



**Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation
Commerciale - Pas de Modification 2.0 France (CC BY-
NC-ND 2.0)**

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr/>

Université Claude Bernard  Lyon 1

INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION

Directeur Professeur Yves MATILLON

Etude comparative des stimuli des chaînes de mesures électro-acoustiques,
du marché français en 2010.

Mémoire présenté pour l'obtention du
DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

Par OLLIER Leslie

Autorisation de reproduction

Lyon, le 13 Octobre 2011

Pr Lionel COLLET
Responsable de l'Enseignement

N° 461



Président
Dr BONMARTIN

Vice-président CEVU
Pr. SIMON Daniel

Vice-président CA
Pr. ANNAT Guy

Vice-président CS
Pr. MORNEX Jean-François

Secrétaire Général
M. GAY Gilles

Secteur Santé

U.F.R de Médecine Lyon Est
Directeur
Pr. ETIENNE Jérôme

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. BOURGEOIS Denis

U.F.R de Médecine Lyon-Sud
Charles Mérieux
Directeur
Pr. GILLY François Noël

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques
Directeur
Pr. LOCHER François

Département de Formation et
Centre de Recherche en Biologie
Humaine
Directeur
Pr. FARGE Pierre

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation
Directeur
Pr. MATILLON Yves

Secteur Sciences et Technologies

U.F.R Des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
(S.T.A.P.S.)

Directeur

M. COLLIGNON Claude

Institut des Sciences Financières et d'Assurance (I.S.F.A.)

Directeur

Pr. AUGROS Jean-Claude

IUFM

Directeur

M. BERNARD Régis

U.F.R de Sciences et Technologies

Directeur

M. DE MARCHI Fabien

Ecole Polytechnique Universitaire de Lyon

Directeur

M. FOURNIER Pascal

IUT LYON 1

Directeur

M. COULET Christian

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (CPE)

Directeur

M. PIGNAULT Gérard

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

M. GUIDERDONI Bruno

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Madame et Monsieur BERAHA, pour la qualité de la formation qu'ils m'ont permis d'acquérir, et les rencontres qu'ils m'ont permis de faire, ainsi qu'au Docteur BRE et sa femme.

Un grand remerciement à l'ensemble de l'équipe des trois laboratoires.

Merci à M. BAILLY-MASSON, audioprothésiste à Besançon et lecteur de ce mémoire, pour son aide précieuse, sa franchise et pour sa grande disponibilité.

A M. David RICHARD, de chez INTERACOUSTICS, M. Sébastien GENY, administrateur et rédacteur de FranceAudiologie.com et du site Blog-audioprothésiste.fr et M. Amélien DEBES, de chez PHONAK pour toutes les réponses et l'aide apportés ; merci à M. François DEJEAN, audioprothésiste à Montpellier, pour ses indications ; merci à Cécile, audioprothésiste lyonnaise ; à Jean-Baptiste pour ses conseils.

Merci à l'Université de Lyon 1-Claude Bernard et à l'équipe enseignante à l'ISTR-Audioprothèse, pour m'avoir permise d'accomplir ce parcours.

Merci à ma petite famille, à Claire, Armelle, Maxime, Bénédicte, Camille, Jonathan, Gladys, Paméla, Cécile, Edouard et tous les autres !

Sommaire

1.	INTRODUCTION	3
1.1	CONTEXTE DE L'ETUDE	4
2.	NOTIONS SUR LES CHAINES DE MESURES ELECTRO-ACOUSTIQUES ET LES SYSTEMES INTEGRES.....	6
2.1	QU'EST CE QU'UNE CHAINE DE MESURES ELECTRO-ACOUSTIQUES ?	6
2.1.1	A quoi sert une chaîne de mesures électro-acoustiques ?	8
2.1.2	Rappel des caractéristiques mesurables en chaîne de mesures électro-acoustiques sur une prothèse auditive.....	9
2.2	QU'EST CE QU'UN SYSTEME DIT INTEGRE ?	11
2.2.1	Introduction à la mesure In Vivo	11
2.2.1.1	Analogie au mémoire.....	12
2.2.2	Rapide description du module Audiomètre	12
2.2.3	Marché français	13
2.3	EVOLUTION TECHNIQUE EN AUDIOPROTHESE :	14
2.3.1	De l'analogique au numérique	14
2.3.1.1	Rappel sur le système analogique :	14
2.3.1.2	Rappel sur le traitement numérique du signal :	16
2.3.2	Etat actuel en 2010	17
3.	OBJET DE L'ETUDE : LES STIMULI DES SYSTEMES INTEGRES AURICAL PLUS, UNITY 2 ET AFFINITY 2.....	19
3.1	CHAINES DE MESURES ELECTRO-ACOUSTIQUES ET STIMULI	19
3.1.1	Un élément de différence entre Aurical Plus, Unity 2 et Affinity 2	20
3.1.2	Description des stimuli : Bruits à bandes étroites et à bande large	21
3.1.2.1	Rappel sur le son pur.....	22
3.1.2.2	Sons complexes.....	24
3.1.2.2.1	Le bruit blanc et le bruit rose	24
3.1.2.2.2	Chirp	24
3.1.2.2.3	Stimulus LTASS	25
3.1.2.2.4	Stimuli ICRA	26
3.1.2.2.5	Stimulus ISTS	27

3.2	COMMENT UNE PROTHESE MODERNE REAGI FACE A UN STIMULUS ?	28
3.2.1	Principe.....	28
3.2.2	Matériel.....	29
3.2.3	Procédure.....	29
3.2.4	Mesures.....	30
	3.2.4.1 Terminologie.....	30
	3.2.4.2 Détails.....	30
3.2.5	Résultats.....	31
3.3	ETUDE DES STIMULI AVEC LE LOGICIEL PHONEDIT	33
3.3.1	Principe.....	33
3.3.2	Matériel.....	34
3.3.3	Procédure.....	34
3.3.4	Détails.....	35
	3.3.4.1 Voyelles et consonnes.....	35
	3.3.4.2 L'oscillogramme et le sonagramme.....	36
	3.3.4.3 PhonEdit.....	37
3.3.5	Mesures.....	37
3.3.6	Résultats.....	38
3.4	COMMENT LES STIMULI ACTIVENT LES REDUCTEURS DE BRUIT ?	41
3.4.1	Principe.....	41
3.4.2	Procédure.....	41
	3.4.2.1 Détails.....	42
3.4.3	Résultats.....	43
4.	DISCUSSION GENERALE	45
5.	CONCLUSION	47

Bibliographie

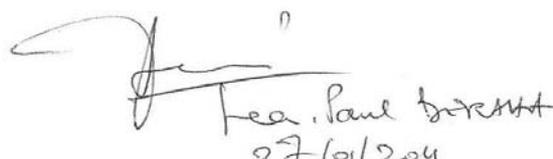
Résumé

De 1984 à 2010, les évolutions techniques et technologiques n'ont cessé de bouleverser le métier d'audioprothésiste : l'objectif d'un appareillage est le même, les chemins pour y accéder sont totalement différents. Un progrès de plus en plus rapide, parfois trop rapide : permettons à l'audioprothésiste de maîtriser ses outils, en particulier la chaîne de mesures électro-acoustiques. Sur le fond, il n'a pas changé, mais dans la forme, oui.

Moins de 20% des personnes interrogées connaissent l'utilité d'au moins 70% des signaux-tests plus ou moins récents proposés dans l'outil 'chaîne de mesures In Situ', identiques à ceux prescrits en mesures In Vivo. Peut-on continuer d'utiliser les mêmes stimuli conseillés il y'a dix ans ? Le gain réel apporté par un appareil repose sur l'ensemble de ses traitements de signaux, notamment les réducteurs de bruits qui s'enclenchent selon l'environnement du patient. A-t-on la possibilité de tester une prothèse sans déconnecter les réducteurs de bruits ? L'observation de trois critères permet d'apporter des éléments de réponse :

Pour commencer, la visualisation en directe, de l'analyse d'une prothèse auditive face à des stimuli. Avec l'outil Phonak Insight, on s'aperçoit que l'ISTS n'active pas les divers réducteurs de bruits installés chez l'industriel, et que la prothèse auditive, réglée sur un mode automatique, se comporte comme avec un signal vocal réel. L'ICRA 3BSMN FN actionne de la même manière, les systèmes de l'appareil auditif. Cependant, il faut noter la notion de détection d'échos, signe que l'ICRA va, peut-être, être dépassé par les stratégies des algorithmes de réduction de bruits. En analysant, les sonagrammes des stimuli basés sur le spectre vocal, on observe que seul l'ISTS s'assimile à la parole, en réunissant de multiples critères identiques au signal vocal réel. En testant la réduction de gain des réducteurs de bruits, face à cinq signaux vocaux tests, l'ISTS présente le moins de baisse, tout comme une voix masculine. Cela confirme qu'il est le meilleur signal aujourd'hui, pour tester l'amplification réelle de la parole par l'appareil auditif, avec les réglages du patient. L'ICRA 3BSMN reste valable, notamment si l'on désire tester les algorithmes anti-bruits.

Un système intégré sur les trois, testés uniquement sur le seul point des stimuli, se démarque par la possibilité d'utiliser l'ISTS, soit Affinity 2. Unity 2 le propose également, mais seulement avec le module In Vivo. Il est important de noter l'énorme différence de stratégie dans une gamme de prothèses, chez un industriel, mais aussi entre tous les industriels : les traitements du signal proposés sont loin d'être standardisés, au contraire. L'audioprothésiste doit se persuader d'abord, de l'intérêt d'utiliser l'outil chaîne de mesures électro-acoustiques, afin de rester critique sur la communication publicitaire des industriels, et de connaître ensuite les moyens qui sont à sa disposition pour y parvenir.



Paul Borent
07/01/2011

1. Introduction

Depuis le 10 juin 1985, tout local réservé à l'activité professionnelle d'audioprothésiste doit comprendre entre autre, dans son installation une chaîne de mesure électro-acoustique.

En 1985, les prothèses auditives n'étaient pas programmables, on les réglait par action sur des « trimmers » ; il faut attendre 1988 pour pouvoir adapter un appareil auditif à programmation numérique et amplification analogique, (chez BERNAFON avec le P4) puis 1996, pour une programmation et une amplification numériques (chez WIDEX avec la gamme SENSO). De nos jours, les prouesses technologiques faites dans le domaine de la recherche en physique électronique, en physique acoustique, etc. permettent un traitement du signal élaboré comme la compression, la reconnaissance vocale, le traitement du bruit, la compression fréquentielle, et même de la transposition fréquentielle, objets de nombreuses études, et les découvertes dans ce domaine ne font que commencer.

Pour continuer à être efficaces et utiles à l'audioprothésiste, le développement des chaînes de mesures électro-acoustiques doit être basé sur cette évolution et s'adapter aux nouvelles technologies. Aujourd'hui, les fabricants proposent des systèmes intégrés où sont installés un modules de mesures audiométriques, un module de mesures électro-acoustiques, obligatoires selon la loi, et un module de mesures In Vivo. Trois grands industriels sont actuellement très présents sur le marché français : SIEMENS avec les produits UNITY, INTERACOUSTICS avec AFFINITY et MADSEN avec AURICAL.

On se basera pour cet écrit sur les deux dernières, installées au laboratoire. Afin d'étudier ces deux machines, on fixe comme élément d'analyse, les stimuli

installés dans le logiciel de programmation et ainsi proposés à l'audioprothésiste lors des mesures qu'il désire effectuer.

Pourquoi tant d'options possibles dans le choix du stimulus ? Faut-il prendre en compte l'évolution du traitement du signal des prothèses auditives dans le cadre des tests en chaîne de mesures ? Cette évolution engendre t'elle nécessairement une évolution des « stimuli-tests » ?

Le but de cette étude est de comprendre les différences entre les stimuli connus et d'analyser la pertinence de chacun d'entre eux.

1.1 Contexte de l'étude

Mon sujet de mémoire, initialement intitulé « *Etude comparative des performances des chaînes de mesures électro-acoustiques du marché en 2010* » m'a été proposé par M.BERAHA.

En effet, étant directeur technique du groupe AMPLIFON France et responsable de la commission technique de cette entreprise, ses trois laboratoires sont des lieux de tests pour les appareils auditifs et leurs logiciels de programmation avant leur sortie sur le marché français, ainsi que pour le matériel informatique et audiolgique, etc. C'est pourquoi mon maître de stage désirait me faire réaliser une sorte d'étude selon la méthodologie du 'Benchmarking'¹, une idée qui a été émise lors de mon stage de deuxième année. A cette période là, deux des trois principales chaînes de mesures présentes sur le marché français étaient installées au laboratoire de Toulon Foch. La troisième était en pleine installation, et j'avais l'occasion de travailler au développement et conception d'une quatrième.

