle BOULLET

Thèse de Doctorat
de l'Université de la
Méditerranée Aix-Marseille II

Soutenue le 17 juin 2005
devant la commission d'examen
composée de :

Michel BERENGIER
(LCPC, Nantes) - Président

Patrick BOUSSARD
(GENESIS, Aix en Provence)

Georges CANEVET
(LMA, Marseille) -
Directeur de thèse

Sabine MEUNIER
(LMA, Marseille) -
Co-directrice de thèse

Etienne PARIZET (INSA, Lyon) -
Rapporteur

Patrick SUSINI (IRCAM, Paris)

Reinhard WEBER
(Université d'Oldenburg,
Allemagne) - Rapporteur

(1958) and Moore and coll. (1997). Other models (Zwicker and Fastl (1999) and Glasberg and Moore (2002)) exist to calculate loudness as a function to time but present some limits in giving the total loudness of nonstationary sounds and in particular of impulsive sounds. The aim of this doctoral work is to study the loudness of impulsive sounds in order to propose an estimator of it to avoid running psychoacoustic tests, which are long and expensive, but are the only mean today for determining precisely the loudness of such sounds. The originality of this work is to be focussed on impulsive sounds having a fast attack, not stage and a decrease of exponential form. The choice of these sounds is based on the observation of natural sounds which are commonly found in our sound environment. A first algorithm (ESI) was proposed to calculate loudness from physical characteristics of the signal such as energy and decay time. We determined the equal-loudness contours, the loudness functions and the temporal summation of impulsive sounds not only to determine the relations between the loudness and the physical parameters of the signal (frequency, level and duration), but also to test the models and to determine their applicability. The results of our research being partly dedicated to the industrial field and metrology, we are mainly interested in the loudness level, expressed in phons. Indeed, this unit is more practical because it is closer to the sound pressure level, expressed in dB SPL or dB(A), used more frequently. Thus, we determined the method of measurement of the loudness level best suited to our types of sounds. Thus, the method of adjustment was chosen among four other methods, for being reliable, stable and quick. All these data contributed to determine applicability and limits of the already existing loudness models and our new estimator (ESI). These data also contributed to propose a new index (Nimp), calculated from the model of Zwicker and Fastl (1999), to give a first approximation of the loudness level of impulsive sounds.

INTRODUCTION

Bruits de transport, bruits de voisinage, bruits liés aux activités industrielles et commerciales... de nombreuses sources de bruit nous entourent. Le bruit est une des principales nuisances dont se plaignent les Français. A l'heure actuelle, un des moyens pour quantifier la gêne perçue est de déterminer le niveau de pression acoustique d'un signal, mesuré en décibels (Sound Pressure Level en anglais, d'où la notation de dB SPL qui sera fréquemment utilisée dans ce document). Mais si l'on s'intéresse au niveau sonore réellement perçu par l'être humain, alors cette mesure physique ne suffit plus. En effet, lorsqu'on entend un bruit, plusieurs phénomènes physiologiques, réalisés au niveau de notre système auditif (voir chapitre II), contribuent à cette intensité sonore que nous percevons et qui s'appelle la sonie.

La sonie est une grandeur subjective et s'exprime en sones. On parlera aussi dans ce qui suit de niveau d'isononie dont l'unité est le phone. L'échelle des phones est basée sur une échelle physique (voir paragraphe II-1).

En tant que grandeur subjective, la sonie est mesurée par des méthodes psychoacoustiques qui seront exposées dans le chapitre II. Pour évaluer la sonie, des grandeurs physiques ont été utilisées, comme le dB(A), en tenant compte des variations de la sensibilité de l'oreille en fonction de la fréquence. Le dB(A) ne tient pas compte d'autres phénomènes physiologiques, comme le masquage fréquentiel ou le fonctionnement de l'oreille comme un banc de filtres, et reste insuffisant pour estimer correctement la sonie. Il n'existe malheureusement pas à ce jour de modèle scientifique validé pour calculer la sonie globale de n'importe quel type de son, en particulier s'il est impulsionnel.

La détermination de la sonie, intensité subjective d'un son, est essentielle pour évaluer la gêne de signaux acoustiques. En effet, plusieurs études ont été recensées sur l'importance de la sonie dans l'évaluation de la gêne (Berglund, 1990 ; Parizet et coll., 1996 ; Meunier et Marchioni, 1998 ; Bouillet et Boussard, 2001). Parmi elles, celles réalisées sur des types de bruits spécifiques tels que des bruits de voisinage, des bruits de chantier ou encore des bruits de transport (trafic routier ou ferroviaire) ont confirmé que le niveau de gêne s'explique essentiellement par l'intensité perçue du bruit (Lévy-Leboyer, 1988). En ce qui concerne les signaux sonores impulsionnels, la sonie est encore admise comme un des facteurs importants du désagrément (Cops et Myncke, 1976). Nous donnons ici, à titre d'exemple, un résultat obtenu dans le cadre d'une étude que nous avons réalisée avec la société GENESIS (financée par l'ADEME pour le Ministère de l'Aménagement du Territoire et de l'Environnement) sur la gêne des bruits de chantier. Cette étude aussi a montré que la sonie est un facteur prédominant dans l'évaluation de la gêne.

Lors de cette étude, trente auditeurs ont réalisé deux types de tests dans la salle anéchoïque du Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique (LMA) du CNRS à Marseille. Le premier était une mesure de la gêne par une méthode de catégories sur une échelle continue à sept points (Guski, 1997). La tâche de l'auditeur était d'estimer la gêne occasionnée par un bruit de chantier en déplaçant un curseur sur une échelle continue allant de 1 à 7. Pour chaque bruit, le curseur était initialement placé sur 4 (la position 4 traduisait une position moyennement gênante). Le second test était une mesure de la sonie, par une méthode d'ajustement avec un son de comparaison de sonie connue (bande de bruit centrée sur 1 kHz de largeur 160 Hz). Dans ce test, l'auditeur entendait successivement le bruit de chantier (son test) dont le niveau restait fixe et le son de comparaison dont il pouvait modifier le niveau. La tâche de

l'auditeur consistait à ajuster la deuxième son (bande de bruit) pour qu'il ait la même sonie que le bruit de chantier. Ce test a aussi eu lieu dans l'autre sens, c'est-à-dire que ce n'était plus la bande de bruit qui avait un niveau variable (contrôlé par l'auditeur) mais le bruit de chantier, qui était alors présenté en second. La bande de bruit était présentée au niveau correspondant à celui du bruit de chantier estimé lors du premier test. Le niveau d'isonomie était la moyenne des niveaux d'isonomie obtenus pour chaque ordre de présentation.

La figure I-1 représente la gêne estimée en fonction du niveau d'isonomie de chacun des trente bruits de chantier. Le coefficient de corrélation entre la gêne estimée et le niveau d'isonomie mesuré par les auditeurs est de 0,95 (figure I-1). Cela montre que, pour les bruits de chantier, le niveau d'isonomie est un bon estimateur de la gêne.

Cependant, d'autres indicateurs psycho-acoustiques entrent en jeu lors de l'évaluation de la gêne. Par exemple, sur la figure I-1, les points entourés par l'ellipse « verticale » correspondent à des signaux de sonies voisines mais ayant procuré une gêne différente. Pour les bruits de même sonie, le plus gênant correspond à un bruit aigu (scie circulaire), celui du milieu (coups de marteaux) est

un bruit riche en basses fréquences et le moins gênant (entonnoir en fer pour couler le béton) est un bruit qui présente une énergie spectrale riche dans les moyennes fréquences. Ceci semblerait confirmer que, pour des bruits de sonies voisines, plus un bruit est aigu plus il est gênant d'une part, et que les sons graves sont moins gênants que les sons aigus mais plus gênants que les sons médiums d'autre part (Meunier et Marchioni, 1998). La gêne est cependant complexe à déterminer et dépend, en plus de la sonie, d'autres facteurs comme le timbre (acuité, rugosité), l'évolution temporelle (rythme de répétition d'impulsions) et la représentation cognitive d'un son.

La sonie est aussi un indicateur très influent dans les études sur la qualité sonore (Fastl, 1997 ; Ohta et coll., 1999). Par exemple, si on teste la qualité d'enceintes acoustiques, la sonie est une des dimensions mise en évidence lors d'un jugement de dissemblance (Gabrielson et Sjögren, 1979). Pour une analyse plus fine des dimensions reflétant une différence qualitative, il est important de réaliser des tests à sonie égalisée. Il est donc nécessaire de connaître la sonie des signaux testés.

La sonie a fait l'objet de nombreuses études, d'une part pour connaître les processus auditifs de sa formation et savoir de quels facteurs physiques elle

dépend, d'autre part pour déterminer des procédures expérimentales pour la mesurer et enfin pour pouvoir la calculer à partir d'algorithmes. Ces études ont, pour la plupart, été réalisées principalement sur des sons stationnaires et quasi stationnaires et des modèles de sonie ont été proposés pour ces types de sons. Ces vingt dernières années, l'intérêt des auteurs s'est porté plus particulièrement sur les sons non stationnaires et les recherches se sont intensifiées sur ce sujet avec la croissance des études sur la qualité sonore. Il existe aujourd'hui des modèles permettant de calculer la sonie en fonction du temps (Zwicker (1977) actualisé par Zwicker et Fastl (1999) et Galsberg et Moore (2002)) en tenant compte du masquage temporel. Ces auteurs préconisent aussi l'utilisation d'indices statistiques pour approcher la sonie globale, mais ces indicateurs ont aussi montré certaines limites. En ce qui concerne les sons de très courtes durées, cas particulier de sons non stationnaires, les études restent rares et il n'existe pas à ce jour de modèle de sonie validé pour ce type de sons pourtant très présents dans notre environnement sonore.

Mon travail de thèse a pour but de caractériser la perception du niveau sonore de sons de courtes durées (sons impulsionnels) et de contribuer à l'élaboration d'outils permettant le calcul fiable et rapide de la sonie.

Pour mener à bien ce projet nous nous appliquerons à faire un état de l'art (chapitre II) pour synthétiser les connaissances sur la sonie des sons impulsionnels et orienter nos axes de recherche. Par ailleurs, une description et une comparaison des modèles de sonie existants nous permettront de cerner les limites de ces modèles et ainsi de fixer ce que nous pourrions améliorer pour une meilleure estimation de la sonie des sons non stationnaires et en particulier des sons impulsionnels (deuxième partie).

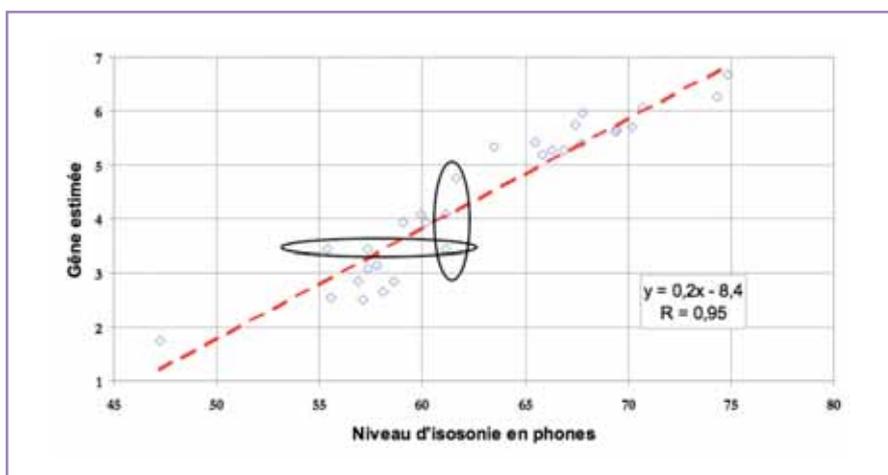


Figure I-1 : Chaque losange représente la gêne estimée en fonction du niveau d'isonomie mesuré d'un bruit de chantier. L'échelle de la gêne est une échelle continue (1 correspondant à « pas du tout gênant » et 7 : « extrêmement gênant ») (Boullet et Boussard, 2001).

Après avoir caractérisé d'un point de vue physique la forme générale des sons impulsionnels, nous introduirons un modèle de sonie pour ce type de sons que nous comparerons aux modèles existants (deuxième partie). Quatre méthodes de mesure de la sonie seront ensuite comparées pour différents types de sons (stationnaires, impulsionnels et train d'impulsions) pour déterminer celle qui présentera la variabilité la plus faible. La méthode ainsi retenue sera utilisée pour étudier les phénomènes bien connus en ce qui concerne la sonie des sons stationnaires, mais beaucoup moins concernant les sons impulsionnels, tels les fonctions de sonie, les lignes isosoniques et l'intégration temporelle. Enfin, il s'agira de faire une synthèse des modèles de sonie et de déterminer leurs domaines d'application selon différents critères qui pourraient être la durée, le niveau, la fréquence des sons ou encore le type de son (deuxième partie).

sonore (gain acoustique). Le son est filtré et chaque fréquence du spectre est plus ou moins amplifiée. Ce signal acoustique est ensuite transformé en vibrations mécaniques à l'intérieur de l'oreille moyenne (tympan, osselets, fenêtre ovale) qui joue le rôle d'adaptateur d'impédance pour éviter de trop grandes pertes d'énergie au passage dans l'oreille interne (cochlée). Ces vibrations sont alors transmises à l'intérieur de la cochlée jusqu'à la membrane basilaire, jouant le rôle d'analyseur spectral, où se passent des phénomènes responsables du masquage fréquentiel. La vibration mécanique est ensuite transformée en impulsions nerveuses à l'intérieur de l'organe de Corti par les cellules ciliées internes et externes. Cet influx nerveux est enfin transmis par le nerf auditif au cerveau et décodé par ce dernier.

Après ce rapide aperçu des différentes étapes parcourues par un son au travers du système auditif pour que nous l'entendions, nous allons nous appliquer à faire le point des connaissances sur la sonie. Dans un premier temps, un rapide rappel sera fait concernant les facteurs influençant la sonie des sons stationnaires. Ensuite, un point plus détaillé portera sur la sonie des sons impulsionnels. On abordera aussi la sonie

de sons de durées supérieures à quelques secondes. Et enfin nous décrirons les principales méthodes de mesure de la sonie.

II-1 La sonie des sons stationnaires

Depuis les années 1950, la sonie des sons stationnaires a fait l'objet de nombreuses études. Dans cette partie, nous allons en rappeler les principaux résultats.

La sonie s'exprime en sones, unité basée sur une échelle sensorielle établie à partir de méthodes directes (Stevens, 1956) qui consistent à demander aux auditeurs de choisir des nombres proportionnels à la sonie des sons présentés. Par convention, la valeur de 1 sonie est la sonie d'un son pur de 1000 Hz à 40 dB SPL. Un son de 2 sones est perçu deux fois plus fort qu'un son de 1 sonie. On peut aussi mesurer la sonie d'un son test par comparaison à un son pur de référence de 1000 Hz. On obtient alors le niveau d'isonomie en phones, qui est le niveau en dB SPL que doit avoir le signal de référence pour que les deux sons (son test et son de référence) aient la même sonie. L'échelle des phones, établie à partir de



LA SONIE : DE QUELS FACTEURS DÉPEND-ELLE ? COMMENT LA MESURE-T-ON ?

D'après la norme ISO 532 B (1975), la sonie est la désignation numérique de la force d'un son, en sones, proportionnelle à sa grandeur subjective estimée par des observateurs normaux. En d'autres termes, c'est le niveau sonore perçu d'un son. La sonie dépend essentiellement du niveau de pression sonore mais aussi de la fréquence et de la durée. La sonie d'un son est ainsi liée au fonctionnement de l'oreille. La figure II-1 représente le schéma du système auditif périphérique humain.

Un son est tout d'abord transmis à l'oreille externe. Le pavillon et le conduit auditif agissent sur l'amplitude de la vibration

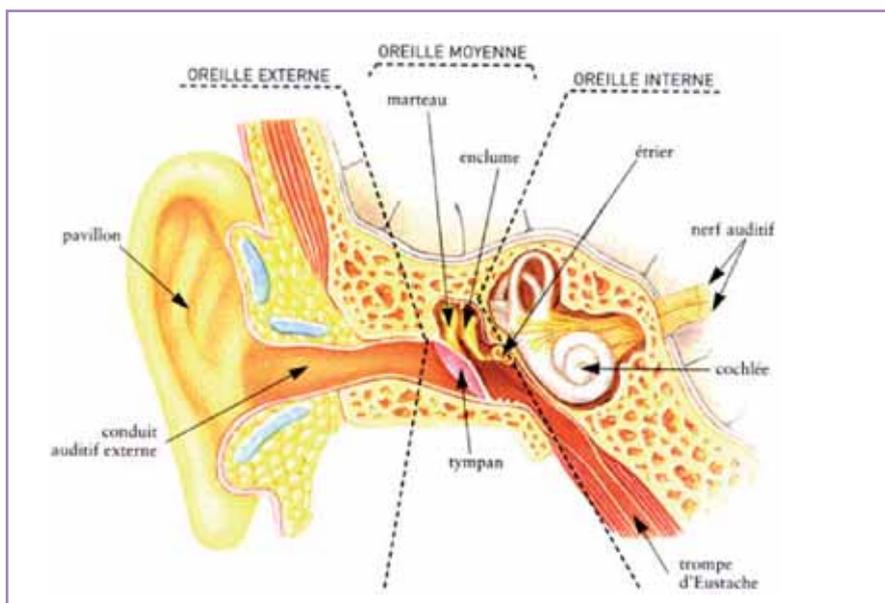


Figure II-1 : Schéma du système auditif périphérique. Le tympan est la limite entre l'oreille externe et l'oreille moyenne. La fenêtre ovale, sur laquelle s'appuie l'étrier, sépare l'oreille moyenne de l'oreille interne.

méthodes de comparaison (Fletcher et Munson, 1933), coïncide avec l'échelle des dB SPL pour un son pur de 1000 Hz (voir II-1.1).

II-1.1 Sonie en fonction de l'intensité

La sonie dépend essentiellement de l'intensité acoustique. La relation entre l'intensité et la sonie est appelée fonction de sonie. Elle a été établie expérimentalement par Stevens, en faisant estimer la sonie d'un son de 1000 Hz à différents niveaux de pression acoustique. La relation entre la sonie (S) en sones et la pression (P) en Pascals, ou l'intensité (I) ($I=P^2/\rho c$: avec ρ la densité de l'air et c la célérité du son dans l'air) en watts par mètre carré, est une simple fonction puissance pour des niveaux supraliminaires (relation II-1).

L'équation de la fonction de sonie d'un son pur de 1000 Hz, pour des niveaux d'isotonie supérieurs à 30 phones, est :

$$S \text{ (sones)} = k P^{0,6} = I I^{0,3} \text{ (II-1)}$$

Pour déterminer k, on pose $S=1$ sone à 40 dB SPL. Nous obtenons alors, si P est en micropascal, $k = I / (20 * 10^{40/20})^{0,6}$, soit $k = 0,01$.

La relation II-1 permet de calculer le niveau

d'isotonie à partir de la sonie. En effet, en prenant le logarithme de la sonie, multiplié par 20, nous pouvons écrire :

$$20 \log(S) = 20 \log(kP^{0,6}) \text{ (a)}$$

Si on considère P_0 la pression acoustique de référence et S_0 la sonie équivalente à cette pression, on obtient :

$$20 \log(S_0) = 20 \log(kP_0^{0,6}) \text{ (b)}$$

Soit, si on soustrait (b) à (a) :

$$20 \log(S) - 20 \log(S_0) = 0,6 * 20 \log((P/P_0))$$

$$(a)-(b)=(c)$$

$$\text{or } 20 \log((P/P_0)) = L$$

avec L le niveau de pression acoustique, égal au niveau d'isotonie pour un son pur de 1000 Hz.

Si $L=40$ dB SPL alors $S=1$ sone alors (par convention). La relation (c) devient :

$$20 \log(S_0) = -0,6 * 40$$

En introduisant la valeur de S dans la relation (c), on obtient :

$$20 \log(S)/0,6 + 40 = L \text{ (d)}$$

Si on pose 0,3 environ égal à $\log(2)$, la relation (d) devient :

$$10 \log(S)/\log(2) + 40 = L$$

$$\text{soit } L = 40 + 10 \log_2(S) \text{ (II-1')}$$

Pour des niveaux d'isotonie inférieurs à 30 phones, la sonie d'un son pur de 1000 Hz croît plus rapidement avec le niveau de pression acoustique que pour des niveaux supérieurs à 30 phones. La relation entre la sonie et la pression (ou l'intensité) dépend de la valeur de pression P_0 à partir de laquelle la sonie commence à croître. La relation II-1 a ainsi été proposée (Scharf, 1978) :

$$S \text{ (sones)} = k (P-P_c)^{0,6} = I (I-I_c)^{0,3} \text{ (II-2)}$$

Les constantes k et I dépendent de la fréquence. P_c est la valeur de la pression à partir de laquelle la sonie commence à augmenter effectivement (égal à 45 μPa à 1 kHz).

L'exposant de la fonction de sonie, étant égal à 0,6, une augmentation de 10 dB du niveau provoque un doublement de la sonie. Par exemple, si la sonie à 40 dB est de 1 sone, elle est de 2 sones à 50 dB, de 4 sones à 60 dB etc.

Pour des sons purs de fréquences différentes de 1000 Hz, la fonction de sonie diffère de celle définie par II-1. Par exemple, les fonctions de sonie de sons purs à 100 et 250 Hz commencent pour des niveaux plus élevés, puisque le seuil d'audition est plus élevé à ces fréquences, que la fonction de sonie à 1 kHz et rejoignent celle-ci pour

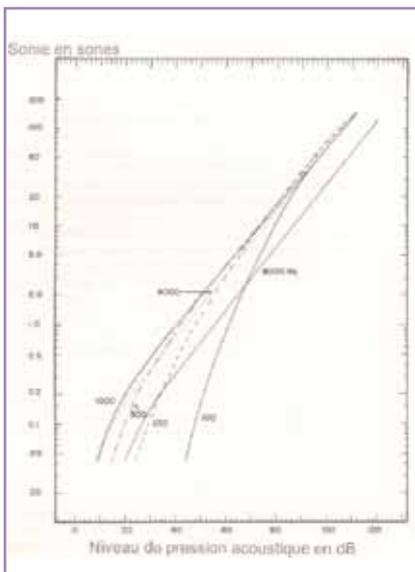


Figure II-2 : Fonctions de sonie de sons purs de plusieurs fréquences : 100, 250, 500, 1000, 4000 et 8000 Hz [D'après Scharf, 1978].

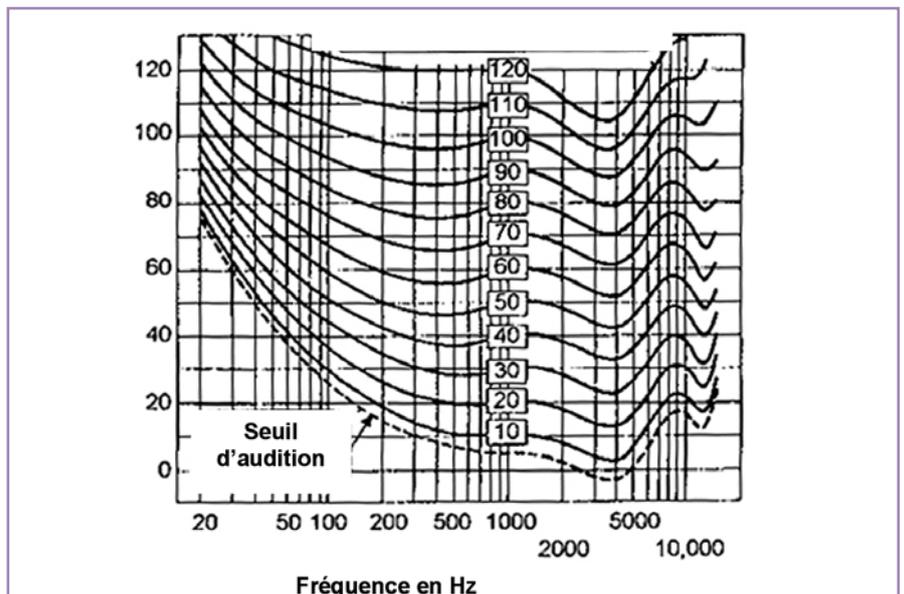


Figure II-4 : Lignes isotoniques [Robinson et Dadson, 1956]. L'échelle des phones coïncide avec l'échelle des dB SPL pour un son de 1000 Hz.

des niveaux supérieurs à 80 dB SPL. Pour les sons purs de fréquences supérieures à 1000 Hz, les fonctions de sonie sont quasi parallèles à celle du son pur à 1000 Hz mais avec des seuils différents (voir figure II-2).

Pour des sons plus complexes, un bruit blanc par exemple, la fonction de sonie n'est pas une fonction puissance du niveau en dB SPL (voir figure II-3). Pour des niveaux faibles, la sonie du bruit blanc croît plus vite que celle d'un son pur de 1 kHz, alors que pour des niveaux supérieurs à 60 dB SPL elle croît moins vite en fonction du niveau en dB SPL.

II-1.2 Sonie en fonction de la fréquence

Les variations de la sonie avec la fréquence peuvent être observées sur la figure II-4. La courbe en pointillés représente la courbe du seuil d'audition en champ libre. Chaque ligne représente le niveau que doit avoir un son pur pour conserver une sonie constante en fonction de la fréquence. Par exemple, un son pur à 100 Hz de 50 dB a la même sonie qu'un son pur de 1 kHz à 40 dB, soit un niveau d'isonomie de 40 phones. Dans le cas des sons complexes, la sonie dépend aussi de la largeur spectrale

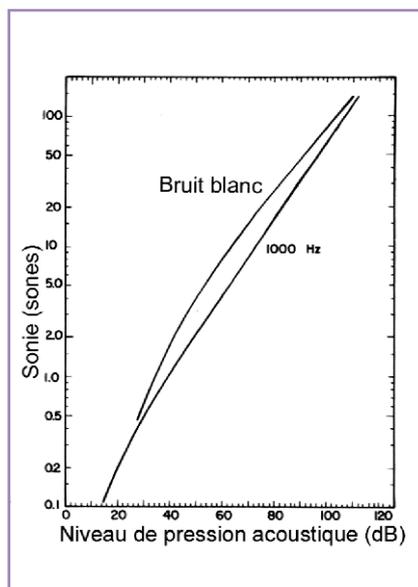


Figure II-3 : Fonctions de sonie d'un son pur de 1000 Hz et d'un bruit blanc [D'après Scharf, 1978].

du son. À intensité constante, la sonie augmente avec la largeur spectrale. Mais cette augmentation n'apparaît que lorsque la largeur dépasse une certaine valeur dépendant de la fréquence. Cette largeur spectrale est appelée bande critique. La notion de bande critique modélise le mécanisme de filtrage de l'oreille interne. La figure II-5 illustre à ce sujet un résultat classique de Zwicker et Feldtkeller (1981) sur la sonie d'une bande de bruit en fonction de sa largeur spectrale.

II-1.3 La sonie en fonction de la durée

La sonie augmente régulièrement lorsque la durée du son augmente, de quelques millisecondes jusqu'à une valeur critique, appelée durée critique, qui varie de 50 à 400 ms selon les auteurs. Ce phénomène est appelé intégration temporelle (voir paragraphe II-2.2-a et chapitre V). Au-delà de cette durée critique et jusqu'à des durées de plusieurs secondes, la sonie reste constante. Au-delà de plusieurs secondes, on pourra observer, dans certains cas, une diminution de la sonie avec la durée pour des sons d'amplitude constante. Ce phénomène est appelé adaptation simple (voir II-3.1).

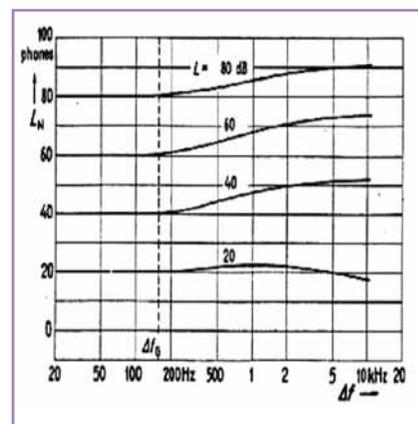


Figure II-5 : Niveaux d'isonomie de bandes de bruit centrées sur 1 kHz, en fonction de leurs largeurs spectrales et pour diverses valeurs du niveau de pression acoustique global L. La ligne verticale en pointillés situe la limite d'une bande critique à 1 kHz [Zwicker et Feldtkeller, 1981] et correspond à 160 Hz.

II-2 La sonie des sons impulsionsnels

II-2.1 Définition

La norme NF (S31-010, décembre 1996) définit un bruit impulsional comme un « bruit consistant en une ou plusieurs impulsions d'énergie acoustique, ayant chacune une durée inférieure à environ 1 s et séparée(s) par des intervalles de temps de durée supérieure à 0,2 s ». Cette définition reste imprécise et est encore discutée. Une description de sons impulsionsnels « naturels » dans le chapitre IV permettra d'affiner cette définition. Le terme « son impulsional naturel » est opposé à « son impulsional de synthèse ».

II-2.2 Facteurs influençant la sonie des sons impulsionsnels

Pour des sons de durée inférieure à la durée critique, la sonie augmente avec la durée des sons. Cela peut s'expliquer par le fait que l'oreille se comporte comme un intégrateur d'énergie. Cependant des expériences ont montré qu'à énergie constante, il peut aussi apparaître des variations de sonie. La sonie d'un son impulsional peut être différente d'un autre son impulsional plus long mais de même énergie. Il faut donc, en plus de la quantité d'énergie, s'attacher à rechercher ce qui, dans la forme, modifie la perception des bruits impulsionsnels (Rumeau M., 1980). D'autres facteurs sont alors à prendre en compte pour le calcul de la sonie des bruits impulsionsnels. On présente dans cette partie une synthèse des travaux réalisés sur les facteurs qui influencent la sonie des sons impulsionsnels.

a) Influence de la durée

L'intégration temporelle de la sonie a été étudiée par un grand nombre d'auteurs. Tous sont d'accord pour dire que la sonie augmente avec la durée du stimulus, à amplitude constante, pour des durées inférieures à la durée critique.

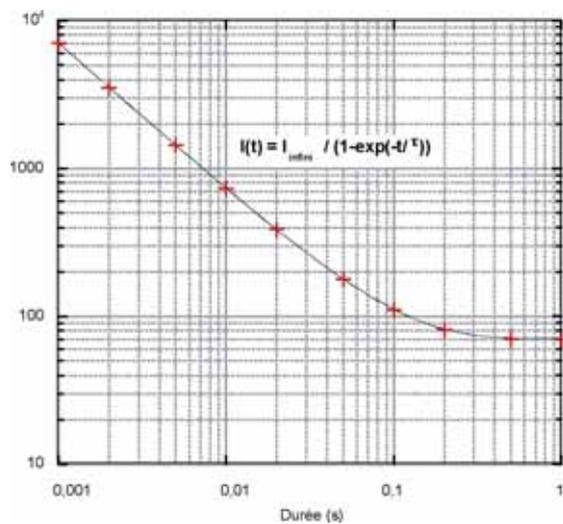


Figure II-6 : Représentation graphique de la relation II-3. En ordonnée est représentée l'intensité sonore que doit avoir un son court pour maintenir une sonie constante en fonction de la durée. Les valeurs de l'intensité sonore sont arbitraires. La durée varie de 0 à 1 seconde. Ici τ vaut 0,1 seconde.

En dessous de la durée critique et selon certains auteurs, la relation entre la sonie et la durée peut être décrite par une fonction exponentielle (Pedersen et coll., 1977). Plomb et Bouman (1959) ont proposé une équation pour décrire la relation entre l'intensité d'un son bref et l'intensité d'un son long (relation II-3) pour maintenir une sonie constante lorsque la durée du son court varie (figure II-6) :

$$I(t) = I_{\infty} / (1 - e^{-t/\tau}) \quad (\text{II-3})$$

où $I(t)$ est l'intensité sonore d'un son bref nécessaire pour maintenir une sonie constante lorsque la durée varie, I_{∞} l'intensité asymptotique d'un son de durée longue, t la durée du stimulus et τ la constante de temps qui caractérise le processus d'intégration.

D'autres auteurs ont modélisé l'intégration temporelle par trois fonctions puissance dont l'exposant change selon l'intervalle de temps ($m=1,5$ pour $t < 20$ ms ; $m=1$ pour $20 \text{ ms} < t < 100 \text{ ms}$ et $m=0,5$ pour $t > 100$ ms, selon Green et coll. (1957)) :

$$I(t) \cdot t^m = C \quad (\text{II-4})$$

où $I(t)$ et t ont la même signification que précédemment, C est une constante et m est l'exposant de la fonction puissance qui caractérise la décroissance de l'intensité

avec la durée pour maintenir une sonie constante (Green et coll., 1957).

Des différences entre les résultats apparaissent quand il s'agit de déterminer la constante de temps τ et la durée critique, durée à partir de laquelle la sonie d'un son d'amplitude constante ne dépend plus de sa

durée. En effet, les valeurs de la constante de temps diffèrent de 23 ms (Niese, 1959) à 120 ms (Boone, 1973). La durée critique, quant à elle, est comprise entre 15 ms (Small et coll., 1962) et 500 ms (Ekman et coll., 1966) selon les auteurs (voir Scharf, 1986). Pour comprendre les écarts entre les valeurs, d'une étude à l'autre, de la constante de temps et de la durée critique, il est important de savoir comment ces deux constantes ont été calculées, par quelle méthode la sonie a été mesurée, quels stimuli ont été testés et avec combien d'auditeurs les tests ont été réalisés.

Une première méthode pour estimer la durée critique consiste à ajuster deux droites. Une des droites correspond à l'ajustement des points expérimentaux pour lesquels la sonie décroît avec la durée, et l'autre correspond à la droite asymptotique correspondant à la sonie d'un son long. La figure II-7 représente le niveau que doit avoir un signal bref, selon sa durée, pour être de même sonie qu'un signal long de référence de 60 dB (Port, 1963). On comprendra que l'ajustement des droites n'est pas toujours très rigoureux si la valeur asymptotique de la sonie n'est pas clairement atteinte et cela peut entraîner des différences dans l'évaluation de la durée critique.

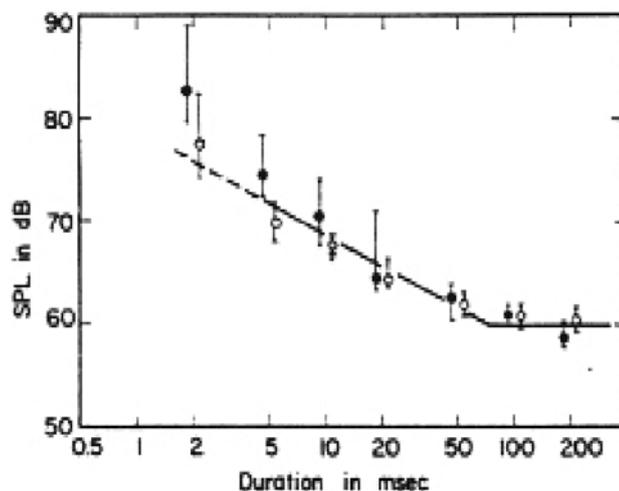


Figure II-7 : Variation du niveau de pression d'une bande de bruit de 1/3 d'octave nécessaire pour maintenir une sonie constante en fonction de la durée du bruit (Port, 1963). Les niveaux d'isononie ont été obtenus par une méthode d'ajustement. Les ronds pleins représentent un ajustement du son court par rapport au son long (bruit bande étroite de 1,2 s) et les cercles un ajustement du son long pour avoir la même sonie que le son court. La durée critique est ici de 70 ms.

Une autre manière d'étudier l'intégration temporelle est de calculer la constante de temps τ (inférieure à la durée critique) en ajustant les données expérimentales par une fonction exponentielle (relation II-3). Par contre, la relation entre la durée critique et la constante de temps n'est pas clairement définie par les auteurs. En effet, ces derniers utilisent soit la durée critique soit la constante de temps pour décrire l'intégration temporelle, sans préciser ce qu'ils entendent exactement par ces deux termes. Il est donc difficile de préciser, d'après la littérature, le rapport qu'il existe entre les deux. Nous reviendrons sur ce point dans le chapitre III.

Une divergence des résultats pourrait s'expliquer, selon certains auteurs (Stephens, 1974 ; Florentine et coll., 1996), par l'utilisation de méthodes différentes pour la mesure de la sonie. Les principales méthodes utilisées sont la méthode d'ajustement, la méthode d'estimation directe et la méthode des limites. Cependant, nous pensons que les différences des valeurs de la sonie mesurée, selon la méthode, changeront éventuellement en valeurs absolues mais ne changeront que très peu en valeurs relatives (voir chapitre III). La grande divergence des résultats ne peut donc sans doute pas s'expliquer de manière significative par l'utilisation de plusieurs méthodes de mesure de la sonie mais peut être plus par des conditions expérimentales différentes.

D'après Pedersen et ses collaborateurs (1977), il est difficile de comparer les sonies d'un son bref et d'un son long car leurs timbres peuvent être très différents. Reichardt (1970) a proposé que la durée du son de comparaison soit au plus égale à deux fois la durée du son test.

Un des points importants qui différencie les études les unes par rapport aux autres est le type de signaux étudiés. Notons d'une part que l'ensemble des stimuli testés par les différents auteurs avaient des durées comprises entre 0,5 ms et 1s. Cependant, les durées étudiées ne variaient pas toujours entre les mêmes valeurs. Le nombre de points expérimentaux, pour lesquels la sonie ne varie plus avec la durée à amplitude constante, peut alors influencer l'ajustement de la droite asymptotique et entraîner une mesure différente de la durée critique. D'autre part, l'enveloppe temporelle de la quasi-totalité des sons de synthèse étudiés était en forme de créneaux. Cependant, pour une même fréquence testée, l'enveloppe temporelle (voir figure II-8) pouvait avoir des temps de descente et de montée plus ou moins courts, selon les études (de 0 ms à plusieurs centaines de ms). La forme de l'enveloppe temporelle, et en particulier la forme de l'attaque et de la décroissance, peut entraîner un étalement spectral avec l'apparition de transitoires, pour des durées d'attaque très courtes, et produire ainsi une augmentation de la sonie pour une même structure fine (Garner, 1949).