¹ *Le principe est de comparer différents critères objectifs ou subjectifs, mais du moins quantifiables, avec des règles que l'on peut établir afin d'avoir les mêmes systèmes d'analyse entre les différents membres faisant partie de l'étude.*

Cependant à mon retour au laboratoire pour mon stage de troisième année, la dernière chaîne de mesures installée, 'Unity 2' de SIEMENS, présentait de nombreux dysfonctionnements ; irrésolus, elle a été retournée chez l'industriel. Ensuite, le développement du quatrième produit était en statu quo. Début novembre a ensuite été la date du renouvellement de tous les ordinateurs, les mises à jour de toutes les versions des logiciels des industriels, au laboratoire de Toulon Foch, date à partir de laquelle sont apparus de nombreux problèmes informatiques, qui ont énormément parasités nos journées de travail. Pour finir, les intervenants qui pouvaient m'aider, ont eu pour la plupart des empêchements, ou bien ne pouvaient pas me répondre dans le cadre de l'étude. Au cours de mes recherches, je me suis cependant rendue compte qu'une grande partie de mes interlocuteurs ne savaient pas à quoi correspondaient les différents stimuli proposés dans les chaînes de mesures. C'est pourquoi j'ai décidé d'approfondir ce sujet.

A mon grand regret, je n'ai pas pu intégrer de tests patients.

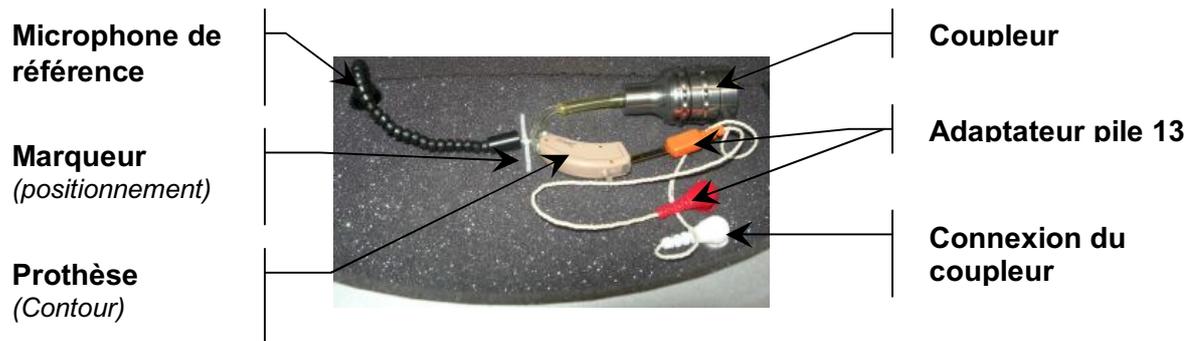


Figure a - Visualisation d'une prothèse installée dans une chaîne de mesures électro-acoustiques, ici, Unity 2 de chez SIEMENS.

2. Notions sur les chaînes de mesures électro-acoustiques et les systèmes intégrés.

2.1 Qu'est ce qu'une chaîne de mesures électro-acoustiques ?

Une chaîne de mesures électro-acoustiques se compose de la manière suivante : un générateur 'basse fréquence' et un amplificateur délivrant des stimuli par un ou plusieurs hauts parleurs, suivant l'industriel, un caisson anéchoïque (étanche et insonorisé) dans lequel se trouvent un coupleur et un microphone de référence. Une prise jack femelle est installée dans le caisson pour pouvoir brancher des câbles adaptateurs de piles (types 5, 10, 312, 13 et 675), afin de tester la consommation de pile par la prothèse étudiée (Voir Figure a et Figure b). Le tout est relié au matériel informatique, sur lequel on intervient à partir du logiciel correspondant.

Les mesures obtenues sont reproductibles et sont normalisées : les protocoles utilisés sont l'objet de deux types de normes, ANSI (*American National Standards Institute*) et IEC (*International Electrotechnical Commission*) : ANSI comme son nom l'indique, valide les protocoles américains, tandis qu'IEC est plutôt utilisée en Europe. Le coupleur matérialise l'oreille externe ; au fond du coupleur se situe un microphone dont la membrane simule le tympan, ainsi qu'un sonomètre qui enregistre le niveau de pression acoustique. Il existe plusieurs types de coupleurs, que l'on différencie par le volume de la cavité qui le caractérise, validés selon les normes ANSI et IEC : les deux principaux sont le coupleur 2 cm^3 (préconisé dans les normes ANSI et IEC 60118-7), et le coupleur $1,26 \text{ cm}^3$ (norme IEC 60118-0) également appelé simulateur d'oreille (norme IEC 711). Le premier a été mis au point en 1942 et normalisé en 1959. Le second date de 1981 et a été mis au point par l'industriel BRUEL & KJAER.

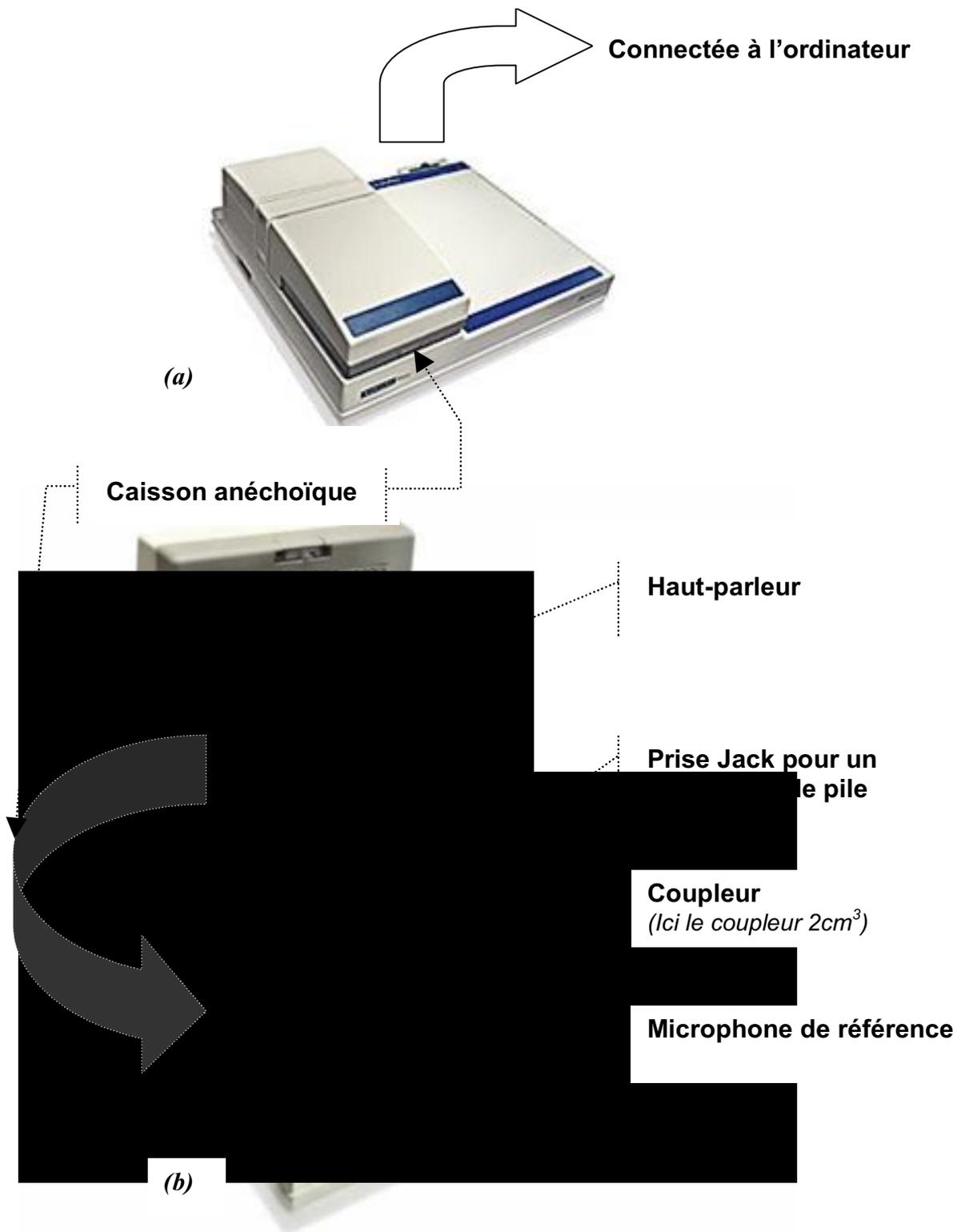


Figure b- Description d'une chaîne de mesure électro-acoustique en prenant pour exemple, la photo d'Aurical Plus fermée (a) et ouverte (b) de chez MADSEN

Le simulateur d'oreille se rapproche plus du volume moyen de l'oreille externe chez l'adulte. En outre, son plus petit volume induit d'une part une variabilité de mesures moins importante, et d'autre part des mesures de niveaux de pressions acoustiques supérieures de 6dB à celles effectuées au coupleur 2cm^3 (*loi de Weber-Fechner*). Cependant ce dernier reste très utilisé, de par sa reconnaissance internationale ; c'est le coupleur de référence employé dans toutes les études scientifiques. L'appareil auditif va donc être connecté sur ce coupleur afin de simuler une oreille occluse et appareillée. Des adaptateurs interchangeables, à installer sur le coupleur, sont disponibles pour tester tous les types de prothèses (boîtiers, contours, mini-contours à écouteurs délocalisés dans le canal auditif, etc.).

Les haut-parleurs sont les stimulants : à travers le logiciel de programmation, on choisit le type de test désiré, le type de stimulus voulu et l'intensité requise. Une fois ces paramètres déterminés, on peut lancer la mesure. L'intensité du stimulus transmis par les hauts parleurs est contrôlée par le microphone de référence afin de conserver une intensité de stimulus la plus stable possible.

La réponse de la prothèse auditive dans l'oreille simulée, est donc enregistrée par rapport au stimulus en cours. La visualisation des données se fait sous forme de courbe(s) :

- ~ soit en courbe de réponse en fréquences (variation du niveau du gain, ou du niveau de pression acoustique de sortie de l'appareil auditif, en fonction des fréquences, pour un niveau de pression acoustique donné en entrée),

- ~ soit en courbe de transfert (variation du niveau de pression acoustique en sortie de la prothèse, par rapport à celui d'entrée, pour une fréquence donnée).

2.1.1 A quoi sert une chaîne de mesures électro-acoustiques ?

Selon la loi, pour un audioprothésiste, «une chaîne de mesures électro-acoustiques permet de contrôler les caractéristiques des amplificateurs correcteurs de l'audition, sous forme de courbe de réponse, gain ou formule acoustique, distorsions et niveau de sortie» ². Elle est obligatoire dans un laboratoire d'audioprothèse. L'audioprothésiste doit s'en servir afin de vérifier que l'appareil auditif d'un patient est toujours en bon état, et répond aux critères d'appareillage établis. Pour une adaptation, on peut par exemple établir une fiche technique des caractéristiques électro-acoustiques propres à l'appareil adapté, utilisée comme repère. Dans le cadre d'un renouvellement de prothèses, il est bon de se référer aux caractéristiques techniques et électro-acoustiques des anciennes, pour ne pas trop perturber les habitudes du patient, et ainsi lui faciliter l'acceptation de cette démarche. Lors de contrôles techniques, elle permet de vérifier si tous les composants fonctionnent, par exemple s'il n'y a pas trop de distorsions, ni trop de consommation de pile, ou encore de s'assurer que les microphones directionnels fonctionnent bien. Certaines de ces machines peuvent déceler des pannes dites intermittentes, non détectées sur le moment.

² Ministère des affaires sociales et de la solidarité nationale, J.O du 12 juin 1985, *Décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste*, édité dans *Les Textes réglementaires* du Collège National de l'Audioprothèse, 2006, p13-14.

2.1.2 Rappel des caractéristiques mesurables en chaîne de mesures électro-acoustiques sur une prothèse auditive.

Les caractéristiques électro-acoustiques^{3,4} à mesurer sur un appareil de correction auditive, sont les suivantes (les protocoles variant selon les recommandations d'ANSI ou d'IEC):

Tout d'abord, il y a le gain acoustique. Il se mesure par la différence de niveau de pression acoustique en sortie, par rapport au niveau de pression acoustique en entrée des microphones de la prothèse. On peut mesurer le gain maximal en mettant ses réglages au maximum (compression et traitement du signal sur arrêt et réglage du gain au maximum).

Ensuite, on peut évaluer la courbe de réponse en fréquences. C'est la mesure de la variation du niveau de pression acoustique en sortie de la prothèse, par rapport à la fréquence. Les caractéristiques 'Entrée/Sortie' sont également incluses dans les mesures disponibles à effectuer ; par exemple, la mesure des temps d'attaque et de retour caractérise la dynamique de la compression active dans la prothèse. La représentation graphique s'effectue par une courbe de transfert.

Les distorsions harmoniques et d'intermodulation se mesurent également au coupleur. La mesure de la première définit la distorsion harmonique totale, c'est-à-dire l'apparition de fréquences dans le signal de sortie, non présentes dans le signal d'entrée. Une harmonique est un multiple entier de la fréquence fondamentale, par exemple 1600Hz est l'harmonique de rang 2 de la fréquence fondamentale 800Hz. Pour tester cette distorsion, on utilise des sons purs. En théorie, le nombre

³ GRENIER Stéphane, *Mesure des caractéristiques des aides auditives*, Cours de première année d'audioprothèse de Lyon, 2008.

⁴ Interacoustics, 2008, *The Affinity Platform Operation manual for HIT 440, AC 440 and REM 440*, Interacoustics

d'harmoniques est infini, mais en pratique l'énergie de ces dernières décroît en fonction du rang, et deviennent négligeables par rapport à l'énergie de la fréquence fondamentale. Il faut en règle générale, éviter un taux trop important de distorsions harmoniques car cela modifie l'enveloppe spectrale d'un son et donc son timbre ; en principe, c'est un signe de vétusté de la prothèse ou de ses composants, et donc un bon motif de renouvellement des appareils auditifs. La mesure de la distorsion d'intermodulation, (c'est-à-dire l'intermodulation de deux fréquences f_1 et f_2 du signal d'entrée, provoquant ensuite l'apparition d'harmoniques correspondant à f_1-f_2 , ou f_1+f_2 , ou $n(f_1-f_2)$ ou $n(f_1+f_2)$ avec n , nombre entier positif), se mesure à l'aide de signaux complexes, et peut provoquer une confusion du message sonore, en créant un signal « bruité » (*notion de psycho-acoustique*).

Le test de la qualité de communication de la bobine magnétique est intégré : en basculant sur la bonne position (T, MT, mT), on peut tester son efficacité et son bon fonctionnement.

La consommation des piles est mesurée directement sur la prothèse auditive, par l'intermédiaire de l'adaptateur pile câblé et branché dans le caisson. Mesurée en milliampères, cette valeur varie suivant le type de prothèse, le type de pile et l'utilisation qui en est faite (l'environnement sonore variable engendrant plus ou moins l'enclenchement du traitement du signal, interface(s) de communication utilisée(s), temps de port, etc.). Enfin, il reste possible de tester le niveau de bruit équivalent en entrée, c'est-à-dire le bruit interne de la prothèse, sans stimulation. Ce test était très utile pour les appareils auditifs dits analogiques.

2.2 Qu'est ce qu'un système dit intégré ?

Un système intégré présente la particularité de regrouper plusieurs modules de mesures électro-acoustiques: la mesure In Situ (ou mesure au coupleur précédemment décrite) mais aussi les mesures audiométriques, tonales et vocales, et les mesures In Vivo.

2.2.1 Introduction à la mesure In Vivo

La mesure au coupleur, autrement appelée mesure In Situ, est l'objet de nombreuses lois, normes et standardisations. Cependant, elle reste une mesure objective, qui ne considère pas les caractéristiques et structures anatomiques, morphologiques et acoustiques de l'individu : volume de l'oreille externe propre à la personne, propriétés physiologiques de la peau, etc. Un autre type de mesure est apparu en France dès 1984: la mesure In Vivo.

La mesure In Vivo a pour intérêt la prise en considération des paramètres psycho-acoustiques et morphologique du canal auditif dans le réglage et le contrôle de l'appareil. Après otoscopie, on insère dans le conduit auditif externe, un micro-tube à usage unique de quelques millimètres de diamètre, aux environs proches du tympan, afin d'enregistrer au plus près le niveau de pression acoustique réellement capté par cette membrane. Un microphone et un sonomètre enregistrent donc le signal dans le conduit. Différentes mesures sont effectuées, avec et sans prothèse auditive, éteinte ou en fonctionnement (voir Annexe 1). Le tout afin d'intégrer la résonance propre et individuelle du conduit auditif d'un patient, amplificateur naturel et donc prendre en considération la valeur du gain résiduel, dans les réglages de l'appareil auditif.

2.2.1.1 Analogie au mémoire

Le concept de la mesure In Vivo n'est pas le thème abordé dans ce mémoire. C'est en réalité, l'analogie existante entre la mesure In Vivo et la mesure In Situ (ou mesure au coupleur) qui peut être intéressante à évoquer. En effet, pour tester un appareil auditif, que ce soit dans un coupleur ou positionné sur un patient, il faut un stimulus. Et ce stimulus, ou signal d'entrée, va être traité de la même manière dans les deux situations, par le circuit électronique de la prothèse.

2.2.2 Rapide description du module Audiomètre⁵

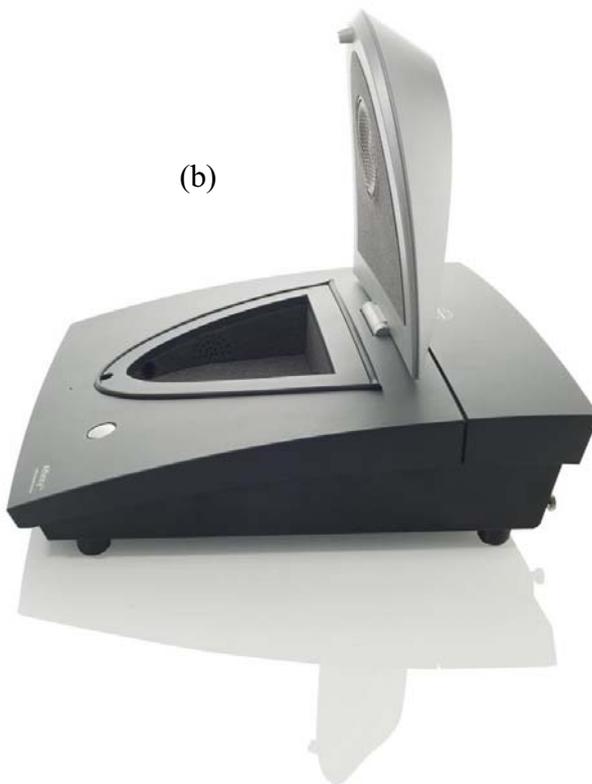
Dans ce même journal officiel de 1985 (*loc.cit.* page 4), il est stipulé que « l'audioprothésiste doit disposer d'un audiomètre tonal et vocal (...) ou un ensemble audiométrique équivalent comportant des sorties sur écouteurs, vibreur, haut-parleur ».

A la place d'un audiomètre classique, les systèmes intégrés proposent un audiomètre géré informatiquement, permettant les mesures des seuils liminaires, et supraliminaires : l'audiométrie tonale aérienne, en conduction osseuse, avec du masquage, ainsi que l'audiométrie vocale, éventuellement dans le bruit ; mais aussi d'autres tests : l'audiométrie haute-fréquences, le S.I.S.I. Test (recherche de recrutement pour une forte surdité bilatérale), les tests de *FOWLER* (recherche de recrutement en cas d'asymétrie importante), de *REGER* (recherche de recrutement oreille par oreille, dans l'impossibilité de faire le test de *FOWLER*), de *CARHARDT* (atteinte rétro-cochléaire), etc. Les accessoires sont nombreux, on peut disposer d'un casque, de haut-parleurs pour le champ libre ; également d'inserts, très peu utilisés

⁵ Bureau International de l'Audio-Phonologie, 1999, *INVENTAIRE DES EPREUVES D'AUDIOLOGIE*, annexe de la Recommandation BIAP 23/1/1996



(a)



(b)



(c)

Figure c - Les trois plus récentes chaînes de mesures électroacoustiques des industriels présents sur le marché français, en 2010 : Aurical Plus (a), Affinity 2 (b) et Unity 2(c).

par les audioprothésistes français, et pourtant favorisés dans de nombreux autres pays, grâce à la fiabilité et une approche plus naturelle des mesures.

2.2.3 Marché français

Actuellement, on trouve sur le marché français, trois grands industriels présentant des systèmes intégrés : SIEMENS AUDIOLOGIE, INTERACOUSTICS et MADSEN, plus connu en France sous GN-OTOMETRICS. Chacun présente respectivement les produits UNITY, AFFINITY et AURICAL, les derniers en date étant Unity 2, Affinity et Aurical Plus (voir *Figure c*).

Unity 2 et Affinity 2 sont issus de la même usine de production. En effet, le groupe mondial SIEMENS ne voulant pas produire un produit pour une ‘petite’ distribution, la filiale SIEMENS AUDIOLOGIE a dû trouvé des accords avec la concurrence pour produire la chaîne de mesures électro-acoustiques UNITY. La puce de base dans les deux machines est la même, cependant les logiciels de programmation sont complètement différents dans la conception, volonté des deux industriels de se démarquer ainsi. L’intérêt du système intégré est qu’il propose presque tous les systèmes obligatoires du décret de 1985. Il va même plus loin en proposant des outils comme le ‘*Speech Mapping*’, ou la visualisation en direct de la parole par rapport aux réglages effectués : c’est une sorte de *Mesure In Vivo (M.I.V.)*, plus pédagogique pour le patient, soit directement intégrée dans le module M.I.V chez Unity 2, soit en option comme quatrième module dans Affinity 2, ou bien en unité à part entière chez OTOMETRICS, appelé *Visible Speech* ou dernièrement, *FreeFit*.

APPAREILS POUR LES RECHERCHES ACOUSTIQUES

Le contrôle complet sans chambre sourde, des appareils de surdité est effectué d'une manière très simple dans une petite enceinte convenablement amortie, à l'aide de la voix artificielle, type 4210, utilisée dans le montage (ci-contre).

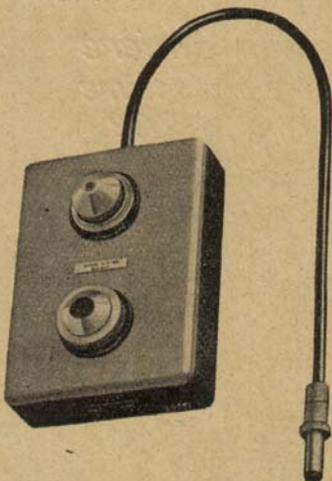
La pression sonore est contrôlée à l'aide d'une cartouche microphonique 4111, d'un amplificateur 2601 et de l'étage « compresseur » (régulateur automatique) incorporé à l'enregistreur automatique de réponse en fréquence 2314 sur bande papier ou au traceur panoramique automatique de courbe de réponse en fréquence sur tube cathodique, type 4707.

Ainsi la pression peut être maintenue constante à 0,5 db dans la gamme de 100 c/s à 5 Kc/s.

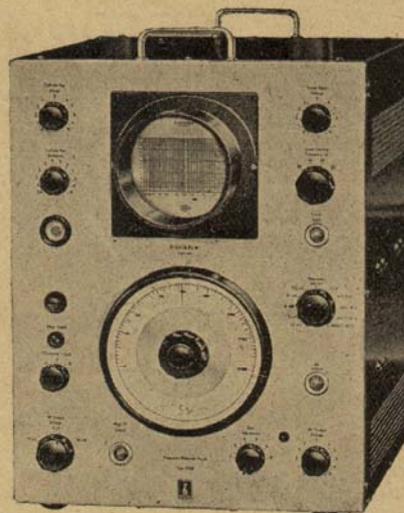
Le récepteur de l'appareil de surdité est monté sur l'oreille artificielle 4109 équipée, suivant le cas, du coupleur 2 cm³ ou 6 cm³ (ASA-Z 24-9). La sortie de l'analyseur, type 2105, utilisé ici comme amplificateur linéaire, est appliquée à l'enregistreur de niveau qui fournit la courbe de réponse à pression constante de l'appareil de surdité en essai. Nous conseillons l'utilisation de l'analyseur 2105 à la place d'un amplificateur 2601 dans ce circuit, l'analyseur permettant de faire à la suite de l'enregistrement de la courbe de réponse des mesures de distorsion pour un nombre déterminé de fréquences, particulièrement aux fréquences les plus basses. La distorsion peut être indiquée le long de l'enregistrement.



Voix artificielle 4210 pour l'enregistrement des caractéristiques de réponse des appareils de surdité.



Oreille artificielle 4109.



Traceur panoramique automatique de réponse en fréquence 4707.

St  Française BRUEL & KJAER - 14, rue Ste-Isaure, PARIS-18^e

Tél. : ORN. 43-58

Figure d - (1)

2.3 Evolution technique en audioprothèse :

Historiquement, les premières chaînes de mesures apparaissent vers les années 1960 (ou plus exactement en 1959, voir Figure d- (1) et (2)). A cette époque, les appareils auditifs fonctionnaient tous de manière analogique, réglés par trimmer(s) et non programmables.