Ceci est un paramètre important à prendre en compte dans le jugement de la sonie de sons d'amplitude constante en fonction de la durée. C'est aussi un facteur de divergence dans les résultats obtenus pour la mesure de la durée critique et le calcul de la constante de temps.

Un autre paramètre pouvant expliquer les différentes valeurs de la durée critique et de la constante de temps est le nombre de sujets ayant réalisé les tests (trois d'après Miller (1948) et jusqu'à trois cent quatre-vingt-un d'après Pedersen et ses collaborateurs (1977)). Reichardt (1965) a montré qu'il y avait effectivement une grande variabilité interindividuelle. Reichardt et Niese (1970) ont réalisé des tests avec un groupe de cinquante sujets qu'ils ont ensuite divisé en six groupes de dix dont deux étaient communs à chaque groupe. La constante de temps variait alors pour les six groupes de 30 ms à 100 ms et était de 50 ms pour le groupe des cinquante sujets. Garner (1949) a observé, en plus d'une variation interindividuelle, que pour certains sujets il n'y avait pas d'effet significatif de la durée sur la sonie d'un son pur de 1000 Hz dont la durée variait de 10 à 500 ms. La différence avec un autre groupe (avec les mêmes conditions expérimentales), pour lequel la sonie augmentait avec la durée, était d'autant plus marquée que le niveau de pression acoustique était plus élevé. Il n'y a pas d'explication précise de l'auteur sur ce phénomène. On peut supposer que certains auditeurs se basent sur la sonie maximum, correspondant à l'amplitude crête (constante), pour ajuster le niveau du son comparaison.

Malgré toutes ces variabilités, on peut synthétiser quelques résultats. Il a été établi que la durée critique dépend de la fréquence et de l'intensité. D'après Stephens (1974), la durée critique diminue pour des sons de haute fréquence et pour des niveaux élevés. Mais, si cette influence a souvent été montrée dans le cas d'études pour des niveaux proches du seuil, elle ne l'a pas été systématiquement pour des niveaux supraliminaux (Watson et Gengel, 1969 ; Cavé et Chocholle, 1979).

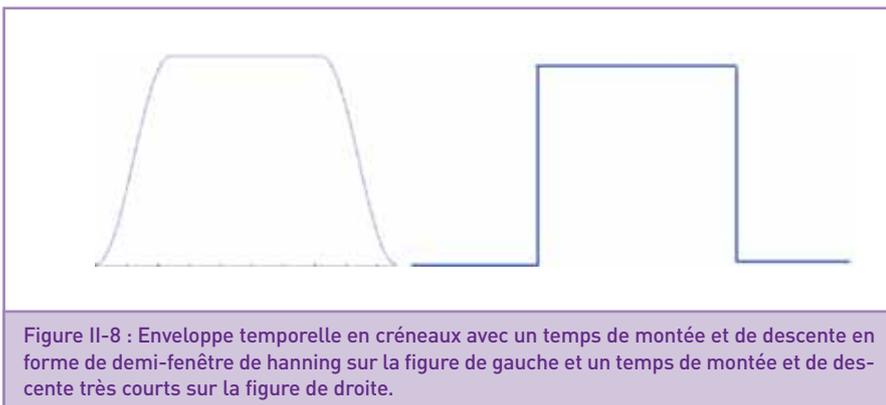


Figure II-8 : Enveloppe temporelle en créneaux avec un temps de montée et de descente en forme de demi-fenêtre de Hanning sur la figure de gauche et un temps de montée et de descente très courts sur la figure de droite.

Tous ces paramètres tels que l'enveloppe temporelle, la méthode de mesure de la sonie, la durée du son de comparaison, la variabilité interindividuelle, la méthode de calcul de la constante de temps ou la mesure de la durée critique sont autant de facteurs entraînant une grande divergence concernant la valeur de la constante de temps et de la durée critique.

b) Influence de l'énergie totale d'une impulsion

Les résultats d'études concernant l'influence de l'énergie (intensité x temps) sur la sonie sont divergents. Scharf (1978) a résumé les résultats obtenus sur seize études.

Selon les études, on trouve que la sonie est constante lorsque la durée augmente jusqu'à la durée critique quand :

- (1) l'énergie est constante (l'intensité décroît de façon inversement proportionnelle à la durée)
- (2) l'énergie diminue (l'intensité décroît plus vite que la durée)
- (3) l'énergie augmente (l'intensité décroît moins vite que la durée)

C'est-à-dire que l'intensité décroît plus ou moins rapidement avec la durée, jusqu'à la durée critique, pour maintenir une sonie constante.

En d'autres termes, pour des sons d'énergie constante, la sonie de sons dont la durée augmente peut, soit être constante (cas 1), soit augmenter (cas 2), soit diminuer (cas 3). Ces différents résultats sont contradictoires et peuvent dépendre des conditions expérimentales. Meunier et Rabau (2002) ont montré qu'à faible niveau, la relation entre la sonie et l'énergie correspond au cas (3) et à fort niveau au cas (1).

c) Influence du temps de montée

A amplitudes crêtes égales, la sonie des sons dépend de leur temps de montée : les sons semblent moins forts lorsque le temps

de montée est plus long. L'influence du temps de montée ne se fait sentir qu'à partir de durées supérieures ou égales à 0,3 ms selon Ross et al. (1968), et 1,5 ms pour Gustaffson (1974). La durée du temps de montée influe sur la largeur spectrale du signal. Plus le temps de montée est court, plus la largeur spectrale s'étale et la sonie est plus forte. L'augmentation de la sonie avec la largeur spectrale pourrait être due à la multiplicité des contributions nerveuses à la réponse auditive. Une baisse d'environ 3 phones a été observée lorsque le temps de montée varie de 0,025 à 1 s pour des sons large bande (Vigran et coll. 1964). Takeshima et coll. (1988) ont trouvé une diminution de 3 phones lorsque le temps de montée augmente de 0 à 100 ms.

d) Influence du niveau crête

On a vu que l'oreille se comporte comme un intégrateur d'énergie ayant une certaine constante de temps, qui serait comprise entre 23 et 120 ms selon les études. C'est pour cela que la sonie de sons courts augmente régulièrement lorsque leur durée croît. Le niveau crête a une influence, due à l'inertie du système auditif, sur la durée nécessaire à l'établissement complet de la réponse auditive (50 à 150 ms) lorsque le seuil d'audibilité est nettement dépassé (Rumeau, 1980). C'est-à-dire que le temps d'intégration de l'oreille est plus petit lorsque le seuil d'audibilité est nettement dépassé.

e) Influence du contenu spectral

De la même manière que pour les sons stationnaires, la fréquence est un paramètre important dont la sonie dépend.

Plusieurs auteurs ont déterminé les lignes isosoniques pour des sons de 20 ms (Chocholle et Saulnier, 1976 ; Kato et coll., 1993 et Masaoka et coll., 2001). Ces auteurs ont trouvé une similarité de ces lignes isosoniques avec l'allure générale de celles de sons stationnaires.

Cependant, pour Chocholle, le niveau d'un son impulsionnel doit être plus élevé pour avoir la même sonie qu'un son stationnaire. Masaoka et coll. (2001) ont observé que l'augmentation du niveau de pression des sons impulsionnels par rapport aux niveaux de pression de sons stationnaires, pour un même niveau d'isotonie, varie avec la fréquence. On peut noter un écart d'environ 10 dB, entre le niveau de pression d'un son impulsionnel et d'un son stationnaire, pour les sons de haute fréquence (supérieure à 12,5 kHz). Nous développerons dans le chapitre IV l'influence du contenu spectral pour des sons impulsionnels.

Le problème avec l'étude des sons impulsionnels est que, pour des très courtes durées, ils ont un spectre large. D'un point de vue acoustique, il serait important que la durée du son permette l'établissement d'au moins une période. Cela voudrait dire que si on veut étudier l'influence de la fréquence à partir de 20 Hz, il ne serait pas souhaitable de travailler avec des sons de durées inférieures à 50 ms. Inversement, si on veut étudier des sons de durée très courte, 10 ms par exemple, la fréquence la plus basse devrait être de 100 Hz pour que le signal acoustique soit constitué d'au moins une période (Chocholle et Saulnier, 1976). Mais ce n'est pas aussi simple d'un point de vue du traitement du signal. La largeur spectrale dépend de l'enveloppe du signal temporel. Par exemple, si l'enveloppe temporelle est une fenêtre de Hanning de 20 ms, la largeur spectrale à -31 dB est d'environ 187 Hz. On notera que cette valeur est supérieure à la largeur d'une bande critique à 1 kHz (Masaoka et coll., 2001). La sonie de sons courts est plus faible que celle de sons de même fréquence mais de durée plus longue (intégration temporelle). Cependant, l'élargissement spectral au-delà de la bande critique, pour des signaux de 20 ms (fenêtre de Hanning) dont la structure fine est un son pur de fréquence inférieure à 1 kHz, rend le signal plus perceptible. On pourrait alors observer un aplatissement des lignes isosoniques pour des sons très courts de fréquences inférieures à 1 kHz (voir chapitre IV).

Il sera important, dans l'étude de sons impulsifs, de connaître précisément l'enveloppe temporelle et de pouvoir déterminer l'élargissement spectral (par rapport à la structure fine de remplissage) qu'elle peut entraîner.

D'après les études que nous avons pu recenser, les principaux facteurs influençant la sonie des sons impulsifs sont donc la durée, l'énergie, le contenu fréquentiel, le niveau crête, le temps de montée.

II-3 Sonie des sons stationnaires et non stationnaires de durée moyenne ou longue

Ce paragraphe ne fera pas l'objet d'un développement très approfondi, mais il était toutefois important de citer trois phénomènes qui caractérisent la sonie des sons stationnaires de plusieurs secondes (adaptation de sonie) et des sons évolutifs dans le temps (effet de mémoire, décrutement).

II-3.1 Adaptation de sonie

Pour des sons d'intensité constante, dont la durée dépasse largement la durée critique (de plusieurs secondes), la sonie peut décroître dans le temps. Ce phénomène n'a lieu que dans certaines conditions. Le niveau du son doit être proche du seuil, environ 30 dB SL ou moins. On utilise le dB SL (Sensation Level) pour donner le nombre de dB au-dessus du seuil d'audition. Le phénomène d'adaptation est d'autant plus marqué que la fréquence des sons est plus élevée (Canévet et coll., 1981). Ce phénomène s'appelle l'adaptation simple et dépend du niveau, de la fréquence mais aussi de l'âge de l'auditeur. Par exemple, pour un son pur de 4000 Hz à 10 dB SL la sonie (pour des auditeurs adultes) diminue environ de moitié après 20 s d'écoute et peut être dix fois plus petite après 70 s d'écoute.

II-3.2 Sonie de séquences sonores (effet de mémoire)

En ce qui concerne les sons non stationnaires de plusieurs secondes (ambiances sonores urbaines par exemple), la sonie globale dépend du déroulement temporel des variations de la sonie instantanée. Des études ont été réalisées sur des séquences sonores pour développer des méthodes d'évaluation continue de la sonie (Kuwano et Namba (1985), Weber (1991) et Susini et McAdams (2000)). Susini (1999) met en avant que la sonie dépend alors des émergences d'événements sonores dans une séquence et d'un effet de mémoire à court terme. Une séquence sonore aura une sonie globale d'autant plus élevée que les pics de sonie seront situés plus près de la fin de la séquence.

Pour calculer la sonie globale d'une séquence sonore, il faudra prendre en compte non seulement les émergences de niveau (Kuwano et Namba (1985), Fastl (1991)), mais aussi leur position dans la séquence et leur durée (Susini et coll., 2002).

II-3.3 Décrutement

Les sons non stationnaires peuvent varier en amplitude de différentes manières. Un cas particulier concerne les sons continûment croissants ou décroissants. Ce type de signaux pourrait correspondre à des sons d'instruments de musique (amortissement de la corde de piano), des sons industriels (différentes vitesses d'exécution de machines) ou encore une montée (ou une descente) en régime d'un moteur. Pour ce type de sons, la sonie varie au cours du temps. Cependant, la sonie finale d'un son variant de x dB à $x-n$ dB est moins élevée que la sonie d'un son à $x-n$ dB. Ce phénomène est appelé décrutement (Canévet et coll., 2003).

Le phénomène inverse, appelé surcrutement, peut aussi se produire mais la différence de sonie est moins importante que pour le décrutement.

II-4 Mesure de la sonie

Plusieurs méthodes sont utilisées couramment et maîtrisées depuis de nombreuses années pour mesurer la sonie des sons stationnaires. Parmi les méthodes de mesure de la sonie existantes, nous allons présenter les plus fréquemment utilisées :

- la méthode d'estimation de grandeur sans référence (Stevens, 1955)
- la méthode d'ajustement décrite par exemple par Gescheider (1985)
- la méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles (2AFC-2I) du type 2down-1up et 2up-1down (Jestead, 1980)
- la méthode adaptative à poursuites multiples (Buus et coll., 1997).

a) Méthode d'estimation de grandeur

La méthode d'estimation de grandeur sans référence consiste à demander aux auditeurs d'estimer la sonie d'un son en donnant un nombre (réel positif) de son choix proportionnel à la sonie. Le sujet se fixe alors sa propre échelle, souvent liée à la sonie du premier son présenté.

Plusieurs estimations d'un même son, présenté aléatoirement dans une séquence de plusieurs sons, peuvent être demandées. Cela permet de vérifier la cohérence des réponses. Le fait de présenter les sons dans un ordre aléatoire différent pour chaque sujet permet d'atténuer un biais dû à l'effet du son qui précède le son jugé. C'est-à-dire que si le son $n-1$ est plus fort que le son n , le sujet aura tendance à juger la sonie du son n plus grande que si le son $n-1$ était moins fort.

Dans certains cas on donne au sujet un son de référence. Cette référence est le premier son de la série, auquel est attribuée une valeur, 10 par exemple. Si le son suivant paraît 2 fois plus fort alors le sujet attribuera 20 comme estimation de la sonie de ce son. Tous les autres sons seront (en principe) jugés par rapport à cette référence.

b) Méthode d'ajustement

La méthode d'ajustement consiste à présenter en alternance un son de comparaison et le son dont on cherche à mesurer la sonie (son test). L'auditeur doit ajuster le niveau du son de comparaison, à l'aide d'un potentiomètre par exemple, de manière à ce qu'il ait la même sonie que le son test. Le son de comparaison est fréquemment un son pur de 1 kHz ou une bande de bruit centrée sur 1 kHz de largeur inférieure à 160 Hz car leur niveau en dB SPL est égal au niveau d'isotonie en phones.

Le niveau du son de comparaison, au départ du test, est fixé aléatoirement au-dessus ou au-dessous du niveau d'isotonie probable du son test. Ceci évite un biais dû à une approche ascendante ou descendante systématique du niveau d'isotonie du son test.

L'ajustement a lieu avec deux sens de présentation (son test suivi du son de comparaison et son de comparaison suivi du son test), permettant de s'affranchir d'une erreur systématique due à un ajustement unilatéral. En effet, il peut y avoir une surestimation ou une sous estimation (Scharf, 1961) lorsque l'on présente les deux sons toujours dans le même ordre. Ainsi, une fois le son test est présenté en premier, une autre fois c'est le son de comparaison qui est présenté en premier.

La moyenne des deux ajustements du niveau du son de comparaison permet de connaître directement le niveau d'isotonie en phones du son test.

c) Méthode adaptative

Lors d'une mesure du niveau d'isotonie par une méthode adaptative, l'auditeur entend le son test suivi du son de comparaison ou l'inverse, avec une probabilité égale. La tâche est alors d'indiquer lequel des deux sons est le plus fort. La variation du niveau du son de comparaison dépend de la réponse de l'auditeur lors de l'essai précédent.

Une méthode adaptative se caractérise par des inversions successives de variation du niveau du son de comparaison, variations dites up-down dans la littérature de langue anglaise. L'un des critères d'inversion le plus fréquemment utilisé pour la méthode adaptative (critère « 2down-1up ») consiste à réduire le niveau du son de comparaison après deux réponses consécutives identiques (par exemple, son de comparaison plus fort) et à le relever après que l'auditeur ait répondu que le son test est plus fort. Les pas de réduction ou d'augmentation du niveau sont au départ assez grand (en général 5 dB) puis diminuent (2 dB) après la deuxième inversion du niveau.

Cette méthode fait converger le niveau du son de comparaison vers une valeur pour laquelle il est jugé plus fort que le son test dans 71 % des essais (Levitt, 1971). Ainsi, la procédure fournit une estimation du niveau pour lequel le son de comparaison est perçu « juste plus fort » que le son test (Schlauch et Wier, 1987). Une séquence s'arrête au bout de n inversions (six en général) et le seuil est calculé en faisant la moyenne des niveaux aux x dernières inversions (quatre le plus souvent). On peut réaliser pour chaque son plusieurs mesures de seuil (3 dans la plupart des cas). Le niveau d'isotonie « juste plus fort » est alors la moyenne des trois valeurs des seuils obtenus.

Le principe de la procédure 1down-2up est le même que celui de la méthode adaptative à choix forcé du type 2down-1up mais les règles de variation du niveau du son de comparaison sont inversées. Cette méthode permet d'obtenir le niveau d'isotonie « juste moins fort ».

En faisant la moyenne des valeurs du niveau d'isotonie obtenues avec les méthodes 2down-1up et 1down-2up on obtient le niveau d'isotonie. Obtenir le niveau d'isotonie par cette méthode permet d'obtenir un résultat plus stable que si on utilisait la méthode adaptative 1down-1up (Gelfand, 1998).

d) Méthode adaptative à poursuites multiples

Le principe de la méthode adaptative à poursuites multiples (Buus et coll., 1997) est le même que celui de la méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles du type 2down-1up et 2up-1down mais au lieu de suivre une seule séquence (pour un seul son), plusieurs séquences sont mélangées (correspondant aux différents sons tests).

A chaque essai, la paire de sons est choisie aléatoirement parmi une des séquences. De manière générale, la fin d'une séquence a lieu après la sixième inversion. Une moyenne sur les quatre dernières inversions est alors calculée. Buus et ses collaborateurs proposent de renouveler cette opération trois fois.

De même que pour la méthode adaptative « à poursuite unique », la moyenne des valeurs du niveau d'isotonie obtenues avec les méthodes 2down-1up et 1down-2up permet d'obtenir le niveau d'isotonie.

Les quatre méthodes que nous venons de présenter brièvement sont couramment utilisées pour mesurer la sonie de sons stationnaires. Elles le sont aussi pour mesurer la sonie de sons impulsionnels. Cependant, ces méthodes ont montré leurs limites pour les sons non stationnaires de durées longues (Fastl, 1991 ; Susini, 1999). Nous ne développerons pas ici les méthodes élaborées pour ce type de signaux (voir Susini, 1999 et Susini et coll., 2002).

II-5 Conclusion

Nous avons présenté quelques points importants des recherches sur la sonie des sons stationnaires et non stationnaires de plusieurs secondes de manière générale et sur la sonie des sons impulsionnels de manière plus précise. La sonie dépend essentiellement du niveau mais aussi de la durée ou du contenu spectral des sons.

En ce qui concerne la sonie des sons impulsionnels, ces facteurs sont toujours présents et importants mais l'énergie, le temps de montée ou encore le niveau crête interviennent aussi. La plupart des études

sur les sons impulsionnels ont été réalisées sur des stimuli dont l'enveloppe temporelle était en forme de créneau. On a pu observer des divergences importantes dans les résultats concernant la mesure de la durée critique et le calcul de la constante de temps. Des comparaisons entre les résultats obtenus pour des sons stationnaires et des sons impulsionnels concernant les lignes isotoniques ont aussi été faites et les auteurs ne sont pas non plus unanimes.

Pour des sons de durée plus longue dont le niveau varie continûment au cours du temps, des effets particuliers ont été montrés comme le phénomène de décroissement. Les expériences réalisées sur le décroissement indiquent que la sonie globale est plus grande pour les sons de niveau croissant que pour les sons de niveau décroissant. Sur des séquences sonores de plusieurs secondes, dans lesquelles le niveau varie au cours du temps, des effets de mémoire ont aussi été démontrés, ainsi qu'une influence de la position d'émergences du niveau sur le jugement global de la sonie.

A l'heure actuelle, le seul moyen de connaître précisément la sonie est de réaliser des tests psychoacoustiques. Il existe cependant des modèles pour la calculer et s'en approcher. Quels sont ces modèles, quels en sont les principes et estiment-ils correctement la sonie pour n'importe quel type de son ? C'est ce que nous allons développer dans le chapitre suivant.

III COMPARAISON DE MÉTHODES DE MESURE DU NIVEAU D'ISOSONIE POUR DES SONS STATIONNAIRES, DES SONS IMPULSIONNELS ET DES TRAINS D'IMPULSIONS

Après avoir décrit les différents modèles de sonie existants et avoir proposé un nouvel estimateur de sonie d'impulsion (ESI), nous nous sommes intéressés aux différentes méthodes expérimentales de mesure du niveau d'isotonie pour différents types de sons.

A notre connaissance, peu d'études ont été réalisées sur la comparaison des méthodes dans le but de déterminer celle qui présentera le meilleur compromis entre précision, rapidité et fiabilité pour mesurer la sonie ou le niveau d'isotonie (Marvit et coll., 2003). Il est important, pour la métrologie, de connaître la méthode de mesure du niveau d'isotonie la mieux adaptée selon le type de son.

Cette nouvelle étude a donc trois objectifs : le premier est de connaître les avantages et les inconvénients de chaque méthode ; le deuxième est de déterminer la méthode la plus appropriée en fonction du type de sons et de la précision désirée afin d'obtenir une référence fiable autour de laquelle construire l'estimateur de sonie ; le troisième est de définir l'erreur maximale acceptable par le modèle de sonie.

Lors de cette étude, nous avons comparé quatre méthodes de mesure de la sonie. Les deux premières sont fréquemment uti-

lisées. Il s'agit de la méthode d'estimation de grandeur sans référence (Stevens, 1956) et de la méthode d'ajustement (Gescheider, 1985). La troisième procédure testée est la méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles (2AFC-2I) du type 2down-1up et 2up-1down (Jestead, 1980). La dernière méthode a été proposée par Buus et ses collaborateurs (1997) pour éviter certains biais présents dans d'autres méthodes adaptatives. Il a utilisé une méthode adaptative à poursuites multiples (Buus et coll., 1997).

III-1 Méthode

III-1.1- Stimuli

Les sons ont été classés en trois groupes, décrits dans les tableaux III-1, III-2 et III-3. Chaque groupe représente une catégorie de sons. Nous avons étudié neuf sons stationnaires, dix sons impulsionnels et dix trains d'impulsions. La moitié des signaux constituant notre banque d'échantillons sonores a été enregistrée et l'autre moitié synthétisée. Les enregistrements ont été effectués dans la salle anéchoïque du laboratoire.

a) Sons stationnaires

Les sons stationnaires ont été synthétisés à partir de sons purs et d'une bande de bruit centrée sur 1 kHz (lignes 1 à 3 du tableau III-1) ou enregistrés (six dernières lignes du tableau III-1). Les conditions d'enregistrement sont décrites dans le paragraphe III-2.1.

b) Sons impulsionnels

Les sons impulsionnels que nous avons utilisés présentent tous la même forme, c'est-

Nom du son	Description	Niveau en dB SPL	Durée totale
Sta S1	bande de bruit centrée sur 1 kHz de largeur 40Hz	60,5	1 s
Sta S2	Son pur 200 Hz	77,9	1 s
Sta S3	Son pur 4000 Hz	70,9	1 s
Sta E1	Cailloux versés	59,5	1 s
Sta E2	Moto au ralenti	61,6	1 s
Sta E3	Perceuse	59,3	1 s
Sta E4	Vélo en roue libre	62,3	1 s
Sta E5	Note jouée à la flûte	66,8	1 s
Sta E6	Moto au ralenti	41,7	1 s

Tableau III- 1 : Description des neuf sons stationnaires utilisés dans l'étude.

à-dire un temps de montée rapide (< 5 ms), pas de palier, et un temps de descente plus ou moins long (de 3 à 71 ms). Les impulsions ont été soit synthétisées à partir d'un bruit blanc et d'un son pur de 1 kHz, soit enregistrées.

c) Trains d'impulsions

Les trains d'impulsions de synthèse, notés TimpS sont construits à partir d'une impulsion répétée (ImpE1) à son identique à une fréquence de n impulsions par seconde (quatre impulsions par seconde pour le son TimpS1, six pour le son TimpS2, dix pour les sons TimpS3 et TimpS5 et vingt pour les sons TimpS4 et TimpS6). Trois sons de l'environnement (brise-roche hydraulique, coups de marteau sur du fer et coups de marteau sur du béton) ont été enregistrés. Dans le tableau III-3 sont présentés les différents sons étudiés avec leur nom, leur niveau crête, leur description et leur durée.

Le son TimpE1 est constitué de vingt-cinq coups de brise-roche hydraulique (avec une fréquence de huit par seconde). Le son TimpE4 est constitué du même nombre de coups et avec la même fréquence de répétition, mais il est restitué à un autre niveau.

Dans le son TimpE2 deux impulsions sont présentées avec une fréquence d'une impulsion par seconde. Cinq impulsions constituent le son TimpE3 dont la fréquence de répétition est de trois impulsions par secondes.

III-1.2- Auditeurs

Les tests ont été réalisés par quatorze auditeurs (cinq femmes et neuf hommes) âgés de 25 à 58 ans dans la salle anéchoïque du laboratoire. La moitié des auditeurs n'avaient pas d'expérience particulière en matière de tests psychoacoustiques. Tous les auditeurs avaient une audition normale.

III-1.3- Dispositif expérimental

Le principe du montage expérimental pour les tests de mesure de la sonie était le même pour toutes les méthodes testées. Les fichiers sons étaient convertis en signal analogique à l'aide d'une carte son Oros. Le niveau des sons variait à l'aide d'un atténuateur programmable Wilsonics (model PATT). Les sons étaient restitués par une enceinte Génélec (type I031A) dans la salle anéchoïque du laboratoire.

III.1.4- Procédures

Dans ce paragraphe, nous décrivons les tâches des auditeurs lors des mesures du niveau d'isotonie. Le principe de chaque méthode est décrit au paragraphe II-4. Chaque test est divisé en trois parties, chacune consacrée à un type de son. Ainsi, chaque auditeur a passé neuf tests (trois méthodes et trois types de sons). Tous les tests ont été réalisés dans la salle anéchoïque du laboratoire.

Avant de continuer, il est important de définir deux termes, « son test » et « son de comparaison », qui seront utiles dans la description des tests psychoacoustiques mis en place à l'exception de la méthode d'estimation de grandeur. Le son test est le son dont on veut connaître la sonie. Le son de comparaison est celui dont on connaît a priori la sonie, et dont le niveau peut être modifié. En pratique, nous avons choisi une bande de bruit centrée sur 1 kHz, de largeur 120 Hz, donc inférieure à la largeur d'une bande critique (160 Hz) et d'un ERB (130 Hz) à 1 kHz. Lorsqu'il y a égalité des sonies, le niveau du son de comparaison correspond au niveau d'isotonie du son test. La durée du son de comparaison est de 1 seconde pour les sons stationnaires et les trains d'impulsions. Pour les sons impulsionnels, nous avons choisi un son de comparaison de 500 ms car il est plus facile d'ajuster le son de comparaison lorsque la durée de celui-ci est plus courte (Pedersen et coll., 1977).

a) Méthode d'estimation de grandeur sans référence (notée EST)

Dans ce test, les sons, présentés dans un ordre aléatoire différent pour chaque auditeur, étaient répétés 3 fois chacun. L'auditeur estimait la sonie de chaque son en donnant un nombre de son choix proportionnel à la sonie. Pour chaque série de sons, un son de sonie connue (son pur de 1kHz à 80 dB SPL soit 16 sonies) était présent pour pouvoir normaliser les estimations de sonie des quatorze auditeurs.

Ce test durait environ 3 minutes pour 10 sons.

Nom du son	Description	Niveau crête en dB SPL	Durée totale
ImpS1	Sinus de 1 kHz	89,9	95 ms
ImpS2	bruit blanc	84,6	285 ms
ImpS3	bruit blanc	79,2	40 ms
ImpS4	bruit blanc	69,6	100 ms
ImpS5	bruit blanc	79,6	285 ms
ImpE1	Choc entre 2 pierres	77,7	30 ms
ImpE2	Claquement de doigt dans la bouche	83,5	45 ms
ImpE3	Claquement de langue	70,0	10 ms
ImpE4	Bouchon de champagne	76,0	100 ms
ImpE5	jouet clic-clac	88,2	3 ms

Tableau III-2 : Description des dix sons impulsionnels utilisés dans l'étude.

Nom du son	Description	Niveau en dB SPL	Durée totale
TimpS1	4 impulsions / s	62,7	1 s
TimpS2	6 impulsions / s	67,7	2 s
TimpS3	10 impulsions / s	82,7	2 s
TimpS4	20 impulsions / s	67,7	2,5 s
TimpS5	10 impulsions / s	59,7	2 s
TimpS6	20 impulsions / s	77,7	2,5 s
TimpE1	Brise roche hydraulique	75	3,8 s
TimpE2	Coups de marteau sur fer	84,5	1,5 s
TimpE3	Coups de marteau sur béton	65	2,3 s
TimpE4	Brise roche hydraulique	65	3,8 s

Tableau III-3 : Description des dix trains d'impulsions utilisés dans l'étude.

b) Méthode d'ajustement (notée AJUST)

L'auditeur entendait successivement le son test et le son de comparaison. Un silence de 300 ms séparait les deux sons. Chaque paire de sons était séparée de 400 ms. La tâche de l'auditeur consistait à ajuster le niveau du son de comparaison de manière à ce qu'il ait la même sonie que le son test. L'auditeur pouvait faire varier, à l'aide d'un boîtier de commande, le niveau du son de comparaison de plus ou moins 5,2 ou 1 dB. La paire de sons était présentée sans arrêt jusqu'à ce que le sujet ait terminé l'égalisation. Une nouvelle paire lui était alors présentée. Les différents sons étaient présentés dans un ordre aléatoire, différent pour chaque auditeur. Le niveau du son de comparaison, au départ du test, était fixé aléatoirement au-dessus (environ + 15 dB) ou au-dessous (environ -15 dB) du niveau d'isotonie probable du son test (des tests ayant été faits au préalable pour avoir une première évaluation des niveaux). Ceci évite un biais dû à une approche ascendante ou descendante systématique du niveau d'isotonie du son test.

Le même test était répété, mais le son de comparaison était cette fois présenté en premier. Réaliser le test d'égalisation dans les deux sens permet de compenser le biais qui est de juger le plus souvent le son présenté en second plus fort.

Ce test durait environ 20 minutes pour 10 sons pour obtenir le niveau d'isotonie final.

c) Méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles de type 2down-1up et 2up-1down (notée 2I - 2AFC)

Dans ce test, l'auditeur entendait le son test suivi du son de comparaison ou l'inverse, avec la même probabilité. Les deux sons étaient séparés par 300 ms de silence. La tâche de l'auditeur était d'indiquer lequel des deux sons était le plus fort. Le niveau du son de comparaison, au départ du test, était présenté environ 15 dB au-dessus ou au-dessous du niveau d'isotonie probable du son test (respectivement pour 2down-1up et 2up-1down).

La procédure 2down-1up fait converger le niveau du son de comparaison vers la valeur pour laquelle il est jugé plus fort que le son test dans 71 % des essais (Levitt, 1971). Ainsi, la procédure fournit une estimation du niveau pour lequel le son de comparaison est perçu « juste plus fort » que le son test (Schlauch et Wier, 1987). Une séquence s'arrêtait à la sixième inversion et on calculait le seuil en faisant la moyenne des niveaux aux quatre dernières inversions. Pour chaque son, trois mesures de seuil étaient réalisées. Le niveau d'isotonie « juste plus fort » était alors la moyenne des trois valeurs des seuils obtenus. Cette opération a été effectuée pour tous les sons, présentés dans un ordre aléatoire.

Le principe de la procédure 1down-2up est le même que celui de la méthode adaptative 2down-1up. Cette méthode permet d'obtenir le niveau d'isotonie « juste moins fort ».

En faisant la moyenne des valeurs du niveau d'isotonie obtenues avec les méthodes 2down-1up et 1down-2up on obtient le niveau d'isotonie. Obtenir le niveau d'isotonie par cette méthode permet d'obtenir un résultat plus stable qu'avec la méthode adaptative 1down-1up (Gelfand, 1998).

Ce test durait environ deux fois 40 minutes (en moyenne 4 minutes par son) pour 10 sons.

d) Méthode adaptative à poursuites multiples (notée Mult 2I-2AFC)

Le principe de cette méthode est le même que celui de la méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles du type 2down-1up et 2up-1down mais au lieu de suivre une seule séquence, plusieurs sons sont mélangés et donc plusieurs séquences sont alors simultanées. Pour les sons stationnaires ainsi que pour les trains d'impulsions nous avons mélangé quatre sons. Pour les sons impulsionnels, leurs durées étant plus courtes, nous avons mélangé cinq sons. Nous avons alors fait deux tests de cinq sons dont un son était commun aux deux tests.

A chaque essai, la paire de sons était choisie aléatoirement parmi les séquences qui n'étaient pas déjà finies. La fin d'une séquence avait lieu après la sixième inversion. Nous calculions alors une moyenne sur les quatre dernières inversions. Cette opération avait lieu trois fois comme pour la méthode 2AFC-2I.

De même que pour la méthode adaptative, la moyenne des valeurs du niveau d'isotonie obtenues avec les méthodes 2down-1up et 1down-2up permet d'obtenir le niveau d'isotonie.

Une série de quatre sons se terminait au bout de 40 minutes environ. Il fallait donc 80 minutes (2down-1up et 2up-1down) pour déterminer le niveau d'isotonie pour 4 sons.

Le tableau III-4 permet une vision plus globale des conditions expérimentales en détaillant les quatre méthodes de mesure de la sonie.

Méthodes	Estimation	Ajustement 1	Ajustement 2	2down 1up	2up 1down	Multitracking 2down 1up	Multitracking 2up 1down	
Son test (T)	9 sons stationnaires, 10 sons impulsionnels et 10 trains d'impulsions						4 sons stationnaires, 9 sons impulsionnels et 4 trains d'impulsions	
Ordre de présentation de T	Aléatoirement, différent pour chaque auditeur							
Son de comparaison (C)	Pas de son de comparaison	Spectre : Bande de bruit centrée à 1 kHz de largeur 120 Hz < une bande critique						
		Durée : 1 s pour les sons stationnaires et les trains d'impulsions 500 ms pour les sons impulsionnels						
Ordre de présentation de T et C	T seul	T & C	C & T	T & C ou C & T aléatoirement				
Silence entre T et C	500 ms							
Niveaux de départ de C par rapport à T		Aléatoirement 15 dB au-dessus ou dessous	15 dB au-dessus	15 dB au-dessus	15 dB au-dessus	15 dB au-dessus	15 dB au-dessus	
Tâche	Donner un nombre de son choix proportionnel à la sonie	Ajuster le niveau de C pour que T et C aient la même sonie		Indiquer lequel des 2 sons est le plus fort				
Durée du test en minutes pour 10 sons	3	10	10	40	40	40	40	
Sujets	14 (5 femmes et 9 hommes)							
Age	25 à 58 ans							

Tableau III-4 : Conditions expérimentales pour les différentes méthodes de mesure de la sonie

III-1.5 Analyse des données

a) Estimation directe

Nous avons calculé la moyenne géométrique des trois estimations données par chacun des quatorze sujets pour chaque son. Un son pur de 1000 Hz à un niveau de 80 dB SPL, de sonie connue (16 sones) faisait partie des échantillons sonores et servait de référence.

La sonie moyenne pour chacun des auditeurs et de chaque son était normalisée par rapport à la sonie du son de référence :
sonie du son test = estimation donnée au son test * 16 / estimation donnée au son de référence. La sonie de chaque son est la moyenne géométrique des valeurs obtenues pour les quatorze auditeurs. Nous supposons notre groupe d'auditeurs « normal » du point de vue de la fonction de sonie normale (exposant de la pente de la fonction de sonie égal à 0,6). On peut donc déduire le niveau d'isophonie (L) à partir de la sonie (S) en utilisant la relation II-1' :

$$L = 40 + 10 \log_2(S)$$

b) Ajustement

Théoriquement, le niveau du son de comparaison donne directement le niveau d'isophonie du son test en phones. Le niveau d'isophonie final est la moyenne des valeurs obtenues lors des ajustements dans les deux sens.

c) Adaptative à choix forcé sur deux intervalles de type 2down-1up et 2up-1down

Le niveau d'isophonie est obtenu par la moyenne des deux valeurs obtenues par les procédures 2 down-1 up et 2 up-1 down.

d) Adaptative à poursuites multiples

Le niveau d'isophonie est obtenu par la moyenne des deux valeurs obtenues par les procédures 2 down-1 up et 2up-1 down. Le principe est le même que pour la méthode adaptative à choix forcé sur deux intervalles de type 2down-1up et 2up-1down.

III-2 Résultats et discussion

Pour choisir la méthode la mieux adaptée à la mesure d'un niveau d'isophonie, il est nécessaire de considérer, non seulement la cohérence des résultats et la durée de la procédure, mais aussi la précision. Les niveaux d'isophonie obtenus ne peuvent pas être comparés à des résultats de la littérature ou être considérés comme juste ou faux. La cohérence des résultats sera alors relative. Un des points importants dans cette étude est donc la comparaison des résultats obtenus avec les quatre méthodes de mesure. Un autre aspect intéressant, abordé plus loin dans le paragraphe III-2.2, est l'étude de la dispersion des résultats, traduite ici par le calcul des écarts types, pour déterminer la précision des méthodes.

III-2.1 Cohérence des méthodes

Les figures III-1, III-2 et III-3 montrent les niveaux d'isophonie obtenus par les différentes méthodes psychoacoustiques pour les sons décrits précédemment. On notera

que la méthode adaptative à poursuites multiples (Mult 2I-2AFC) n'a été utilisée que sur quatre sons stationnaires, neuf sons impulsionnels et quatre trains d'impulsions. Cette méthode impose une mesure très longue et c'est pour cela que nous avons volontairement limité le nombre de sons. Chaque point indique le niveau d'isophonie moyen des quatorze auditeurs, pour un son et une méthode donnés. Les valeurs des niveaux d'isophonie, pour un même son, ont été légèrement décalées suivant l'axe des abscisses pour permettre une meilleure lisibilité des écarts types. Les écarts types, représentés par les barres verticales, sont calculés sur les mesures du niveau d'isophonie final des quatorze auditeurs.

Les valeurs du niveau d'isophonie obtenues par le méthode d'estimation de grandeur sont toujours plus faibles que celles obtenues par les trois autres méthodes. En effet, les niveaux d'isophonie mesurés par la méthode d'estimation directe sont en moyenne 4 phones en dessous des mesures faites avec les trois autres méthodes. Les

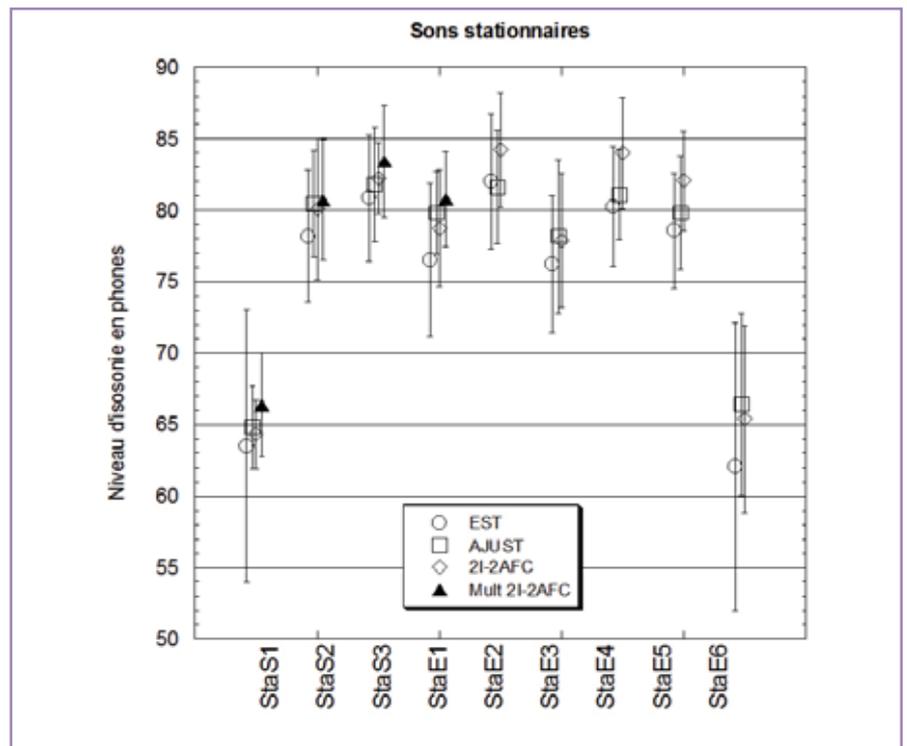


Figure III-1 : Niveaux d'isophonie des sons stationnaires obtenus par les différentes procédures. Les symboles sont légèrement décalés horizontalement pour une meilleure visibilité. Les barres verticales représentent les écarts types à la moyenne des mesures.

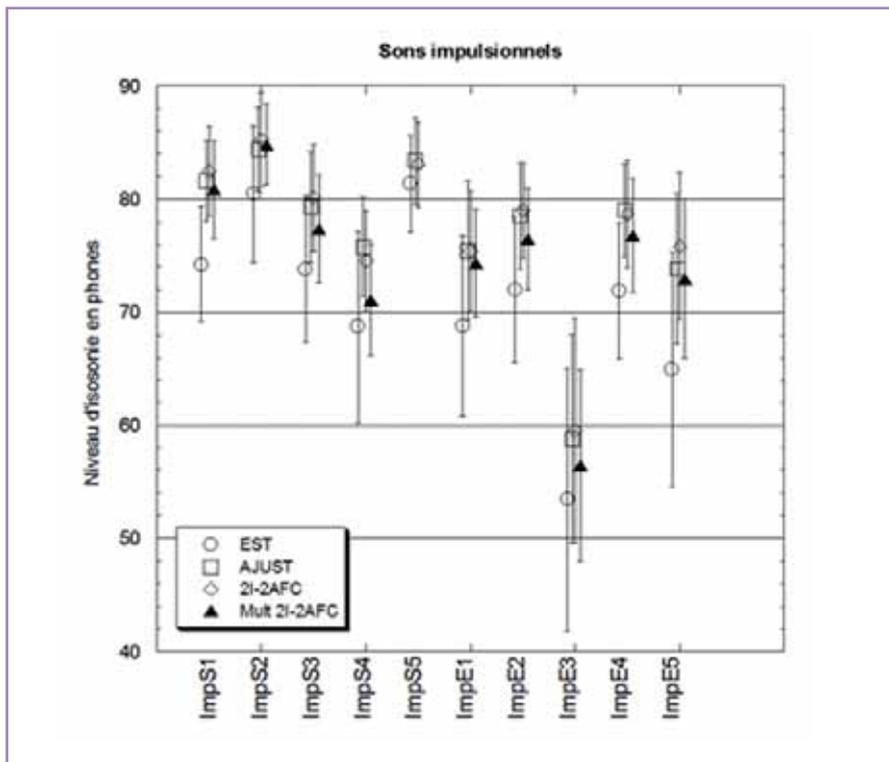


Figure III-2 : Niveaux d'isotonie des sons impulsionnels obtenus par les différentes procédures. Les symboles sont légèrement décalés horizontalement pour une meilleure visibilité. Les barres verticales représentent les écarts types à la moyenne des mesures.

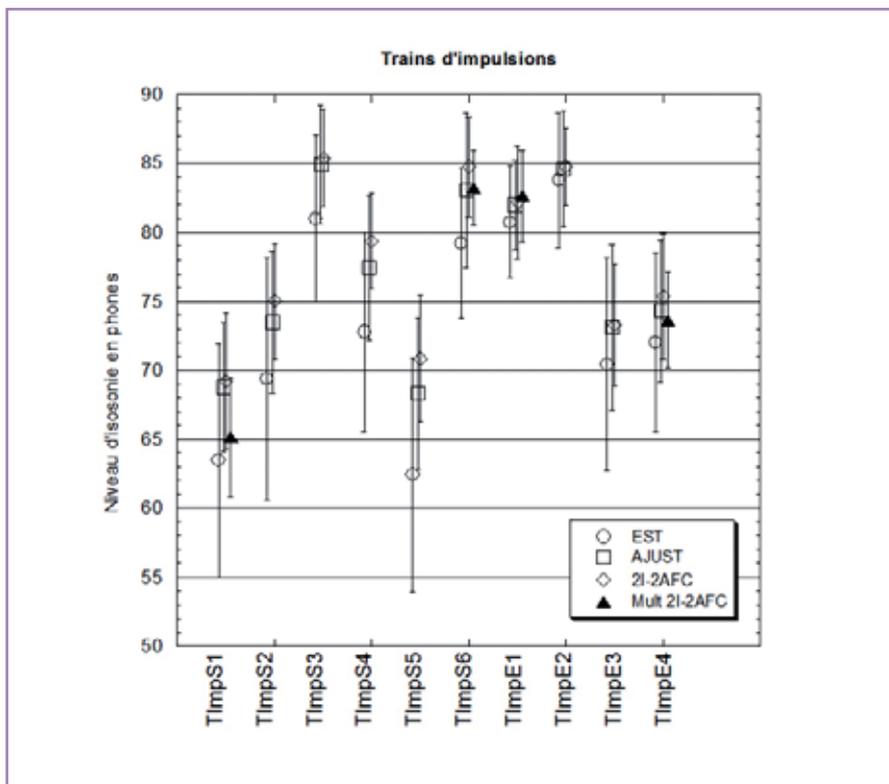


Figure III-3 : Niveaux d'isotonie des trains d'impulsions obtenus par les différentes procédures. Les symboles sont légèrement décalés horizontalement pour une meilleure visibilité. Les barres verticales représentent les écarts types à la moyenne des mesures.

différences des niveaux d'isotonie entre les trois autres méthodes (AJUST, 2I-2AFC et Mult 2I-2AFC) sont en moyenne égales à 1,5 phones.

On peut aussi observer que les différences entre les méthodes sont plus marquées pour les sons impulsionnels. En effet, la moyenne des différences entre les quatre méthodes est de 3,7 phones pour les sons impulsionnels, alors qu'elle est de 2,4 phones pour les trains d'impulsions et de 1,8 phones pour les sons stationnaires. Cependant, les différences des niveaux d'isotonie obtenus avec les quatre méthodes ne sont pas toujours significatives.

Globalement, il y a un effet significatif de la méthode sur le niveau d'isotonie ($F(3)=11,08$; $p<0,001$). Le tableau III-5 représente les résultats de l'analyse de la variance (ANOVA) pour étudier l'influence de la méthode en fonction du type de son. Il ressort de cette analyse statistique que, pour chaque type de son, il y a une influence de la méthode sur le niveau d'isotonie.

Nous avons aussi déterminé, pour chaque type de son, les méthodes donnant des niveaux d'isotonie statistiquement différents. Les résultats de l'analyse post-hoc (Test de Scheffé) montre que, pour les sons stationnaires, la seule différence significative est entre EST et Mult 2I-2AFC. Pour les sons impulsionnels, EST est significativement différente des trois autres méthodes. Enfin, pour les trains d'impulsions, on a trouvé uniquement une différence significative entre EST et les deux méthodes AJUST et 2I-2AFC.

Pour résumer, lorsqu'il y a un effet significatif de la méthode sur la mesure du niveau d'isotonie, il est principalement dû à la différence entre la méthode d'estimation directe et les trois autres méthodes. Il est important de rappeler ici que cette méthode permet de mesurer la sonie. Pour connaître le niveau d'isotonie, nous avons utilisé la relation II-1' (phones = $40 + 10 \log_2(\text{sones})$). Cette relation part de l'hypothèse que la pente de la fonction de sonie à 1 000 Hz est de 0,6. Or la pente de la fonction de sonie du groupe d'auditeurs est de 0,49. L'écart entre le niveau d'isoto-

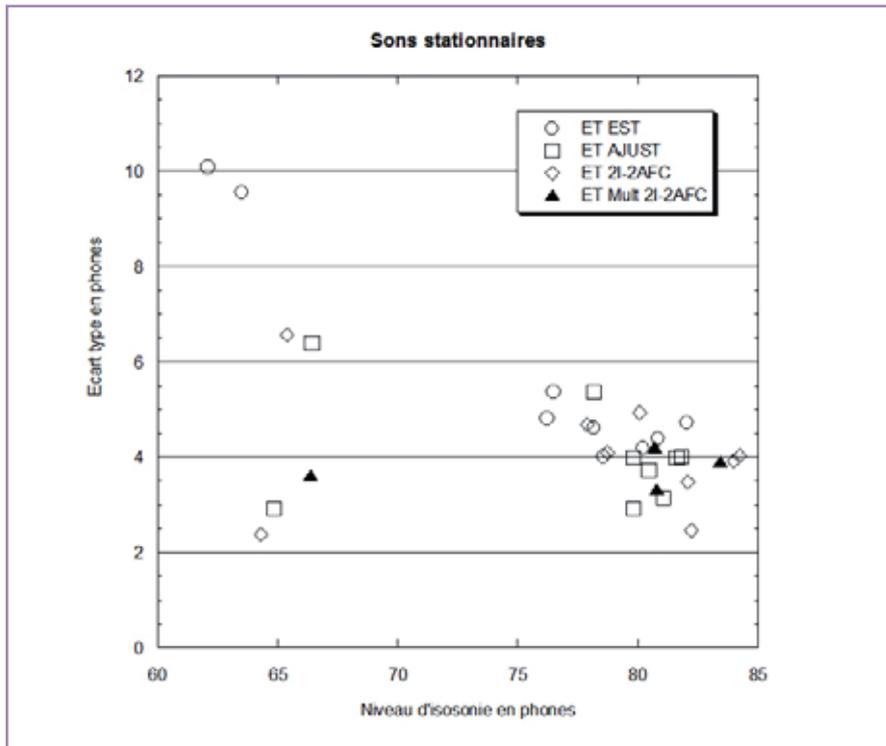


Figure III-4 : Ecart type en fonction des méthodes de mesure de la sonie pour neuf sons stationnaires.

Sons stationnaires	dl	F	p	R ²
Influence de la méthode	3*	3,71*	0,0192*	1,86*
Sons impulsionnels	DI	F	p	R ²
Influence de la méthode	3*	12,06*	0 *	8,93*
Trains d'impulsions	DI	F	p	R ²
Influence de la méthode	3*	5,51*	0,003*	3,41*

Tableau III-5 : Analyse de la variance du niveau d'isotonie (variable dépendante). La méthode de mesure du niveau d'isotonie et le son sont les variables indépendantes (facteurs fixés).

nie obtenu avec la méthode d'estimation directe et les trois peut s'expliquer par cette approximation.

Mais globalement, les quatre méthodes de mesure du niveau d'isotonie sont cohérentes. Il est donc important, à ce stade de l'étude, de définir avec quelle précision les méthodes permettent de mesurer le niveau d'isotonie.

III-2.2 Précision des méthodes

Nous avons représenté sur les figures III-4, III-5 et III-6 les valeurs des écarts types obtenues par les quatre méthodes de mesure de la sonie pour les sons stationnaires, les sons impulsionnels et les trains d'impulsions respectivement. Chaque point indique la valeur de l'écart type à la moyenne des niveaux d'isotonie des qua-

torze auditeurs, pour une méthode donnée en fonction du niveau d'isotonie du son.

Globalement, on observe que les écarts types sont plus élevés pour les sons de niveaux faibles que pour ceux de niveaux forts. Il faut noter qu'à bas niveau les seuils différentiels de l'oreille sont plus élevés qu'à fort niveau. Ainsi, à fort niveau, on perçoit des différences de niveau plus faibles qu'à bas niveau, ce qui explique une dispersion plus faible des mesures du niveau d'isotonie. On peut aussi observer que la dispersion des données dépend des méthodes. D'après les figures III-4, III-5 et III-6, on remarque que la méthode EST présente les écarts types les plus élevés.

Le tableau III-6 représente les valeurs moyennes des écarts types pour chaque méthode et chaque type de son. Les valeurs de ce tableau permettent d'étudier la précision de chaque méthode en fonction du type de son et de façon générale.

En ce qui concerne les sons stationnaires et les trains d'impulsions, la méthode Mult 2I-2AFC donne la variabilité la plus faible. Pour les sons impulsionnels, c'est la méthode AJUST qui permet de mesurer le niveau d'isotonie avec la plus faible dispersion.

De manière générale, la méthode d'estimation directe produit les écarts types les plus élevés. A moins de 0,5 phones près, les trois autres méthodes ont en moyenne les mêmes écarts types quel que soit le type de son. Un autre point intéressant est que les écarts types sont en moyenne inférieurs à 5 phones, sauf pour la méthode d'estimation. Plus précisément, pour les méthodes AJUST, 2I-2AFC et Mult 2I-2AFC les écarts types sont de l'ordre de 4,5 phones.

Si l'on considère, pour déterminer la méthode la mieux adaptée, non seulement la précision mais aussi la durée, la méthode d'ajustement, une des plus rapides (20 minutes pour dix sons) présente le meilleur compromis. De plus, elle permet de mesurer directement le niveau d'isotonie en phones, ce qui nous intéresse particulièrement ici.

Au vu de ces résultats on ne peut pas s'attendre à avoir une précision du modèle de sonie inférieure à 6 phones pour des niveaux d'isotonie faibles (< 65 phones). On peut, par contre, pour des niveaux d'isotonie supérieurs à 65 phones espérer une précision de l'ordre de 4 phones pour le modèle de sonie.

III-2.3 Fiabilité de la méthode d'ajustement

Dans le paragraphe précédent, nous avons déterminé la méthode d'ajustement comme celle présentant le meilleur compromis entre précision et durée. Nous avons donc voulu connaître la différence intra-individuelle obtenue avec cette méthode. Pour cela, nous avons réalisé un test avec six stimuli (2 sons impulsionnels, 2 sons stationnaires et 2 trains d'impulsions) issus des expériences précédentes. Le protocole et le dispositif expérimental étaient les mêmes que précédemment. Le test, réalisé par sept auditeurs, était répété quatre fois.

La différence intra-individuelle que nous obtenons est ici d'environ 2 phones.

III-3 Conclusion

Nous avons, dans ce chapitre, comparé quatre méthodes de mesure du niveau d'isotonie pour des sons stationnaires, des sons impulsionnels et des trains d'impulsions. L'objectif de cette étude était de déterminer la méthode la mieux adaptée, c'est-à-dire présentant le meilleur compromis entre précision et durée.

L'ensemble des résultats a permis de conclure que la méthode d'ajustement présente ce meilleur compromis avec une précision de 4,7 phones et une fiabilité de l'ordre de 2 phones. Notons aussi qu'elle dure quatre fois moins longtemps (20 minutes pour dix sons) que les autres méthodes ayant des écarts types équivalents. Cette méthode va nous permettre d'obtenir une référence fiable autour de laquelle construire un modèle de sonie pour des sons impulsionnels.

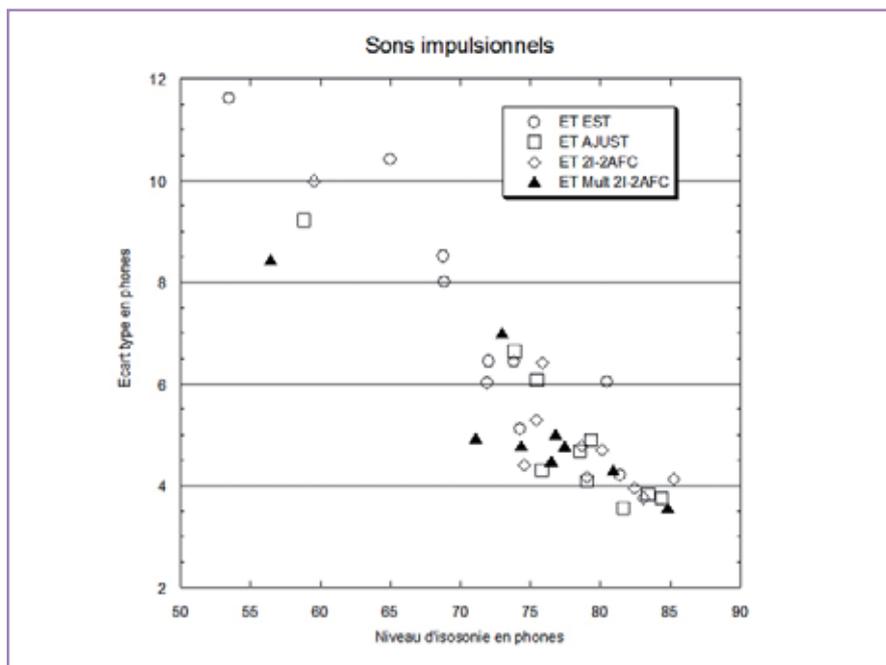


Figure III-5 : Ecart type en fonction des méthodes de mesure de la sonie pour dix sons impulsionnels.

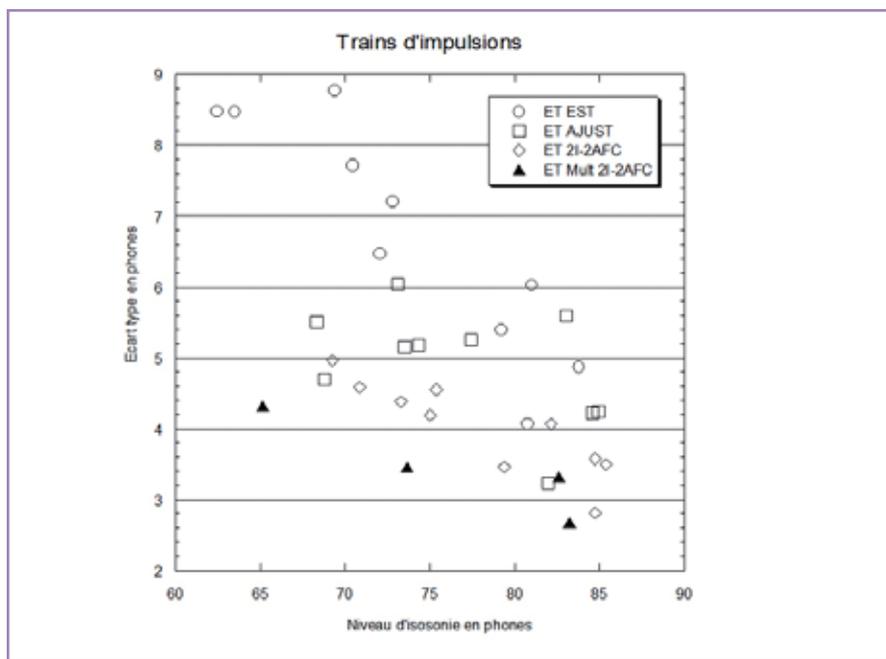


Figure III-6 : Ecart type en fonction des méthodes de mesure de la sonie pour 4 trains d'impulsions.

Nous avons aussi montré que la méthode d'estimation directe permet d'obtenir rapidement la sonie et le niveau d'isotonie, mais avec une variabilité un peu plus importante (écart type d'environ 6,7 phones).

Au vu des valeurs moyennes des écarts types, et en vue de la construction d'un

modèle de sonie pour des sons non stationnaires, on ne peut pas s'attendre à une mesure du niveau d'isotonie avec une précision inférieure à 4 phones. En particulier, pour des niveaux d'isotonie inférieurs à 65 phones, on ne pourra espérer une précision inférieure à 6 phones.

IV

LIGNES ISOSONIQUES ET FONCTIONS DE SONIE DE SONS IMPULSIONNELS

A ce stade de l'étude, nous avons développé un estimateur de sonie d'impulsion (ESI) basé sur un algorithme mathématique simple. Nous avons aussi déterminé la méthode de mesure de sonie la mieux adaptée aux sons impulsionnels.

Comme nous l'avons déjà décrit dans le chapitre II, la majorité des sons étudiés dans la littérature possèdent une enveloppe en forme de créneau. L'objectif des chapitres IV et V est donc d'obtenir des données expérimentales concernant des sons impulsionnels de forme « naturelle » (voir figure IV-1). Nous souhaitons, dans un premier temps, comprendre comment nous percevons ce type de sons et, dans un deuxième temps, comparer nos données à celles de la littérature concernant les sons brefs et les sons stationnaires afin de déterminer les améliorations envisageables des modèles de sonie et de l'estimateur de sonie d'impulsion. Enfin, les données permettront de comparer les modèles et l'estimateur de sonie.

Nous nous intéresserons dans ce chapitre tout d'abord aux lignes isosoniques afin d'étudier l'influence de la fréquence sur la sonie. Il est important d'étudier les lignes isosoniques de ce type de sons car les modèles ont été ajustés pour coller aux valeurs de celles-ci. Cependant, les lignes isosoniques de sons impulsionnels ne sont pas forcément équivalentes à celles de sons purs stationnaires. Nous étudierons ensuite les fonctions de sonie de sons impulsionnels pour étudier l'influence du niveau sur la sonie. Ce point est important car les modèles de sonie sont basés sur la fonction puissance reliant la sonie à la pression (relation II-1) non seulement pour calculer l'excitation, mais aussi pour calculer le niveau d'isotonie à partir de la sonie (relation II-1').

IV-1 Lignes isosoniques de sons impulsionnels

De nombreuses expériences ont permis d'élaborer, pour les sons stationnaires, les lignes isosoniques. Les premières études ont été celles réalisées par Fletcher et Munson en 1933 (études sous écouteurs) et Robinson et Dadson en 1956 (études en champ libre en incidence frontale). Celles-ci ont d'ailleurs fait l'objet d'une première édition de norme (ISO R226) en 1961 qui fut réactualisée en 1987 et plus récemment en 2003 (ISO 226). Par contre, en ce qui concerne les sons dont la durée est inférieure à la durée critique, peu d'études ont été publiées (Chocholle et Saulnier, 1976 ; Kato et coll., 1993 ; Masaoka et coll., 2001). Il faut noter que le sujet est plus complexe car une autre dimension entre en jeu dans l'établissement de la sonie d'un son impulsionnel : non seulement la sonie varie avec la fréquence, mais elle varie aussi avec la durée.

Comme indiqué ci-dessus, les lignes isosoniques obtenues pour des sons impulsionnels ont été peu étudiées (voir paragraphe II-2.2-e). Chocholle et Saulnier (1976) ne précisent ni l'enveloppe temporelle, ni les temps d'attaque et de décroissance de leur sons. Ils les décrivent uniquement par leur durée brève de 20 ms. Les durées des sons étudiées étaient aussi de 20 ms pour Masaoka et coll. (2001) et l'enveloppe tem-

porelle était une fenêtre de Hanning de 20 ms. Ces sons ne présentaient donc pas de partie entretenue et les temps d'attaque et de décroissance étaient de 10 ms. Kato et coll. (1993) ont étendu leur étude à six durées comprises entre 16 ms et 500 ms. Les sons étaient des sons brefs avec un temps d'attaque de 5 ms. La forme de l'enveloppe n'est pas clairement définie. Ces auteurs n'ont pas étudié les lignes isosoniques de sons impulsionnels de forme « naturelle », c'est ce que nous nous attachons à faire ici.

IV-1.1 Stimuli

Les sons utilisés pour cette expérience ont été synthétisés. Leur enveloppe avait la forme décrite à la figure IV-2. Elle était caractérisée par :

- une attaque linéaire en amplitude sur 2 ms,
- pas de palier,
- une décroissance exponentielle coupée à - 60 dB du niveau crête (durée mise pour passer de 90 à 10 % de l'amplitude maximum égale à 20 ms).

Le choix de ces durées est basé sur l'ordre de grandeur des durées des sons en créneau étudiés par les auteurs précédemment cités. Leur durée totale, égale à la durée de l'attaque plus la durée de la décroissance, est de 57 ms.

Nom	Temps de montée (ms)	Temps de descente (ms)	Durée totale des impulsions synthétisées (ms)	Fréquence (Hz)
sin150	2	20	57	150
sin450	2	20	57	450
sin700	2	20	57	700
sin1k	2	20	57	1000
sin2k15	2	20	57	2150
sin2k9	2	20	57	2900
sin4k	2	20	57	4000
sin5k8	2	20	57	5800
sin8k5	2	20	57	8500
sin10k5	2	20	57	10500

Tableau IV-1 : Tableau récapitulatif des sons sélectionnés pour la mise en œuvre des tests

La structure fine de remplissage des enveloppes était composée de sons purs : 150 Hz, 450 Hz, 700 Hz, 1000 Hz, 2150 Hz, 2900 Hz, 4000 Hz, 5800 Hz, 8500 Hz et 10500 Hz. Ces fréquences correspondent à des fréquences centrales de bandes critiques. Le choix de ces fréquences a été fait pour tenir compte des variations caractéristiques des lignes isotoniques : par exemple, autour de 3 kHz la sensibilité de l'oreille est plus importante (fréquence de résonance de l'oreille externe), puis elle diminue jusqu'à 8 kHz, augmente à nouveau jusqu'à 10 kHz et diminue au-delà de 10 kHz (voir figure II-4). Le tableau IV-1 récapitule les caractéristiques des signaux que nous étudions.

Nous nous sommes intéressés à trois lignes isotoniques (50, 60 et 75 phones) pour des sons impulsionnels de 57 ms dont l'enveloppe temporelle est celle que nous avons déterminée au chapitre IV (figure IV-2) pour des sons impulsionnels « naturels ».

IV-1.2 Dispositif expérimental

Le signal numérique est converti en signal analogique grâce à une carte son Oros. Le signal est ensuite atténué par un atténuateur programmable Wilsonics (model PATT) avant d'être restitué par une enceinte amplifiée Génélec (type I031A) située dans la salle anéchoïque du laboratoire.

La mesure des niveaux est faite par un microphone Bruel & Kjaer (type 2669) situé à la place de la tête de l'auditeur en l'absence de celui-ci.

IV-1.3 Auditeurs

L'ensemble des tests a été réalisé par quinze auditeurs âgés de 21 à 40 ans. Les auditeurs ne présentaient aucune déficience auditive.

IV-1.4 Procédure

Le principe de la procédure était ici d'ajuster le niveau du son impulsionnel pour qu'il ait la même sonie qu'un son stationnaire de comparaison dont le niveau était fixé à 50,

60 ou 75 dB SPL. Le niveau d'isotonie du son impulsionnel a été mesuré par une méthode d'ajustement dans les deux sens de présentation (son impulsionnel suivi du son de comparaison et son de comparaison suivi du son impulsionnel). Le son de comparaison était une bande de bruit centrée sur 1 kHz, de largeur 160 Hz. Son niveau en dB SPL correspond au niveau d'isotonie en phones. Pour chaque son, six tests ont été réalisés (trois niveaux d'isotonie x deux ordres de présentation du son test et du son de comparaison). Les niveaux reportés pour les sons impulsionnels sont les niveaux crêtes.

Le niveau crête du son impulsionnel, au départ de la session, était présenté à l'auditeur environ 20 dB au-dessus ou au-dessous du niveau d'isotonie du son de comparaison (des tests ayant été faits au préalable pour avoir une première estimation des niveaux d'égalité subjective). Le son de comparaison, de 500 ms, et le son impulsionnel étaient séparés de 300 ms. Chaque paire était séparé de 400 ms. La paire de sons était présentée à l'auditeur sans arrêt, il pouvait alors faire varier l'intensité du son impulsionnel par pas de plus ou moins 5, 2 ou 1 dB, et validait son jugement quand il estimait égales les sonies des deux sons. L'ordre de présentation des paires à égaliser (dix au total) était aléatoi-

re et différent pour chaque auditeur. Pour un niveau donné du son de comparaison et pour chaque son impulsionnel, on fait la moyenne des deux niveaux crêtes ajustés (correspondant aux deux ordres de présentation) par chaque auditeur. On calcule ensuite la moyenne de ces valeurs sur les quinze auditeurs. On obtient ainsi le niveau crête que doit avoir un son impulsionnel pour avoir la même sonie que le son de comparaison soit un niveau d'isotonie de 50, 60 et 75 phones.

IV-1.5 Résultats et discussion

Nous avons tracé sur la figure IV-1 les trois courbes isotoniques à 75, 60 et 50 phones ainsi que les écarts types. Globalement, nous pouvons remarquer un certain parallélisme entre les trois courbes avec un « pic » relatif à 1 kHz et un minimum vers 3 kHz. Les courbes présentent aussi un point d'inflexion vers 6 kHz.

Pour faciliter la comparaison des lignes isotoniques de sons impulsionnels à celles de sons stationnaires (norme ISO 226, 2003), nous les avons représentées sur la figure IV-2. Les lignes isotoniques ont globalement la même forme. On observe un seuil plus élevé pour les sons impulsionnels, d'environ 10 dB SPL, ainsi qu'un aplatissement dans les basses fréquences.

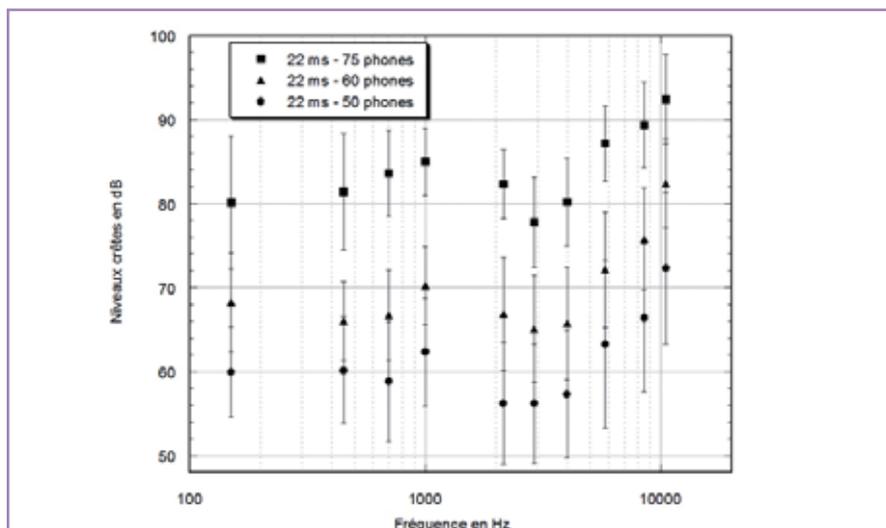


Figure IV-1 : Lignes isotoniques pour des sons impulsionnels à 75 phones (carrés), 60 phones (triangles) et 50 phones (ronds).

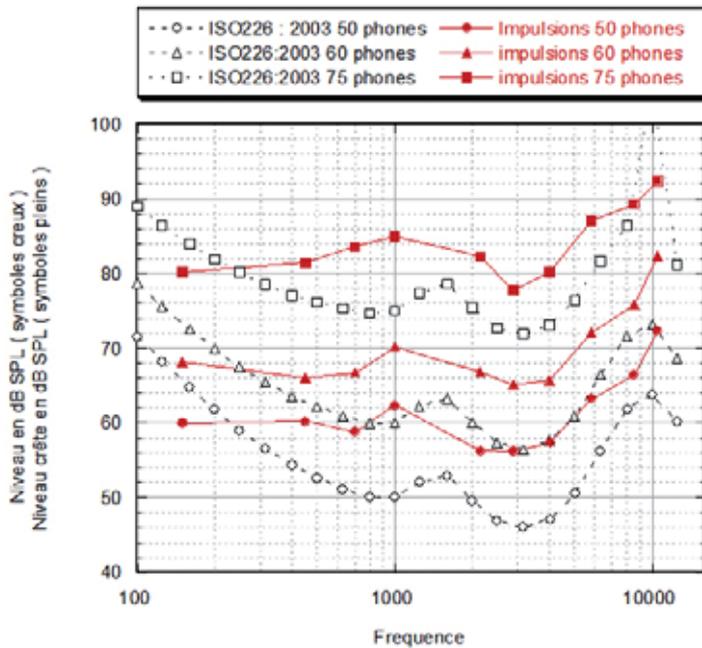


Figure IV-2 : Lignes isoniques pour des sons impulsionnels (symboles pleins) et des sons stationnaires (symboles creux) d'après la norme ISO 226 de 2003.

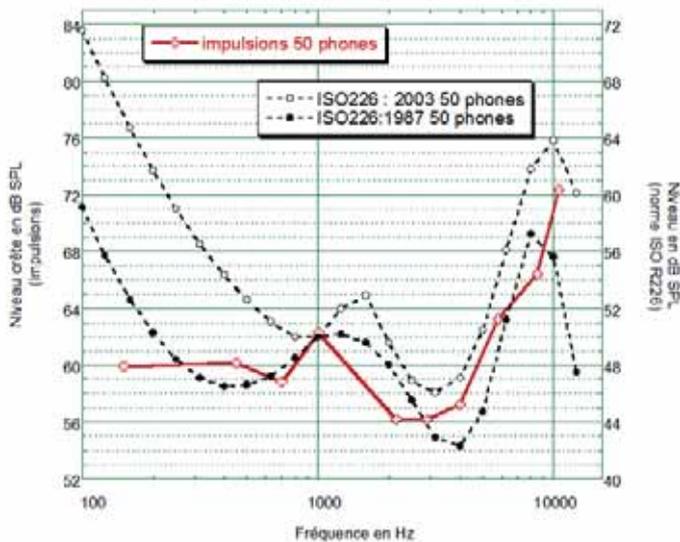


Figure IV-3 : Lignes isoniques de sons stationnaires à 50 phones (cercles, ordonnée lue à droite) d'après la norme ISO 226 de 1987 (symboles pleins) et de 2003 (symboles creux) et ligne isonique à 50 phones de sons impulsionnels (croix et trait plein, ordonnée lue à gauche).

Les figures IV-3, IV-4 et IV-5 représentent respectivement les lignes isoniques à 50, 60 et 75 phones de sons impulsionnels et les lignes isoniques de sons stationnaires selon la norme ISO 226 de 1987 et de 2003. Les courbes ont été superposées pour pouvoir facilement comparer leurs

formes, ainsi les ordonnées sont différentes pour les sons impulsionnels (ordonnée de gauche) et les sons stationnaires (ordonnée de droite). A basse fréquence (entre 300 Hz et 1 kHz), on observe pour la ligne isonique des sons impulsionnels un aplatissement des courbes plus marqué que celui de

la norme ISO 266 de 1987. Masaoka et coll. (2001) ont comparé les lignes isoniques de sons impulsionnels obtenues pour des sons en créneaux de 20 ms aux lignes isoniques de sons stationnaires. Les courbes de Masaoka et coll. (2001) ont la même forme aux basses fréquences que les nôtres. Ce phénomène est dû à l'élargissement spectral causé par l'enveloppe temporelle de ce type de son, ce qui le rend plus audible. Ce phénomène est plus marqué à basse fréquence, car l'étalement spectral se répartit sur plusieurs bandes critiques, ce qui n'est pas le cas pour des fréquences plus élevées.

Les lignes isoniques de sons impulsionnels ont globalement la même forme que les lignes isoniques de sons stationnaires de la norme de 2003, sauf en basse fréquence. Pour les fréquences comprises entre 1 et 2,1 kHz, il est difficile de conclure car il manque des points expérimentaux.

On peut remarquer ici une différence non négligeable entre les lignes isoniques de 1987 et de 2003. En particulier, on peut se demander pourquoi le pic relatif à 1 kHz de la norme de 1987 se retrouve légèrement décalé vers des fréquences plus aiguës dans la norme de 2003. Poulsen et Han (2000) et Suzuki et Takeshima (2004) expliquent cette différence par un « creux » dans la fonction de transfert de l'oreille (HRTF) dans cet intervalle de fréquences. Ce dernier n'aurait pas été détecté, selon les mêmes auteurs, dans les études précédentes à cause d'un manque de mesure dans cet intervalle de fréquence. Suzuki et Takeshima (2004) expliquent aussi que les principales différences sont dues aux différentes méthodes de mesure utilisées. En effet, lors de l'établissement des lignes isoniques, ils mettent en avant l'importance de faire varier uniquement le son test (son impulsionnel) pour qu'il ait la même sonie que le son de comparaison.