2.3.1 De l'analogique au numérique

2.3.1.1 Rappel sur le système analogique :

Le terme 'analogique' provient du grec '*analogos*', signifiant « ce qui est en rapport avec, proportionnel ». Pour rappel, un appareil auditif analogique est constitué de circuits électroniques, afin de réaliser l'amplification et le contrôle du signal acoustique incident.

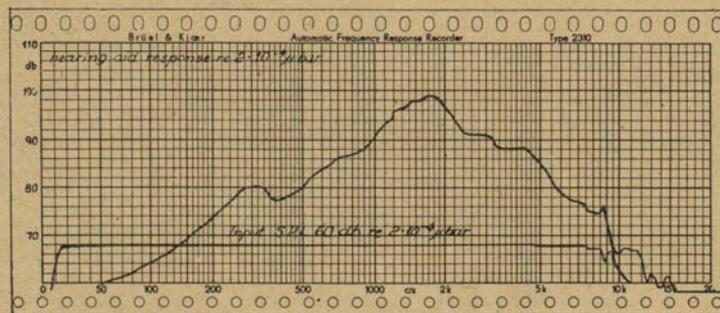
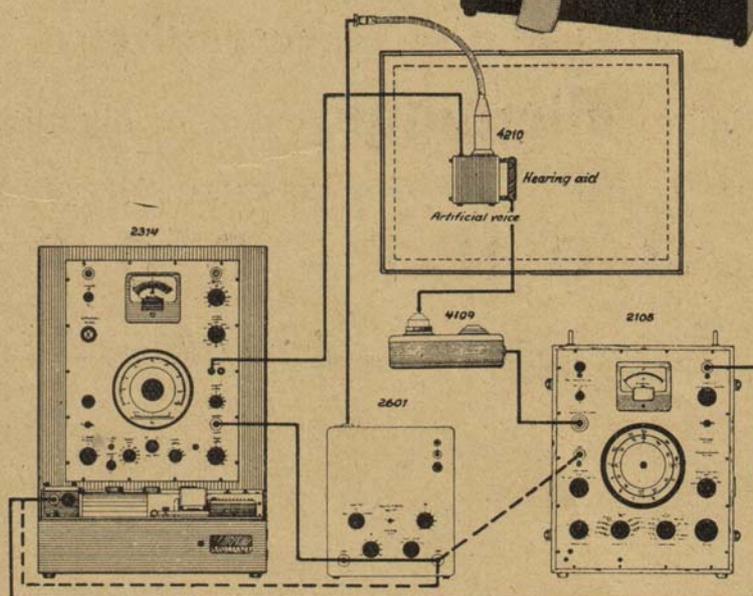
En d'autres termes, la variation de pression acoustique devient une variation de pression physique, enregistrée par la membrane électret du microphone, et transformée en variation de tension électrique (voir *Figure e*). Ce signal électrique est modifié à travers les composants électroniques du système, puis à nouveau restitué en niveau de pression acoustique par l'écouteur. Le signal alternatif électrique qui traversait un appareil auditif était jusqu'alors proportionnel au signal acoustique en entrée, ou requis en sortie. En conséquence de quoi, les composants du signal acoustique en entrée étaient tous amplifiés de la même manière (prothèse auditive linéaire); ensuite, on fixait la coupure des graves, celle des aigües, la tonalité générale (balance de la courbe de réponse autour d'une fréquence), et la valeur de l'écrêtage. L'action des réglages de l'appareil consistait, en modifiant les "proportions" électriques, à modifier les "proportions" du son sortant.

APPAREILS POUR LES RECHERCHES ACOUSTIQUES

APPAREILS ET SCHEMA DE MONTAGE

LE CONTROLE COMPLET SANS CHAMBRE SOURDE, DES APPAREILS DE SURDITÉ

Enregistreur automatique de réponse en fréquence, type 2314 — Gamme de fréquence de l'oscillateur 0-20000 c/s. Section enregistreur couplée à l'oscillateur avec une vitesse d'inscription maximum de 1000 db/s.



Courbe de réponse complète d'un appareil de surdité

Sté Française BRUEL & KJAER - 14, rue Ste-Isaure, PARIS-18^e

Tél. : ORN. 43-58

Figure d - (2)

Figure d - (1) et (2)- Ancienne publicité issue d'une revue des années 1959 adressée aux Oto-rhino-laryngologistes : on voit apparaître les caractéristiques d'une des premières chaînes de mesure électro-acoustique de l'industriel BRUEL&KJAER .

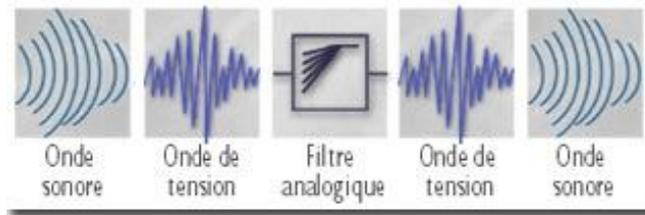


Figure e– Rapide schématisation d'un traitement analogique du signal acoustique.

Par conséquent, à chaque type de surdité (perception, transmission, légère, moyenne, etc.), correspondait une gamme d'appareils que l'on choisissait par rapport aux tests audiométriques préalables.

Pour régler la prothèse auditive, l'audioprothésiste utilisait sa propre oreille. D'où l'apparition de la chaîne de mesures électro-acoustiques, dédiée au contrôle de la qualité d'amplification, et à la vérification des réglages imputés, de manière fiable et reproductible : comme maintenant, elle permettait de vérifier les courbes de réponse de l'appareil à un niveau de pression acoustique constante, ainsi que le taux de distorsion harmonique créée (voir Figure d– (2)). Comme précisé dans la précédente introduction, le décret rendant obligatoire l'installation de l'instrument en laboratoire d'audioprothèse, date de 1985 ; trois ans après, en 1988, apparaissent les appareils auditifs programmables, c'est-à-dire plusieurs combinaisons « mémorisées » de réglages sur les filtres. A l'aide d'une console, la programmation peut s'effectuer numériquement, cependant l'amplification du signal est toujours effectuée de manière analogique.

Enfin, en 1996 sont intégrés l'amplification et le traitement numérique du signal.

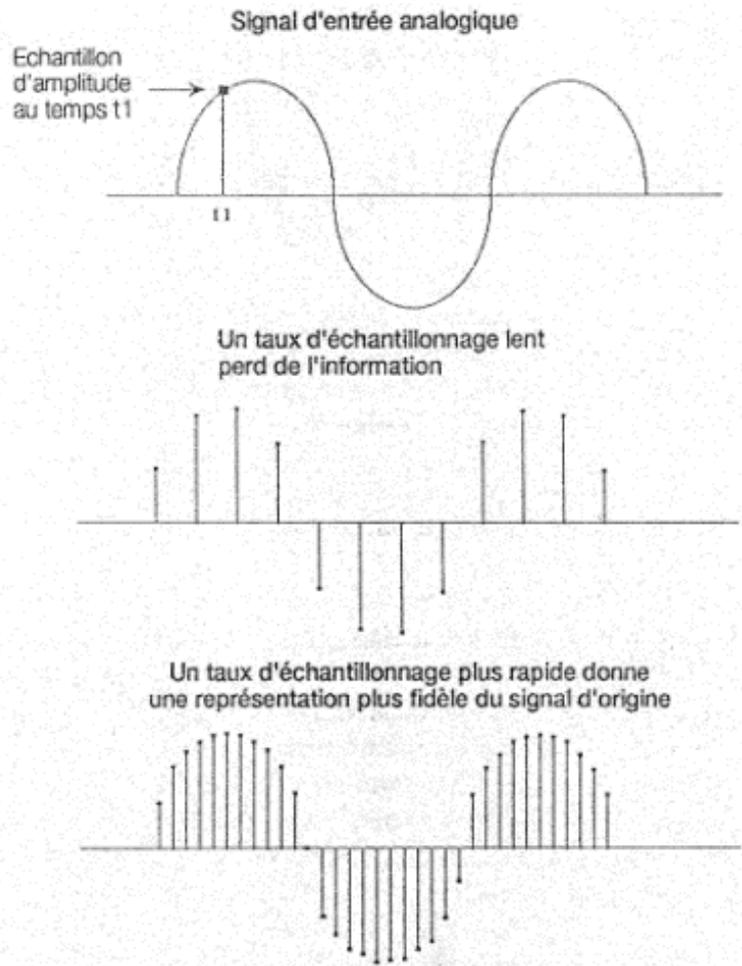


Figure f- Echantillonnage d'un signal analogique, suivant Nyquist: la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale contenue dans ce signal.

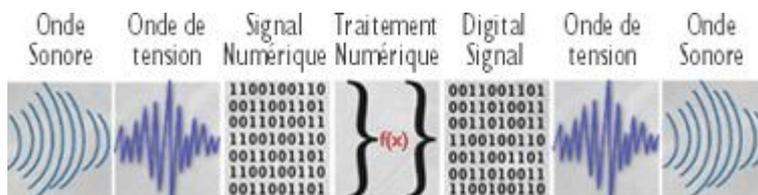


Figure g- Rapide schématisation du traitement numérique.

2.3.1.2 Rappel sur le traitement numérique du signal :

Le traitement numérique du signal apparaît donc dès 1996, chez les industriels WIDEX et OTICON, avec respectivement les gammes *Senso* et *Digifocus*.

Un signal numérique est un signal dont l'amplitude donnée à un instant est codée par un nombre binaire et qui est représentée au moyen de valeurs discrètes.

Afin que le signal acoustique soit traité et amplifié numériquement par le processeur de l'aide auditive, il faut tout d'abord le convertir de sa forme analogique, à la forme numérique. Ceci est effectué par un convertisseur analogique-numérique. Le travail précédemment opéré par une multitude de composants électroniques dans un circuit analogique, est maintenant exécuté par une suite de calculs et d'estimations numériques dans un composant (basés sur les *Transformés de Fourier*). Cette technologie se base sur deux états : présence de courant dans un fil, état *On*, ou absence de courant, état *Off* ; c'est-à-dire respectivement l'état 1 ou 0, ou le système binaire. En trois étapes, le signal acoustique est échantillonné (voir Figure f), quantifié et codé (en se basant sur le théorème de *Nyquist-Shannon* et l'algèbre de *Boole*).

Enfin, une fois le signal traité et amplifié au niveau de sortie requis, il est à nouveau converti en un signal analogique par un convertisseur Numérique-Analogique, voir parfois même un convertisseur Numérique-Numérique, retransmis par l'écouteur, capable dans le second cas de traiter un tel type d'entrée (voir Figure g).

Grâce aux nouvelles propriétés numériques, le signal est donc traité avant d'être amplifié et restitué. Cette évolution technique offre à l'audioprothésiste de nombreux réglages plus avancés, tels que la directivité 'automatique' des microphones suivant les sources sonores, la multiprogrammation ainsi que le

découpage en bandes fréquentielles du signal acoustique ; ceci grâce à l'application d'une amplification sélective sur des canaux de fréquences inter-couplées et l'utilisation de la compression WDRC (*Wide Dynamic Range Compression*). Ce qui définit les appareils auditifs non linéaires (il est toujours possible de les régler à l'opposé). Aujourd'hui, les industriels veulent perfectionner les réducteurs de bruit ; établir un système d'émergence de la parole par rapport au bruit encore plus perfectionné dans chacune de leurs gammes, afin d'offrir la meilleure intelligibilité dans des conditions difficiles, souvent l'une des premières exigences pour un malentendant. Ces possibilités de traitement dépendent de la vitesse des calculs, donc de la vitesse d'exécution des algorithmes, et en conséquence de la vitesse du processeur (*Digital Signal Processor*). Chaque industriel intègre ses propres algorithmes de traitement du signal.

Pour résumé avec l'arrivée du numérique et l'évolution qu'il présente, la multitude de réglages possibles engendre le fait qu'un unique appareil auditif peut être adapté sur plusieurs types de surdités, dans la limite de la puissance délivrée.

2.3.2 Etat actuel en 2010

La révolution technologique apportée par l'arrivée du traitement numérique en audioprothèse peut remettre en cause l'utilité de la chaîne de mesure pour l'audioprothésiste ; elle avait été conçue dans un premier temps pour permettre le contrôle des caractéristiques électro-acoustiques, des appareils auditifs analogiques, à amplification linéaire, non programmables.