Au-dessus de 3 kHz et jusqu'à 10,5 kHz, les lignes isoniques de sons impulsionnels augmentent. Ces résultats ont été aussi observés par Masaoka et coll. (2001) et Chocholle et Saulnier (1976).

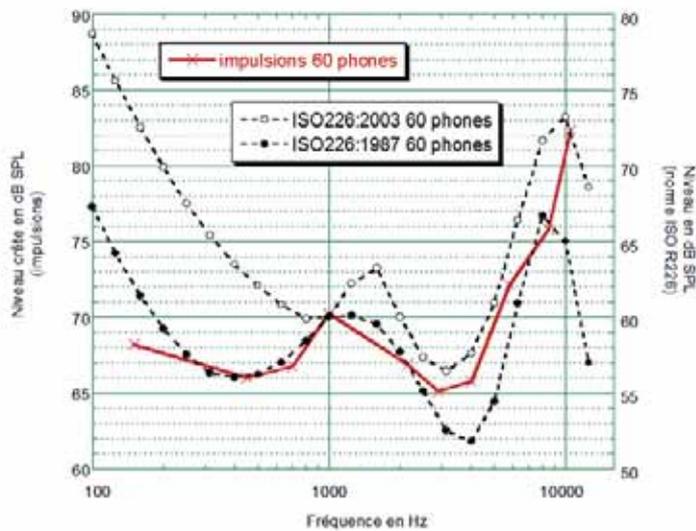


Figure IV-4 : Lignes isononiques de sons stationnaires à 60 phones (cercles, ordonnée lue à droite) d'après la norme ISO 226 de 1987 (symboles pleins) et de 2003 (symboles creux) et ligne isononique à 60 phones de sons impulsionnels (croix et trait plein, ordonnée lue à gauche).

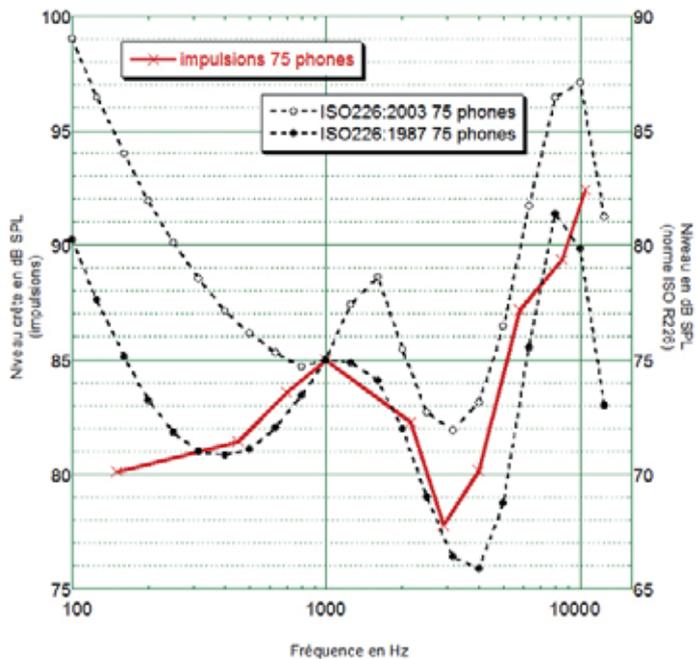


Figure IV-5 : Lignes isononiques de sons stationnaires à 75 phones (cercles, ordonnée lue à droite) d'après la norme ISO 226 de 1987 (symboles pleins) et de 2003 (symboles creux) et ligne isononique à 75 phones de sons impulsionnels (croix et trait plein, ordonnée lue à gauche).

IV-1.6 Conclusion sur l'étude des lignes isononiques de sons impulsionnels

Dans cette expérience, nous avons décrit les lignes isononiques de sons impulsionnels mesurées en champ libre. Selon nos résultats,

les lignes isononiques présentent un certain parallélisme. Pour les fréquences supérieures à 1 kHz, on a constaté une similarité avec les lignes isononiques de sons stationnaires de durée plus longue. Un des points importants que nous avons mis

en évidence dans cette étude est l'aplatissement des lignes isononiques de sons impulsionnels en dessous de 1 kHz. Cela montre pour ce type de son, que l'oreille est plus sensible pour des porteuses inférieures à 1 kHz à cause de l'élargissement spectral. Ce phénomène peut alors influencer l'allure, ou plus précisément la pente, des fonctions de sonie de sons impulsionnels de porteuse inférieure à 1 kHz. Pour des porteuses de fréquence plus élevée, on peut s'attendre à retrouver des fonctions de sonie de sons impulsionnels équivalentes à celles de sons stationnaires.

IV-2 Fonctions de sonie de sons impulsionnels : influence de la durée et de la fréquence

L'objectif de cette partie est d'étudier, en fonction de la fréquence et de la durée, les pentes des fonctions de sonie et de les comparer aux résultats de la littérature pour les sons brefs et pour les sons stationnaires. Cette étude permettra aussi d'avoir des données expérimentales, pour des sons impulsionnels de forme « naturelle », afin de pouvoir tester les modèles de sonie et l'estimateur ESI.

IV-2.1 Stimuli

Les sons impulsionnels étudiés ont tous été synthétisés. Leur enveloppe temporelle avait la même forme que celle décrite au paragraphe IV-1.1, c'est-à-dire une attaque modélisée par une fonction linéaire croissante sur 2 ms, pas de palier, et un temps de descente plus long (20 ms, 200 ms et 600 ms) modélisé par une fonction exponentielle décroissante. Le signal était coupé à -60 dB. La structure fine de remplissage des enveloppes était composée de sons purs de 450 Hz, 1 kHz et 2,9 kHz. Chaque son, pour une fréquence et une durée données, était joué à cinq niveaux crêtes dont les écarts étaient de 5 ou 10 dB.

Le tableau IV-2 récapitule les données concernant les signaux que nous avons

étudiés. Au total, vingt-cinq sons ont été étudiés pour permettre d'établir cinq fonctions de sonie (fonction de sonie à 1 kHz ($T_d=20, 200$ et 600 ms) et à 450 et 2900 Hz ($T_d=20$ ms)).

IV-2.2 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental était le même que celui décrit au paragraphe IV-1.2.

IV-2.3 Auditeurs

Les tests ont été réalisés par sept auditeurs (trois femmes et quatre hommes) âgés de 21 à 58 ans. Tous les sujets, soumis à un audiogramme de Békésy sous casque en salle anéchoïque, ne présentaient aucune déficience auditive.

IV-2.4 Procédure

La mesure de la sonie a été faite par une méthode d'estimation directe sans référence. Dans ce test, les sons étaient répétés trois fois chacun et étaient présentés dans un ordre aléatoire, différent pour chaque auditeur. L'auditeur estimait la sonie de chaque son en donnant un nombre de son choix proportionnel à la sonie. Dans chaque série de sons, un son de référence de sonie connue (son pur de 1 kHz à 80 dB SPL soit 16 sones) était présent pour pouvoir calculer la sonie de chaque son. Pour chaque auditeur et pour chaque son, on calcule la moyenne géométrique des trois estimations.

La sonie d'un son est la moyenne géométrique des estimations de tous les auditeurs.

IV-2.5 Résultats et discussion

IV-2.5.1 Influence de la durée

Nous avons tracé sur la figure IV-6 les fonctions de sonie moyennes de sons impulsionnels dont les temps de descente étaient de 600, 200 et 20 ms, de structure fine 1 kHz.

Pour tous les niveaux crêtes, la sonie est d'autant plus faible que la durée du son est

Nom	Temps de descente (ms)	Durée totale (ms)	Fréquence (Hz)	Niveaux crête (dB SPL)
sin1k_20	20	57	1000	48, 58, 68, 78 et 83
sin1k_200	200	470	1000	35,5 ; 45,5 ; 55,5 ; 65,5 et 75,5
sin1k_600	600	1412	1000	36, 46, 56, 66 et 76
sin450_20	20	57	450	48, 58, 68, 78 et 83
Sin2k9_20	20	57	2900	48, 58, 68, 78 et 83

Tableau IV-2 : Tableau récapitulatif des sons étudiés pour les fonctions de sonie

plus courte. Ce résultat est en accord avec les données de la littérature concernant l'intégration temporelle (voir chapitre II et V).

Florentine et coll. (2001) trouvent aussi ce décalage en fonction de la durée, pour des créneaux de 1 kHz de durée 5 ms et 200 ms, et obtiennent un certain parallélisme entre les fonctions de sonie. Une analyse de la variance (ANOVA) sur nos données (distribution de la population des sujets considérée comme normale) ne montre pas d'interaction entre la durée et le niveau, c'est-à-dire que l'hypothèse que les fonctions de sonie ne sont pas parallèles est rejetée. En effet, l'influence de la durée sur l'augmentation de la sonie avec le niveau n'est pas significative ($F(8)=18,02$; $p=0,09$).

Les fonctions de sonie peuvent être ajustées par une fonction puissance de la pression dont l'exposant est de 0,44 pour les sons impulsionnels de 20 ms, 0,35 pour les sons impulsionnels de 200 ms et 0,31 pour les sons impulsionnels de 600 ms. La valeur des exposants varie peu d'une durée à l'autre (de 0,31 à 0,44) et sont inférieures à 0,6, valeur communément admise de la pente de la fonction de sonie d'un son pur stationnaire de 1 kHz. Florentine et coll. (2001) expliquent la faible valeur des pentes dans ses données par un aspect méthodologique (méthode inter-modale, ajustement de longueur de ficelle). En ce qui nous concerne, la méthodologie n'est pas remise en cause. En effet, en utilisant la méthode d'estimation directe, Canévet et coll. (1986) ont trouvé une moyenne de 0,55 pour la pente de la fonction de sonie d'un son pur à 1000 Hz de 1 seconde. Nous

avons calculé la pente de la fonction de sonie d'un son pur à 1000 Hz de 1 seconde pour quatre auditeurs parmi les sept. La pente est alors de 0,57. Ce n'est donc pas le groupe d'auditeurs la cause de la faible valeur de la pente. On peut alors raisonnablement penser que le type de son étudié est un facteur déterminant dans l'affaiblissement de la pente de la fonction de sonie.

Buus et coll. (1997) ont introduit l'hypothèse que la pente de la fonction de sonie pour des niveaux moyens était plus faible que pour des niveaux faibles et élevés. Nous avons représenté sur la figure IV-7 le logarithme de la moyenne géométrique des estimations, multipliée par 20, en fonction du niveau crête. On peut ajuster les points expérimentaux par deux droites, une pour les faibles niveaux crêtes et une pour les niveaux crêtes moyens sauf pour le son impulsionnel, de temps de descente 600 ms, pour lequel les deux pentes sont les mêmes.

On observe sur la figure IV-7 qu'au-dessus de 66 ou 68 dB SPL (niveau crête), les fonctions de sonie sont quasi parallèles. En-dessous de ce niveau, plus la durée diminue plus la pente de la fonction de sonie augmente. De plus, on sait que le seuil d'audition augmente quand la durée du son diminue. Ainsi, la pente pour des niveaux faibles, est d'autant plus raide que le seuil d'audition, pour le son correspondant, est plus élevé. Ce résultat est cohérent avec les données de Scharf (1978) concernant les fonctions de sonie de sons purs stationnaires de fréquences différentes de 1 kHz (voir paragraphe IV-2.5.2).

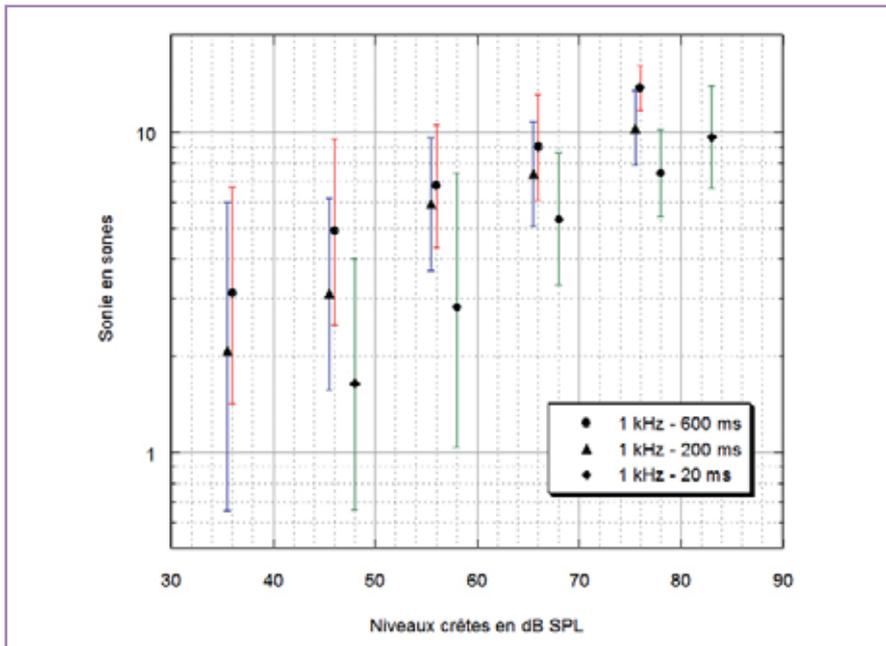


Figure IV-6 : Sonie en fonction du niveau de pression acoustique crête pour des sons impulsionnels de 1 kHz de durées 22 ms (cercles pleins), 202 ms (cercles vides) et 602 ms (triangles pleins). Les barres verticales représentent les écarts types à la moyenne des mesures.

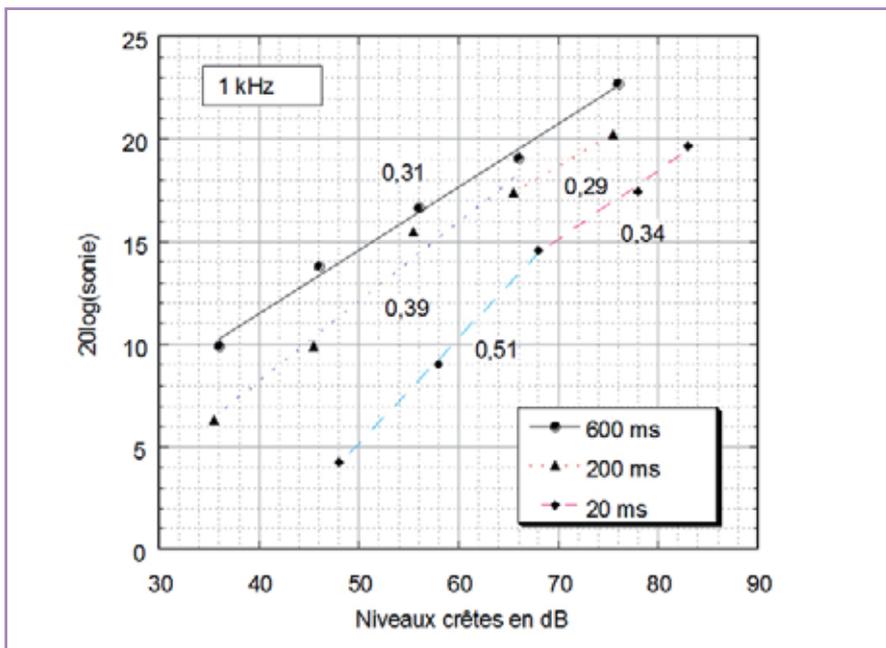


Figure IV-7 : Logarithme de la sonie en fonction du niveau crête de sons impulsionnels de 1 kHz dont les temps de descente sont 20 ms (losanges), 200 ms (triangles) et 600 ms (cercles).

IV-2.5.2 Influence de la fréquence

Nous avons tracé, sur la figure IV-8, les fonctions de sonie de sons de 20 ms dont les structures fines étaient 450 Hz, 1 kHz et 2,9 kHz.

La pente de la fonction du son impulsionnel dont la structure fine est de 2,9 kHz (pente = 0,54) est légèrement plus raide que celle de 450 Hz (pente = 0,47) qui est elle-même légèrement plus grande que celle de 1 kHz

(pente = 0,44). Cependant, l'analyse statistique sur nos données ne permet pas de montrer que les fonctions ne sont pas parallèles ($F(8)=2.05$; $p=0,06$). Ceci est probablement dû à la méthode de mesure de la sonie qui donne une variance élevée.

Pour des sons stationnaires, la pente de la fonction de sonie, pour des niveaux faibles, est d'autant plus raide que le seuil d'audition, pour la fréquence considérée est plus élevée. Par exemple, le seuil d'audition d'un son pur stationnaire à 450 Hz est plus élevé que celui d'un son pur à 1 kHz. La pente de la fonction de sonie d'un son pur à 450 Hz est donc plus raide au début que celle à 1 kHz et rejoint celle-ci pour des niveaux supérieurs à 50 dB SPL (Scharf, 1978).

Ces résultats pour les sons stationnaires nous ont amenés à chercher deux pentes pour ajuster les points expérimentaux des trois fonctions de sonie des sons impulsionnels de temps de descente de 20 ms. De même que pour les résultats présentés sur la figure IV-7, nous avons, sur la figure IV-9, représenté le logarithme de la moyenne géométrique des estimations, multipliée par 20, en fonction du niveau crête. Les points expérimentaux ont été ajustés par deux droites, une pour les faibles niveaux crêtes et une pour les niveaux crêtes moyens.

On observe sur la figure IV-9 que pour les niveaux inférieurs à 68 dB SPL, plus la sensibilité de l'oreille diminue (en fonction de la fréquence) plus la valeur de la pente diminue. En effet, d'après la figure IV-1, pour les sons impulsionnels, l'oreille est plus sensible à 2,9 kHz puis à 450 Hz et enfin 1 kHz. Ces résultats sont difficiles à expliquer et montrent aussi l'insuffisance du nombre de points de mesure. Nous sommes conscients de cette limite et cette étude mérite d'être poursuivie avec plus de points expérimentaux et plus d'auditeurs. On observe, même si les résultats de l'analyse statistique ne le confirment pas, une même tendance pour les trois fonctions de sonie. C'est-à-dire que les pentes des fonctions de sonie sont plus raides pour des niveaux crêtes faibles (inférieurs à 68 dB SPL ici) que pour des niveaux crêtes moyens, confirmant les résultats de Buus et coll. (1997).

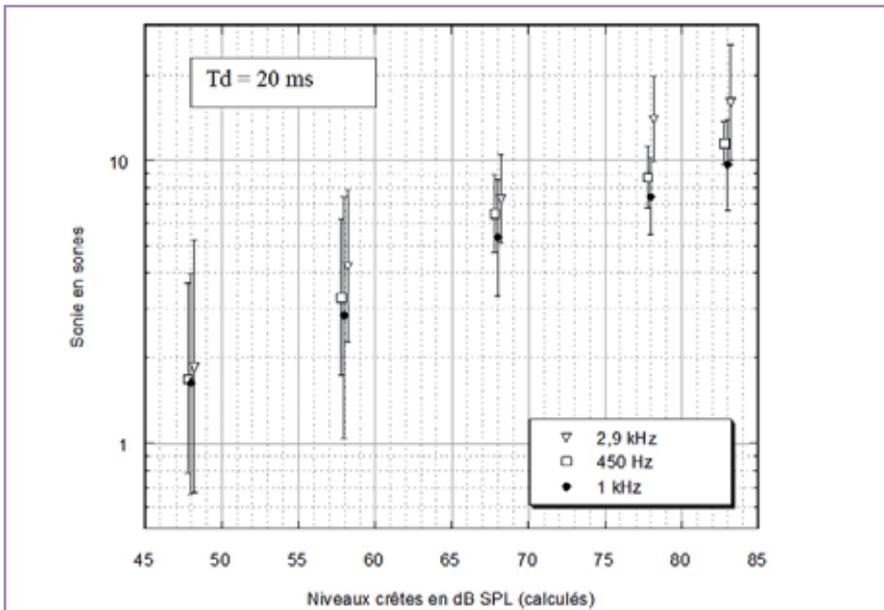


Figure IV-8 : Fonctions de sonie de sons impulsionnels dont le temps de descente est de 20 ms et les structures fines sont 2,9 kHz (triangles retournés), 450 Hz (carrés), 1 kHz (losanges). Les barres verticales représentent les écarts types. Les symboles ont légèrement été décalés pour une meilleure lisibilité des écarts types.

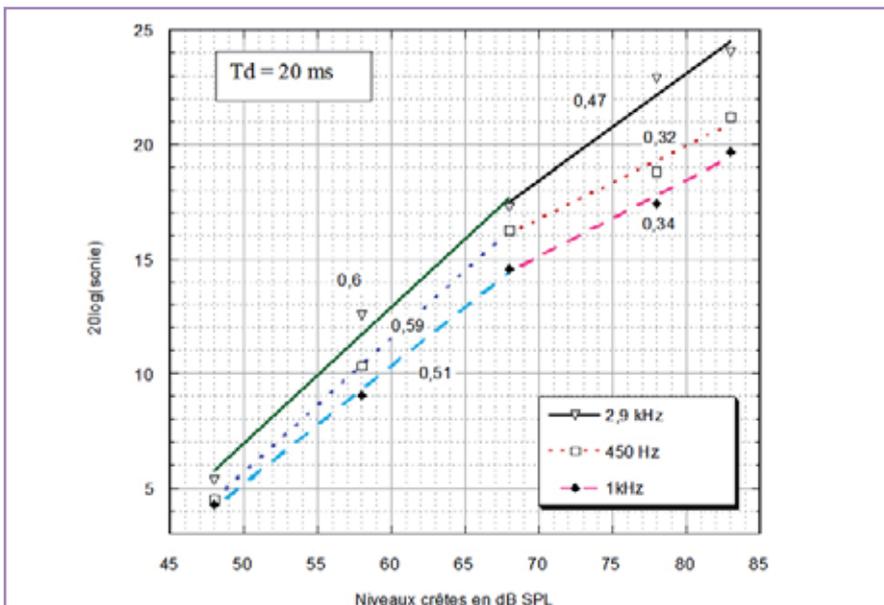


Figure IV-9 : Logarithme de la sonie en fonction du niveau crête de sons impulsionnels de 57 ms (temps de descente = 20 ms) dont les porteuses sont 2,9 kHz (triangles), 450 Hz (carrés) et 1 kHz (losanges).

IV-2.5.3 Conclusion sur l'étude des fonctions de sonie de sons impulsionnels

Nous avons décrit, dans cette expérience, les fonctions de sonie, mesurées en champ libre, de sons impulsionnels de durées et de fréquences différentes. Selon nos résultats, les fonctions de sonie ressemblent à des

fonctions de sonie de sons purs stationnaires masqués. En effet, on a pu observer une pente plus élevée pour des niveaux crêtes faibles que pour des niveaux crêtes moyens. Ces résultats sont toutefois limités par un nombre de points expérimentaux peu élevés.

D'après les analyses statistiques, et compte

tenu de la dispersion des données, nous n'avons pas montré d'influence de la durée ni de la fréquence sur les pentes des fonctions de sonie de sons impulsionnels.

IV-3 Conclusion générale

Le principal apport de cette étude a été de fournir pour des sons impulsionnels de forme « naturelle », et non des sons en créneaux, des données expérimentales, de sonie et d'isotonie. Ces données permettront, dans le chapitre VIII, de comparer les modèles de sonie et l'estimateur ESI.

Ce chapitre a permis de décrire les lignes isotoniques de sons impulsionnels de temps de descente de 20 ms, écoutés en champ libre. Les lignes isotoniques que nous avons obtenues sont quasi parallèles et ressemblent, pour les fréquences supérieures à 1 kHz, aux lignes isotoniques de sons stationnaires de durée plus longue (norme ISO 226 de 2003). Pour les sons impulsionnels étudiés dont les porteuses sont inférieures à 1 kHz, nous avons montré que la sensibilité de l'oreille ne dépendait plus de cette même porteuse.

D'un point de vue de la métrologie, il est important de souligner que la mesure du niveau en dB(A) sous-estime le niveau perçu de sons impulsionnels. En effet, le dB(A) étant basé sur la ligne isotonique de sons stationnaires à 40 phons, il pondère plus les basses fréquences.

La deuxième partie de ce chapitre a porté sur les fonctions de sonie de sons impulsionnels. Les résultats de cette étude ont confirmé des résultats mis en avant par Buus et coll. (1997). En effet, on a trouvé que les fonctions de sonie semblaient présenter plusieurs pentes. Ces pentes sont d'autant plus élevées que le niveau crête est plus faible. Pour des niveaux crêtes inférieurs à 68 dB SPL, plus la durée du son diminue plus la pente de la fonction de sonie augmente (pente de 0,3 pour $T_d = 600$ ms ; pente de 0,4 pour $T_d = 200$ ms et pente de 0,5 pour $T_d = 20$ ms). Pour des niveaux crêtes plus élevés, les pentes sont de l'ordre de 0,3.

Pour des sons impulsionnels de 57 ms ($T_d = 20\text{ms}$), de porteuses égales à 450 Hz, 1 kHz et 2,9 kHz, nous avons montré que la fonction de sonie peut être décomposée en deux pentes. Les pentes sont plus élevées pour des niveaux crêtes faibles (pentes moyenne de 0,57) que pour des niveaux crêtes moyens (pentes moyenne de 0,38). Un autre point mis en avant dans cette étude est que, de manière générale, les fonctions de sonie des sons impulsionnels sont moins raides que celles obtenues pour des sons stationnaires.

Cette étude nous a donné un premier aperçu de l'influence de la fréquence sur la sonie pour des sons impulsionnels, ainsi que l'influence de la durée et de la fréquence sur l'établissement de la fonction de sonie. Ces résultats mettent en évidence la complexité du sujet que nous n'avons pas plus approfondi ici. Il sera très intéressant d'aller plus loin dans ces recherches, en étudiant les lignes isosoniques et les fonctions de sonie sur plus de sons impulsionnels et avec plus d'auditeurs, pour confirmer nos résultats et pour pouvoir aller encore plus loin dans l'analyse.

Après avoir étudié l'influence de la fréquence sur la sonie de sons impulsionnels, nous allons nous intéresser à l'influence de la durée sur l'établissement de la sonie pour des sons courts d'amplitude constante, de structure fine et de décours temporel différents.

V
**INTÉGRATION
 TEMPORALLE DE
 LA SONIE EN
 FONCTION DE LA
 FRÉQUENCE ET DE
 LA FORME
 DU DÉCOURS
 TEMPORAL**

Mon travail de thèse a pour but de caractériser la perception du niveau sonore de sons de courte durée (sons impulsionnels) et de contribuer à l'élaboration d'outils permettant le calcul fiable et rapide de la sonie par la mise au point d'un estimateur

de sonie d'impulsion (ESI). L'objectif de ce chapitre est d'étudier l'intégration temporelle non seulement pour des signaux en forme de créneau, les plus souvent étudiés, mais aussi pour des signaux en forme d'impulsion, plus proches de sons « naturels ». Les résultats de nos recherches permettront d'obtenir des données sur lesquelles nous pourrions comparer les modèles et l'estimateur ESI. Elles permettront, à plus long terme, de déterminer des améliorations possibles des modèles de sonie et de l'estimateur de sonie d'impulsion.

Notre but est ici (1) de calculer la durée critique éventuelle et de comparer les résultats selon le décours temporel des signaux (créneaux ou impulsions à décroissance exponentielle), (2) de définir, pour chaque forme d'enveloppe temporelle, comment la sonie croît jusqu'à cette durée critique, (3) de déterminer s'il y a une influence du contenu spectral d'un stimulus sur l'augmentation de son niveau d'isotonie avec la durée, et ce pour les deux formes de décours temporel étudiées.

**V-1 Première expérience :
 Influence de
 la fréquence et du
 décours temporel**

Cette première expérience consiste à étudier des sons de courte durée en forme de créneau et en forme d'impulsion, de porteuses différentes. L'objectif de ce paragraphe est de déterminer, pour ces deux formes, non seulement la durée critique, mais aussi s'il existe une influence de la fréquence sur cette durée critique et sur l'augmentation de la sonie avec la durée.

V-1.1 Stimuli

Les signaux étudiés ont été construits avec une enveloppe temporelle en forme de créneau (voir figure V-1) ou d'impulsion (voir figure V-2). La structure fine de remplissage des enveloppes était composée de sons purs (125 Hz, 350 Hz, 1 kHz, 3 kHz et 8 kHz) et d'un bruit blanc. Tous les niveaux

crêtes des signaux ont été fixés à 72 dB SPL lors de la restitution.

L'établissement et l'extinction des stimuli en créneaux ont pour forme des demi-fenêtres de hanning et duraient 5 ms. Pour les créneaux, la durée totale du son est la somme des durées d'établissement, du palier et d'extinction. Les durées des créneaux sont donc de 10, 22, 50, 100, 220 et 500 ms. Le choix des durées a été effectué afin d'obtenir une répartition régulière sur une échelle logarithmique.

Durée totale des sons synthétisés (ms)	
Créneaux	
	10
	22
	50
	100
	220
	500
Impulsions	
	10
	20
	35
	70
	155
	310
	670
	1520
	3155

Tableau V-1 : Durées en ms des signaux synthétisés.

On caractérise ici une impulsion par une montée rapide et linéaire de l'amplitude, pas de palier et une extinction de forme exponentielle décroissante ($e^{-ct/(t-T_d)}$) ; où T_d est le temps de descente : durée mise pour passer de 90% à 10 % de l'amplitude). La durée d'établissement est de 5 ms et les temps de descente sont : 2, 5, 10, 22, 50, 100, 220, 500 et 1000 ms. La construction des signaux, avec la décroissance exponentielle, entraîne une durée totale infinie. Le signal était alors coupé à 60 dB du niveau crête. La durée totale des impulsions est donnée dans le tableau V-1.

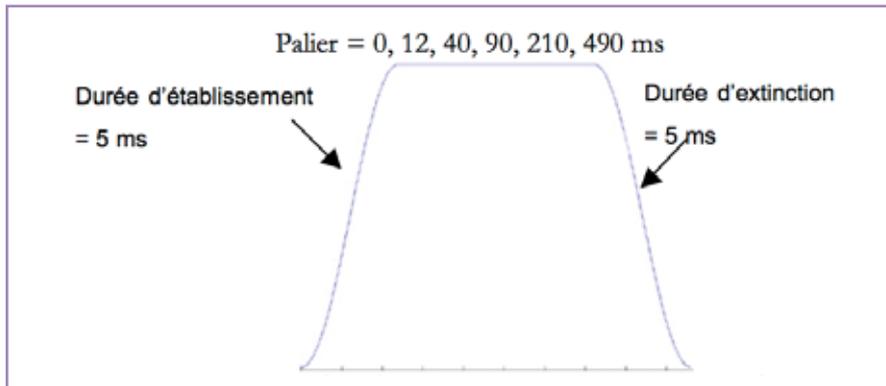


Figure V-1 : Modèle d'enveloppe pour la construction des créneaux.

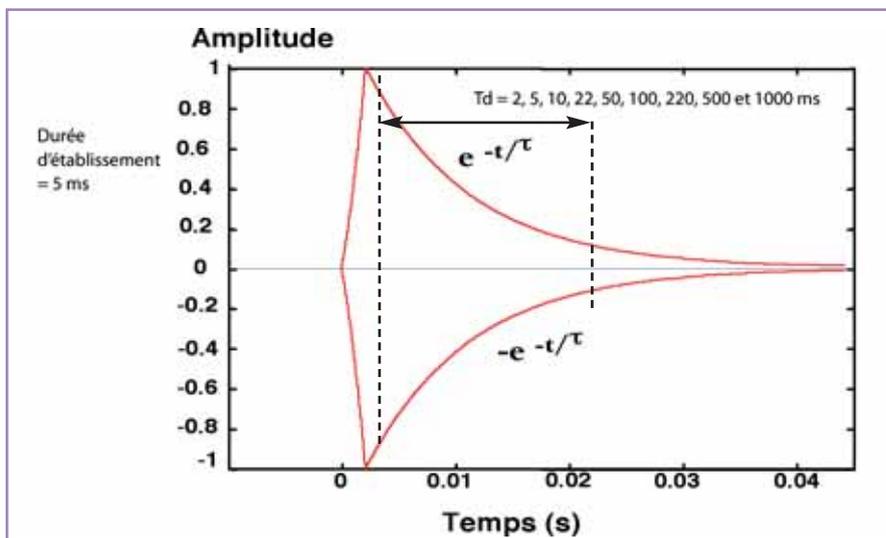


Figure V-2 : Modèle d'enveloppe pour la construction des impulsions.

V-1.2 Auditeurs

Les tests ont été réalisés par dix auditeurs, six femmes et quatre hommes. Les auditeurs étaient des étudiants et des personnels du laboratoire âgés de 24 à 42 ans et avaient tous un audiogramme normal.

V-1.3 Procédure

Les mesures du niveau d'isotonie ont été faites avec une méthode d'ajustement (voir chapitre IV). Elles se pratiquaient en deux sessions. Dans la première, le son test était présenté avant le son de comparaison. Dans la deuxième session, le son test suivait le son de comparaison. Le son de comparaison était une bande de bruit centrée sur 1 kHz, de largeur 120 Hz et de durée 500 ms. Un silence de 300 ms séparait les deux sons. Deux paires étaient sépa-

rées de 400 ms. La tâche de l'auditeur consistait à ajuster le niveau du son de comparaison de manière à ce qu'il ait la même sonie que le son test. L'auditeur pouvait faire varier, à l'aide d'un boîtier de commande, le niveau du son de comparaison de plus ou moins 5, 2 ou 1 dB. La paire de sons était présentée sans arrêt jusqu'à ce que le sujet ait jugé égales les sonies des deux sons. Les différents sons étaient présentés dans un ordre aléatoire, différent pour chaque auditeur. Le niveau du son de comparaison, au départ du test, était présenté aléatoirement au-dessus (environ +10 dB) ou au-dessous (environ -15 dB) du niveau d'isotonie probable du son test (des tests ayant été faits au préalable pour avoir une première estimation des niveaux d'isotonie).

Le niveau d'isotonie retenu est la moyenne des deux jugements des dix auditeurs.

V-1.4 Dispositif expérimental

Les fichiers sons étaient convertis en signal analogique à l'aide d'une carte son Oros. Le niveau des sons était réglé à l'aide d'un atténuateur programmable Wilsonics (model PATT). Les sons étaient émis par une enceinte amplifiée Génélec 1031A.

V-1.5 Résultats et discussion

Les niveaux d'isotonie en fonction de la durée sont représentés sur les figures V-3 et V-4 pour les créneaux et pour les impulsions respectivement. La fréquence est le paramètre des graphes.

On observe sur la figure V-3 que pour les créneaux, le niveau d'isotonie augmente rapidement jusqu'à 100 ms (en moyenne 3 phons par doublement de durée) puis, au-delà de cette durée il continue à augmenter, mais plus doucement (en moyenne 1,5 phons par doublement de durée).

Sur la figure V-4, on peut observer pour toutes les impulsions une dépendance linéaire du niveau d'isotonie avec le logarithme de la durée. En effet, la sonie augmente globalement d'environ 1,5 phons (en moyenne sur toutes les fréquences) par doublement de durée.

Globalement, on observe bien une augmentation du niveau d'isotonie avec la durée. Cependant, ceci n'est pas confirmé pour les impulsions dont la structure fine est de 125 Hz. En effet, pour ces stimuli le niveau d'isotonie diminue avec la durée pour les durées inférieures à 155 ms. Ces stimuli, pour des durées très courtes, ont un étalement spectral de plus de 400 Hz. L'énergie du signal est donc répartie sur plusieurs bandes critiques, ce qui entraîne une augmentation du niveau d'isotonie par rapport aux stimuli de durées plus longues mais pour lesquels l'énergie est répartie dans une seule bande critique.

On n'observe pas, sur les figures V-3 et V-4, d'influence de la fréquence sur la variation du niveau d'isotonie en fonction de la durée de sons. La distribution de la population des sujets étant considérée comme normale, nous avons réalisé une analyse de la variance (ANOVA).

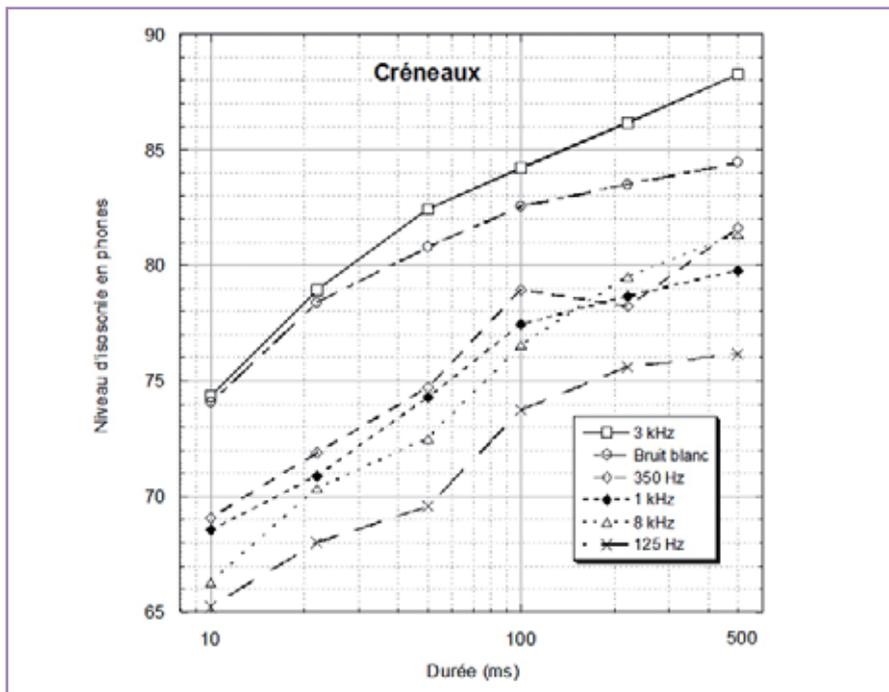


Figure V-3 : Niveaux d'isotonie des créneaux (bruit blanc, 125 Hz, 350 Hz, 1 kHz, 3 kHz et 8 kHz) en fonction de la durée.

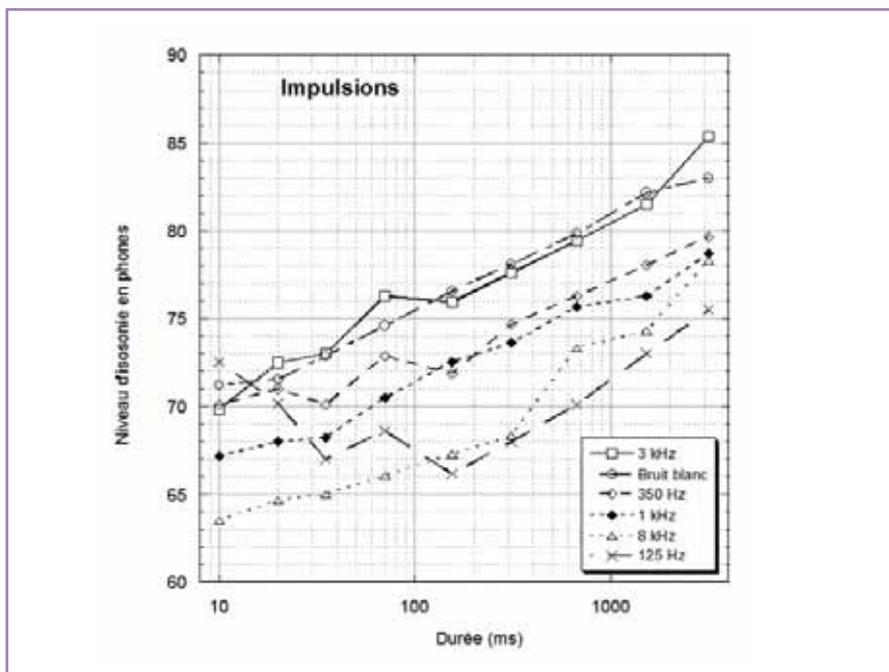


Figure V-4 : Niveaux d'isotonie des impulsions (bruit blanc, 125 Hz, 350 Hz, 1 kHz, 3 kHz et 8 kHz) en fonction de la durée.

D'une part, les résultats de l'ANOVA ont confirmé que le niveau d'isotonie dépend de la fréquence pour les créneaux ($p < 0,001$; $F(5)=10,85$) et pour les impulsions ($p < 0,001$; $F(5)=7,47$). D'autre part, on a trouvé une variation statistiquement significative du niveau d'isotonie en fonction de

la durée pour les créneaux ($p < 0,001$; $F(5)=120,9$) et les impulsions ($p < 0,001$; $F(8)=36,43$). Enfin, une analyse de la variance à deux facteurs (fréquence et durée) a montré que pour les créneaux il n'y a pas d'interaction significative entre durée et fréquence ($p=0,3$; $F(25)=1,14$). C'est-à-dire

que, pour les créneaux, l'augmentation du niveau d'isotonie avec la durée est la même quelle que soit la structure fine du stimulus.

En ce qui concerne les impulsions, il y a une interaction significative entre durée et fréquence ($p < 0,01$; $F(40)=3,045$). Cette influence de la fréquence sur la variation du niveau d'isotonie avec la durée est due à une décroissance du niveau d'isotonie avec la durée pour les stimuli de durée inférieure à 155 ms et dont la structure fine est de 125 Hz. Les résultats de l'ANOVA, sans les stimuli à 125 Hz, montrent que l'interaction entre la durée et la fréquence n'est plus significative ($p=0,57$). Il n'y a alors pas d'influence de la fréquence sur la variation du niveau d'isotonie en fonction de la durée pour les impulsions.

Cette première expérience n'a pas permis de mettre en évidence une durée critique, durée à partir de laquelle le niveau d'isotonie ne varie plus. Pour les créneaux, on observe un début de palier à partir de 100 ms (figure V-3). En effet, à partir de cette durée, le niveau d'isotonie évolue peu avec la durée (environ 1,5 phonés par doublement de durée) mais n'est pas stabilisé. En ce qui concerne les impulsions, le niveau d'isotonie augmente constamment avec la durée d'environ 1,5 phonés par doublement de durée (figure V-4).

Nous nous sommes intéressés aussi à la dispersion des mesures : les écarts types augmentent lorsque la durée des sons diminue et lorsque les fréquences du son test et du son de comparaison sont éloignées. Lorsque la durée des sons diminue, la différence qualitative entre le son test et le son de comparaison est plus marquée. De même, pour les sons plus longs mais de fréquences différentes, la différence de timbre entre son test et son de comparaison entraîne une augmentation de la variabilité. Lorsque la durée des sons diminue, le niveau d'isotonie diminue. Le seuil différentiel de l'oreille est alors plus élevé ce qui entraîne une dispersion des mesures plus grande.

V-1.6 Conclusion

On ne peut pas, à partir de cette première expérience, déduire précisément une durée critique pour les créneaux, même si on observe une augmentation du niveau d'isotonie plus faible à partir de 100 ms.

En ce qui concerne les impulsions, on n'observe pas de stabilisation du niveau d'isotonie avec l'allongement de la durée. La difficulté de déterminer une durée critique vient du fait que les impulsions ne présentent pas de palier.

Nous avons montré par cette étude que l'augmentation du niveau d'isotonie avec la durée ne dépend pas de la fréquence. Les durées que nous avons étudiées n'ont pas permis de déterminer une valeur précise de la durée critique. C'est ce que nous allons étudier dans le paragraphe suivant.

V-2 Deuxième expérience : Détermination expérimentale de la durée critique de créneaux et d'impulsions

La première expérience ne nous a pas permis de mettre en évidence une durée critique. Les résultats de cette expérience ont permis de montrer qu'il n'y avait pas d'effet de la fréquence mesurable par cette procédure. Une seule fréquence a alors été retenue pour cette deuxième expérience. Afin de pouvoir déterminer la valeur de la durée critique pour les créneaux, une nouvelle expérience a été réalisée avec des stimuli de durées plus longues. Pour les impulsions, nous avons uniquement rajouté une impulsion de 1060 ms. Nous n'avons pas étudié des impulsions de durée supérieure à 2 s car, ne possédant pas de palier, nous ne nous attendons pas à observer de durée critique compte tenue des résultats de la première expérience. De plus, au delà de cette durée d'autres phénomènes entrent en jeu tel que le décrutement. L'objectif est ici de déterminer la forme de l'intégration temporelle de ce type de sons.

V-2.1 Stimuli

La construction des signaux s'est effectuée de la même manière que pour la première expérience de ce chapitre. L'établissement et l'extinction des créneaux ont pour forme des demi-fenêtres de hanning de 5 ms. Leur durée totale sont de 10, 22, 50, 100, 220, 360, 500, 1000 et 1500 ms. Les temps de descente des impulsions sont de 2, 500, 10, 22, 50, 100, 220, 360, 500 et 1000 ms. La fréquence des signaux est de 1 kHz. Les durées des sons sont récapitulées dans le tableau V-2. Tous les niveaux crêtes sont fixés à 72 dB SPL lors de la restitution.

V-2.2 Auditeurs

Les tests ont été réalisés par douze sujets, cinq femmes et sept hommes. Ils avaient entre 19 et 42 ans et avaient tous un audiogramme normal.

V-2.3 Procédure

La procédure utilisée est la même que pour la première expérience. Elle diffère uniquement par le fait que le son de comparaison était de la même fréquence que le son test,

pour faciliter la tâche de l'auditeur et ainsi diminuer les valeurs des écarts types. C'est-à-dire que le son de comparaison était un son pur de 1 kHz de 1 s. Le niveau d'isotonie est la moyenne des deux jugements des douze auditeurs.

V-2.4 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est le même que dans la première expérience.

Durée totale des créneaux (ms)	Durée totale des impulsions (ms)
10	10
22	20
50	35
100	70
220	155
360	310
500	670
1000	1060
1500	1520
	2000

Tableau V-2 : Durée en ms des signaux de 1 kHz dont le niveau crête est de 72 dB SPL.

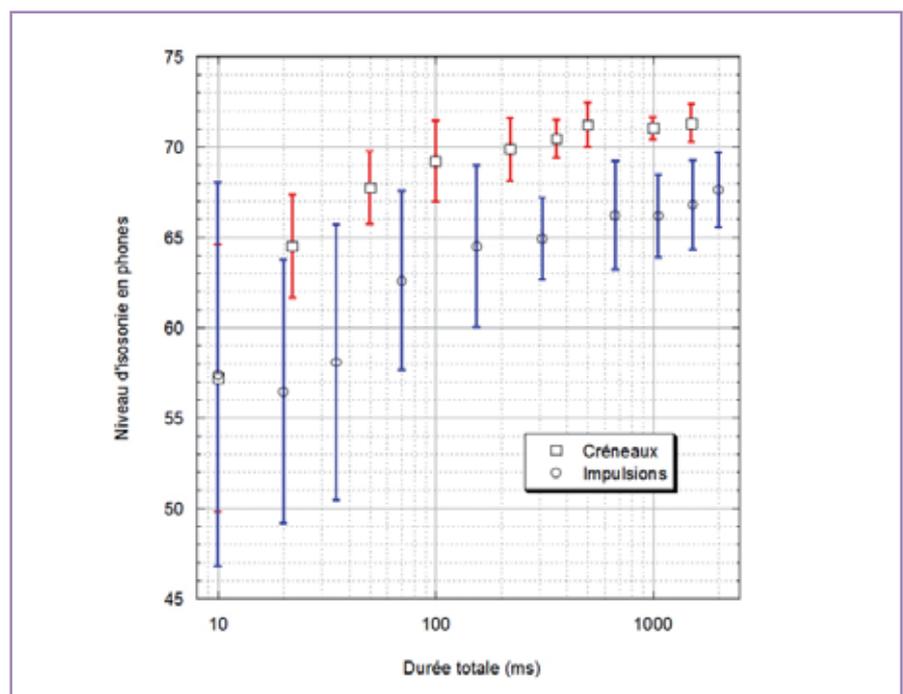


Figure V-5 : Niveaux d'isotonie de créneaux et d'impulsions en fonction de leur durée.

V-2.5 Résultats et discussion

Les niveaux d'isotonie, obtenus pour les créneaux et les impulsions, sont représentés en fonction de la durée sur la figure V-5.

On observe sur la figure V-5 que, pour les créneaux, le niveau d'isotonie augmente avec la durée jusqu'à 360 ms ; après cette durée, il ne varie que très légèrement (moins de 1 phone). Pour les impulsions, on observe aussi une augmentation du niveau d'isotonie avec la durée mais le niveau d'isotonie ne se stabilise pas même s'il n'augmente que très peu à partir de 100 ms (environ 1 phones par doublement de durée).

Pour les très courtes durées, les valeurs des écarts types augmentent lorsque la durée des stimuli diminue. L'influence du son de comparaison sur la variabilité ne dépend plus, pour des durées très courtes, de la différence des structures fines mais de la différence des durées. Le fait d'avoir pris un son de comparaison de même structure fine que le son test, dans cette expérience, a permis d'éviter les différences de timbre entre le son test et le son de comparaison et a ainsi permis de réduire la variabilité des résultats pour des sons de durées supérieures à 200 ms. En dessous de cette durée, pour diminuer la variabilité, il aurait fallu utiliser un son de comparaison de durée plus courte. Par exemple, comme le préconise Pedersen (1977), le son de comparaison aurait été de 22 ms pour le son test de 10 ms, 50 ms pour le son test de 22 ms et ainsi de suite jusqu'à avoir un son de comparaison dont la durée permette l'établissement de la sonie (environ 360 ms pour les créneaux). Mais cette procédure aurait été plus complexe pour les impulsions.

Nous allons maintenant nous intéresser à la modélisation de l'intégration temporelle de la sonie pour les sons en forme de créneaux et en forme d'impulsions.

V-2.5.1 Intégration temporelle de la sonie de créneaux

Afin d'étudier l'intégration temporelle, nous avons représenté sur la figure V-6 le niveau d'isotonie des créneaux en fonction

de leur durée. Les données expérimentales concernant les créneaux peuvent être ajustées par une fonction exponentielle (relation V-1 déterminée à partir de la relation II-3), représentée par une ligne en trait plein sur la figure V-6 :

$$L_t = L_{comp} + 10 \text{ Log}(1 - e^{-t/\tau}) \quad (\text{VII-1})$$

où L_t est le niveau que doit avoir le son de comparaison (son long de 1 s) pour avoir la même sonie que le son test (créneau d'intensité $I(t)$), t représente la durée du stimulus et τ la constante de temps. L_{comp} est le niveau des créneaux de durée longue.

La constante de temps τ calculée est de 127 ms pour les créneaux ce qui est légèrement supérieur aux résultats de la littérature (Zwicker et Fastl, 1999) qui donnent une constante de temps de 100 ms. On propose de définir une durée critique égale à 3τ , par analogie avec la charge d'un condensateur en électronique où 3τ est le temps au bout duquel on considère le condensateur chargé. Pour les créneaux, la constante de temps étant de 127 ms, la durée critique est donc de l'ordre de 380 ms.

V-2.5.2 Intégration temporelle de la sonie d'impulsions

De la même manière que pour les créneaux, nous avons représenté sur la figure V-7 le niveau d'isotonie mesuré en fonction de la durée des impulsions.

Pour des durées inférieures à 70 ms, le niveau d'isotonie augmente rapidement avec la durée des impulsions. Pour des durées supérieures à 70 ms, le niveau d'isotonie ne cesse de croître lorsque la durée des sons augmente jusqu'à 2 s (augmentation de 1 phone par doublement de durée). Même si l'augmentation du niveau d'isotonie est moins grande pour des durées supérieures à 70 ms, nous ne pouvons pas établir, pour les sons impulsionnels, de durée critique.

Pour les durées comprises entre 70 ms et 2 s, les points expérimentaux peuvent être ajustés par une fonction logarithmique de la durée (relation V-2, représentée par la droite en trait plein sur la figure V-7) :

$$L_t = k + 10 \text{ Log}(t) \quad (\text{V-2})$$

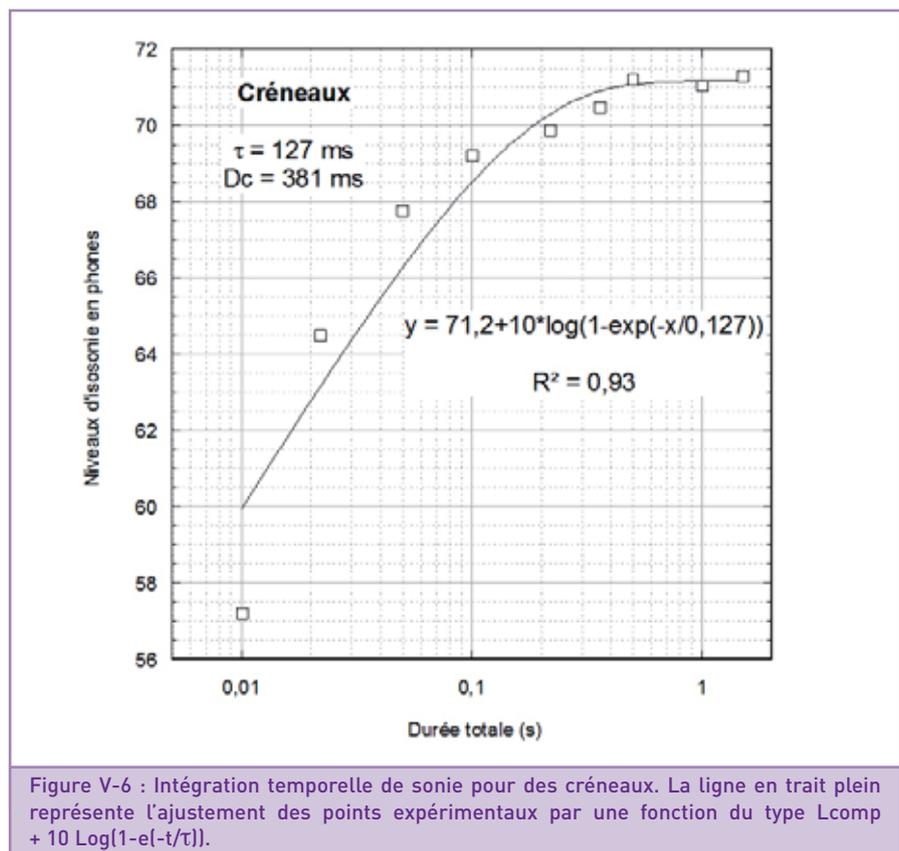


Figure V-6 : Intégration temporelle de sonie pour des créneaux. La ligne en trait plein représente l'ajustement des points expérimentaux par une fonction du type $L_{comp} + 10 \text{ Log}(1 - e^{-t/\tau})$.

où L_t et t sont définis de la même manière que dans la relation V-1, k est une constante et m la pente de la fonction logarithmique.

Cette relation correspond aux résultats de Green et coll. (1957) concernant l'intégration temporelle. C'est-à-dire qu'ils ont modélisé l'intégration temporelle par une fonction puissance de la durée :

$$l(t).tm=C \quad (II-4)$$

où $l(t)$ est l'intensité sonore d'un son bref et t la durée, C est une constante et m est l'exposant de la fonction puissance qui caractérise la décroissance de l'intensité avec la durée pour maintenir une sonie constante.

L'exposant de cette fonction est de 0,3 pour des durées comprises entre 70 ms et 2 s. Pour des durées inférieures 70 ms, nous n'avons pas ajusté les données expérimentales par cette fonction. En effet, il manque un certain nombre de points expérimentaux afin de modéliser l'intégration pour ces durées. Il semble tout de même que la pente de l'hypothétique fonction d'ajustement serait plus raide pour des durées inférieures à 70 ms.

V-3 Conclusion générale de l'étude sur l'intégration temporelle de créneaux et d'impulsions

Les résultats de cette expérience montrent tout d'abord qu'il n'y a pas d'influence de la fréquence sur la variation du niveau d'isotonie avec la durée, pour les créneaux et les impulsions étudiés ici.

Pour des stimuli de 1 kHz d'enveloppe en créneaux, la constante de temps est de 127 ms et la durée critique, définie comme trois fois la constante de temps, est de l'ordre de 380 ms. L'intégration temporelle, pour ce type de sons, peut être modélisée par une fonction exponentielle :

$$L_t = L_{comp} + 10 \text{Log}(1 - e^{-t/\tau})$$

En ce qui concerne les impulsions de 1 kHz, il n'a pas été établi de durée critique car nous n'avons pas observé de palier. Nous avons cependant montré que l'intégration temporelle peut être modélisée, pour des durées comprises entre 70 ms et 2 s, par une fonction logarithmique de la durée : $L_{\text{bref}} = k + 10m\text{Log}(t)$

Des données expérimentales supplémentaires sur des impulsions de durées comprises entre 20 et 200 ms seraient tout de même nécessaires pour affiner ces résultats.

Enfin, ces données vont permettre d'étudier le domaine d'application ou les limites des différents modèles de sonie et de l'estimateur de sonie d'impulsion. C'est ce que nous allons nous attacher de faire dans le chapitre suivant.

RÉFÉRENCES

Berglund B., "Relationship between loudness and annoyance for ten community sounds", *Environ. Int.*, 16, 523-531, 1990.

Blommer M., Otto N., Wakefield G., Feng B.J., Jones C., "Calculating the loudness of impulsive sounds", *SAE Transactions*, 1995.

Boone M. M., "Loudness measurements on pure tone and broad band impulsive sounds", *Acustica* 29, 198-204, 1973.

Boulet I. et Boussard P., "Pré-étude psychoacoustique sur les bruits de chantier", rapport final IB/RC/1087, ADEME, contrat n°00.04.102, 2001.

Buus, S, Florentine, M., and Poulsen, T., "Temporal integration of loudness, loudness discrimination, and the form of the loudness function", *J. Acoust. Soc. Am.*, 101, 669-680, 1997.

Canévet G., Cours de psychoacoustique, Marseille, LMA, 2001-2002.

Canévet G., Teghtsoonian R. et Teghtsoonian M., A comparison of loudness change in signals that continuously rise or fall in amplitude, *Acustica/Acta Acustica*, 89, 339-345, 2003.

Canévet, G., Hellman, R., and Scharf, B., "Group estimation of loudness in sound fields", *Acustica* 60, 277-282, 1986.

Canévet G., Germain R., Marchioni A. et Scharf B., "Adaptation de sonie", *Acustica*, 49, 239-244, 1981.

Cavé C. et Chocholle R., "Intégration temporelle auditive : effet du niveau sur la durée critique", *Revue d'Acoustique*, n°50, 178-179, 1979.

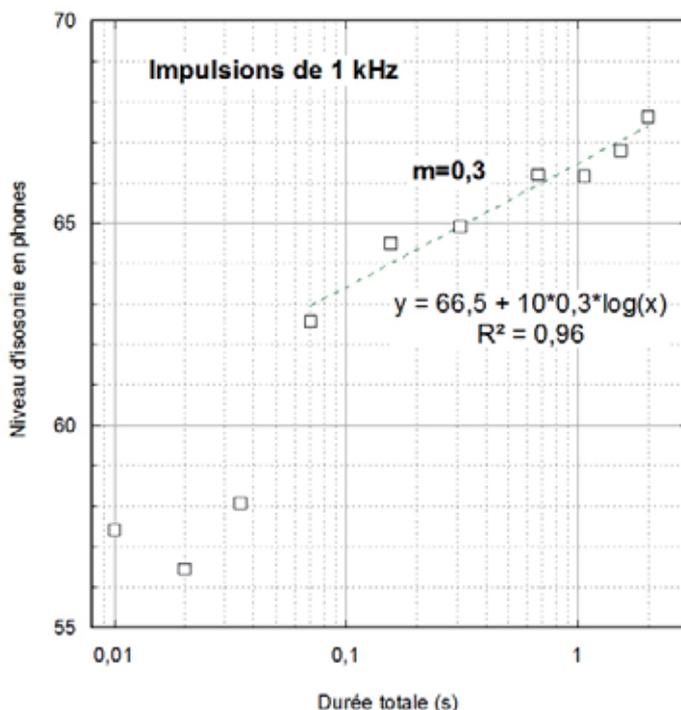


Figure V-7 : Intégration temporelle de sonie pour des impulsions. La ligne en trait plein représente l'ajustement des points expérimentaux par une fonction du type L_{comp} -- $L_t = k - 10m\text{Log}(t)$.

- Chalupper J. et Fastl H., "Dynamic loudness model (DLM) for normal and hearing-impaired listeners", *Acustica*, 88, 378-386, 2002.
- Chocholle R. et Saulnier Ch., "Les lignes isosoniques pour des sons de durée brève : 20 ms", *Revue d'Acoustique*, n°37, 93-97, 1976.
- Cops A. et Myncke H., "Mesures subjectives et objectives du niveau de sonie des signaux sonores impulsifs : un projet de recherche international", *Revue d'Acoustique* n°37, 98-104, 1976.
- Damongeot A., "Etude psycho-acoustique des bruits impulsifs d'hélicoptères", *Revue d'Acoustique* n° 48, 60-69, 1979.
- Ekman G., Berglund B. et Berglund U., "Loudness as a function of the duration of auditory stimulation", *Scan. J. Psy.* 7, 201-208, 1966.
- Fastl H. et al., "Contributions to Psychological Acoustics", Results of the Sixth Oldenburg Symposium on Psychological Acoustics, edited by August Schick, Bibliotheks- und Informations system der Universität Oldenburg, 1993.
- Fastl H. et Schmid W., "Comparison of loudness analysis systems", In *Proc. inter-noise'97* Vol.1 981-986, 1997
- Fastl H., "Evaluation and measurement of perceived average loudness", Fifth Oldenburg Symposium on Psychological Acoustics, Schick A., Hellbrück J. Et Weber R., BIS. Oldenburg, 205-216, 1991.
- Fastl H., "The psychoacoustics of sound-quality evaluation", *Acustica* 83, 754-764, 1997.
- Fletcher H. et Munson W.A., "Loudness, its definition, measurement and calculation", *J. Acoust. Soc. Am.*, 5, 82-108, 1933.
- Florentine M., Buus S. et Poulsen T., "Temporal integration of loudness as a function of level", *J. Acoust. Soc. Am.* 99 (3), 1633-1644, 1996.
- Florentine M., Epstein M. et Buus S., "Loudness for long and short tones", *Fechnerday*, The Seventeenth Annual Meeting of the International Society for Psychophysics, 19-23 octobre, Leipzig, Allemagne, 2001.
- Gabrielson A. et Sjögren H., "Perceived sound quality of sound-reproducing systems", *J. Acoust. Soc. Am.* 65 (4), 1019-1033, 1979.
- Garner W.R., "The loudness and loudness matching of short tones", *J. Acoust. Soc. Am.*, 21, 398-401, 1949.
- Gelfand, S.A., *Hearing*, "An introduction to psychological and physiological acoustics", Third Edition, Marcel Dekker, Inc., USA, 1998.
- Gerken G. M., Bhat V. K. H. et Hutchinson-Clutter M., "Auditory temporal integration and the power function model", *J. Acoust. Soc. Am.* 88 (2), 767-778, 1990.
- Gescheider, G.A., *Psychophysics, Method, Theory, and Application*, Second Edition, Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey, USA, 1985.
- Glasberg B. R. et Moore B. C. J., "A model of loudness applicable to time-varying sounds", *J. Audio Eng. Soc.*, 50, n° 5, 331-342, 2002.
- Green D. M., Birdsall T.G. et Tanner W.P. Jr., "Signal detection as a function of signal intensity and duration", *J. Acoust. Soc. Am.*, 29, 523-531, 1957.
- Gusky R., "Psychological Methods for evaluating sound quality and assessing acoustic information", *Acustica*, 83, 765-774, 1997.
- Gustaffson B., "The loudness of transient sounds as a function of some physical parameters", *J. Sound. Vib.*, 37(3), 389-398, 1974.
- Hellman R.P. et Zwillocki J.J., "Some factors affecting the estimation of loudness", *J. Acoust. Soc. Am.*, 33, 687-694, 1961.
- Hellman R.P. et Zwillocki J.J., "Monaural loudness function at 1000 cps and interaural summation", *J. Acoust. Soc. Am.*, 35, 856-865, 1963.
- ISO 532 B, "Méthode de calcul du niveau d'isonie", norme internationale, 1975.
- ISO R 226, "Lignes isosoniques normales pour sons purs écoutés en champ libre et seuil d'audition binaurculaire en champ libre", 1961.
- ISO 226, "Normal equal loudness level contours for pure tones under free-field listening conditions", 1987.
- ISO 1996/1-1982 (F), "Acoustique - Caractérisation et mesurage du bruit de l'environnement - Partie 1 : Grandeurs et méthodes fondamentales", 1996.
- ISO 226, "Normal equal loudness level contours", 2003.
- Jestead, W., "An adaptive procedure for subjective judgements", *Percept. Psychophys.* 28, 85-88, 1980.
- Kato T., Namba S. et Kuwano S., "A measurement of equal loudness contour of impulsive sounds by magnitude estimation", *J. Acoust. Soc. Jpn.* (J), 27, 21-32, 1993.
- Kuwano S. et Namba S., "Continuous judgement of level-fluctuating sounds and the relationship between overall loudness and instantaneous loudness", *Psychology Research*, 47, 27-37, 1985.
- Levitt H., "Transformed up-down procedures in psychoacoustics", *J. Acoust. Soc. Am.* 49, 467-477, 1971.
- Lévy-Leboyer C., "12 ans de recherches sur la gêne due au bruit. Bilan des recherches françaises et étrangères 1976-1987", Institut de Recherches et d'Applications en Psychologie du Travail, rapport, 1988.
- Liénard P., "Décibels et indices de bruits", Masson et Cie, 1974.
- Marvit P., Florentine M. et Buus S., "A comparison of psychophysical procedures for level-discrimination thresholds", *J. Acoust. Soc. Am.* 113 (6), 3348-3361, 2003.
- Masaoka K., Ono K. et Komiyama S., "A measurement of equal-loudness level contours for tone burst", *Acoust. Sci. & Tech.*, 22(1), 35-39, 2001.
- Mathias M., "La pratique de l'acoustique dans le bâtiment", Centre d'assistance technique et de documentation, Société de diffusion des techniques du bâtiment et des travaux publics.
- Meunier S. et Marchioni A., "Relations entre les caractéristiques physiques et les attributs subjectifs des signaux acoustiques", rapport final, Programme interdisciplinaire de recherche sur la ville, 1998.
- Meunier S. et Rabau G., "How does the loudness of impulsive sounds depends on energy and duration", *Proceedings of the Forum Acusticum Sevilla 2002*, Séville, Espagne, 16-20 septembre 2002.
- Miller G.A., "The perception of short bursts of noise", *J. Acoust. Soc. Am.*, 20, 160-170, 1948.
- Moore B. C. J. et Glasberg B. R., "Suggested formulae for calculating auditory-filter bandwidths and excitation patterns", *J. Acoust. Soc. Am.*, 74, 750-753, 1983.
- Moore B. C. J. et Glasberg B. R., "A revision of Zwicker's loudness model", *Acustica*, Vol. 82, 335-345, 1996.

- Moore B. C. J., Glasberg B. R. et Baer T., "A model for the prediction of thresholds, loudness and partial loudness", *J. Audio Eng. Soc.*, Vol.45, n°4, 224-240, 1997.
- NF S31-010, "Caractérisation et mesurage des bruits de l'environnement", 1996.
- Niese H., "Die Trägheit der Lautstärkebildung in Abhängigkeit vom Schallpegel", *Hochfrequenztechnik und Elektroakustik* 68, 143-152, 1959.
- Ohta K., Kuwano S. et Namba S., "Sound quality of impulsive sounds in relation to their physical properties", *Technoloy Reports Of The Osaka University*, 49, n° 2360, 189-199, 1999.
- Parizet E., Deumier S. et Milland E., "Car road noise annoyance : Significant timbre parameters and inter-individual variability", *Acustica - acta acustica*, 82, Suppl. 1, S 216, 1996.
- Pedersen O. J., Lyregaard P. E. et Poulsen T. E., "The round robin test on evaluation of loudness level of impulsive noise", *Acoustics Laboratory, Technical University of Denmark, Report n°22*, 1977.
- Plomp R. et Bouman M.A., "Relation between hearing threshold and duration for tones pulses", *J. Acoust. Soc. Am.*, 31, 749-758, 1959.
- Port E., "Über die Lautstärke einzelner kurzer Schallimpulse", *Acustica*, 13, 212-223, 1963.
- Poulsen T. et Han L.A., "The binaural free field hearing threshold for pure tones from 125 Hz to 16 kHz", *Acust. Acta Acust.*, 86, 333-337, 2000.
- Reichardt W., "Zur Trägheit der Lautstärkebildung", *Acustica*, 15, 345-354, 1965.
- Reichardt W., "Subjective and objective measurement of the loudness level of single and repeated impulses", *J. Acoust. Soc. Am.*, 47(6), part 2, 1557-1562, 1970.
- Reichardt W. et Niese H., "Choice of sound duration and silent intervals for test and comparison signals in the subjective measurement of loudness level", *J. Acoust. Soc. Am.*, 47, 1083-1090, 1970.
- Robinson D.W. et Dadson R.S., "A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones", *Brit. J. Appl. Phys.*, 7, 166-181, 1956.
- Ross R., Coles A., Garinther G.R., Hodge D.C. et Rice C.G., "Hazardous exposure to impulse noise", *J. Acoust. Soc. Am.*, 43(2), 336-343, 1968.
- Rumeau M., "Contribution à la caractérisation physique de bruits impulsifs sur la base d'expertises effectuées par le laboratoire central de la préfecture de police", Thèse de 3ème Cycle, Université de Technologie de Compiègne, 1980.
- Scharf B., "Loudness summation under masking", *J. Acoust. Soc. Am.*, 33, 503-511, 1961.
- Scharf B., "Loudness", in *Handbook of perception*, edited by E. C. Carterette and M. P. Friedman, Academic Press New York, 187-242, 1978.
- Scharf B. et Buus S., "Stimulus, Physiology, Thresholds", in *Handbook of perception and Human Performance Vol. I*, edited by Boff K. R., Kaufman L. And Thomas J. P., Academic Press New York, 1986.
- Scharf B. et Houtsma A. J. M., "Loudness", in *Handbook of perception and Human Performance Vol. I*, edited by Boff K. R., Kaufman L. And Thomas J. P., Academic Press New York, 1986.
- Schlauch, R. S. et Wier, C.C., "A method for relating loudness matching and intensity-discrimination data", *J. Speech Hear. Res.* 30, 13-20, 1987.
- Small A. M., Brandt J. F. et Cox. P. G., "Loudness as a function of signal duration", *J. Acoust. Soc. Am.* 34, 513-514, 1962.
- Stephens S. D. G., "Methodological factors influencing loudness of short duration sounds", *J. Sound Vib.* 37(2), 235-246, 1974.
- Stevens S.S., "The measurement of loudness", *J. Acoust. Soc. Am.*, 27, 815-820, 1955.
- Stevens S.S., "Calculation of the loudness of complex noise", *J. Acoust. Soc. Am.*, 28, 807-832, 1956.
- Stevens S.S., "The direct estimation of sensory magnitudes", *Loudness, Am. J. Psychol.*, 69, 1-25, 1956.
- Stevens S.S., "Concerning the form of the loudness function", *J. Acoust. Soc. Am.*, 29, 603-606, 1957.
- Susini P., "Perception évolutive et globale de sons non stationnaires", Thèse de doctorat de l'Université du Maine, spécialité Acoustique, 1999.
- Susini P. et McAdams S., "Psychophysical validation of a proprioceptive device by cross-modal matching of loudness", *Acta Acustica*, 86, 515-525, 2000.
- Susini P., McAdams S. et Smith B. K., "Global and continuous loudness estimation of time-varying levels", *Acustica/Acta Acustica*, 88, 536-548, 2002.
- Suzuki Y. et Takeshima H., "Equal-loudness-level contours for pure tones", *J. Acoust. Soc. Am.* 116 (2), 918-933, 2004.
- Takeshima H., Susuki Y. et Kono S., "Growth of loudness of a tone burst with a duration up to 10 seconds", *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, 9, n° 6, 295-300, 1988.
- Vigran E., Gjaevenes K. et Arnesen G., Two experiments concerning rise time and loudness, *J. Acoust. Soc. Am.*, 36(8), 1468-1470, 1964.
- Watson C. S. et Gengel R. W., Signal duration and signal frequency in relation to auditory sensitivity, *J. Acoust. Soc. Am.* 46 (4), 989-997, 1969.
- Weber R., "The continuous loudness judgement of temporally variable sounds with an "analog" category procedure", in *Proc. Of 5th Oldenburg Symp. On Psychol. Ac.*, 267-294, 1991.
- Zölzer U., "Digital audio signal processing", John Wiley et Son Ltd, 1997.
- Zwicker E., "Übe psychologische und methodische Grundlagen der Lautheit", *Acustica*, Vol. 8, 237-258, 1958.
- Zwicker E., "Procedure for calculating loudness of temporally variable sounds", *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 62, n°3, p 675-682, 1977.
- Zwicker E., "Dependence of post-masking on masker duration and its relation to temporal effects in loudness", *J. Acoust. Soc. Am.*, 75(1), p 219-223, 1984.
- Zwicker E., Deuter K. et Peisl W., "Loudness meters based on ISO 532 B with large dynamic range", *Inter'Noise 85, Proceedings 1985 International Conference on Noise Control Engineering*, 1985.
- Zwicker E. et Fastl H., "Psychoacoustics: Facts and models", 2nd Edition, Springer-Verlag, Berlin, 1999.
- Zwicker E., Fastl H. et Dallmayr C., "BASIC-program for calculating the loudness of sounds from their 1/3-oct. band spectra according to ISO 532B", *Acustica* 55, 63-67, 1984.
- Zwicker E. et Feldtkeller R., "Psychoacoustique", Masson, Paris, 1981.

PUB

VEILLE TECHNOLOGIQUE

SIEMENS

VIBE™



Oreillette Bluetooth ? Lecteur MP3 ? Siemens lance la première aide auditive pour malentendants qui ne ressemble à aucune autre.

A l'occasion du congrès des audioprothésistes français, Siemens a présenté Vibe™. Nouveau système auditif, nouveau style, le design exclusif de Vibe le rend incomparable. Ni intraauriculaire, ni contour d'oreille, Vibe se loge dans la conque et combine ainsi plusieurs avantages : la directivité de l'oreille est naturelle, le conduit auditif reste ouvert, il n'y a rien derrière le pavillon et l'utilisateur est libre de ses mouvements. Vibe s'adapte à tous les styles, en proposant 19 couleurs et motifs originaux, échangeables facilement par l'utilisateur.

De par sa forme et sa taille, la conque de l'oreille fait office de filtre naturel qui collecte et transmet le son, légèrement amplifié, dans le conduit auditif. Le nouveau Vibe de Siemens reproduit exactement ce principe : il reçoit le signal par le microphone positionné dans la conque, l'amplifie et le transmet au tympan par l'intermédiaire d'un petit tube fin. Avec son design révolutionnaire, Vibe ne s'inscrit dans aucune catégorie connue à ce jour dans le monde de la correction de l'audition.

L'utilisateur peut choisir sa façon de porter Vibe, en toute discrétion ou au contraire en l'affichant fièrement, comme un accessoire de mode. Grâce aux cinq boîtiers différents, choisis par l'utilisateur parmi les 19

proposés, il peut changer lui-même de style en quelques secondes. Vibe existe en tons clairs, pastels, différentes nuances de blanc, brun ou gris pour se marier avec toutes les teintes de cheveux. Des couleurs plus modernes, comme noir, orange, argent, jaune, vert, bleu ou rose s'accordent avec tous les styles. Différents rouges ou des motifs type léopard accompagnent aisément toutes les tenues les plus extravagantes et tous les maquillages.

Les ingénieurs de Siemens ont également souhaité que les utilisateurs profitent pleinement des innovations technologiques dont Vibe est doté. Sa forme originale permet de le positionner en toute sécurité dans la conque de l'oreille. L'utilisateur peut bouger et même faire du sport sans aucune gêne.

SoundSmoothing™ réduit les bruits impulsionnels, les impacts de bris de verre, de froissement de papier, de tintement de couverts, extrêmement désagréables. SoundSmoothing est le réducteur de bruits impulsionnels le plus efficace, qui sache isoler et réduire automatiquement les bruits d'impacts, tout en conservant la parole intacte.