D'abord à cause des logiciels de programmation de plus en plus perfectionnés par les industriels, permettant une programmation en direct dans les appareils, en agissant sur les propriétés des algorithmes du processeur. Ensuite, les

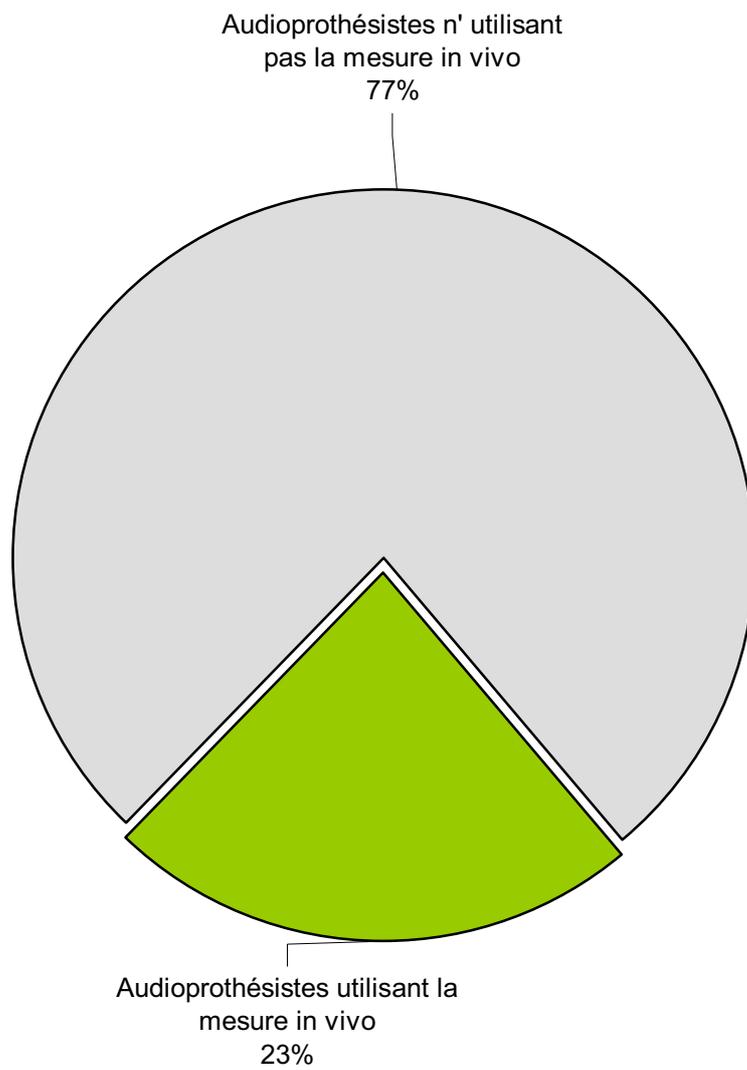


Figure h - Résultat du sondage effectué en ligne dans le cadre de ce mémoire.

traitements du signal enclenchés dans l'appareil interfèrent sur les mesures effectuées, en analysant certains stimuli de la chaîne de mesures électro-acoustiques comme du bruit en temps 'normal'. Enfin, les caractéristiques morphologiques et acoustiques individuelles ne sont pas prises en compte. Le marché actuel voit la tendance de l'appareillage dit 'open', non obstructif pour le conduit auditif externe, perdre de l'ampleur, alors que la mesure au coupleur est une mesure étanche, ce qui rend le contrôle de l'appareil non fiable et incorrect (pour ne pas dire impossible), sans la mesure In Vivo.

On peut contester toutes ces affirmations par de nombreuses études, prouvant cette utilité : de nombreux logiciels ne sont pas totalement fiables, les cibles virtuelles affichées étant bien différentes parfois des réponses réelles mesurées de la prothèse. Ces différences peuvent même être de l'ordre de 15dB SPL⁶. Ensuite, il est vrai que la mesure In Vivo résout le problème et prend en compte les variabilités acoustiques inter-individus. Seulement, actuellement en 2010, elle n'est presque pas pratiquée (Voir Figure h), à cause d'un manque de formation ou d'un coût trop important⁷. Pourtant aux Etats-Unis, elle est obligatoire depuis 2006, notamment dans l'appareillage de l'enfant, où la mesure RECD⁸ devient absolument nécessaire.

Il existe aussi une solution pour la mesure au coupleur d'un appareil dit ouvert : le développement d'un coupleur spécifique pour l'appareil 'open' mais qui n'est pas normalisé pour l'instant⁹.

⁶ HICKS M., GHENT R., NILSSON M-J. *et al.*, *Comparaison des gains annoncés dans les logiciels de programmation et des gains mesurés au coupleur 2cm³*, traduit par GENOT V., SONIC innovations.

⁷ LEMASSON J-B., CHEVALIER P-J., 2010, *Quantification d'un possible bénéfice apporté par les mesures intégrées : audiogramme direct et mesure in vivo intégrée. Vers une personnalisation approfondie ?* Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'audioprothésiste, I.S.T.R. Lyon I.

⁸ National Centre of Audiology, 2009, *Hearing aid fitting and verification*, DSLio. Disponible sur www.dslio.com

⁹ FRYE Electronics, 2007, *OPEN FIT COUPLER : announcing our new Open Fit Coupler for a more realistic test of the popular open ear hearing instruments*, brochure disponible sur www.frye.com

L'étude de DONIER V., effectuée en 2008, démontre que la chaîne de mesures électro-acoustiques est encore utile à l'audioprothésiste¹⁰, car permet des mesures reproductibles, à condition qu'elle continue d'évoluer en fonction des besoins. De nos jours, les besoins sont ceux établis par l'arrivée du numérique, c'est-à-dire l'évaluation des caractéristiques de la prothèse réglée pour un patient. Peut-on actuellement tester une prothèse sans déconnecter tous les traitements de bruits actifs ? C'est la question à laquelle nous allons essayer de répondre dans la troisième partie.

3. Objet de l'étude : les stimuli des systèmes intégrés Aurical Plus, Unity 2 et Affinity 2.

On a vu précédemment le fonctionnement d'une chaîne de mesures. On se centre maintenant sur un élément clé de ce fonctionnement : les stimuli-tests.

3.1 Chaînes de mesures électro-acoustiques et stimuli

C'est un outil utilisé par 70% des audioprothésistes interrogés. Cependant, les méthodes de travail restent basées sur les méthodes anciennes : utilisation des sons purs, de bruit blanc. De plus, l'appareil n'est pas toujours mis en mode linéaire, ce qui fausse les mesures. Parmi les interlocuteurs interrogés au cours des recherches pour cette étude, seulement 20% connaissent l'origine et l'utilisation d'au moins 60% des stimuli qui sont proposés dans la chaîne de mesures électro-acoustiques.

¹⁰ DONIER V., 2008, *La chaîne de mesure est-elle encore utile à l'audioprothésiste aujourd'hui ?*, Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'audioprothésiste, C.R.E.E.F.A. Montpellier 1

3.1.1 Un élément de différence entre Aurical Plus, Unity 2 et Affinity 2

En utilisant les logiciels des trois machines, installés sur les ordinateurs du laboratoire, on visualise tout d'abord combien de stimuli nous sont proposés. Le dénombrement est représenté de manière graphique (voir Figure i). Toutes les mesures possibles ne figurent pas sur le graphique, seules sont représentées les mesures significatives pour le mémoire. *Suivant l'installation du module Mesure In Vivo dans Unity 2 et Aurical Plus, il faut savoir qu'on augmente le nombre de stimuli-tests disponibles en Mesure In Situ. On ne considère pas ce paramètre MIV ici.*

On visualise une différence entre ces trois systèmes, en se basant sur le nombre de stimuli. Un rapide listage de ces sons est effectué, avec une indication sur l'éventuelle installation dans un ou plusieurs systèmes (voir Tableau 1). Les appellations peuvent varier suivant les industriels, les versions et les traductions: par exemple le bruit pseudo-aléatoire et le signal composite correspondent à la même chose. La première remarque suggérée par ces figures, est l'origine de ces stimuli : A quoi correspondent-ils ? Comment les utilise-t-on ?

Ce sont les questions que l'on peut se poser.

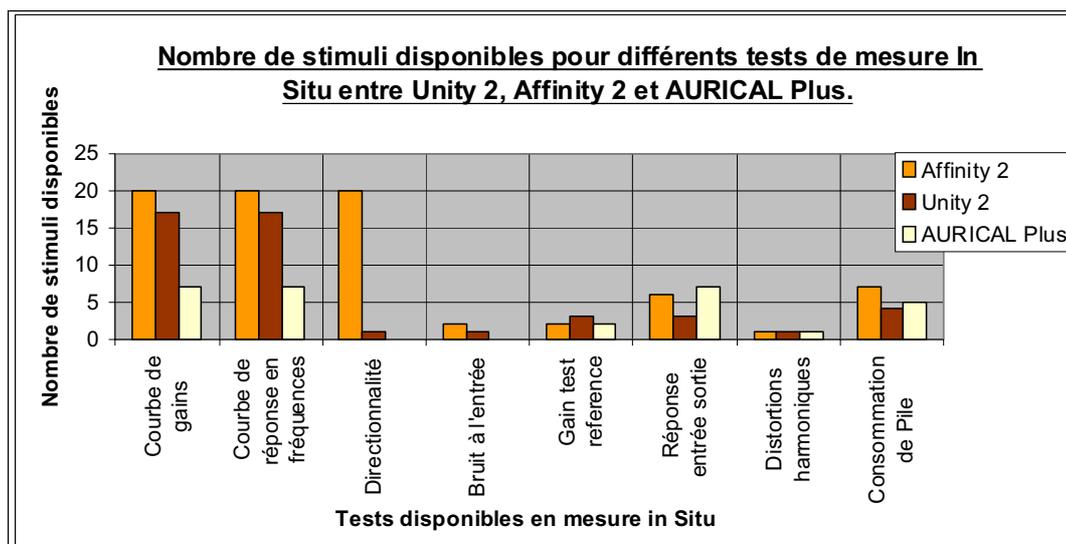


Figure i- Dénombrement des stimuli installés chez Aurical Plus, Affinity 2 et Unity 2

Stimulus	Installé chez
Bruit Blanc	Un, Af, Au
Balayage son wobulé	Un, Af, Au
Balayage son pur	Un, Af, Au
bruit aléatoire	Af
pseudo bruit aléatoire	Af
signal composite	Un
bruit rose	Un, Af
bruit blanc filtré	Un, Af, Au
chirp	Un, Af
ILTASS	Un
ISTS	Af
icra urgn m n	Un, Af
icra urgn m r	Un, Af
icra urgn m l	Un, Af
icra 3Bsmn f n	Un, Af
icra 3bsmn m n	Un, Af
icra 2pb 1f1 m n	Un, Af
icra 6 pb n	Un, Af
icra 6pb l	Un, Af
icra 6pbr	Un, Af
Bruit vocale	Un, Af, Au
voix femme	Af
voix homme	Af

Tableau 1- Liste des stimuli recensés chez Aurical Plus (Au), Affinity 2 (Af) et Unity 2 (Un)

3.1.2 Description des stimuli : Bruits à bandes étroites et à bande large

Les signaux acoustiques utiles pour les mesures In Situ (et par la suite, en mesure In Vivo) se répartissent en trois grandes familles : le son pur, les sons pseudo-aléatoires (ou composites) et les sons basés sur le spectre vocal¹¹. Tous les stimuli ne vont pas être décrits, on s'intéresse de près aux signaux basés sur le spectre vocal, la voix étant le stimulus de référence dans la vie quotidienne, car ce sont eux qui évoluent en fonction des besoins imposés par l'évolution de la

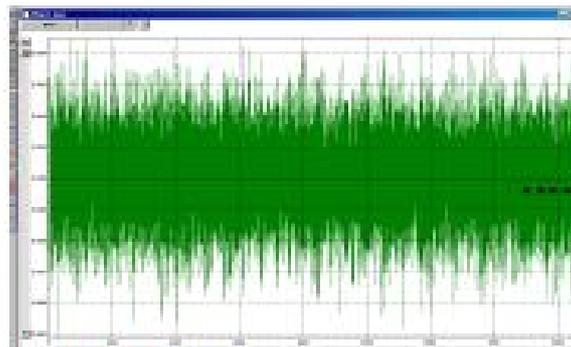
¹¹ COLE B., 2009, *Verifit&RM500SL Test Signals&Analysis, audionote 2 REV3*, Etymonic Design Incorporated, disponible sur www.audioscan.com

technologie numérique. Cependant, il est nécessaire de rappeler les définitions des bruits blanc et rose, deux références, et de détailler ce qu'est le signal Chirp.