Vibe assure un traitement de signal sur 8 canaux pour une sonorité confortable et plus de souplesse dans les réglages.

FeedbackBlocker™, nouvel anti Larsen développé par Siemens, recherche parmi les fréquences les risques de Larsen et les élimine automatiquement.

Avec Vibe, même dans des situations propices au Larsen, les sifflements ne sont plus à craindre et la qualité de la parole est maintenue.

Poids plume et performance maximale, Vibe pèse à peine plus d'1 gramme avec la pile (pour 0.80 gr. sans la pile).

Vibe corrige les pertes légères et moyennes.

Pour plus d'informations
sur le nouveau Vibe :

Contact Presse
Nadège OUIDRANE
Tél. : 01 49 33 25 96
nadege.ouidrane@siemens.com



NEXT™

Next™ redéfinit l'excellence dans les catégories entrée et cœur de gamme

Toutes les clés du succès.

2 avril 2008 – Kitchener, Ontario, Canada – Unitron Hearing a annoncé aujourd'hui le lancement de sa nouvelle famille d'aides auditives, Next™, qui comprend quatre gammes exceptionnelles : Next I6, Next 8, Next 4 et Next E, chacune intégrant des fonctions innovantes répondant aux besoins spécifiques des clients. Next a été développée à partir de la plateforme numérique la plus évoluée au monde pour une qualité sonore exceptionnelle. La famille Next fait référence en matière de performances et de caractéristiques dans les catégories entrée et cœur de gamme.



Un anti-Larsen à la pointe de la technologie

Les 4 gammes de Next intègrent l'anti-Larsen le plus perfectionné au monde. Il détecte et élimine l'effet Larsen plus rapi-

dement tout en préservant une qualité sonore exceptionnelle. L'anti Larsen de Next permet un gain utilisable optimal, une plage d'appareillage élargie, plus d'appareillages Open et des événements plus larges pour une qualité de son plus naturelle. Cet anti-Larsen à la pointe de la technologie permet de proposer différents types d'appareils sur-mesure et, notamment le CIC Power et l'ITE directionnel Power ainsi que d'autres options intra-auriculaires intelligentes.

Les gammes Next I6 et Next 8 intègrent respectivement les programmes automatiques **autoPro3™** et **autoPro2™**. Les programmes automatiques autoPro réunissent 3 ou 2 destinations sonores indépendantes en une seule fonction homogène et automatique. Avec des transitions rapides et quasiment imperceptibles, autoPro permet également aux audioprothésistes de personnaliser les fonctions adaptatives et la réponse en fréquence de chaque destination sonore.

Une première dans l'industrie ! La gamme Next I6 intègre l'**Equilibre Confort / Clarté**. Cette fonction satisfait les préférences d'écoute situationnelles de manière encore plus précise qu'avec la simple utilisation du réglage du volume.

L'**Equilibre Confort / Clarté** permet aux utilisateurs de régler eux-mêmes en temps réel l'amélioration de la parole et le réducteur de bruit.

Cette fonction s'active directement depuis l'appareil auditif ou depuis la télécommande Smart Control (en option). Smart Control est également compatible avec les gammes Next 8 et 4.

Intégrée sur toutes les gammes de la famille Next, la fonction **antiShock™** élimine l'inconfort lié aux bruits soudains, sans affecter la parole. Les gammes Next I6, Next 8 et Next 4 intègrent également la **technologie de dépendance de niveau (amélioration de la parole)**, idéale pour les utilisateurs qui interagissent dans une grande variété d'environnements sonores.

Contact :

Pauline Croizat
Communication & Marketing
04 26 23 22 03
pauline.croizat@unitronhearing.com

« Unitron Hearing s'est toujours engagée à développer des technologies de pointe pour tous ses produits », explique Cameron Hay, président et directeur général d'Unitron Hearing. « La famille d'aides auditives Element™ d'Unitron Hearing continue à faire référence en matière de fonctions et de performances dans les catégories d'entrée et de cœur de gamme. Aujourd'hui avec Next, nous relevons encore le niveau en termes de variété, de fonctions et de performances avec des aides auditives de styles différents positionnées sur plusieurs niveaux de prix, Unitron Hearing propose désormais la famille d'aides auditives la plus complète et la plus avancée du marché. Tout simplement. »

Next se décline sur un choix incomparable de styles différents avec, notamment, la ligne de micro-contours Moxi™ (CRT), la ligne de micro-contours Open tube fin Moda™ II . Nouveau : OptimumFit est une solution CRT sur mesure très complète qui procure un confort maximal et la flexibilité d'ajuster la longueur des tubes écouteurs à la convenance de l'utilisateur. Next™ s'appareille à partir du logiciel U : Fit I.4 .

Next est disponible à la vente depuis mai 2008.

A propos d'Unitron Hearing

Unitron Hearing crée des solutions auditives innovantes de renommée mondiale qui facilitent la vie quotidienne des personnes concernées par une perte auditive. Unitron Hearing est réputée pour ses appareils auditifs de grande qualité, faciles à utiliser. La société possède 12 bureaux à travers le monde et travaille avec des distributeurs répartis dans plus de 65 pays. Son département R&D mondial est situé à Kitchener (Canada). Pour plus d'informations, visitez www.unitronhearing.com ■

Oticon ♦ Epoq



**REGARDER
LA TÉLÉVISION
DEVIENT PLUS
FACILE GRÂCE À
EPOQ ET AU
STREAMER
D'OTICON**

Avec Oticon Epoq, vous profitez davantage de la télévision ! La technologie sans fil offre une connexion claire comme du cristal afin que vous puissiez regarder la télévision au même niveau sonore que tout le monde. Même lorsque vous êtes dans une pièce bruyante, vous bénéficierez d'une parfaite qualité sonore pour écouter la télévision. Le signal de la solution TV sans fil sera transmis à votre Streamer et directement envoyé à vos aides auditives Epoq. La technologie sans fil vous apporte le son. Facile à connecter à votre télévision, le boîtier TV sans fil envoie le signal audio directement à votre Epoq Streamer et ce, sans fil. Peu importe où que vous soyez dans la pièce, vous profitez d'un signal continu, sans aucune distorsion, ni aucun retard.

Branchez... écoutez !

Le boîtier TV sans fil se connecte aux aides auditives Epoq grâce au Streamer et valorise encore plus l'une des meilleures solutions auditives disponibles sur le marché. L'Epoq Streamer est très élégant. Il vous suffit d'appuyer sur un bouton pour activer la connexion.

Contact :

Aurélien Cordier - Zambeaux
Communication et Marketing
01 41 88 01 59
ac@prodotion.fr

CREDITS PHOTOS OTICON

Alors, vous pourrez entendre la télévision au niveau sonore qui vous convient, presque partout chez vous, même lorsque les haut-parleurs de la télévision sont atténués.

Le Streamer fonctionne parfaitement avec un Epoq, mais votre audition sera meilleure si vous l'utilisez avec deux aides Epoq... vous aurez alors un son parfait dans les deux oreilles. Grâce au fonctionnement totalement automatique d'Epoq, écouter devient un jeu d'enfants. Que vous soyez en train de bavarder ou de chanter, Epoq vous permet d'entendre. Tout fonctionne automatiquement. Plus besoin de changer manuellement de programmes, il suffit de faire attention aux choses et à la télévision bien sûr.



Cette solution est l'unique système sans fil destiné à la télévision vous offrant :

- Un son clair comme du cristal sans bourdonnement ou bruit
- Aucun retard audio

Le système sans fil Oticon Streamer

1 se connecte à la sortie audio de votre télévision.

2 transmet le son de la télévision depuis sa base jusqu'au récepteur que vous portez, tout en permettant un contrôle du volume.

3 offre un signal clair et puissant à l'entrée filaire du Streamer pour la musique.

UNE PROTECTION ANTI CHOC POUR LES APPAREILS OTICON AMIGO T10 ET T20



L'Oticon Amigo T10 ainsi que l'Oticon Amigo T20 ont désormais leur housse de protection colorée. Aux couleurs de l'arc en ciel, ils protègent efficacement les appareils des rayures et des chocs. De texture douce et anti-transpiration, elle offre un meilleur confort d'utilisation pour tous ses utilisateurs. L'objet dont on ne pourra plus se passer... tout l'été ! ■



CONGRÈS PÉDIATRIQUE PHONAK CHICAGO



Chicago



L'EPU 2007 était consacré à « l'appareillage de l'enfant ». Sujet passionnant, et difficile. Pour un clinicien, c'est probablement la prise en charge la plus complexe à maîtriser tant le nombre de notions à posséder pour réussir l'appareillage est grand et surtout tant le « sens clinique acquis » s'avère essentiel. Au-delà de la prise en charge individuelle de l'enfant sourd, qui est essentielle pour l'avenir de l'enfant en question, il nous a semblé pertinent de participer au congrès pédiatrique Phonak, qui se

tenait à la même époque à Chicago. Ces congrès sont l'occasion de confronter notre exercice de prise en charge de l'enfant sourd à celui réalisé dans d'autres pays et de connaître les développements technologiques en cours qui pourraient aider à une meilleure prise en charge. Une petite délégation française a pu assister à ces conférences. Peu ou pas d'équipes françaises n'ont malheureusement été retenues pour une présentation orale ou même un poster...

Nous savons très bien prendre en charge l'enfant sourd et la surdité en général mais nous manquons d'une organisation scientifique et médicale qui nous permette d'afficher des séries, de rendre compte de notre savoir faire et du service médical rendu. Comme dans l'industrie pharmaceutique, les fabricants sont ceux qui ont les moyens d'organiser ce type d'étude clinique. Ce projet est à portée de main car certaines structures d'audioprothèses sont à même aujourd'hui d'organiser un recrutement suffisant de patients et d'assurer la collecte et

Arnaud Coez
Laboratoire de
Correction Auditive
20, rue Thérèse
75001 Paris



Un programme chargé sous l'égide du Pr Richard Seewald

le traitement des données. Cette démarche permettrait d'asseoir le bien fondé de la mise sur le marché d'un nouveau dispositif auprès des pouvoirs publics français et aux audioprothésistes de rendre compte scientifiquement de leur activité auprès des professionnels des autres pays et d'y être représenté. A cet égard, les équipes françaises communiquent quand il s'agit d'implants cochléaires, d'implants d'oreille moyenne... car des protocoles d'études sont alors établis. Aux audioprothésistes de montrer qu'ils sont capables d'organiser la même chose quand il s'agit de prothèses auditives. Le congrès Phonak a permis de mettre en évidence que l'évaluation de l'efficacité de l'appareillage pouvait être clinique à partir de tests subjectifs ou de questionnaires. On est toujours subjugué par la qualité des séries présentées par les équipes australiennes (Dr Teresa Ching), qui permettent de répondre à une question précise tel que l'impact de l'âge d'appareillage sur le résultat audioprothétique final.

Mais cette évaluation se fait de plus en plus par des méthodes objectives telles que l'électrophysiologie. Le réglage de l'implant cochléaire intègre dans les méthodes de réglage (sans dispositif supplémentaire) des tests d'électrophysiologie qui permettent de s'assurer de l'efficacité de la stimulation électrique délivrée. On pourrait de la même façon s'assurer de la perception des sons au travers des prothèses par des méthodes électrophysiologiques. Les méthodes électrophysiologiques sont un développement futur important pour notre



Stefan Launer,
Directeur de recherche, Phonak

profession, tant elles permettraient d'objectiver sur différentes fréquences des seuils d'audition (ASSR), si difficiles à obtenir parfois en comportemental, mais aussi de vérifier l'efficacité de la prothèse pour restituer une perception sonore efficace et enfin d'évaluer les conséquences centrales au cours du temps de cette stimulation sonore objectivée efficace.

L'exposé du Dr Anu Sharma fut à cet égard un grand moment du congrès et nous vous livrerons prochainement dans les cahiers de l'audition son expérience. Les données électrophysiologiques complètent ainsi très utilement les séries comportementales habituelles. Ce congrès fut l'occasion de présenter la nouvelle version développée par l'équipe du Pr Seewald de la méthode de pré-réglage DSL i/o v.5 adaptée à l'enfant. Ce fut l'occasion, également de présenter des méthodologies de tests applicables à l'enfant, notamment pour dépister les zones inertes cochléaires chez l'enfant (Dr Kevin Munro). Cette meilleure connaissance du système auditif, permet aux

fabricants de développer de nouveaux algorithmes susceptibles de corriger de façon plus adéquate la surdité. Les audioprothésistes en rêvaient depuis de nombreuses années, Phonak l'a fait (Dr Stefan Launer). La révolution numérique, nous fait rentrer résolument dans une nouvelle ère. Les limites futures seront probablement simplement celles de notre imagination. Historiquement et techniquement, le paramètre « intensité » du signal sonore a longtemps été notre sujet de préoccupation premier en tant que professionnel, afin de rendre en premier lieu le signal audible par le patient, puis en respectant ses dynamiques résiduelles de l'audition et enfin en affinant ces paramètres par bandes de fréquences plus nombreuses et donc plus fines. Aujourd'hui, le traitement du signal d'un deuxième paramètre acoustique nous est accordé. Les audioprothésistes vont pouvoir agir sur une deuxième dimension du son qui est la bande passante audible du malentendant. La limite de l'appareillage conventionnel est bien évidemment la qualité résiduelle de la fonction auditive périphérique qui est malheureusement parfois fort dégradée dans certaines zones fréquentielles.

Deux nouveaux traitements du signal nous permettent dès aujourd'hui soit de transposer une partie du signal aigu dans une région fonctionnelle de la cochlée qui code pour d'autres fréquences ou bien comme le propose aujourd'hui la société Phonak, de réaliser une réelle compression fréquentielle des zones aigües jusqu'à une fréquence charnière réglable en dessous de laquelle le traitement du signal demeure identique à une prothèse conventionnelle. Dans le premier cas, une même région de la cochlée sera amenée à coder pour deux types d'informations fréquentielles différentes, dans le deuxième cas, une seule région cochléaire code pour une seule fréquence.

Ces deux traitements du signal sont très novateurs et feront l'objet d'un numéro des cahiers de l'audition futur. Nos maîtres, à la recherche de la pierre philosophale, rêvaient d'une prothèse capable de reproduire les déformations inverses induites par la cochlée afin de retrouver une fonction



Une délégation française assidue...





Susan Scollie



Pr Anu Sharma

cochléaire « normale ». Restera à savoir traiter la troisième dimension du signal : le temps, et cela en temps réel... Très belles perspectives qui nous permettront peut être un jour de calculer la transformée inverse du chaos cochléaire induit par la surdité. En attendant, comme toute nouvel-

le avancée technologique, qui est très prometteuse sur le plan des techniques, reste à l'évaluer cliniquement. Cette évaluation est faite par des équipes canadiennes (Dr Susan Scollie). Les résultats seront prochainement publiés, et les cahiers de l'audition s'en feront naturellement l'écho.

On peut aussi s'attendre par ailleurs à des limites fortes de ce type d'approche, puisqu'une perte supérieure à 30 dB dans les régions cochléaires codant pour les graves s'accompagne déjà de modifications fortes de sélectivité fréquentielle et temporelle. Un moyen de faire la part des choses est la réalisation d'études cliniques multicentriques, randomisées, que nous serons capables d'organiser dans le futur en France, et qui permettront de poser les indications thérapeutiques de ces développements technologiques très prometteurs.

En attendant, voici, les premières réflexions pratiques des équipes canadiennes sur la compression fréquentielle présentées par le Dr D Glista. ■

L'annuaire Français d'Audiophonologie 33^e année - édition 2008

Sommaire
 Contants

- Centres d'audioprothèse
- Fournisseurs aides auditives, matériel & services
- Index produits & marques audiolgie
- Médecins ORL & médecins phoniatres
- Fournisseurs & instrumentation ORL
- Services ORL & centres de réadaptation
- Orthophonistes
- Instituts d'éducation & Secteur associatif

À renvoyer à : OCEP édition, 27-31 rue Gabriel Péri 94220 Charenton-le-Pont
 Nom / Raison sociale :
 Adresse :
 Code postal : Ville : E-mail :
 ☐ Désire recevoir la 17^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)
 Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €
 Joindre le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition

ocep **www.annuaire-audition.com**
 OCEP édition - renseignements et publicité : 01 43 53 33 33

CDA

PUB

VÉRIFICATION ÉLECTRO-ACOUSTIQUE DE LA COMPRESSION FRÉQUENTIELLE NON LINÉAIRE

La technologie des aides auditives conventionnelles peut limiter l'audibilité des hautes fréquences par des contraintes liées à un manque de gain ou de la présence d'un effet Larsen. Dans certains cas, une audibilité limitée des fréquences aiguës peut affecter le bénéfice et la performance du réglage de l'appareil.

Un réglage efficace des aides auditives lors de pertes auditives sur les hautes fréquences est capital chez l'enfant, d'autant que l'enfant a besoin de développer et d'acquérir des capacités de langage et de parole. Des études récentes montrent que le handicap auditif induit des retards significatifs dans la production de fricatives (Moeller, Hoover, Putman, et al., 2007; Stelmachowicz, Pittman, Hoover, et al., 2004). Ce retard peut être dû à une diminution de l'audibilité des hautes fréquences au travers des aides auditives conventionnelles. Le pic spectral plus bas du /s/, un phonème important dans le développement de la parole et du langage est situé entre 2.9 kHz et 8.9 kHz (Boothroyd and Medwetsky, 1992). L'amplification conventionnelle ne peut pas fournir une audibilité suffisante pour des consonnes telles que /s/, /th/, /f/, /sh/, et /t/ dans les pertes d'audition en pente de ski.

La technologie multicanale de compression fréquentielle non linéaire (NFC) est une nouvelle stratégie d'abaissement fréquentiel, qui peut amener des hautes fréquences dans une région fréquentielle de meilleure audibilité. Le traitement numérique du signal est utilisé pour contrôler séparément l'effet de la compression dans les basses et les hautes

fréquences. Les régions de basse fréquence ne sont pas comprimées, permettant de préserver les ratios formantiques naturels de la parole. Les plus hautes fréquences peuvent subir le traitement NFC ajustable par le clinicien, déplaçant les sons de hautes fréquences (typiquement /s/) vers des fréquences plus basses. La recherche sur de telles technologies indique une amélioration significative de la reconnaissance de la parole pour les adultes et les enfants (Simpson, Hersbach and McDermott, 2005; Glista, Scollie, Bagatto, Seewald and Johnson, in review), tandis que des ajustements individuels peuvent se révéler très bénéfiques (Scollie, Parsa, Glista, Bagatto, Wirtzfeld, Seewald, in review).

VÉRIFICATIONS CLINIQUES

La nature particulière du traitement du signal nécessite des modifications de la procédure habituelle d'évaluation. Notamment, la mesure des hautes fréquences doit être différente pour les prothèses auditives avec compression fréquentielle non linéaire, comparée à l'amplification conventionnelle. Ce poster présente un protocole clinique pour une évaluation électro-acoustique des prothèses auditives avec compression fréquentielle non linéaire (CFNL) en utilisant la parole comme signal test et dresser les limites des tests avec un signal qui n'est pas de la

Danielle Glista, Susan Scollie,
Marlene Bagatto,
Richard Seewald

Child Amplification Laboratory,
National Centre for Audiology,
University of Western Ontario,
London, ON

parole. Des exemples d'évaluation réalisées avec l'audioscan « Verifit » incorporent les instruments VUP Naïda Phonak avec sound recover.

Exemple de cas : Perte auditive symétrique en pente de ski dans les hautes fréquences, avec une perte moyenne tonale dans les hautes fréquences de 103 dB sur la meilleure oreille. Le réglage du SoundRecover suggéré par iPFG dans ce cas est de 3 kHz (fréquence de coupure) et 4 :1 comme valeur de ratio de compression fréquentielle.

utilisez les cibles de « DSL5.0. enfants » dans les deux systèmes, et si une mesure RECD est réalisée, entrez là dans iPFG. Réalisez un réglage automatique dans iPFG. Reportez vous aux figures 1 à 5 (pour des exemples d'informations entrées dans le logiciel iPFG et audioscan verifit).

dessous de la fréquence de coupure du « soundRecover » (càd 3kHz). Le MPO apparaîtra différent par rapport aux aides auditives conventionnelles. (fig 6)

2i/ Si la parole atteint la cible. Mesurez les réponses pour de faibles (55 dB SPL), moyens (65 dB SPL) et forts (75 dB SPL) signaux de parole et évaluez la réponse. La bande passante de la prothèse auditive peut paraître plus restreinte qu'à l'accoutumance surtout si un point d'enclenchement bas du SoundRecover est utilisé. Cela témoigne de l'efficacité de la compression fréquen-

EVALUATION AVEC DES SIGNAUX DE PAROLE

Etape 1 : Un réglage pédiatrique adapté

Saisir l'audiogramme, l'âge et les autres informations requises dans Noah ou le logiciel iPFG ainsi que dans la chaîne de mesure (Audioscan sera utilisé dans cette étude). Assurez-vous que les mêmes paramètres de réglage DSL aient été sélectionnés dans les deux systèmes. Par exemple,

Connectez les aides auditives au coupleur pour les mesures au simulateur d'oreille (S-REM) ou placez les aides auditives dans l'oreille en cas de mesure directe sur l'oreille (REM) et vérifier :

i/ Si la mesure du maximum de sortie (MPO) s'aligne sur la cible. Utilisez un signal à bande étroite à 90 dB SPL, mais n'interprétez la mesure qu'en

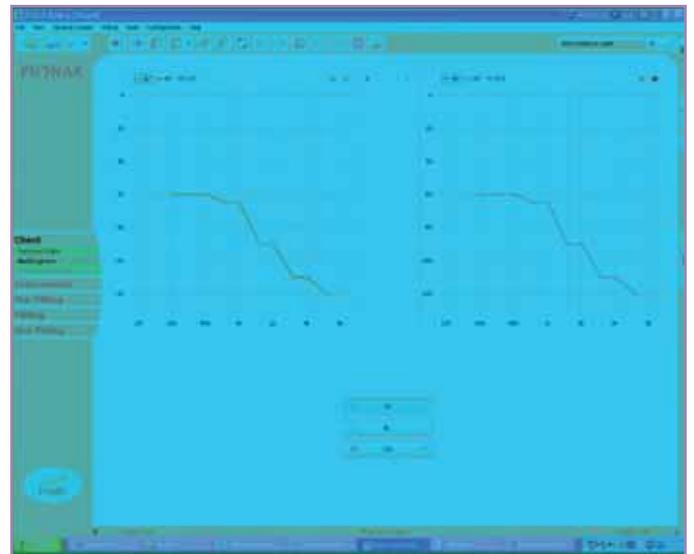


Figure 1 : Entrez les données audiométriques pour un réglage binaural.

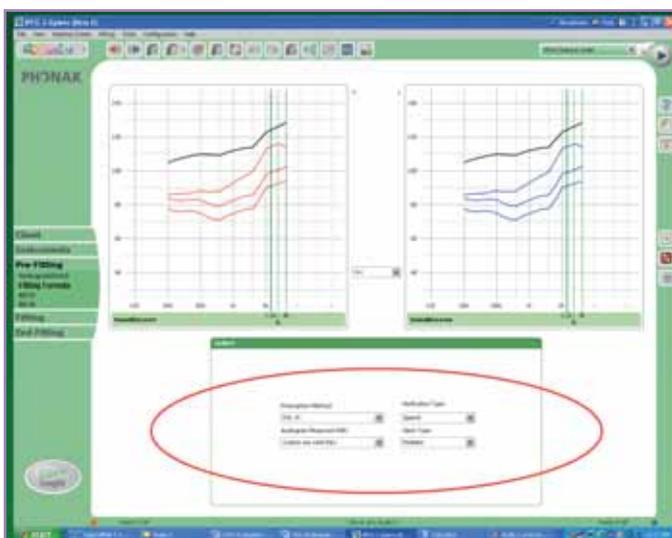


Figure 2 : iPFG indique des méthodes de pré-réglage, croisant les mesures de seuil, le type de signal de mesure et la typologie du patient.

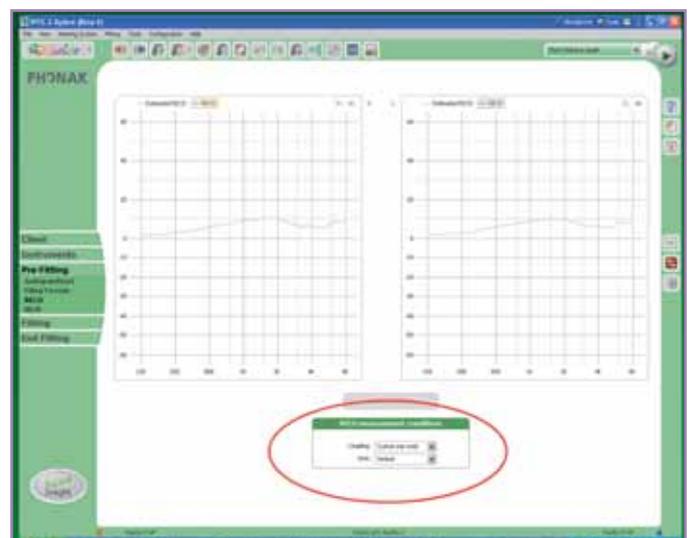


Figure 3 : iPFG prédit les différences acoustiques coupleur / Oreille réelle (RECD) et intègre les données concernant l'event.

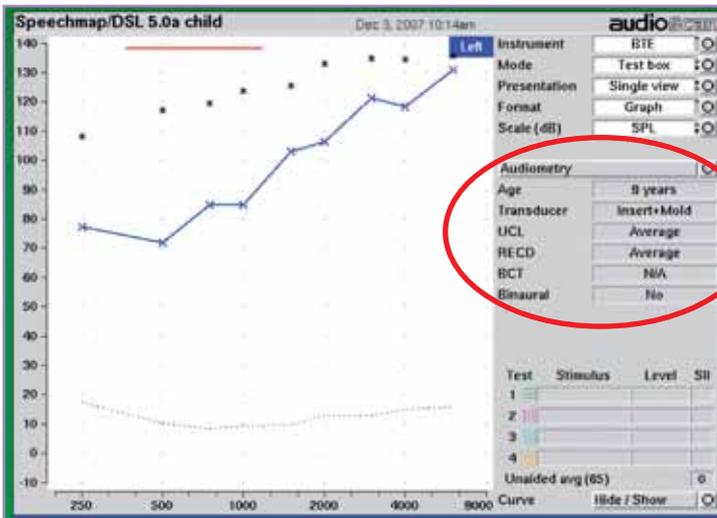


Figure 4 : Entrez les informations audiométriques pour le côté gauche et la méthode de pré réglage dans l'Audioscan.

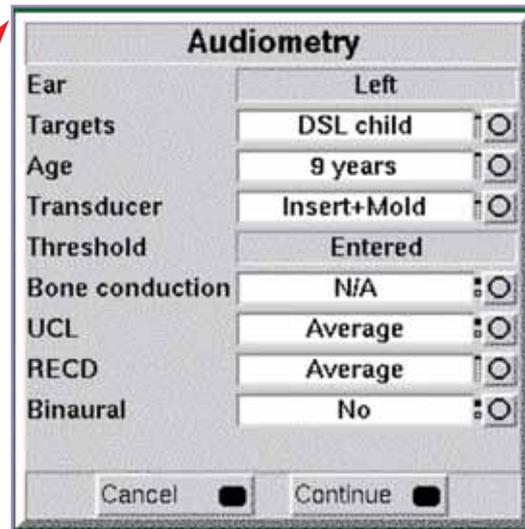
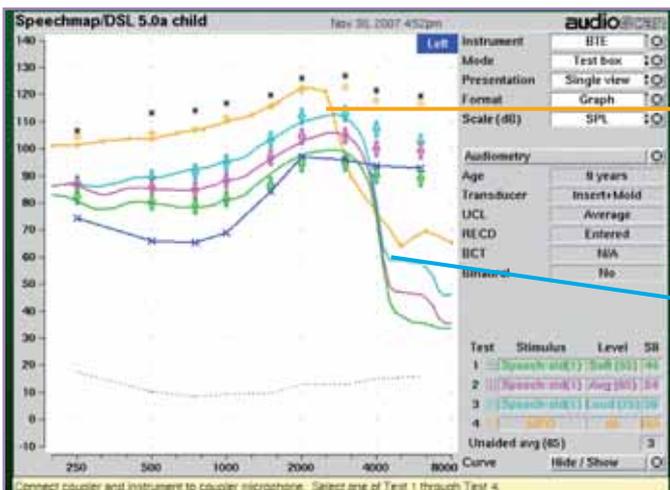


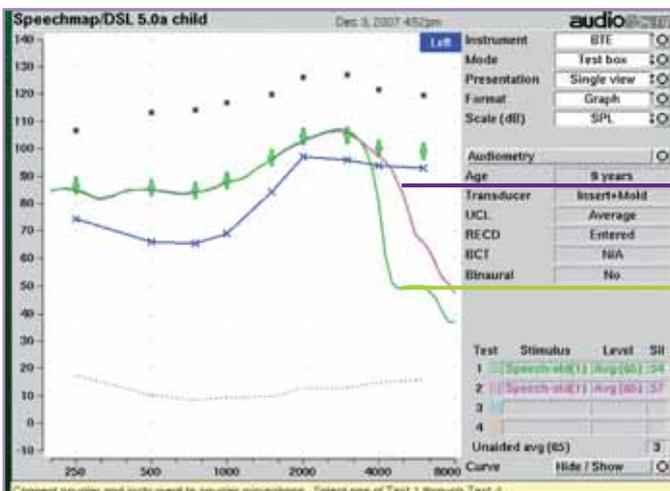
Figure 5 : Entrez le type de couplage, la typologie du patient, les informations de RECD, et les autres informations utiles au réglage dans l'Audioscan.



Le MPO montre clairement la fréquence de coupure (au delà le MPO ne peut pas être interprété).

Le spectre moyenné de la parole (LTASS° est abaissé en fréquence. De légères distortions sont mesurables dans les aigus (sous le seuil).

Figure 6 : Vérification des résultats par verifit pour Naïda réglé automatiquement sur les cibles prescrites par DSL v5.0a. SoundRecover est activé.



Spectre moyenné de la parole (LTASS) sans le SoundRecover

Spectre moyenné de la parole (LTASS) avec le SoundRecover

Figure 7 : Spectre moyenné de la parole sur une longue période (LTASS) avec appareil avec et sans le SoundRecover.

tielle. Évaluez le réglage sur les cibles de la bande passante du dispositif (fig 6.).

3i / Si la qualité sonore est acceptable. Si le SoundRecover est actif, la qualité du son de la parole peut être différente de celle d'un dispositif conventionnel.

a/ Les fréquences des phonèmes /s/ et /sh/ ont pu être abaissées et le phonème /s/ peut ressembler à un /sh/ (a mild lisping quality). Si /s/ est transformé intégralement en /sh/ (a strong lisping quality), un réglage fin peut être nécessaire pour réduire la puissance du « SoundRecover ».

b/ Les voyelles et les fréquences vocales (vocal tones) peuvent être nettement altérées, alors que chaque voyelle peut être clairement identifiée, et ne pas être confondues avec d'autres voyelles.

c/ Ces modifications peuvent survenir si l'interlocuteur a un timbre haut. Par exemple, la voix d'une femme ou d'un enfant peut être plus affectée qu'une voix d'homme. Des mesures plus poussées sur la parole peuvent être utilisées pour aider à l'identification des confusions phonétiques indésirables qui ont pu être induites par le « sound recover ».

Etape 3 (optionnelle) Quel est l'impact du « SoundRecover » sur la parole ?

Mesurez le spectre moyen à long terme de la parole (LTASS) avec et sans l'enclenchement du « Soundrecovery » pour observer l'effet global sur la bande passante de la parole en sortie (fig 7). Notez que la bande passante avec le Sound recover est plus réduite.

MESURES AVANCÉES DE LA PAROLE

Utilisez votre voix comme signal test et enregistrez la courbe de réponse de l'appareil lorsque vous prononcez un phonème continu (càd :s/ ou :sh/) pour vérifier l'audibilité des hautes fréquences (Fig 8 et 9). Cette mesure peut être réalisée avec et sans l'activation du « SoundRecover » pour montrer l'audibilité des différents phonèmes d'intérêt.

VÉRIFICATION AVEC DES SONS PURS

Quand le « SoundRecover » est enclenché, l'interprétation des mesures en sons purs (c'est à dire en utilisant un swept son pur) est compromise. Les mesures au dessus de la fréquence de coupure ne sont pas valables (Figure 10 et 11). Pour cette raison, l'évaluation par des sons purs n'est pas recommandée pour évaluer le réglage sur les cibles quand le « soundRecover » est enclenché tandis qu'elle est utile pour vérifier l'effet du « soundRecover » quand il est enclenché par rapport au fait qu'il puisse ne pas l'être (c'est à dire en comparant les résultats mesurés dans ces deux conditions, en notant les modifications importantes induites au dessus de la fréquence de coupure).

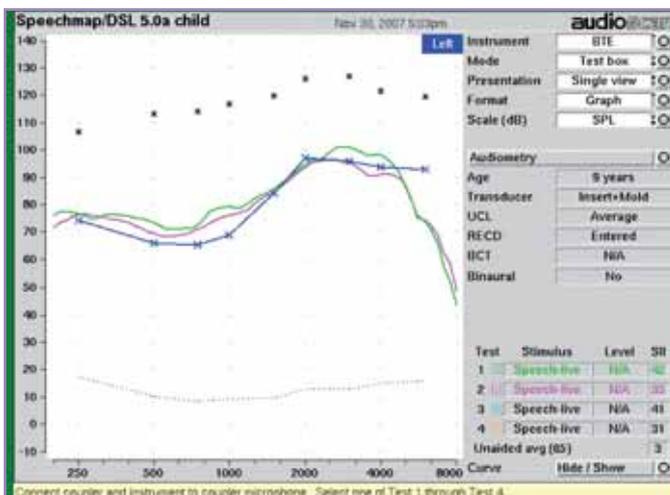


Figure 8 : Spectre de la parole du phonème /sh/ (en vert) et du phonème /s/ (en violet) sans le SoundRecover. L'audibilité est difficile pour le /sh/ et le /s/ est inaudible.

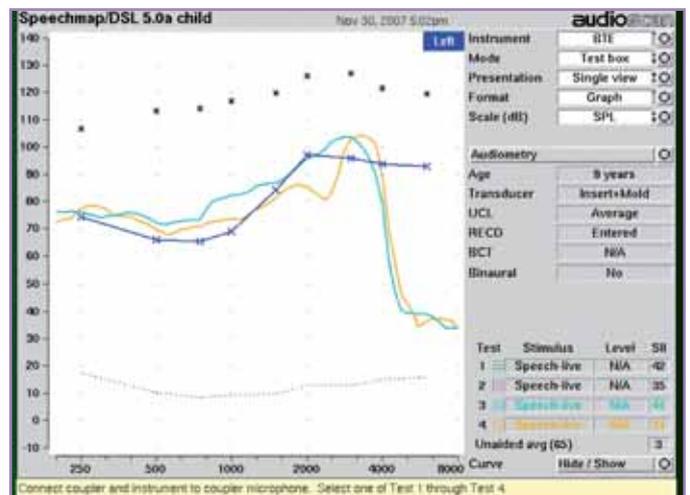


Figure 9 : Spectre de la parole du phonème /sh/ (bleu) et du phonème /s/ (orange) avec SoundRecover. L'audibilité est retrouvée pour les deux sons.

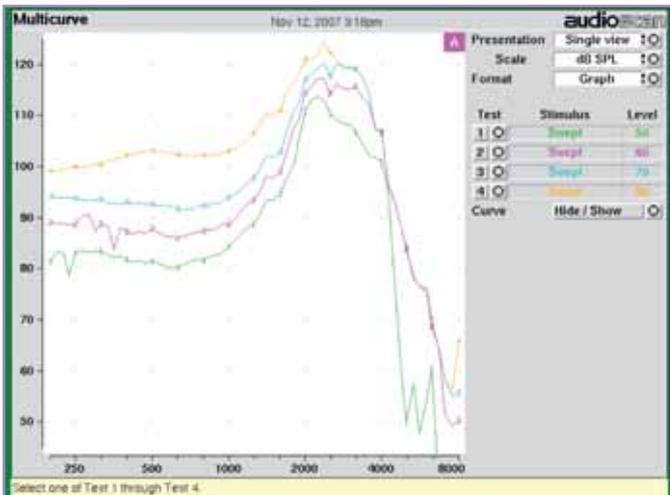


Figure 10 : Résultats de mesure avec des sons purs (swept) sans SoundRecover induisant des pics de sortie notables dans les hautes fréquences

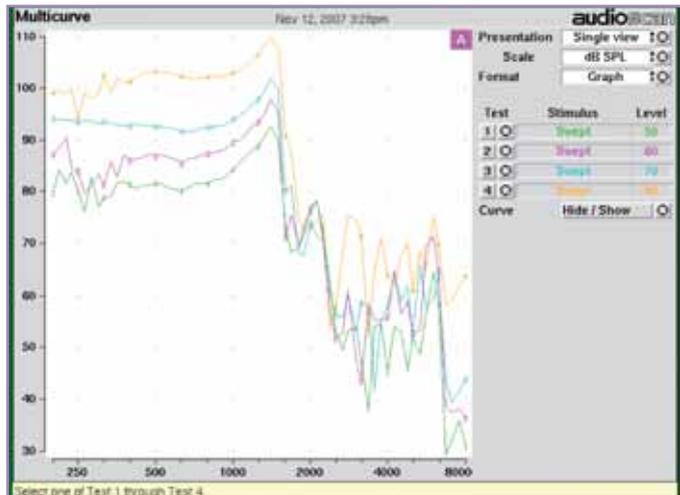


Figure 11 : Résultats de mesure en sons purs avec le SoundRecover pour le même réglage. Les pics de sortie ont été déplacés (shifted over) et la courbe de mesure s'effondre au-delà de la fréquence de coupure (1600 Hz).