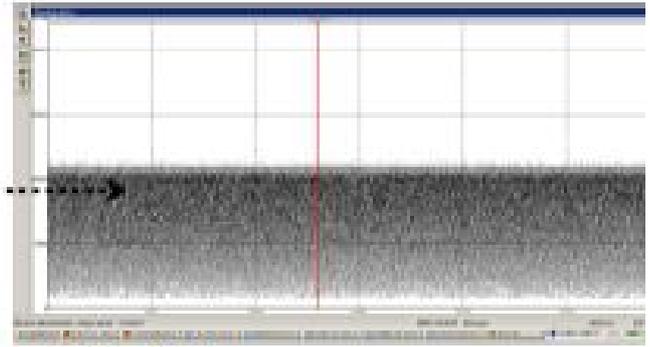
3.1.2.1 *Rappel sur le son pur*

Un son pur est un son périodique, qui est inexistant dans la nature. Il est caractérisé par la fonction sinus, par une seule période T et une seule fréquence ($1/T$). Son énergie est concentrée sur cette fréquence. On utilise également le balayage en son pur : ce sont des sons purs présentés l'un après l'autre, en continue, à une intensité fixée et constante. Ce sont des stimuli utiles pour déterminer toutes les caractéristiques « entrée-sortie » des prothèses auditives et l'intégrité des composants. Son utilisation est normalisée et obligatoire chez les industriels dans le cadre de la production et du contrôle de la qualité de l'appareil fabriqué (*normes ANSI S3.22*). Le son pur wobulé quand à lui induit une variation très légère de fréquence : l'énergie restant centrée sur la fréquence choisie, on stimule aussi quelques fréquences adjacentes.

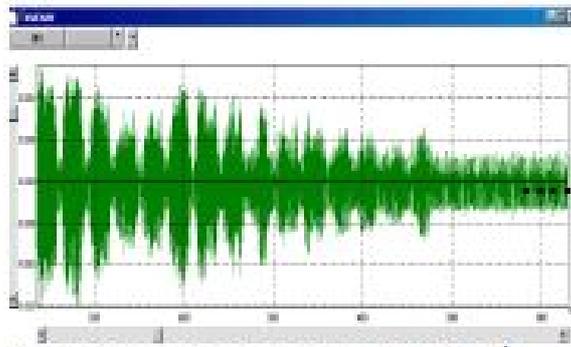
Ce sont des stimuli définis en bandes étroites : sur une large bande fréquentielle définie, on considère des segmentations une à une, et dans leur ensemble.



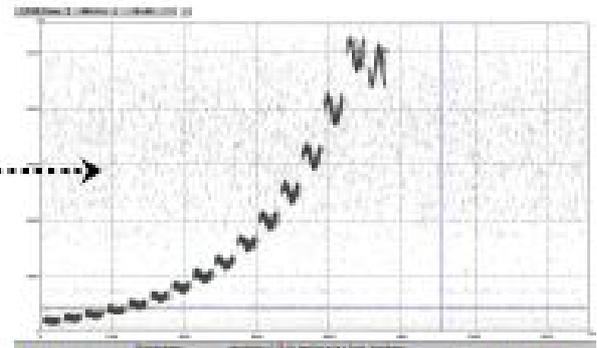
(a) Bruit Blanc



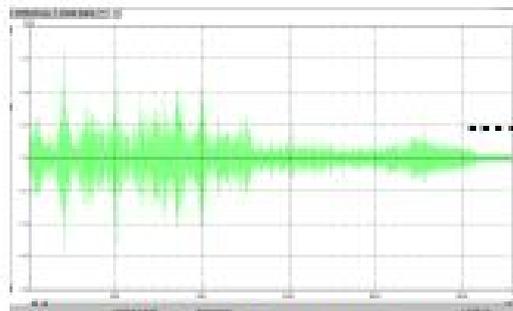
(a.1) Bruit Blanc



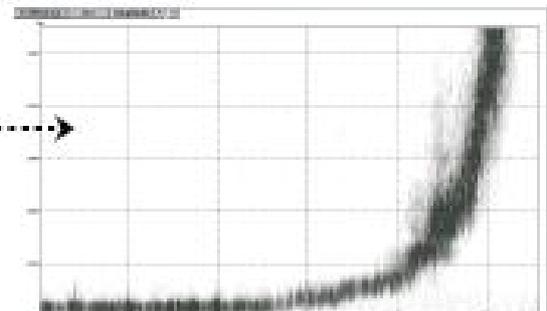
(b) Balayage en son pur wobulé



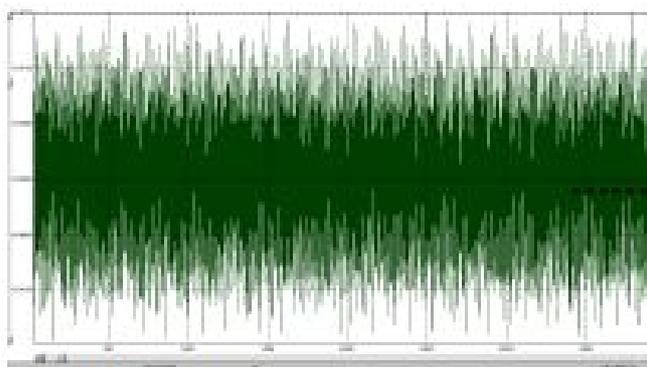
(b.1) Balayage en son pur wobulé



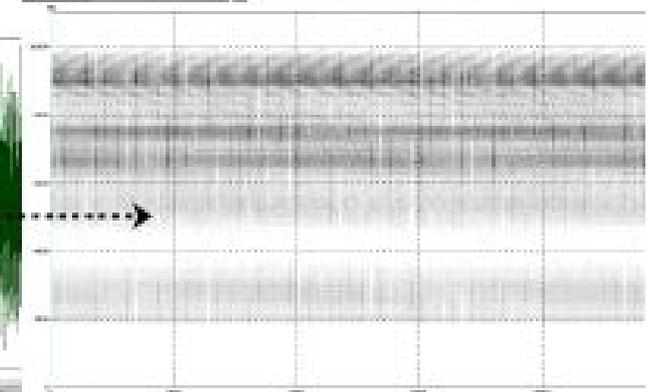
(c) Balayage en bande étroite



(c.1) Balayage en bande étroite



(d) Signal Chirp



(d.1) Signal Chirp

Figure J-Oscillogrammes (a), (b), (c) et (d) et sonagrammes (.1) de stimuli obtenus avec le logiciel PhonEdit

3.1.2.2 Sons complexes

3.1.2.2.1 *Le bruit blanc et le bruit rose*¹² (voir Figure J)

Le bruit blanc Gaussien est un son complexe, apériodique et aléatoire. C'est-à-dire qu'il concentre toutes les sinusoïdes de toutes les fréquences, sans rapport entre elles, sur une zone fréquentielle (en audiologie, on considère normalement la bande passante [20Hz-20KHz]). Son intensité reste constante sur toutes les fréquences, par Hertz. Comme le nombre de fréquences double d'une octave à l'autre (plus de fréquences dans les octaves aiguës), l'énergie libérée croît linéairement de 3dB par octave.

Le bruit rose est lui aussi un son complexe aléatoire. Cependant, il est caractérisé par une intensité constante dans les octaves. Comme le nombre de fréquence double, il possède plus d'énergie dans les graves et décroît linéairement de 3dB par octave. C'est un bruit plus adapté à l'oreille humaine, car tous les deux fonctionnent selon le modèle logarithmique. Pour cette raison, il est souvent utilisé pour calculer la réponse fréquentielle d'une chaîne de reproduction sonore.

Ce sont des bruits à bande large. S'ils sont filtrés, on obtient des stimuli à bandes étroites.

3.1.2.2.2 *Chirp*^{13,14}

Par sa traduction anglaise, le signal Chirp a tendance à être défini comme un bruit de gazouillement.

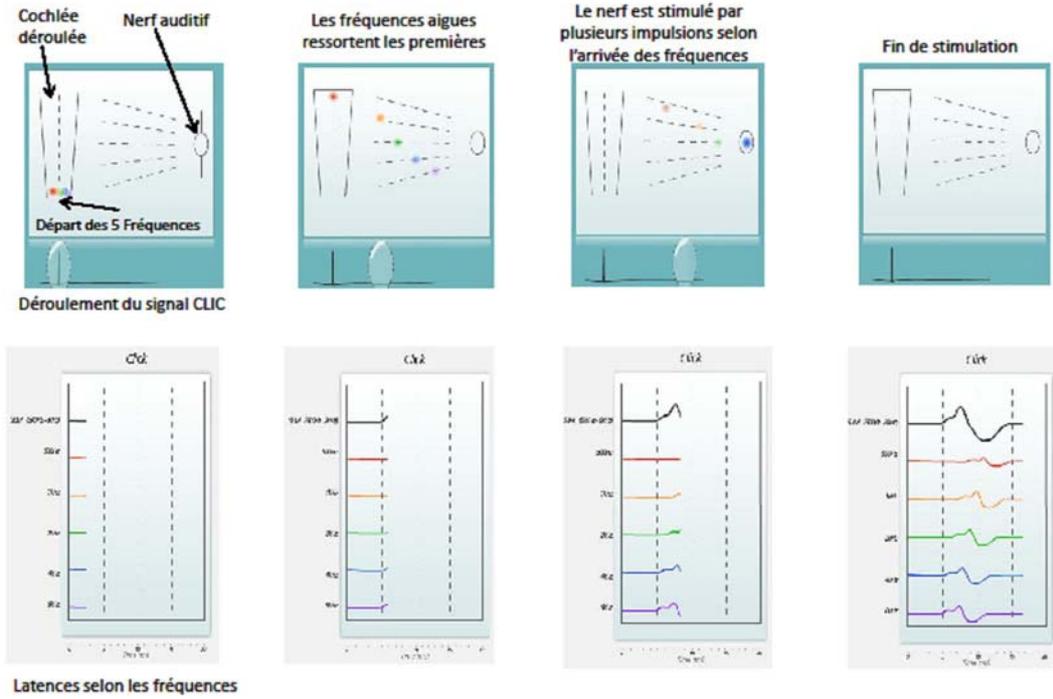
¹² www.traitement-signal.com

¹³ Todd B. Sauter, 2008, *Auditory Brainstem Response Testing in the Adult Clinic: Still Relevant ?*, UMass Memorial Medical Center Worcester, disponible sur www.audiology.org/Documents/AN2009Handouts/LM101_Sauter.pdf.

¹⁴ http://www.interacoustics.com/eprise/main/_images/swf/click_vs_chirp.swf

STIMULATION DU PEA avec un signal type CLIC

Schéma expliquant le déroulement des 5 fréquences de l'entrée de la cochlée jusqu'à la détection au niveau du nerf auditif.



STIMULATION DU PEA ou ASSR avec un signal type CHIRP*

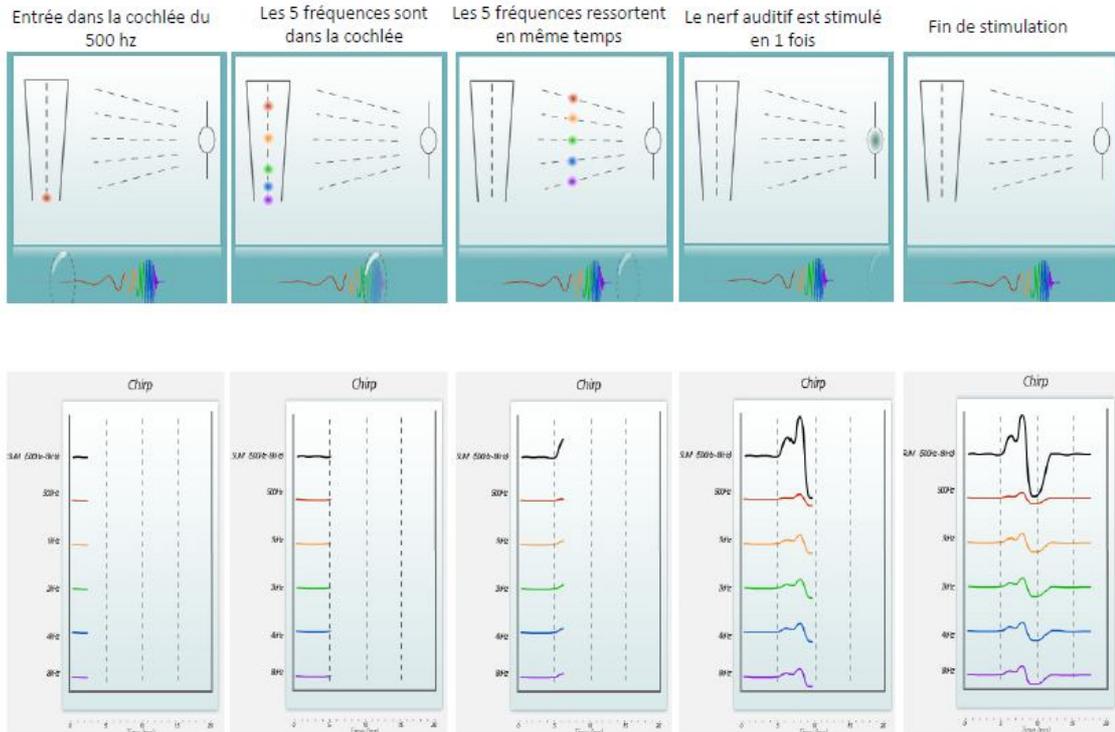


Figure k - Schématisation de la stimulation d'un signal Clic par rapport à un signal Chirp.

En réalité, il correspond à un tout nouveau signal développé pour effectuer les Potentiels Evoqués Auditifs. Le stimulus normalement utilisé, le Clic, de par sa composition fréquentielle, stimule en premier les fréquences aigües puis les médiums et enfin les graves. Le Chirp stimule toutes les zones fréquentielles de la cochlée en même temps (voir figure k). Cela fait gagner deux à trois fois plus de temps sur la mesure d'un PEA, mais remet en cause le système d'interprétation des résultats ; des études à ce sujet sont en cours. C'est donc un signal développé pour le domaine audiolgique. Les industriels ne donnent pas d'explications quant à une utilisation dans le cadre audioprothétique, ce qui pourrait toutefois évoluer.

3.1.2.2.3 Stimulus LTASS¹⁵

Le LTASS ou « Long-Term Average Speech Spectra », est la représentation à long terme du spectre de la parole. Il est difficile de définir catégoriquement ce terme, car il est l'objet de multiples études depuis 1940 (DUNN H.K., WHITE S.D.), le LTASS était défini de manière nationale, et ce sur des petits échantillons. On parle en fait de l'étude de BYRNE D. *et al.*, dont l'objectif était d'établir un signal moyenné international (ou ILTASS), aux caractéristiques similaires au plus grand nombre de langues. Pour cela, ils ont mesuré de manière rigoureuse les propriétés dynamiques de la parole (spectre, fréquences fondamentales, intensité, etc.) en considérant les variabilités inter et intra-individus, puis de les moyennner. Ils n'ont cependant pas tenu compte de la dynamique harmonique (voyelles, consonnes). Dix hommes et dix femmes, de 15 à 60 ans, ont été enregistrés à chaque fois, pour une langue: allemand, français, japonais, mandarin, russe, cantonnais, suédois, danois, vietnamien, malaisien, gallois, cinq type d'anglais (Nouvelle-Zélande, Australie,

¹⁵ BYRNE D *et al.*, 1994, *An international comparison of long-term average speech spectra*, , The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 96, n°4, pp. 2108-2120.

Angleterre, Américain de l'Ohio et du Tennessee) et arabe (non retenu). En résumé, le LTASS international a été validé, pour le contrôle de l'amplification des appareils auditifs, en particulier chez l'enfant. Les auteurs concluent que l'étude servira aussi de base pour la mise au point de futurs signaux.

3.1.2.2.4 Stimuli ICRA¹⁶

Ce signal a été développé par l'HACTES (*Hearing Aid Clinical Test Environment Standardisation*) pour « *the International Collegium of Rehabilitative Audiology* », et a été officialisé en 2001. Le but était de créer un ensemble de signaux internationaux utilisables pour les tests cliniques (audiométries dans le bruit) et pour les mesures des performances des prothèses auditives non linéaires, surtout la compression et les performances des réducteurs de bruit.

Pour cela, les signaux composites devaient présenter les mêmes propriétés spectrales similaires au signal vocal de référence, basé sur l'enregistrement d'une locutrice anglaise qui explique le système de notation arithmétique (signal vocal issu de la base de données de l'EUROM [CHAN, 1995]). Cependant, ils ne représentent pas les caractéristiques harmoniques de la voix (voyelles, consonnes). A terme, on obtient neuf types de signaux ICRA, dont les dénominations suivantes sont celles que l'on rencontre dans la documentation audiolgique: ICRA-Urgn M N, ICRA-Urgn M R, ICRA-Urgn M L, ICRA-3B SMn FN, ICRA-3B SMn MN, ICRA-2PB1F1M N, ICRA-6PBN, ICRA-6PBR, ICRA-6PBL.

→ Pour l'acronyme 'Urgn', c'est-à-dire « Unmodulated random gaussian noise », il faut comprendre un Bruit Blanc;

¹⁶ DRESCHLER A. *et al.*, 2001, *ICRA Noises : Artificial Noise Signals with Speech-like Spectral and Temporal properties for Hearing Instrument Assesment*, *Audiology*, Mai-Juin 2001, volume 40, numéro 3, pp 148-157.

Type	Raccourci	Description	Niveau d'intensité (dB)
ICRA URGN N	ICRA 1	Bruit blanc mixé avec un spectre vocal masculin idéalisé Intensité normale	Niveau de référence
ICRA URGN M	ICRA 2	Idem mais intensité élevée	Nref+5,7
ICRA URGN R	ICRA 3	Idem mais intensité très forte	Nref+12,1
ICRA 3BSMN FN	ICRA 4	Modulé sur les graves, médiums et aigües Spectre vocal féminin idéalisé Intensité normale	Nref
ICRA 3BSMN MN	ICRA 5	Idem sauf Spectre vocal masculin idéalisé	Nref
ICRA 2PB1F1M N	ICRA 6	Modulé sur les graves, médiums et aigües Conversation de deux personnes Mixage de deux spectres vocaux masculin et féminin Intensité normale	Nref+3
ICRA-6PBN	ICRA 7	Modulé sur les graves, médiums et aigües Conversation de six personnes Mixage de deux spectres vocaux féminin et masculin, deux spectres vocaux féminins-6dB, deux spectre vocaux masculins-6dB Intensité normale	Nref+4,7
ICRA-6PBL	ICRA 8	Idem mais intensité élevée	Nref+10,7
ICRA-6PBR	ICRA 9	Idem mais intensité très forte	Nref+17,2

Tableau 2 - Récapitulatif sur les bruits ICRA

- En ce qui concerne 'M', on a alors « Male » (homme) ; 'F ' détermine « Female » (femme) ; Le signal a été filtré afin de correspondre au spectre du genre désiré, correspondant à celui décrit par BYRNE *et al.*, par rapport au ILTASS ;
- '3B SMn' correspond à « 3 Band Speech Modulated noise » ; sur la bande passante [800Hz-2,4KHz], le premier formant des voyelles a été filtré puis incorporé dans la bande fréquentielle la plus grave ; le second, intégré dans la bande médium ; les consonnes sont intégrés sur la bande passante aigüe.
- 'N'équivalut à « Normal effort », 'R' à « Raised effort » et 'L', « Loud effort », ou une intensité normale, modérée et forte;
- '2PB' ou '6PB' signifie « 2 Persons-Babble » ou « 6 Persons-Babble », c'est-à-dire littéralement la conversation ou bavardage de deux ou de six personnes.

Pour résumé, on fait un tableau explicatif (voir Tableau 2).

3.1.2.2.5 *Stimulus ISTS*^{17,18}

Le signal ISTS ou « *the International Speech Test Signal* » est un signal vocal numérisé. Il a été développé par l'ISMAHADA, un groupe de travail et de recherche dépendant de l'EHIMA ou « *the European Hearing Instrument Manufacturers Association* », et a été officialisé en 2009.

Le but était de mettre au point un signal test standard international, représentatif des caractéristiques vocales de plusieurs langues mais restant inintelligible et permettant des mesures reproductibles normalisées, afin de tester les prothèses auditives et d'évaluer au mieux, la véritable amplification apportée à la parole par les dernières générations d'appareils auditifs. Il a donc été constitué de la manière suivante:

¹⁷HOLUBE I. *et al.*, 2007, *Short description of the International Speech Test Signal (ISTS)*, du groupe EHIMA-ISMADHA

¹⁸FORTUNE T., GROTH J., 2009, *Realistic Assessment of Speech Amplification*, du groupe EHIMA-ISMADHA, disponible sur www.audiologynow.org

En se basant sur le signal LTASS, référence normalisée, l'ISTS présente une bande passante de 100Hz à 16KHz. Pour se démarquer internationalement, il fallait la représentation vocale de plusieurs langues : pour cela, vingt-et-une femmes de six langues maternelles différentes (Américaine, Arabe, Chinoise, Française, Allemande et Espagnole) ont donc été enregistrées lisant plusieurs fois et de manière naturelle, la fable d'Ésope « *Le vent du Nord et le Soleil* », traduite dans leur langue maternelle respective. Un échantillon de six enregistrements a été retenu en se basant sur la fréquence fondamentale des lectrices, la qualité de la voix, et sur la région dont elles étaient issues. Une fois les six échantillons sélectionnés, ils sont mixés et filtrés suivant un protocole minutieux. Au final, le signal test ISTS présente les mêmes caractéristiques que la voix naturelle et s'accorde à la norme définie par le LTASS. Le stimulus produit répond quasiment à tous les critères imposés (fréquence fondamentale constante, peu de déviation entre les segments, similaire aux spectres moyens vocaux de multiples langues, temps de pauses, etc.). Surtout, il n'enclenche pas les réducteurs de bruits puisqu'il n'est pas considéré comme tel. Il devrait être normalisé suivant IEC et ANSI.

3.2 *Comment une prothèse moderne réagit face à un stimulus ?*

3.2.1 Principe

De nos jours, certaines prothèses auditives numériques récentes ont la capacité de basculer d'elles-mêmes, automatiquement, entre des programmes établis, suivant l'analyse effectuée de l'ambiance sonore et des signaux acoustiques environnementaux. L'industriel PHONAK a nommé ceci le '*Sound Flow*'.

Il est intéressant de voir comment les aides auditives décryptent les stimuli proposés dans les chaînes de mesures électro-acoustiques ; une option de visualisation en direct, très pédagogique, est disponible chez l'industriel PHONAK : appelé PHONAK INSIGHT, elle est accessible sous son ancienne version de logiciel, IPFG (la nouvelle version des puces PHONAK SPICE génération se programmant sous le nouveau logiciel TARGET, il n'est plus possible d'accéder à cette fonction).

3.2.2 Matériel



NAiDA IX UP

Il faut une prothèse de chez PHONAK, muni d'une puce CORE, donc programmable sous IPFG et permettant l'accès à tous les traitements de bruits, un NAiDA IX UP; la collection de bruit que l'on désire tester, donc ici, celles des chaînes de mesures : ISTS, ICRA, Son PUR et wobulé, Bruit Blanc, LTASS, Bruit vocale ANSI ou bruit vocale pondéré ; deux écrans combinés afin de visualiser les deux logiciels à la fois.

3.2.3 Procédure

On programme l'appareil, en se basant sur une perte hypothétique plate à 55dB SPL ; puis en réglant les traitements de bruit de la même manière, sur tous les programmes sur lesquels agit le '*Sound Flow*' (situation calme, parole dans le bruit, confort dans le bruit, musique).

Tout en le laissant connecté, le NAiDA est ensuite placé face au haut parleur de la chaîne de mesures électro-acoustiques (on commence par AURICAL), à un mètre, azimut 180 (le son arrivant par derrière). Dans le logiciel d'AURICAL, on paramètre les mesures afin de générer un stimulus en boucle afin que le '*Sound Flow*' de la

prothèse ait le temps de calculer et de basculer vers tel ou tel programme. On pourra alors arrêter la stimulation manuellement une fois que le ‘*Sound Flow*’ est stabilisé. La plateforme INSIGHT est ouverte, on visualise l’analyse effectuée par l’appareil.

3.2.4 Mesures

3.2.4.1 Terminologie

La technologie ‘*Sound Flow*’ repose sur la transition douce en temps réel, entre les réglages, maintenant l’audibilité constante, malgré des environnements sonores évolutifs. Le terme ‘*Sound Cleaning*’ (nettoyeur de bruits) regroupe les traitements du signal et les réducteurs de bruits sous IPFG, disponible dans NAIDA^{19 20}:

- ❖ Voice Zoom numérique – filtre le bruit ambiant sans réduire l’audibilité sur trente trois canaux ; de multiples sources sonores peuvent être ainsi analysées, filtrées, et réduites simultanément, afin de mettre en évidence la parole, afin d’améliorer avec succès le rapport du signal sur bruit (S/B)
- ❖ Traitement Noise Bloc – analyse et reconnaît les sons différents de la parole et les atténue automatiquement. Grâce à sa structure à canaux multiples, il élimine sélectivement le bruit tout en maintenant l’audibilité.
- ❖ Gestion Wind Bloc – utilise un nouveau concept d’identification et de classification du bruit du vent. L’algorithme adaptatif puissant supprime ce bruit automatiquement.
- ❖ Gestion Echo Bloc – diminue les phénomènes d’échos.