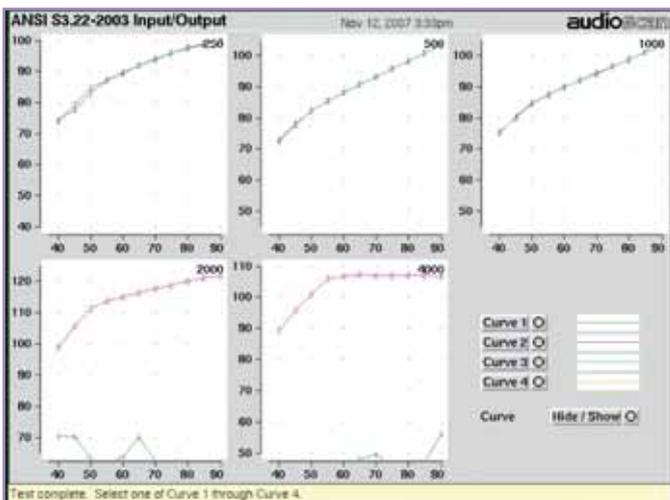


Figure 12 : Points entrée/sortie mesurés avec un signal tonal, AVEC (vert) et SANS (violet) SoundRecover. Les points I/O au-delà de la fréquence de coupure (1600Hz) ne sont pas valables avec SoundRecover.

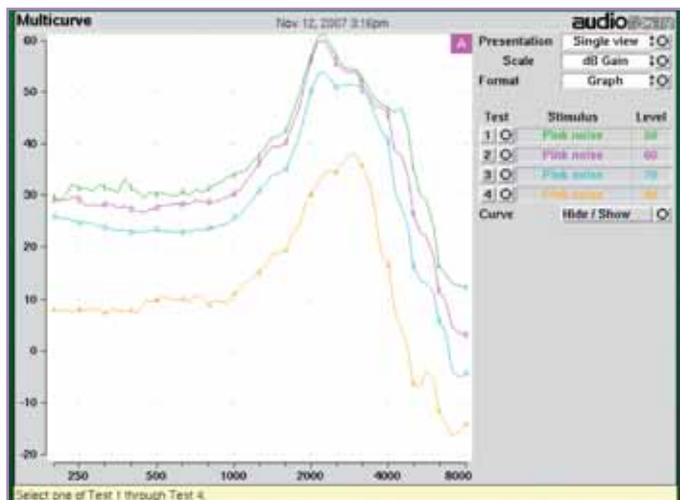


Figure 13 : Mesures électroacoustiques par un bruit (violet) SANS SoundRecover

VÉRIFICATION À L'AIDE DE BRUITS DE PAROLE

Quand le « Soundrecovery » est actif, le test large bande avec des bruits de parole est valable mais, il reflète la bande passante de sortie due au traitement du signal. Cela peut être utilisé pour montrer l'effet du « Soundrecovery » et pour évaluer le réglage sur les cibles, avec l'effet de la compression passbande du dispositif (Fig 13 et 14). Quand vous vérifiez l'ajustement sur les cibles, suivez les mêmes étapes que celles pour tester la parole.

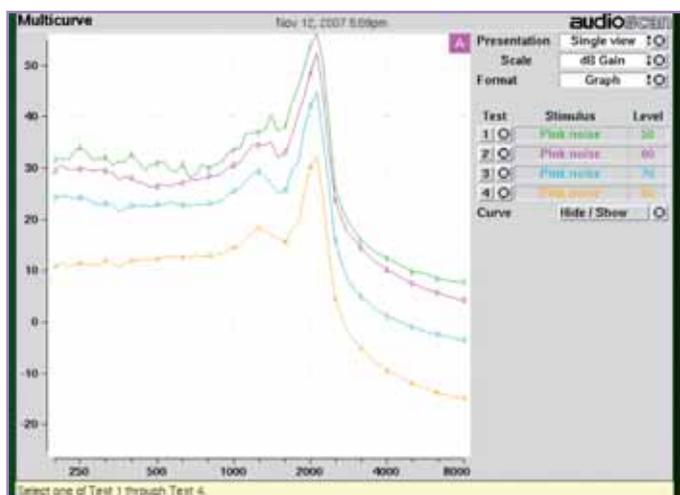


Figure 14 : Mesures AVEC un bruit (violet). Notez que la réponse dans les basses fréquences est semblable, mais est comprimée au-delà de la fréquence de coupure (1600 Hz). La largeur de bande de sortie est substantiellement plus étroite.

RÉFÉRENCES

Boothroyd, A., and Medwetsky, M.S. (1992). Spectral Distribution of /s/ and the Frequency Response of Hearing aids. *Ear and Hearing*, 13(3), 150-157.

Glista, D., Scollie, S., Bagatto, M., Seewald, R., and Johnson, A. (in review). Evaluation of nonlinear frequency compression II: Clinical outcomes. *Ear and Hearing*.

Moeller, M. P., Hoover, B., Putman, C., Arbataitis K., Bohnenkamp, G., Peterson, B., et al. (2007). Vocalizations of infants with hearing loss compared with infants with normal hearing: part I - phonetic development. *Ear and Hearing*, 28(5), 605-627.

Scollie, SD, Parsa, V, Glista, D, Bagatto, M, Wirtzfeld, M, Seewald, R (in review). Evaluation of Nonlinear Frequency Compression I: Fitting Rationale. *Ear and Hearing*.

Simpson, A., Hersbach, A.A., and McDermott, J. (2005). Improvements in Speech Perception with an Experimental Nonlinear Frequency-Compression Hearing Device. *International Journal of Audiology*, 44:281-292.

Stelmachowicz, P.G., Pittman, A.L., Hoover, B.M., Lewis, D.E., and Moeller, M.P. (2004). The importance of High-Frequency Audibility in the Speech and Language Development of Children with Hearing Loss. *Archives of Otolaryngology – Head & Neck Surgery*, 130, 556-562.

PUB

XXVÈMES JOURNÉES DE LA SSIPR

Cette année était un peu particulière puisqu'il s'agissait des XXV^e journées de la Société Scientifique Internationale du Pré Réglage qui se déroulaient en Suisse sur les bords du lac, à Neuchâtel. Les 25 ans ont donc été fêtés comme il se doit.

Le président Xavier Renard ouvre ces journées en excusant des absents de marque, Ilda Capina, Ronald de Bock et François Degove tous trois expliquant les raisons de leur absence et exprimant leurs regrets de ne pouvoir participer à ces journées. Une pensée toute particulière pour notre collègue Ilda Capina dont Xavier Renard nous lira par la suite une émouvante lettre, précisant la période difficile qu'elle traverse actuellement et nous exprimant ses regrets de n'être parmi nous. Nous lui souhaitons le meilleur des rétablissements.

Arrivée jeudi des 82 participants (dont six nouveaux membres) pour entamer dès le vendredi matin deux journées très denses composées de présentations de haut niveau comme à l'habitude.

VENDREDI

1&2. Nouveautés dans la prise en charge des patients acouphéniques Docteur Miguel Angel Lopez Gonzales



Le Dr M.-A. Lopez Gonzales médecin ORL, spécialiste des acouphènes, pratiquant au centre hospitalier de Séville nous présente l'expérience espagnole quant à la prise en charge des patients acouphéniques. Après un bref rappel des éléments déclenchant, il classe les acouphènes en 2 catégories étio pathologiques : Les acouphènes objectifs et subjectifs.

- Les premiers d'origine vasculaire ou musculaire, après leur évaluation, peuvent en général être facilement pris en charge par traitements médicamenteux.
- Mais les plus fréquents sont subjectifs. Associés à la vieillesse et à la surdité, leur prise en charge est plus complexe. L'intervenant insiste dans un premier temps sur une évaluation du niveau de stress du patient, selon une échelle subjective d'intensité.

S'agissant du diagnostic, l'intervenant rappelle le rôle de l'audioprothésiste : mesure de la perte auditive, évaluation de l'hyperacousie, du niveau et du type d'acouphène.

Quelque soit la méthode de traitement envisagée le Dr LOPEZ GONZALES rappelle

certains fondamentaux :

- Intégrer le niveau de stress du patient. Quelque soit la méthode utilisée, le patient doit bénéficier d'un support psychologique (sophrologie, musicothérapie, acuponcture... etc.) destiné à diminuer son niveau de stress.
- Ecoute du patient (il a souvent l'impression que son problème n'est pas compris). L'objectif étant de provoquer un changement de comportement.
- Qualité de l'alimentation :
- Alcool, tabac, caféine = excitants
- Quinine = ototoxique (existe dans certains sodas)
- Aspartame = facteur neurodégénératif (à forte dose)
- Le Dr L.G. propose un régime sans glutamate qui comporte un facteur d'augmentation de l'hyperactivité du SNC

Le Dr L.G. oppose trois méthodes de traitement :

- TRT (Tinnitus Retraining Therapie)
- TSS (Thérapie Sonore Séquentielle)
- PSTR (Phase Shift Tinnitus Reduction)
- TRT

Méthode désormais bien connue qui repose sur le principe d'habituation de l'acouphène par masquage partiel. Nécessite donc de provoquer un changement de comportement du patient face à la manifestation acoustique. Le port de deux appareils est ici fortement recommandé.

Le recours aux traitements médicamenteux ne fait pas parti du protocole.

• TSS (4 étapes)

1. masquage total
2. masquage limite = au même niveau que l'acouphène
3. masquage partiel = niveau inférieur au niveau de l'acouphène
4. suppression du masquage et appareillage conventionnel ; il faut alors que le patient soit aussi en situation de demande de correction auditive. Certains sont en effet exclusivement focalisés sur la prise en charge des acouphènes.

Contrairement à ce que prévoit la TRT, un traitement médicamenteux (anxiolytique, tranquillisant...) a largement sa place dans le cadre d'une TSS. On constate en effet que l'association d'un traitement rend le patient plus réceptif et favorise donc la prise en charge, qu'il s'agisse de masquage ou d'appareillage. Le Dr L.G. nous parle d'antagoniste à la dopamine qui provoque une diminution du niveau d'attention et donc du degré de focalisation du patient sur ses acouphènes.

- PSRT (traitement par opposition de phase) Consiste en l'annulation de l'acouphène perçu par le patient en générant le même signal en opposition de phase.
1. Phase d'évaluation
 2. Recherche du signal : on génère un bruit dont on fait varier les phases des sons qui le constituent jusqu'à « tomber » sur celui qui annule l'acouphène
 3. Base du traitement : 36 minutes de stimulation = 8 minutes d'annulation de l'acouphène.

Le Dr L.G. rappelle en conclusion les points suivants :

- dans tous les cas, il s'agira en priorité de traiter l'hyperacousie
- l'équipe de prise en charge d'un acouphénique doit être pluridisciplinaire
- la communication entre les membres doit être excellente

3. Stratégie de transposition fréquentielle auditive réelle (trf) - Jordi Serra



L'intérêt de cette méthode est de proposer une information acoustique correspondant aux zones fréquentielles d'une oreille, qui ne répondent plus à aucune stimulation.

Jordi Serra nous rappelle tout d'abord qu'il existe trois possibilités d'opérer une transposition fréquentielle : non linéaire, partiellement linéaire et linéaire.

Il nous parle de son expérience de l'utilisation d'une méthode de transposition linéaire des HF vers les BF. Il nous précise que cette technique peut être dans une certaine mesure, une alternative valable aux implants mixtes.

Un des points clé réside dans le choix de la fréquence qui déterminera le début de la zone à transposer. En cela, l'intervenant s'inspire directement de la méthode de Moore. Une fois la fréquence déterminée, la zone est transposée d'une octave vers le bas. A l'inverse de la méthode non linéaire, la méthode dite linéaire assure ainsi une conservation de l'harmonie fréquentielle du signal.

L'expérience espagnole nous rapporte une rapide accoutumance (dès la 2^{ème} consultation) à ce modèle de transposition fréquentielle. La zone cochléaire exploitée doit toutefois être préalablement évaluée afin d'éviter toute surcharge de travail.

4 - Test qualitatif pour mesurer la perception auditive vocale réelle Osep Gou, Ingrid Rubio

L'intervenant nous rappelle que la fiabilité des résultats obtenus lors de la pratique d'un test vocal, n'est pas fonction que des niveaux d'intégration et de discrimination du patient mais peut notamment dépendre du niveau d'acquisition du langage.

Il nous rapporte ici les différentes étapes clés de validation d'un test vocal sans signification, test qui n'existait jusque là pas en Espagne.

Trois étapes :

- Validation du test sur des patients normo entendant (cad élimination des listes qui comportent trop d'erreurs dans ces conditions)
- Vérification du degré de fiabilité
- Affectation des listes selon les fréquences testées $F_q < 2000\text{Hz}$, $2000 < F_q < 4000\text{Hz}$, $F > 4000\text{Hz}$

Conclusion : ce test permet une évaluation réelle du niveau de perception auditive en excluant l'intervention de toute suppléance mentale ainsi que l'influence du niveau d'acquisition du langage. Recommandation est faite tout de même d'une comparaison sur listes avec signification.



5. Test syllabique : résultats prothétiques et rééducation orthophonique Franck Lefevre, Gilles Guillarm



Une étude réalisée aux USA et au Canada en 2006, nous rappelle que seul 14 % des sujets parvient à s'adapter à son appareillage auditif avant un mois. Cette acclimatation peut allègrement dépasser les trois mois.

Afin d'optimiser nos résultats prothétiques, Franck Lefèvre et Gilles Guillarm explorent deux vastes domaines que sont la phonétique et l'orthophonie et nous présentent brillamment des solutions d'avenir.

Après plusieurs années d'un travail acharné, Franck Lefèvre nous expose les fondements de son très prometteur test d'analyse des confusions phonétiques.

- Mieux comprendre l'incidence du bruit sur chaque phonème
- Mesurer les confusions pour analyser les perturbations auditives de chaque patient
- Guider l'optimisation des réglages de la correction auditive
- Définir des stratégies de traitement du signal mieux adaptées

... sont autant d'arguments qui justifiaient la mise au point d'un tel test.

Après un long travail d'élaboration F. Lefèvre nous expose les différentes étapes de validation pour aboutir à l'enregistrement de 180 syllabes du français, réparties en 7 listes de 20 phonèmes (répétés 3 fois chacun).

Chaque phonème étant caractérisé par ses traits acoustiques et articulatoires, comptabilisés afin de mettre en évidence les difficultés fréquentielles résiduelles.

Bref, un fantastique outil qui devrait être bientôt finalisé.

Gilles Guillarm prend ensuite la parole et souligne le lien direct entre production articulaire et perception acoustique. Selon les scores G. Guillarm propose une orientation vers la démarche orthophonique. Car l'optimisation de la perception du signal doit être couplée à une démarche d'accompagnement du sujet en vue d'une prise

de conscience de ses propres difficultés.

Le sujet doit en effet accepter de travailler sur ses difficultés de perception, oser réécouter et accepter de ne pas tout comprendre.

Gilles Guillarm conclue en évoquant la mise en place d'un accompagnement sur la base de 10 séances.

6. Bruit au travail : nouvelle réglementation et protecteurs individuels - Christian Renard



Rappel sur les protections individuelles :

- Systèmes passifs
 - à atténuation linéaire (la même quelque soit l'intensité du signal)
 - à atténuation non linéaire (plus forte atténuation pour les hauts niveaux, ex : bruits impulsionnels)
- Systèmes actifs
 - Casque à amplification : qui compense l'occlusion aux faibles et moyens niveaux d'entrée et écrêtent ou compressent fortement

le signal au-delà de 82 dB - ANR (Active Noise Reduction) = annulation du bruit par opposition de phase

Jusqu'à aujourd'hui, la certification s'effectuait par des mesures d'atténuation sur oreille artificielle et sur population test. Le tout ensuite répertorié sur un tableau de référence. Mais ces valeurs sont aujourd'hui remises en cause.

On parle désormais de niveau d'exposition équivalent.

Dans chaque entreprise, on détermine des GHE (Groupe Homogène d'Exposition) sur lesquels on mesure le Lex8h(A) (niveau d'exposition quotidienne au bruit) et le Lcrête(C) (niveau crête d'exposition au bruit). Pour Lex8h > 80dB(A) et Lcrête > 135dB(C), les premières mesures doivent alors être prises par l'entreprise. Les valeurs Lex8h = 87 dB(A) et Lcrête = 140 dB(C) avec protecteurs, ne doivent par ailleurs pas être dépassées.

Ceci soulève donc la difficulté de vérifier qu'une protection est conforme à la norme ou non. La protection dépend de la configuration du conduit et de la qualité de l'adaptation. Le rôle de l'audioprothésiste est donc important car il est le spécialiste de la mesure acoustique et de l'audition. Christian Renard rappelle que le coût d'une surdité professionnelle est de 100 000,00 euros.

SAMEDI

7. Influence des aspects cognitifs, communicatifs et socio-affectifs dans l'adaptation prothétique du patient avec presbycousie Jesus Valero, Josep Gou



La presbycousie correspond à un vieillissement naturel génétique de l'oreille favorisé par une mauvaise hygiène de vie.

Quelques chiffres (Kochkin 2002) :

- Perte de 1% par an à partir de 50 ans. Si avant 50 ans = précoce.
- Moyenne d'âge du premier appareillage = 70 ans

Symptomatologie de la

presbyacousie : gêne dès perte supérieure à 40 dB sur les hautes fréquences. Apparaissent alors les difficultés de compréhension dans le bruit et un début d'isolement social. La presbyacousie est souvent accompagnée d'acouphènes et de vertiges.

Par ailleurs, on observe une détérioration cognitive chez 20% des + de 70 ans et chez environ 30% des + de 80 ans. Les intervenants ont ainsi cherché à élaborer un test mettant en évidence la détérioration cognitive.

Voici les signes qui doivent alerter famille et proches :

- certaine confusion générale d'organisation
- habitudes alimentaires changent, se détériorent.
- Pb d'orientation temporelle et spatiale
- Fixe plus difficilement l'information (redemande plusieurs fois même chose en peu de temps)
- Pb de mémoire bien sur.
- Pb de précision motrice

J. Valerou et **J. Gou** nous présentent les bases de cette évaluation :

- Mimental Test : le patient doit par exemple mémoriser trois mots afin de tester le niveau de mémoire immédiate
- Le patient a 1 minute pour mémoriser avec le plus de précision possible, les détails d'une figure géométrique

Incidence d'une détérioration de capacité cognitive :

- Modification de la pratique d'un bilan audiométrique
- Conditionnera l'apprentissage de la manipulation et de l'entretien d'un appareillage

8. Intelligibilité en situation de cocktail party (CP)

Christian Renard



Christian Renard nous rappelle l'importance de l'utilisation et de l'identification de la pertinence des éléments acoustiques que sont les formants, transitions phonétiques et enveloppes temporelles, pour la reconnaissance de la parole dans le bruit.

Des tests dichotiques permettent de vérifier les notions d'oreille attentive (OA) et d'oreille inattentive (OI).

On note une performance nettement meilleure lorsque l'on est en situation d'utilisation de notre OA.

La mesure de la focalisation de l'information (tracés électro physiologiques) permet d'en vérifier la majoration en situation d'attention.

Ch. Renard nous développe la notion de filtre attentionnel permettant d'augmenter les performances en situation perturbée. Ces performances dépendent de nos capacités individuelles à dissocier deux informations. Elles diminuent

avec le vieillissement.

Leur évaluation s'effectue par :

- analyse en flux auditif (capacité à séparer deux voix)
- analyse des sensations auditives selon deux indices :
 - le synchronisme d'attaque
 - l'harmonicité

Ainsi, analyse de la mémoire de travail, discrimination fréquentielle, discrimination temporelle, performances cognitives, ségrégation de flux, sont autant de paramètres qui doivent être intégrés au bilan d'évaluation.

Les tests d'intelligibilité en CP se pratiquent avec des signaux adaptés, sources séparées.

L'intelligibilité en CP est tributaire de mécanismes automatiques (liés à la perception de certains indices acoustiques) ; elle dépend des expériences antérieures et de l'attention. L'appareillage auditif perturbe instantanément ces deux mécanismes. Il nécessite un délai de remise en ordre et donc un entraînement à la stimulation.

9. Table ronde : l'in vivo, pourquoi, comment ?

Thierry Renglet, Pierre-Jean Lemaire, Yvane Defenin, Philippe Estoppey (modérateur)

Philippe Estoppey procède à un rappel de définitions (In vivo, résonance naturel du conduit, gain d'insertion, gain fonctionnel... etc), puis lance le débat en demandant

à chacun des intervenants d'exposer les spécifications de leur méthode de travail.

Y. Defenin décrit une méthode conventionnelle mais précise qu'avant chaque séance d'adaptation, il pratique une mesure du GNO afin de vérifier qu'une valeur importante de celui-ci ne nécessite pas un choix d'appareillage présentant une réserve de puissance plus élevée.

Th. Renglet ayant une activité essentiellement pédiatrique, utilise beaucoup le RECD afin de faciliter le déroulement de l'adaptation. **P.-J. Lemaire** lui, travaille en audiométrie SPL.

Philippe Estoppey guide ensuite les intervenants vers le vaste sujet qu'est celui des possibles sources d'erreurs liées à la mesure in-vivo. Position du patient, position de la sonde, reproductibilité des mesures, erreurs introduites par les différentes méthodes de mesures, sont autant de thèmes abordés par l'ensemble des membres.





10. Carte du consommateur. Un modèle de segmentation de la population affectée par la perte auditive, en fonction de ses inclinaisons et motivations pour l'utilisation d'appareils auditifs *Nacho Martinez*

N. Martinez débute son intervention par une présentation des différents taux de pénétration de l'appareil auditif dans les pays d'Europe. Selon les chiffres d'Europe du Nord, nos perspectives de développement du marché restent très encourageantes.

Principales raisons de notre faible taux de pénétration :

- Coût
- Manque de communication

- Pas d'intervention financière de l'état
- Complexité du protocole d'appareillage
- Stigmatisation résiduelle des porteurs d'appareils ou des malentendants

Nacho Martinez nous propose le résultat d'une étude de profil effectuée sur 52 consommateurs répartis en trois groupes (parents d'enfants, enfants de parents, adultes de 18 à 80 ans)

- Un délai de 12 à 13 ans est nécessaire entre le début des démarches et la décision de l'appareillage.
- Les sujets sont classés en quatre catégories.
- L'actif exigeant ; il a besoin de comprendre, est plutôt jeune et cherche un bon niveau de technologie. Le prix n'est pas forcément une priorité. Il s'est bien informé sur internet
- L'expert septique ; « je n'y crois pas tellement ». A déjà eu des expériences dans un autre centre acoustique : n'a pas de difficulté à changer d'audioprothésiste si nécessaire. Il se pense expert, croit maîtriser la situation et demande un résultat. Il connaît le meilleur rapport qualité/prix car il fait du tourisme acoustique. A perdu confiance.
- Le calme conformiste ; personne peu active. 1^{er} appareillage. Positif. Ne cherche plus l'efficacité optimale. Inactif ou retraité. Période de maturation de 21 ans. Ne connaît pas la marque de l'appareil porté. Influence de la famille et des amis. Pas de connaissance technique car fait confiance.

- Le sénior accommodant ; personnes plus âgées, ne cherche pas la nouveauté, accorde une grande importance au service. N'a pas de connaissance technique. C'est l'audio qui propose et adapte sans avis du patient. Taux de renouvellement très faible.



11. Rapport sur les nouveautés dans le domaine de l'audioprothèse *Christian Renard*

Implant cochléaire :

- Volonté de stimuler des zones apicales qui apportent des informations supplémentaires et ce à l'aide d'électrodes plus souples
- Utilisation d'électrodes présentant une distance plus réduite entre les zones de stimulation
- Insertion partielle de l'électrode afin de conserver une stimulation acoustique naturelle des basses fréquences

Ch. Renard clôture ce week-end de travail en nous présentant des résultats de travaux du GRAP (Groupe de Recherche Alzheimer/

Presbyacousie) parus dans « la revue française de gériatrie » qui tente de répondre à la question : la presbyacousie est-elle un risque de favorisation de démence ?

Cette étude est effectuée sur 319 sujets institutionnalisés âgés de plus de 75 ans. Divers tests cognitifs (MMS, test de l'horloge...), ainsi qu'une évaluation des capacités d'intelligibilité permettent d'arriver à la conclusion suivante :

Le risque de développer des troubles cognitifs est de 2.48 fois plus élevé chez les patients atteints de troubles auditifs (non appareillés) ■

PUB

« L'APPAREILLAGE DE L'ENFANT »

Réponses au Q.C.M. établi par les orateurs de l'EPU 2007 et paru dans le N° 1 des CAHIERS DE L'AUDITION (VOL.21 – JAN./FEV. 2008).
Ces différentes questions et leurs réponses figurent également sur le site INTERNET du Collège : www.college-nat-audio.fr

A - Pourquoi l'appareillage est-il indispensable pour le développement neuro-anatomo-physiologique et linguistique de l'enfant déficient auditif ?

Pr B. GODEY,
Oto-Rhino-Laryngologiste, Rennes

B - Comment l'audioprothésiste interprète et exploite les éléments du diagnostic médical ?

- Situation du dépistage
- Conditions du diagnostic
- Eléments du bilan ORL
- Bilans complémentaires
- Bilans étiologique et génétique

E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris

- 1 - Le choix le plus cohérent d'une amplification chez l'enfant de 9 mois peut se faire en fonction :
 - a) de l'audiométrie clinique et prothétique - des PEA - des Oto-émissions
- 2 - L'absence de réponses aux PEA :
 - a) doit être confirmée par des oto-émissions positives pour diagnostiquer une neuropathie auditive
- 3 - L'interrogatoire des parents :
 - b) doit être analysé avec prudence en cas de discordance avec la clinique

C- Quelle place pour l'audioprothésiste dans l'équipe pluri-disciplinaire ?

- L'équipe pluri-disciplinaire
- Information, éducation prothétique

- Le rôle de l'audioprothésiste
C. RENARD, Audioprothésiste, Lille

- 1 - La composition de l'équipe pluri-disciplinaire intervenant auprès de l'enfant sourd :
 - b) Varie selon la situation particulière de chaque enfant et de sa famille
 - c) Est fixée dès le dépistage de la surdité de l'enfant en fonction de l'importance de sa surdité
- 2 - Le référent professionnel se détermine comme étant :
 - b) Celui qui va être le coordinateur de l'action des différents professionnels, ce sera logiquement le médecin ORL ou l'Audiophonologiste
- 3 - Le rôle de l'audioprothésiste dans la guidance parentale intervient :
 - a) Dès les premiers contacts avec la famille
- 4 - La recommandation 25/01 du BIAP (Guidance des parents d'enfants présentant une déficience auditive) contient en annexe des fiches de guidance parentale :
 - b) Dont une est consacrée exclusivement à l'audioprothésiste
- 5 - L'audioprothésiste doit envoyer un compte rendu d'appareillage de l'enfant :
 - a) Systématiquement à toute l'équipe interdisciplinaire

D - Comment l'audioprothésiste prend en charge l'enfant et sa famille lors du bilan d'orientation prothétique ? (1^{ère} partie)

- Le premier rendez-vous...
- Ecoute de la famille, recueil des informations

- Quelles réponses aux questions des parents ?

P. ESTOPPEY, Audioprothésiste, Lausanne

- 1 - La capacité à surmonter son traumatisme c'est :
 - b) la résilience
- 2 - Dans un processus de prise en charge, la prise d'information s'appelle :
 - a) L'anamnèse
- 3 - Dans la prise de conscience des parents, le véritable problème de leur enfant malentendant, c'est :
 - b) Le manque d'accès à la communication
- 4 - Devant la résilience :
 - a) Nous ne sommes pas tous biologiquement égaux
- 5 - Les étapes du deuil selon les travaux d'Elisabeth Kübler-Ross sont au nombre de :
 - b) 5
- 6 - La résilience est un concept cher à :
 - c) Boris CYRULNIK
- 7 - Que faut-il rechercher, lors du 1^{er} rendez-vous, avec les parents, l'enfant et l'entourage :
 - a) Une alliance
- 8 - Un audioprothésiste qui s'occupe d'enfant (les autres aussi !) doit en particulier être :
 - a) Conscient de ses limites

E - Comment l'audioprothésiste prend en charge l'enfant et sa famille lors du bilan d'orientation prothétique ? (2^{ème} partie)

- Le bilan audiométrique d'orientation :
- Les conditions matérielles et les compétences

T. RENGLLET, Audioprothésiste, Bruxelles
A. VINET, Audioprothésiste, Paris
F. LEFEVRE, Audioprothésiste, Rennes

- 1 - On peut réaliser un appareillage chez un enfant de 6 mois uniquement sur base des résultats du PEA :
 - c) C'est faux
- 2 - La présence d'OEAP permet de conclure à une audition normale :
 - c) C'est une épreuve fonctionnelle qui doit être complétée par un PEA
- 3 - Le casque TDH 39 est calibré :
 - b) au 6 cc
- 4 - Les écouteurs « insert » permettent d'obtenir par rapport au TDH 39 :
 - a) un seuil meilleur
- 5 - Dans le conduit auditif, la cavité résiduelle d'un nourrisson est en moyenne de :
 - a) 0,5 cc
- 6 - Le réflexe cochléo-palpébral apparaît :
 - a) dès les premiers jours
- 7 - Les tests en conduction osseuse peuvent être pratiqués :
 - a) dès le 1^{er} mois
- 8 - L'utilisation des écouteurs inserts permet de faire des tests oreille séparée :
 - c) dans les différents modes de conditionnement
- 9 - Que signifie R.O.I. ?
 - a) Réflexe Oral Immédiat ?
- 10 - Le R.O.I. peut être pratiqué à partir de quel âge chez l'enfant sourd ?
 - a) 5 mois
- 11 - A partir de quel âge peut-on faire répéter des mots à un enfant en audiométrie vocale ?
 - a) 3 ans

F - Comment l'audioprothésiste définit sa prise en charge et décide de son choix prothétique ?

- Les éléments pour faire ce choix
- Les spécificités du champ auditif de l'enfant

- La stratégie d'amplification
 - La prise d'empreinte
- B. AZEMA, Audioprothésiste, Paris

- 1 - L'enjeu premier de la prise en charge du bébé sourd est :
 - c) Qu'il communique
- 2 - L'élément indispensable du bilan audiolinguistique du bébé sourd est :
 - c) La cohérence
- 3 - Le lien est repéré par quel élément fondateur :
 - c) La communication
- 4 - La fiabilité de l'observation des réactions du bébé aux stimulations sonores est basée sur :
 - b) La reproductibilité de la réponse
- 5 - La stratégie d'amplification de la surdité de l'enfant est fonction :
 - c) Du degré de la perte auditive
- 6 - Dans la stratégie d'amplification chez l'enfant sourd, le gain délivré peu à peu est :
 - a) Contraire à la notion d'innocuité

G - Quand et comment adapter les appareils ?

- Les conditions de la délivrance
 - Les tests de contrôle immédiat
 - La nécessaire cohérence clinique
- E. HANS, Audioprothésiste, Montbéliard
F. LE HER, Audioprothésiste, Rouen

- 1 - Dans l'audiométrie comportementale, que signifie le réflexe d'orientation-investigation ?
 - c) une recherche de la source sonore avec mouvements d'intérêt
- 2 - Dans la mesure de l'efficacité prothétique tonale, le champ auditif résiduel est la différence entre :
 - b) les seuils prothétiques et les seuils d'inconfort
- 3 - Dans la mesure de l'efficacité prothétique vocale chez l'enfant, le relevé d'un niveau global de perception se fait par :
 - a) répétition de mots du lexique personnel
- 4 - Dans la mesure de la tolérance prothétique chez l'enfant,

quelle est la différence entre l'inconfort et l'intolérance aux fortes intensités ?

- c) réflexe cochléo-palpébral
- 5 - Quelle est la signification du terme R.E.C.D. ?
 - b) Real Ear to 2cc Coupler Difference
 - 6 - Comment mesurer le R.E.C.D. et quelle est sa valeur ?
 - c) En mesurant les différences de niveau de pression acoustique dans la cavité résiduelle et dans le coupleur 2cc selon la formule : Niveau de pression acoustique mesuré dans le coupleur - Niveau de pression acoustique mesuré in vivo
 - 7 - Quelle est l'intensité de signal de fréquence 2000 Hz contenue dans un bruit blanc filtré de fréquence 4000 Hz émis à 80 dB si la pente du filtre est de 20 dB par Octave ?
 - a) 60 dB
 - 8 - Quelle est l'intensité de signal de fréquence 2000 Hz contenue dans un son vobulé de fréquence 4000 Hz émis à 80 dB dont le pourcentage de vobulation est de 10 % ?
 - b) 0 dB

H - Quel suivi prothétique en fonction de l'enfant et de sa famille ?

- Les règles du suivi
 - Les tests du contrôle permanent
 - Les informations de la famille et de l'équipe
 - L'interprétation des résultats en fonction de la surdité
 - L'évolution de l'appareillage en fonction de ces données
- F. LEFEVRE, Audioprothésiste, Rennes
E. BIZAGUET, Audioprothésiste, Paris

- 1 - Chez l'enfant sourd appareillé, une absence de différence de comportement auditif avec audioprothèses optimisées et sans dans la vie courante fait penser à :
 - a) Une indication d'implantation cochléaire

2 - Chez l'enfant sourd appareillé, une régression du comportement auditif évoque en priorité :

c) Une dégradation de son état auditif

3 - Le contrôle prothétique permanent :

c) se fait au moins 6 fois par an chez l'enfant de moins de 2 ans

4 - Le contrôle d'efficacité permanent :

b) permet d'adapter les réglages des aides auditives en fonction de l'évolution de l'enfant

5 - Le renouvellement des appareils :

b) peut être décidé en cas de modification des seuils auditifs

1 - Quelle conduite à tenir en fonction de l'évolution de l'enfant appareillé ?

- Les aides complémentaires (HF...)
- Les limites de l'appareillage
- L'indication de l'implant cochléaire

1 - Le temps de réverbération dans les classes est compris, en moyenne, entre :

c) 0.8 / 1.2 sec

2 - Le taux de réverbération (TR) pour que l'intelligibilité de la parole ne soit pas diminuée est inférieur ou égal à :

c) 0.4 sec

3 - Les systèmes FM peuvent améliorer le rapport Signal / Bruit de :

b) 10/20 dB

4 - L'Indice RASTI utilisé par Leavitt et Flexer dans une classe est :

c) La mesure de l'intégrité d'un signal propagé à travers un environnement physique déterminé

5 - Niveau sonore dans les salles de classe : Ecole / Collège / Lycée

b) 60 dB

6 - Quel est le test d'audiométrie déterminant pour établir une évaluation de la surdité d'un enfant ?

b) l'audiométrie comportementale

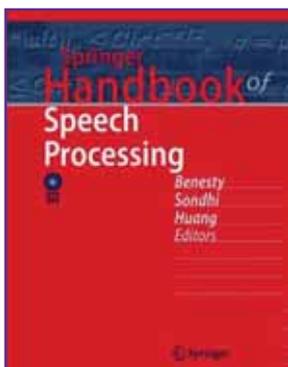
7 - A partir de quel âge pouvons-nous proposer une indication d'implant cochléaire ?

b) dès que nous sommes sûrs que l'appareillage conventionnel ne pourra pas apporter le gain nécessaire

8 - Un appareillage conventionnel sera obligatoire avant une implantation cochléaire ?

b) oui, c'est la loi ■

(Livres et documents



SPRINGER HANDBOOK SPEECH PROCESSING

Ed. J. Benesty, M. M. Sondhi, Y. Huang.

SPRINGER 1176p + 1 DVD ROM; 2008. 262,70€

Depuis plus de 30 ans le traitement du signal est considéré comme un domaine spécifique, une discipline en soi. L'ensemble des domaines impliqués concerne le codage, la transmission, le stockage et la reproduction de la parole et de l'image. La recherche dans le domaine de la parole, et de la communication a stimulé de nombreux travaux par exemple, dans les domaines du filtrage digital et des transformations spectrales liées au temps.

L'ensemble de ces recherches prend un tour particulier à la lueur de l'évolution des technologies de la communication de la parole dont font partie, entre autres, les aides auditives digitales qui utilisent de

plus en plus de technologies ou de protocoles communs avec d'autres instruments de la communication parlée.

L'ouvrage dont nous traitons est donc un condensé de la recherche dans le domaine en question avec plus de 80 intervenants qui font partie des plus grands spécialistes mondiaux du domaine en question. Et d'ailleurs dans leur introduction les auteurs ne cachent pas leur ambition : résumer en un nombre de pages limité (1176 tout de même) l'essentiel de l'état de l'art du traitement de la parole par les meilleurs spécialistes. Pratiquement l'ouvrage est découpé en 10 grandes parties :

- Introduction
- A/ Production, perception et modélisation de la parole. Dans cette partie nous retrouvons 4 chapitres traitant de données liées à la physiologie, aux mécanismes cochléaires à la psycho-acoustique, à la perception du son et à l'évaluation du concept de qualité sonore de la voix.
- B/ Traitement du signal pour la parole. 8 chapitres traitent des outils (mathématiques) de filtrage de prédiction linéaire, de transformations en tout genre, de la détermination et de l'utilisation des particularités du signal de parole telles que la hauteur, le voisement ? l'estimation de formants, les transforma-

tions de Fourier (leur application et les conséquences) les applications aux systèmes multi-canaux et les questions que cela pose.

- C/ Le codage de la parole 6 Chapitres. On retrouve là des problématiques qui émergent dans notre domaine. Celles-ci montrent la diversité des approches mais aussi et surtout la complexité de ces dernières qui indiscutablement ne tarderont pas à poser des problèmes si l'enseignement dans ce domaine n'est pas revu à la hausse.
- D/ La synthèse de la parole. 7 chapitres qui là encore nous amènent vers des questions intéressantes sur la prosodie, la transformation de la voix, l'expression, par exemple l'affectivité en synthèse vocale.
- E/ La reconnaissance de la parole. 10 chapitres où nous retrouvons bien sûr des questions qui font notre quotidien face à des sujets qui n'arrivent justement plus à reconnaître la parole en particulier des environnements bruyants. Cette partie permet entre autre de faire un point précis en délimitant clairement la problématique telle qu'on peut le faire avec les connaissances actuelles.
- F/ La reconnaissance du locuteur. 3 chapitres, question elle aussi particulièrement intéressante. Celle du fameux « allo.. » l'interlocuteur ne s'est pas présenté mais si vous le connaissez vous l'identifiez immédiatement. Cette fameuse identification qui fait que de nombreux malentendants n'admettent pas leur déficit. Le fait

qu'ils identifient parfaitement leurs interlocuteurs et qu'ils en comprennent un certain nombre c'est donc que ceux qu'ils ne comprennent pas n'articulent pas ! Combien de temps n'avons nous pas passé à expliquer la différence entre l'identification et la perception de l'articulation.

- G/ La reconnaissance du langage. 4 chapitres, intéressants pour les grands sourds et peut-être ce qu'il sera possible d'imaginer sans trop rêver dans quelques décennies.
- H/ L'émergence de la parole ou de parties spécifiques de la parole ainsi que les questions liées au débruitage. 7 chapitres, dans lesquels il y a de quoi satisfaire les esprits les plus curieux des professionnels que nous sommes. Une fois de plus, la très haute technicité de ces questions est à la fois pour nous une difficulté qu'il ne faut pas se cacher. Par exemple, comment avoir une approche structurée de cette problématique lorsqu'on se trouve en face de difficultés particulières dans le cadre de nos réglages qu'ils soient de prothèses classiques ou d'implants. Soulignons au passage que ces chapitres devraient rapidement trouver des lecteurs parmi les enseignants et les professionnels qui veulent comprendre ce qu'ils utilisent comme concept et les limites actuelles des technologies.
- I/ Le traitement de la parole par des systèmes multi-canaux. 4 chapitres qui comme pour la partie précédente posent de nombreuses questions dont l'in-

térêt ne fait que croître chez nous et qui devrait là aussi trouver des lecteurs très intéressés chez les enseignants et les professionnels.

Au total ce livre est de toute évidence ce que l'on appelle trop souvent « une bible » mais qui, une fois n'est pas coutume, trouve là une expression qui pourrait presque s'adapter. Je dis presque pour ne pas heurter les croyances des uns ou des autres mais c'est de toute évidence un très grand ouvrage que les universités et les laboratoires qui s'impliquent dans l'enseignement de l'audiologie prothétique et/ou plus ou moins directement dans la recherche devront acquérir. Notons aussi au passage que la préparation des D.U. sur la phonétique et sur le traitement du signal à Paris passeront nécessairement par l'étude du contenu de ce travail.

F. D.

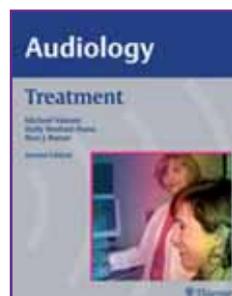
AUDIOLOGY Second Edition

PRACTICE MANAGEMENT

H. Hosford-Dunn,
R. J. Roeser
M. Valente

THIEME 405p; 2008

79,95 €



Nous avons déjà présenté dans l'avant dernier numéro des CAHIERS le volume traitant de la question du diagnostique. Dans celui-ci il s'agit de rentrer dans la pratique c'est à dire tout ce qui touche les contraintes juridiques aussi bien que professionnelles pour que la mise en pratique de l'activité du laboratoire soit la plus efficace possible. Notons au passage que si les contraintes juridiques de nos collègues américains ne sont pas exactement les mêmes que les nôtres, nous ne devons pas pour autant ne pas les connaître et réfléchir à ce qu'elles pourraient nous apporter dans l'avenir comme bonnes ou moins bonnes choses. (Pour mémoire nous avons en France un recueil des textes édité par le CNA).

Ce livre comprend 21 chapitres regroupés en 3 grandes parties auxquels s'ajoutent 2 appendices. Le premier chapitre est une introduction permettant de cerner l'ensemble du contenu de l'ouvrage et surtout l'esprit qui domine. Ainsi, les auteurs incitent les lecteurs à comprendre que les évolutions et parfois les révolutions qu'ils ont pu vivre dans leur domaine les amèneront par la force des choses à des tensions. Cependant celles-ci seront aussi à l'origine d'une dynamique positive qui les conduiront à devoir s'adapter et adapter leur environnement de manière à rester dans l'action. On retrouve là toutes les problématiques de l'engagement professionnel sur lesquels nous ne nous étendrons pas. Simplement

nous rappellerons un peu comme les auteurs de l'ouvrage qu'elles sont trop importantes pour les déléguer aveuglément à quelques professionnels ; non pas qu'ils soient critiquables, même si parfois on n'est pas en accord avec leurs choix. Cependant, s'il n'y a pas de débat autour d'eux ils feront ce qu'ils peuvent ce qui, après coup comme on vient de l'évoquer, n'est pas toujours du goût des uns ou des autres.

La première partie regroupe 5 chapitres qui traitent pour le premier de l'éthique professionnelle appliquée à l'audiologie, le deuxième du contrôle qualité, le troisième des ressources humaines, le quatrième des principes du marketing et des applications à notre activité enfin, le cinquième, des particularités de la pratique privée, entre autre des questions comptables et de rentabilité des entreprises.

La deuxième partie concerne l'application des principes exposés dans la première. Le premier chapitre aborde la question des assurances et de la prise en charge des aides auditives. Il y a quelques années lorsque j'avais présenté la première version de cet ouvrage, la grande distance qu'il y avait entre les pratiques outre atlantique et les nôtres conduisaient à ignorer quelque peu leur problématique. Aujourd'hui, je dirais qu'il n'est plus raisonnable de ne pas essayer de comprendre ce qu'ils vivent pour se préparer à contenir les ambitions des assureurs. Ceux-ci ont en effet une approche simple en se disant qu'il était plus facile de limiter

les coûts pour leurs administrés que de les rembourser correctement. Il y a là il ne faut pas en douter une véritable révolution qui ne relève pas du gagnant-gagnant mais du pot de terre contre le pot de fer... donc à étudier avec attention !

Le chapitre 8 concerne les enquêtes ou les évaluations de satisfaction en tous genres (outcomes) et les bonnes pratiques. Là aussi, nous ne pouvons refaire les cours que nous dispensons au DU de Lyon sur ces thématiques mais les ignorer conduira en moins de quelques années à se faire nomadiser par manque de compréhension de l'évolution de l'appréciation de son propre travail par les organismes de tutelle qui se considérant comme payeurs exigeront qu'on leur fasse la preuve de notre apport à « l'économie du bien être ».

Le chapitre 9 traite de la documentation. Le titre n'est peut-être pas aussi évocateur que cela pour nous parce qu'il concerne plus les comptes-rendus auxquels beaucoup d'entre nous sont un peu rebelles. Ceux-ci ne peuvent trouver de véritable existence que dans la mesure où nous avons des données bien enregistrées et accessibles. Dans ce chapitre il est rappelé fort opportunément que dans les systèmes hospitaliers publics ou privés, il manque à peu près 10% des documents dans les dossiers. L'autre question est aussi de savoir comment les transmettre. L'auteur de l'article explique que l'audiologiste doit apprendre non pas seulement à raisonner en termes de compte rendu mais

de management de l'information médicale ce qui est différent. Par exemple pour un même dossier plusieurs intervenants peuvent chercher des informations différentes.

Vous trouverez dans ce chapitre de nombreuses idées qui vous aideront à construire un vrai système d'information médicale.

Le chapitre 10 traite des problèmes liés à l'hygiène (ce thème fera l'objet d'un prochain Cahiers)

Le 11 aborde la question du cérumen et de la manière de traiter ce problème, le 12 de la supervision de l'ensemble des contrôles au laboratoire.

Dans la troisième partie nous rentrons dans l'univers de quelque chose que nous n'aimons en général pas beaucoup : c'est le travail et ses obligations administratives.

Le chapitre 13 traite du Business plan, le 14 de l'architecture des locaux, le 15 de la comptabilité, le 16 de l'évolution des remboursements, le 17 de l'évolution des services et le 18 de l'informatisation du laboratoire.

Les appendices proposent des codes de déontologie et un regard sur des pratiques différentes.

Au total, ce travail est centré sur ce que nous rencontrons tous les jours comme questions et sur les réponses possibles que l'on peut y apporter. Comme nous l'évoquons plus haut, de nombreux points qui semblaient jusqu'à présent très liés à la spécificité de l'économie américaine vont se trouver transplanter chez

nous. Il y a de quoi y réfléchir sérieusement.

Inutile d'ajouter que nous vous recommandons de faire l'acquisition de ce livre.

FD

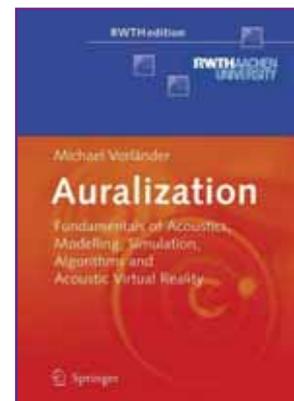
AURALIZATION Fifth Edition

Fundamentals of Acoustics, Modelling, Simulation, Algorithms and Acoustics Virtual reality

Ed. Vorländer

SPRINGER 335p.
2008

105,45 €



Le concept d'auralisation (en Français si vous acceptez cette façon un peu facile de traduire le terme « auralization ») existe sous sa forme anglo-saxonne depuis 1929. Il faisait référence à la modélisation du champ acoustique dans une pièce étant entendu que la pièce en question n'était qu'un modèle à l'échelle sur la table d'un laboratoire. Depuis 1960, c'est évidemment dans un ordinateur que se fait la simulation. Cela n'empêche pas que les calculs ainsi réalisés soient vérifiés

physiquement. Ce n'est qu'une étape supplémentaire mais d'une grande utilité. Si grande d'ailleurs que personne n'imaginerait aujourd'hui s'en affranchir. C'est donc effectivement en 1968 que la première pièce virtuelle fut développée.

Le but du livre dont nous traitons est d'aborder trois domaines indissociables dans le contexte qui est le sien : la génération du son, la transmission du son et, sa reproduction. Ainsi le chapitre 1 aborde les fondamentaux de l'acoustique et il sera l'occasion de rappeler ce qui est souvent un peu flou dans nos mémoires que la somme de 2 signaux en phase de 50dB par exemple ne donne pas un signal de 53 dB comme cela est souvent dit de manière imprécise mais de 56 dB. Il est évidemment beaucoup plus classique dans la vie quotidienne que les signaux ne soient pas en phase et du coup leur sommation est de 53 dB. Nous retrouvons là un des questionnements fréquents lorsqu'on parle de l'audition monaurale au seuil en opposition audition binaurale au seuil. Le chapitre 2 aborde la question des sources, le 3 la propagation du son, le 4 le champ acoustique dans les cavités et les pièces. Le 5 aborde la question de la propagation dans les solides, le 6 la psychoacoustique avec les effets de la tête et de la réverbération dans les pièces. Les chapitres 7 à 16 traitent de la modélisation dans différents milieux et des effets liés à la nature des structures ainsi que de la tête et du corps du sujet.

Bien sûr le sujet est différent de ceux que nous traitons au quotidien mais il intéressera beaucoup ceux d'entre vous qui s'intéressent au bruit et qui essaient de développer des conseils dans ce domaine. Ce livre est un tout petit peu technique mais très intéressant. Il devrait beaucoup intéresser les enseignants chargés des cours d'acoustique à la faculté.

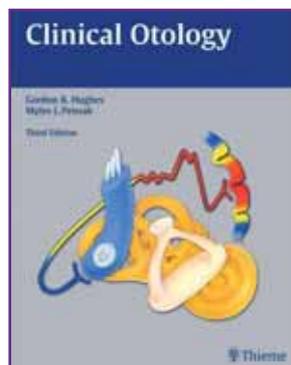
FD

CLINICAL OTOLOGY Third Edition

Ed. G. B. Hughes,
M. L. Pensak

THIEME 528p. 2007

149,95 €



Ce livre pourrait devenir le livre de chevet de bien des praticiens de l'audiologie que ce soit de son versant médical ou prothétique. Cet ouvrage est aussi une réédition mais il convient de remarquer qu'il n'y a pas moins de 22 nouveaux collaborateurs sur 69 ce qui signifie que la volonté de retravailler les sujets avec du « sang neuf » est évidente.

Globalement l'ouvrage comprend 36 chapitres qui sont rassemblés pour former 4 sections.

Section 1. Les sciences de base. Les sciences de base. Cette partie contient 6 chapitres qui traitent, pour le premier, de l'anatomie, et de l'embryologie, le 2^{ème} de la physiologie, le 3^{ème} de la physiologie vestibulaire, le 4^{ème} de l'oreille moyenne et de la biologie moléculaire de cette partie de l'oreille, le 5^{ème} de l'oreille interne et des désordres moléculaires le 6^{ème} de pharmacologie propre à l'otologie.

Section 2. L'évaluation, 8 chapitres. Le 7^{ème} de l'imagerie de l'os temporal, le 8^{ème} du diagnostic en audiologie, le 9^{ème} de l'évaluation des désordres auditifs, le 10^{ème} des tests d'évaluation dans le domaine vestibulaire, le 11^{ème} de l'évaluation clinique de la fonctionnalité des nerfs crâniens, le 12^{ème} de la photographie et de la vidéo-graphie en otologie, le 13^{ème} de l'évaluation clinique des déficits auditifs, le 14^{ème} des vertiges et de leur évaluation clinique.

Section 3, 13 chapitres. La prise en charge des différentes pathologies. Le 15^{ème} chapitre traite du pavillon, le 16^{ème} du CAE, les chapitres 17 à 19 des traitements des otites de l'oreille moyenne, le 20 de l'otosclérose, le 21 des traumatismes de l'os temporal, le 22 de l'implication de l'hérédité dans la surdité, le 23 des surdités non héréditaires, du 24 au 26 des tumeurs en tous genres, le 27 de désordres vestibulaires, le 28 des désordres du nerf facial, le 29 des désordres immunitaires liés à l'oreille interne.

Section 4. La réhabilitation. Dans cette section est traité dans ce chapitre tout ce qui touche la prise en charge prothétique dans les chapitres 30 et 31, dans le 32 la rééducation vestibulaire, dans le 33 la rééducation et la réanimation des paralysies de la face, dans le 34 les otalgies, dans le 35 les évaluations des acouphènes pulsatiles et leur prise en charge, dans le 36 le traitement et la prise en charge des acouphènes et le travail nécessaire à l'accoutumance.

On voit à ce sommaire qu'il ne manque pas grand chose pour couvrir l'essentiel des pathologies que l'on peut croiser ou dont on entend parler par les patients lors des rendez-vous.

Il nous semble clairement qu'on ne voit pas très bien comment une prise en charge sérieuse et sécurisée peut se faire sans que les intervenants dans la chaîne de la prise en charge des déficits auditifs soient informés de manière précise et rigoureuse sur les pathologies susceptibles de s'attaquer aux entités impliquées dans le domaine en question. Notons aussi que ce livre a une iconographie magnifique qui aide à bien se situer sur le plan anatomofonctionnel. De la même façon les exemples sont clairement présentés et permettent de bien suivre l'approche clinique sous-jacente à la pose du diagnostic. Excellent livre.

FD

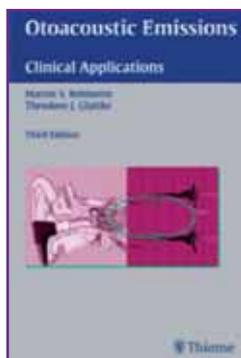
OTOACOUSTIC EMISSIONS Third Edition

Clinical Applications

M. S. Robinette,
Th. J. Glatke

THIEME 436p. + 1
CD ROM; 2007

69,95 €



Les otoémissions acoustiques sont intéressantes à plusieurs titres. Tout d'abord comme source de construction de modèles explicatifs des mécanismes de l'oreille, mais aussi comme moyen extrêmement intéressant pour analyser l'implication ou non d'une partie des mécanismes cochléaires dans certaines pathologies. Il est sans doute regrettable que la testologie se rapportant à l'analyse des otoémissions reste finalement relativement marginale. On le comprend évidemment, le fait que le matériel soit onéreux. Il est aujourd'hui difficile pour un audiolgiste de multiplier les achats de matériels sans pouvoir les amortir facilement. Peut-être que l'avenir changera la donne. Parce qu'une bonne installation permet de mieux travailler.

Le livre comprend 4 parties qui se subdivisent en chapitres.

Partie 1. Perspectives.

Chapitre 1 : les bases explicatives et l'avenir des otoémissions. Chapitre 2 : les bases anatomiques, physiologiques et moléculaires de la fonction cochléaire.

Partie 2. Les populations ayant une sensibilité auditive normale. Les chapitres 3 à 6 traitent des différentes formes d'OEA ainsi que des mécanismes de suppression des OEA chez les sujets normaux.

Partie 3. Les populations qui intéressent la clinique. Le chapitre 7 étudie les pathologies de l'oreille moyenne et les OEA, le 8, les produits de distorsion en relation avec les déficits de l'audition -ce chapitre est particulièrement intéressant pour nous- le 9 les OEA et les atteintes rétro-cochléaires, le 10 l'approche différentielle du diagnostic en combinant OEA et électrophysiologie, le 11, les mécanismes de suppression chez les sujets normaux et chez les sujets pathologiques, le 12, les OEA comme pré-test de la susceptibilité au bruit, le 13, les OEA et le dépistage néonatal. Le 14 les OEA et l'évaluation des enfants.

Partie 4. Calibration. Chapitre 15 comment calibrer une sonde pour mesurer les OEA.

Cet ouvrage traite donc d'aspects qui techniquement sont aujourd'hui intégrés à la prise en charge audiolgique. Il conviendrait sans doute de développer ce moyen d'appréhension de la fonction auditive. Ceux qui ont utilisé le PFS 6000 il y a plusieurs années se souviennent peut-

être qu'on leur proposait un module de mesure des OEA. Curieusement, aujourd'hui, les chaînes de mesures ont tendance à régresser par rapport à ces matériels un peu anciens (10 ans). Il est regrettable de ne pas penser à intégrer ces possibilités en option. Cela reviendra sans doute un de ces jours.

FD

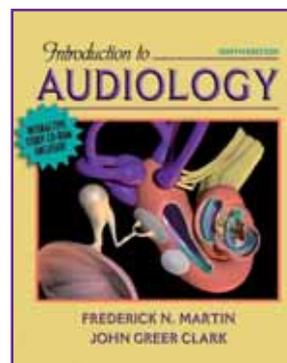
INTRODUCTION TO AUDIOLOGY

9^{ème} EDITION

F. N. MARTIN
J. GREER CLARK

ALLEN and BACON
478 pages 2006

Environ 100,00 €



Pourquoi présenter ce livre qui n'est pas si récent (2006) ? La raison est simple ; il est un classique de l'enseignement aux futurs audiolgistes que ce soit aux Etats Unis, en Australie de même qu'à Hong Kong où il trône empilé à la librairie de l'université pour les étudiants en audiolgologie. Ce livre comprend 4 grandes parties subdivisées en 14 chapitres qui traitent de questions très classiques ce qui est normal puisqu'il s'adresse à des étudiants. Dans la partie « I » Le chapitre 1 traite de la

profession d'audiologiste dans lequel on trouve une définition et une délimitation de l'activité en question ainsi qu'une présentation des sociétés savantes les plus importantes sur le plan professionnel. Dans le 2 l'anatomie et la physiologie du système auditif sont abordées ainsi que ce qu'on avait coutume d'appeler l'acoumétrie. Dans le 3 on retrouve la classique mesure du son.

Dans la partie « II » consacrée à l'évaluation des performances auditives, le chapitre 4 traite de l'audiométrie tonale classique sous toutes ses formes. Le 5 traite de l'audiométrie vocale ainsi que de la fonction performance /intensité en audiométrie vocale. Un grand classique, diront certains, mais rarement bien compris diront d'autres. A noter qu'on retrouve la recherche de la dynamique vocale confortable, test classique pour les utilisateurs du PR (cf R. De Boeck et le Maximum Acceptable Vocal). Le 6 traite des tests dits de diagnostique, tympanométrie, évaluation de la compliance statique qui est dépendante du volume résiduel de la cavité ainsi mesurée. Cette mesure permet d'évaluer la mobilité de la membrane tympanique en réponse à une certaine pression acoustique dans l'oreille externe puis de la tympanométrie . Enfin la recherche des réflexes acoustiques. Autres tests très importants, ceux concernant les otoémissions. Puis, viennent les potentiels évoqués auditifs de toutes sortes. Les récents dossiers que les Cahiers ont présentés nous

dispensent d'entrer plus dans le détail de ces tests et de leur importance. Le 7 est consacré à l'audiométrie infantile et à ses difficultés spécifiques.

La partie « III » traite des troubles du système auditif. Le découpage est simple et logique. Chapitre 8, l'oreille externe, 9 l'oreille moyenne, 10 l'oreille interne, 11 le nerf auditif et le 12 la surdité non organique. Il concerne aussi les simulateurs ou bien les gens qui accentuent leur déficit.

La partie « IV » traite de la prise en charge de la surdité avec dans le chapitre 13 le traitement prothétique et dans le chapitre 14 le traitement audiologique qui consiste en conseils et informations de toutes sortes pour les personnes sourdes. Cet ouvrage est dense, il est précis et constamment remis à jour depuis la première édition. Il est de plus accompagné d'un C D ROM qui permet de visualiser des tests et des résultats. Il devrait inspirer le corps enseignant Français.

FD

(Rappel)

INTRODUCTION TO AUDIOLOGY

A Review Manual
5^{ème} EDITION

F. N. MARTIN and
J. GREER CLARK

ALLYN and BACON
2001

L'ouvrage est destiné aux lecteurs du livre que nous

venons de présenter ci-dessus. L'ouvrage est destiné aux lecteurs du livre que nous venons de présenter ci-dessus. Il comporte 2 parties. La partie « I » est constituée de 15 chapitres à peu près découpés sur la même thématique que ceux du livre de cours. Le principe étant que la première et la deuxième page sont des rappels des données fondamentales et le reste du chapitre permet de tester ses propres connaissances. La partie « II » correspond à 15 études de cas ce que vous connaissez bien lorsque vous êtes lecteur des Cahiers grâce au travail des Drs Didier Bouccara et Nathalie Loundon qui sont, rappelons le, deux praticiens hospitaliers parmi les meilleurs en France en ce qui concerne l'exploration fonctionnelle en générale l'audiologie médicale en particulier, c'est à dire la pose de diagnostics difficiles dans le domaine.

FD

FUNDAMENTAL OF HEARING : AN INTRODUCTION

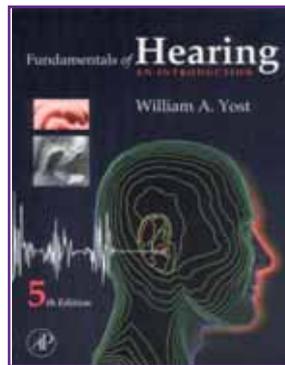
5^{ème} EDITION

W. A. YOST

ACADEMIC PRESS
338 pages 2007

Voici la réédition d'un ouvrage classique de très grande qualité. Son auteur qui n'est plus à présenter à une très grande connaissance du sujet traité. Les chapitres de l'ouvrage sont regroupés en 4 grandes sections. La première traite du stimulus auditif et comprend 4 chapitres consa-

crés au son, à sa transmission, à sa composition dans le cas de signaux complexes et le dernier à leur analyse. La seconde partie concerne le système auditif périphérique : l'oreille moyenne, l'oreille interne et sa réponse mécanique, le système nerveux périphérique ainsi que les cellules ciliées y sont traités et, pour finir, la réponse neurale et le codage auditif. La troisième partie traite de la sensation auditive.



Dans le premier chapitre de cette partie sont abordées les questions de seuil d'intégration temporelle, de sensibilité différentielle. Dans le suivant on retrouve les questions relevant du masquage informationnel, des bandes critiques, du masquage temporel etc.. Dans celui qui suit la localisation spatiale et, enfin dans le dernier chapitre de cette section les sensations de niveau et de hauteur ainsi que les produits de distorsions liés à la non-linéarité du système auditif. Notons au passage que l'une des très grandes qualités de ce livre vient justement de la très grande connaissance que l'auteur a du système auditif ce qui lui permet de traiter de manière abordable de questions qui ont aujourd'hui une acuité particulière

(par exemple au travers de la question des otoémissions). La quatrième partie aborde les questions plus large de la perception auditive du système nerveux central et des troubles du système auditif. Cette partie contient 3 chapitres. Le premier traite de la perception du sonore en général et des sources en particulier ainsi que de la parole, et de la musique. Le suivant fait un point sur les voix auditives et le dernier une revue des déficits de la fonction en relation avec la physio-pathologie.

Une dernière partie reprend sous forme de suppléments les connaissances physiques et mathématiques indispensables à la compréhension du texte.

Cet ouvrage en outre est extrêmement soigné tant sur le plan de la présentation que de l'iconographie. Il correspond sans doute à ce qu'il faudrait idéalement publier en français pour que les étudiants puissent maîtriser ce savoir au terme du cycle licence/maîtrise.

FD

ANALYSIS, SYNTHESIS and PERCEPTION OF MUSICAL SOUNDS

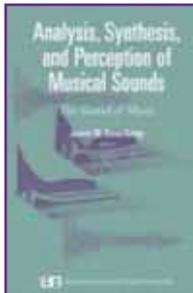
J. W. BEAUCHAMP
Ed.

Modern Acoustics
Signal Processing
SPRINGER 325
pages 2007

73,80 €

Cet ouvrage est destiné tant aux chercheurs qu'aux audiolgistes intéressés par des éléments de synthèse histo-

riques des 5 dernières années et de prospective dans la synthèse et la perception auditive.

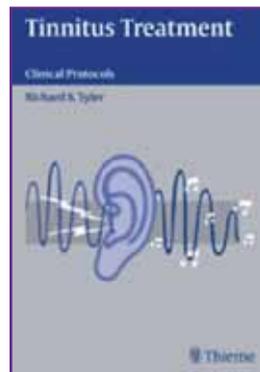


Articulé autour de 8 chapitres allant des méthodes d'analyse/synthèse du timbre et du fondamental au domaine de la perception auditive et des liens avec les aspects cognitifs de la perception (perception catégorielle du timbre des sons musicaux...), cet ouvrage semble s'imposer comme référence par la qualité des thèmes abordés ainsi que par la notoriété de ses auteurs.

À l'heure où les implants cochléaires abordent les traitements différentiels d'enveloppe et de structure fine, ouvrant aux patients implantés une nouvelle dimension perspective du timbre et de la musique, ce livre très documenté, à la bibliographie importante, mérite une place de choix dans nos bibliothèques.

G. Guillarm

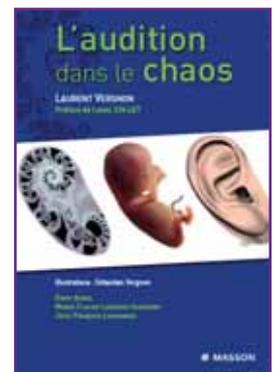
**TINNITUS
MANAGEMENT**
Clinical Protocols
Ed. R. S. Tyler
THIEME 240p. 2006
45.95 €



Le contenu de ce livre nous intéresse directement et dans le quotidien dans notre travail. La thématique nous est maintenant familière grâce au travail de présentation que nous en faisons régulièrement dans les Cahiers avec des équipes de haut niveau. Ici il s'agit de revenir sur les fondamentaux de la clinique et de refaire un point sur les différents aspects de ce que les patients peuvent nous exposer et ce que nous pouvons leur indiquer comme parcours possibles (à voir avec leur médecin si cela n'a pas été fait bien entendu). Il est important de rappeler que dans ce domaine notre rôle d'informateur est déterminant et celui du médecin est prépondérant pour autant qu'il ait la possibilité d'organiser une prise en charge thérapeutique efficace et cohérente localement. L'ouvrage comprend 16 chapitres. Le 1^{er} traite des modèles neurophysiologiques. Le 2^{ème} de l'auto-traitement, le 3^{ème} de l'apport d'Internet comme moyen de travailler à sa propre prise en charge, le 4^{ème} aborde le traitement des tinnitus chez les patients ayant une atteinte otologique (ex un Menière), le 5^{ème} traite de l'analyse du changement de mode de vie chez les patients dès lors que les

moments pendant lesquels la perception des sons atteint un niveau perturbant surtout si le niveau ne change pas. Le 6^{ème} aborde la thérapie de l'habituation, le 7^{ème} le traitement des insomnies, le 8^{ème} les thérapies dites cognitives, le 9^{ème} aborde les activités qu'il est possible d'associer au-delà du conseil et de l'information comme l'utilisation des bruiteurs -il est essentiel de ne pas se cantonner à traiter le problème de manière isolée mais à prendre en charge la globalité- le chapitre 10 traite de la TRT (cf les travaux de Jastreboff et Hazell), le 11^{ème} chapitre traite de la désensibilisation par la musique, le 12^{ème} de la place de la prothèse auditive dans le traitement (rappelons qu'elle est essentielle), le 13^{ème} chapitre aborde la thérapie par le bruit, le 14^{ème} la prise en charge clinique de groupe et individuelle, le 15^{ème} la prise en charge centrée sur la personne, le 16^{ème} traite de la thérapie narrative chez l'enfant. Nous connaissons tous des patients qui souffrent de ce handicap qui, chez certains, peut devenir terrible. Nous avons le devoir de connaître les modes de prise en charge et d'encourager le médecin à construire une équipe d'intervention dans laquelle nous avons notre place. Il est exact sans doute que les thérapies ne sont pas directement dans la culture ORL mais elles doivent y entrer. Ce livre, vous pourrez l'offrir à vos partenaires de travail et en parler avec eux. Tout le monde y gagnera et à commencer par les personnes atteintes par ce problème.

**L'AUDITION
DANS LE CHAOS**
Ed. L. Vergnon
ELSEVIER MASSON
440p. 2008



Le parti pris de ce livre est assez inhabituel pour un livre à caractère médical. En effet l'auteur aborde son sujet en faisant d'emblée référence à la théorie du chaos. Dans le premier chapitre, il rappelle comment la théorie qui, est entrée un peu en catimini dans le champ des sciences en est venue à se construire autour de ce qu'on appelle de manière paradoxale, au moins en apparence, le chaos déterministe avec son corollaire : « la sensibilité aux conditions initiales ». Ces conditions font qu'une petite perturbation ou une infime erreur de mesure peut conduire à un résultat final imprévisible mais non dénué de logique mathématique puisque certains de ces comportements sont finalement facilement modélisables. On comprend assez bien ce qui peut attirer un esprit scientifique en particulier lorsqu'on a croisé, il y a quelques années un théoricien comme Jean Petitot (mathématicien et philosophe travaillant dans le sillage de René Thom) que nous avons invité

avec Paul Avan à participer à un colloque (édité par les Cahiers) « du signal au sens ». Le débat est effectivement passionnant et il permet certainement de prendre une certaine distance avec une vision jugée parfois trop linéaire ou trop simpliste diront certains. Celle-ci présente aussi l'intérêt d'être une approche alternative mais aussi et pourquoi pas, par certains de ses aspects, complémentaire à une conception néo-darwinienne du type de celle qu'affecte un biologiste comme J. P. Changeux. Nous pourrions discuter de cela pendant un bon moment.

Pour revenir au travail de Laurent Vergnon nous avons évidemment été tentés de lui rechercher un prédécesseur dans le domaine de l'audiologie et bien sûr nous sommes partis à la recherche du nom de Benoît Virole et de l'application qu'il a faite de la théorie de R. Thom et du modèle que J. Petitot a appliqué lui-même à la perception catégorielle de la parole. Rappelons que B. Virole s'est attaché à la perception de la parole dans le cas de la surdité. Nous avons effectivement retrouvé son nom plusieurs fois dans la bibliographie et l'ouvrage traitant de cette question: « Psychologie de la surdité » pages 254 et 286.

De cette prise de position nous voudrions conserver la volonté de ne pas simplifier à outrance un phénomène, celui de la perception auditive en général et du sujet sourd en particulier. Pour ce qui est de la ramener à une conception particulière c'est un point de

vue personnel. Cette hypothèse est-elle nécessaire autrement que dans le cheminement d'un esprit qui souhaite mettre une barrière vis à vis de raisonnement trop simples ? Je ne sais pas. Peut-être aurais-je parfois l'envie un peu provocatrice de rappeler le travail de S. H. Kellert qui suggère que le fait de considérer que certains phénomènes dont on avait compris l'évolution et qui avaient été baptisés, a priori, comme des phénomènes chaotiques pourraient avoir conduit à considérer, à posteriori, qu'il y avait de l'ordre dans le chaos.

Débat de philosophes diront certains oui mais il faut bien car il n'est pas sans intérêt de réfléchir un peu. Et, à ce sujet, et pour alimenter un peu le débat, on pourrait évoquer ce qu'écrivent des gens comme H. Fox-Keller sur les différences entre les approches de la physique et de la biologie ou, ceux de N. Cartwright dont les préoccupations sont celles d'une physicienne vis à vis de la théorie et de ce qu'elle peut ou non apporter à la connaissance dans son domaine.

Pour terminer cette digression, je voudrais revenir un instant à J. P. Changeux (dont les travaux sont cités aussi dans cet ouvrage) et les modèles qu'il a conçus il y a plusieurs années avec Antoine Danchin sur la stabilisation sélective et plus récemment avec Stanislas Dehaene. Ceux-ci ne manquent pas d'intérêt sur le plan conceptuel et, s'ils apportent une réponse possible parmi d'autres ils ont peut-être l'avant-

tage, justement, d'intégrer le temps mais d'éviter de devoir établir des données précises sur les conditions initiales.

Revenons au travail de L. Vergnon et de ses collaborateurs. Le livre comprend 37 chapitres qui sont regroupés en 8 grandes parties. La première est donc une introduction en forme de réflexion suivie de quelques notions d'acoustique. La partie II comprend 4 chapitres. Elle traite de l'anatomie, un vrai plaisir à lire. La partie III comprend 11 chapitres et traite du système nerveux auditif. Notons au passage qu'assez subtilement l'auteur a bien distingué les mécanismes synaptiques de l'oreille interne dont on sait qu'ils ne fonctionnent pas comme ceux classiquement décrits dans le chapitre 7. Ce point est important et fait de l'oreille un modèle de transducteur tout à fait particulier avec ses synapses dites « à ruban » qui fonctionnent non de manière discrète ou « quantique » mais en continu. La partie IV traite de l'organisation du cerveau. La partie V aborde la naissance, vie et mort de l'audition. La partie VI traite de la presbycusie. La partie VII de la suppléance instrumentale (les aides auditives). La partie VIII évoque un nouveau regard sur le langage.

On aurait envie de parler plus longtemps de ce livre que je qualifierai de courageux car l'auteur s'expose à exprimer ce qui fait sa philosophie de la perception auditive, tant mieux. Après tout, il semblerait si, j'ai bien compris, qu'il est libre d'exprimer sa pensée. Peut-être aurions-nous l'audace de lui suggérer,

mais c'est sans doute déjà fait, la lecture du livre de R. Laughlin intitulé « Un univers différent » qui traite de l'émergence qui est peut-être à la fois la solution mais aussi paradoxalement le problème. En tous les cas il y a au moins une chose qui est à peu près certaine c'est qu'après la lecture de ce livre ce sera, sans doute, au moins du point de vue anatomique et physiologique, un peu moins le chaos dans la tête de pas mal de praticiens quel que soit leur axe de pratique. Nous voudrions aussi attirer l'attention des lecteurs potentiels sur la magnifique iconographie due au travail commun de Laurent et Sébastien Vergnon. Dix ans, c'est apparemment le temps qui a été nécessaire pour réaliser cet ouvrage- qui évoque, avec les moyens d'aujourd'hui, la passion qu'un artiste pouvait mettre à réaliser des cires colorées telles que celles de C. Calenzuoli (visibles au Muséum National d'Histoire Naturelle de Paris) ou une représentation de Cl. Susini (Visible à l'Université de Cagliari). Très beau travail didactique et esthétique. Félicitons aussi Siemens et son Directeur Général Pascal Boulud pour avoir soutenu ce travail.

Ajoutons que du fait de ses qualités ce livre est non seulement à lire mais aussi éventuellement à offrir à un public averti.

F. Degove

ENSEIGNEMENT CYCLE DE FORMATION POST- UNIVERSITAIRE ANNÉE 2008

Le Collège National d'Audioprothèse a décidé de mettre en place en 2008 et en 2009, avec la participation des Directeurs des enseignements préparatoires au diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, un Enseignement Post-Universitaire sur le thème **Psychoacoustique et surdité**.

L'EPU 2008 aura lieu les **Vendredi 5 et Samedi 6 Décembre 2008**   la Cité des Sciences et de l'Industrie Centre des Congrès de LA VILLETTE - 30, avenue Corentin Cariou   PARIS (19^{ me})

et sera rehaussée par une exposition des industriels fabricants et importateurs de matériels d'audioprothèse et d'audiophonologie.

Le pré-programme de cet EPU, intitulé « Psychoacoustique et surdité. Bases fondamentales Implications prothétiques » est le suivant :

Phonétique

Liens avec la psychoacoustique, la surdité et l'audiométrie.

Comment le cerveau perçoit-il les sons ?

Physiologie et biomécanique cochléaires.

Codage de l'intensité, de la fréquence et du temps.

Voies auditives afférentes et efférentes.

St r ophonie.

Incidences de l'environnement sur la perception acoustique.

Paramètres psycho-acoustiques mesurables chez le normo-entendant et le déficient auditif : Fréquence, intensité et temps.

Etudes comparatives.

Différenciation entre troubles périphériques et centraux.

Aspects centraux du décodage psycho-acoustique.

Ce premier EPU est indispensable pour aborder lors de la deuxième année de ce cycle d'enseignement la correction prothétique des troubles psychoacoustiques accompagnant la grande majorité des surdités de perception, pour déterminer les réglages les plus efficaces en fonction des paramètres psychoacoustiques mesurés, pour définir les limites d'un appareillage réussi.

Pour tout renseignement :

Danièle KORBA
Collège National
d'Audioprothèse
10, rue Molière
62220 CARVIN

Tél. : 03 21 77 91 24

Fax : 03 21 77 86 57

E-mail :

College.Nat.Audio@orange.fr
www.college-nat-audio.fr ■

(Offre d'emploi

PARIS

Centre indépendant recrute

Audioprothésiste D.E. avec au moins 2 ans d'expérience, pour collaboration et/ou association.

Contacteur :

Luis Godinho

19 rue d'Odessa

75014 Paris

Tél. 01 43 22 38 40

Mail : audition@wanadoo.fr

PUB

PUB