3.2.4.2 Détails

On s’intéresse aux signaux basés sur le spectre vocal de la parole, car ils ont été en principe, conçus pour ne pas avoir à désactiver les traitements et réducteurs de bruits des prothèses. Les signaux ICRA ont été sélectionnés suivant leurs

¹⁹ PHONAK, 2007, *NAIDA ULTRA POWER La puissance qui change la vie*, tablette publicitaire explicative sur la prothèse auditive NAIDA, disponible sur http://annuaire-audition.com/_media/pdf/P_Naida.pdf

²⁰ Informations disponibles sur : http://www.phonak.com/com/b2c/en/products/hearing_instruments/features.html

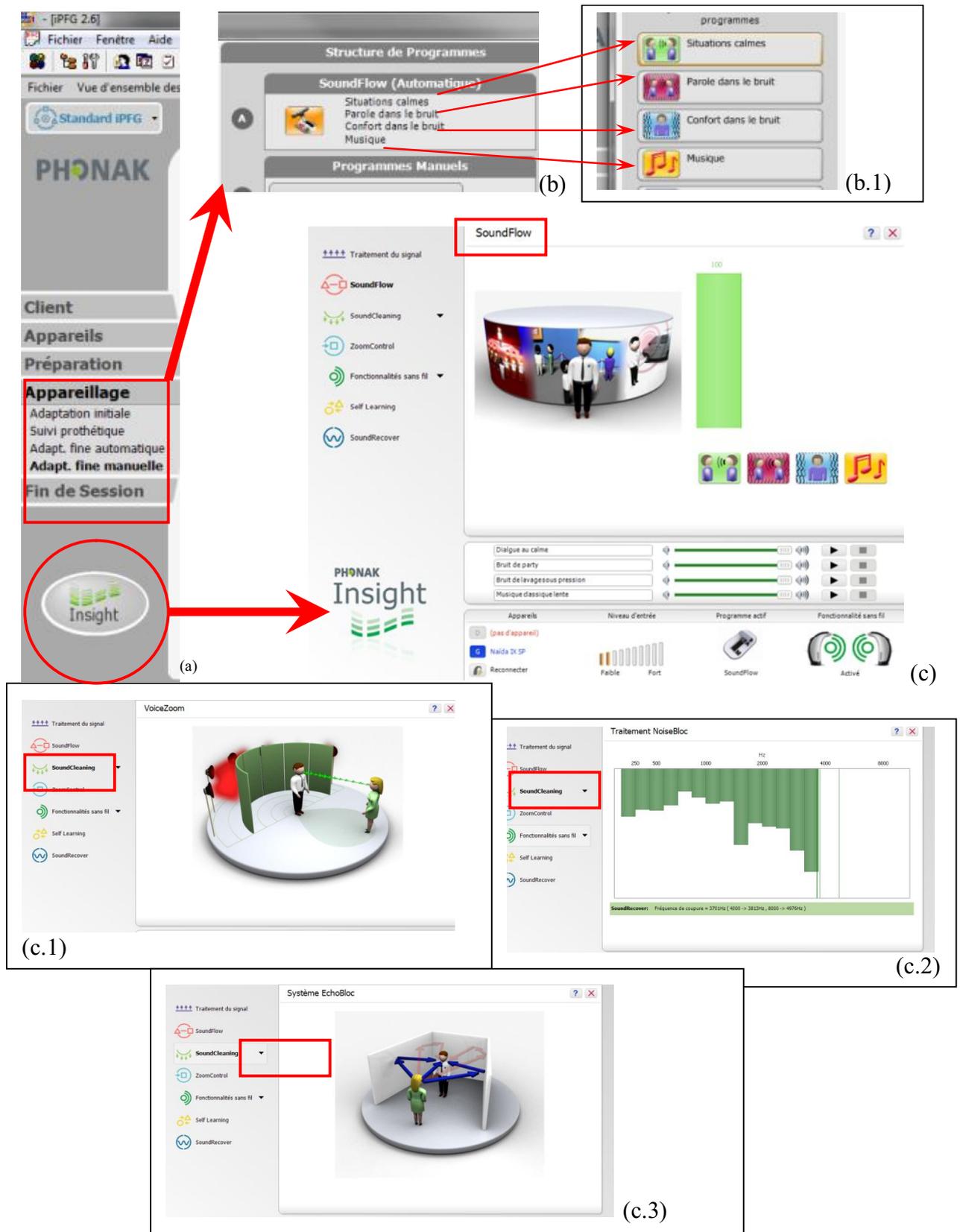


Figure I- Visualisation de la barre des tâches du logiciel IPFG pour accéder aux réglages des programmes et à Phonak Insight (a) ; visualisation du *Sound Flow* et des icônes correspondantes [(b) et (b.1)] ; visualisation de la plateforme Insight en *Sound Flow* (c) et en *Sound Cleaning : Voice Zoom* (c.1), *Noise Bloc* (c.2), *EchoBloc* (c.3).

caractéristiques, afin de tous les inclure: les ICRA 1, 2, 3 et 7, 8, 9 dont les paramètres sont identiques mis à part l'intensité qui évolue, sont représentés par le ICRA 1 et 9. Afin de visualiser rapidement les données, on regroupe les informations dans un tableau (voir Tableau 3).

Dans le tableau, la différenciation '*Sound Flow*' et '*Sound Cleaning*' est effectuée pour plus de clarté et de précision ; le bruit blanc et la voix masculine sont des données de référence, elles sont donc mises en jaune clair ; les signaux interprétés comme du bruit sont signalés en rouge, ceux de parole en vert, et les signaux considérés comme mixtes, en orange. La croix valide l'enclenchement d'une caractéristique ; le nombre de croix dans la catégorie "*Sound Flow*" précise la prédominance d'un programme par rapport à un autre (par exemple, pour le bruit ICRA 7, les paramètres des programmes « Situation calme » et « Confort dans le bruit » sont utilisés, mais les paramètres du programme « Parole dans le bruit » vont être les plus enclenchés). Cela dépend de la sensibilité du '*Sound Flow*', ici réglé normalement. Deux croix sous '*Sound Cleaning*' signifie par exemple, que le 'Noise Bloc' est activé de manière plus intense. Pour finir, « *detect. si* », « *detect. pa* » et « *att. bruit* » signifient respectivement qu'un signal est détecté (visualisation d'auras rouges autour des haut-parleurs), qu'un signal de parole est - *entre autre* - analysé (visualisation d'onde verte entre les deux personnages) et enfin, que les réducteurs de bruits sont activés suite à l'analyse d'un ou plusieurs signaux de bruits en même temps qu'un signal de parole : activation du *Voice Zoom* (visualisation de palissade qui s'élèvent graduellement entre les personnages et les haut-parleurs).

Voir Figure 1

3.2.5 Résultats

Sans stimulation, le NAiDA IX UP est en situation calme, aucun traitement de bruit n'est activé. On analyse d'abord le stimulus de voix masculine, qui est un enregistrement vocal d'un homme français, sans filtrage. L'appareil reste sensiblement stable.

Sur tous les signaux vocaux testés, seulement deux semblent être analysés et traités comme de la parole par la prothèse à puce Core : il s'agit du stimulus ISTS et de l'ICRA 3BSMN-FN, en plus du stimulus de référence (la voix masculine). Les autres activent les réducteurs de bruits, et présentent des caractéristiques qui font basculer sans cesse l'appareil auditif entre plusieurs types établis de programmation. On remarque par ailleurs que certains bruits non-considérés comme de la musique à l'oreille humaine, sont analysés comme telle par l'appareil auditif : le son pur, mais aussi le Chirp, et l'ICRA 6. Ce qui peut expliquer pourquoi certains bruits sont plus amplifiés que d'autres dans la vie courante car cela entraîne, en mode automatique, une modification des réglages imputés dans les programmes,.

On précise que le paramètre WindBloc n'a jamais été enclenché.

L'option est aussi disponible pour les appareils programmables sous CONNEXX (industriels Siemens, Audiomédi, Rexton...), appelée REAL TIME DISPLAY, malheureusement cette analyse n'a pas pu être effectuée suite à des problèmes techniques, de compatibilité de logiciels.

stimulus	disponible dans la ou les chaînes de mesures: (module HIT par défaut)	Naida IX up (puce Core) programmable sous IPFG de PHONAK								interprété comme:
		Sound Flow				Sound Cleaning				
		situation calme	parole dans le bruit	confort dans le bruit	musique	Noise bloc	Wind bloc	VOICE ZOOM	Echo bloc	
bruit blanc	Aurical Plus Unity 2 Affinity 2			xx		Xx				bruit
voix masculine	affinity unity	xx						detect si, pa		parole
son pur	Aurical Plus Unity 2 Affinity 2			x	Xx	x				musique
Chirp				x	X	x				musique
bruit Aurins ou vocal modulé	Aurical Plus	x		x		x				bruit
ILTASS	Aurical Plus (Mesure In Vivo) Afinity	xx		x		x		detect si, pa att bruit		bruit parole
Bruit ICRA 1	Affinity 2 Unity 2	x	x	xx		xx		detect si, pa att bruit	x	bruit parole
Bruit ICRA 4	Affinity 2 Unity 2	xx						detect si, pa	x	parole (écho)
Bruit ICRA 6	Affinity 2 Unity 2		x	x	(x)	x		detect si, pa att bruit	xx	bruit parole (musique)
Bruit ICRA 7	Affinity 2 Unity 2	x	xx	x		xx		detect si, pa att bruit	xx	bruit parole
ISTS	Affinity Unity 2 (Mesure In Vivo)	xx						detect si, pa		parole

Tableau 3 -Résultats obtenus avec Phonak Insight

3.3 Etude des stimuli avec le logiciel PhonEdit

3.3.1 Principe

Le signal vocal humain est très caractéristique, défini par de nombreux indices acoustiques, temporels et phonétiques. Comme vu précédemment, les industriels ont incorporé dans les systèmes intégrés, des stimuli basés sur le spectre moyen de la

parole. Si ces stimuli sont analysés par spectrogramme, sont ils assimilables à de la voix humaine ?

3.3.2 Matériel

Il faut la collection de bruit que l'on désire tester, donc ici, celles des chaînes de mesures et particulièrement les stimuli vocaux 'digitalisés' ; un ordinateur sur lequel est installé un logiciel d'analyse spectrale, qui sera *PhonEdit*, ainsi qu'un microphone.

3.3.3 Procédure

On installe le microphone sur la chaise sur laquelle s'installe le patient dans le laboratoire, au niveau de sa tête, que l'on positionne ensuite face au haut parleur, à un mètre, azimut 0°. Dans le logiciel de la chaîne de mesure, on paramètre les stimuli en mode boucle, de manière à être généré en continue, et à un même niveau d'intensité, 60dB (intensité moyenne à voix normale²¹, avec plus ou moins 15 dB). On prévoit d'enregistrer les stimuli suivants : voix masculine (en base de référence), LTASS, les bruits ICRA 1, 4, 6 et 7, ISTS ; le bruit blanc, le bruit rose, le signal Chirp, un balayage tonal en son pur wobulé, et en bandes étroites seront présentés, pour plus de connaissances. Sur le logiciel *PhonEdit*, on prévoit un taux d'échantillonnage suffisant pour chaque signal enregistré (*toujours selon le théorème de Nyquist-Shannon*). On obtient d'abord l'oscillogramme, puis on analyse ceci en spectrogramme. *Des analyses, autres que le spectrogramme et l'oscillogramme, ont pu être effectuées, mais pas sur tous les signaux ; on ne les intègre donc pas dans le mémoire.*

²¹ LEFEVRE F., DEHAUSSY J., PEIX G. *et al.*, 1997, *Epreuves vocales Rappel des données générales*, issu du Précis d'audioprothèse Tome 1- Bilan d'orientation prothétique, Chapitre V, pp 169-189, Collège National d'Audioprothèse.

3.3.4 Détails^{22, 23}

3.3.4.1 **Voyelles et consonnes :**

Les voyelles sont les phonèmes les plus faciles à repérer sur un sonagramme: grâce à un état stationnaire, elles présentent des régions de fréquences de plus fortes intensités que d'autres, ce qu'on appelle donc des formants. Trois formants sont nécessaires à l'identification des voyelles : f1, f2 et f3, ce qui correspond respectivement

- ~ à l'aperture ou ouverture de la cavité buccale
- ~ au lieu d'articulation ou de la position de la langue dans cette même cavité
- ~ au degré de projection labiale.

On compte aussi la position du voile du palais, correspondant à la nasalité. Il est établi que f1 se situe dans la zone fréquentielle [250 Hz-800 Hz], et f2, dans la zone fréquentielle [750 Hz-2500 Hz]²⁴.

Les consonnes sont plus difficiles, car ce sont des données aperiodiques : on les décrit comme des turbulences ou des pôles de bruits. Trois critères permettent de les définir :

- ~ le mode d'articulation (air expulsé, aspiré, etc.)
- ~ la vibration des cordes vocales (voisement)
- ~ le lieu de l'articulation (placement de la langue par rapport aux lèvres)

²² WIDEX, 2007, *LE SON et L'AUDITION*, « Chapitre 1, Introduction à l'acoustique », pp 6-32.

²³ HILAIRE-DEBOVE G., 2008, *Phonétique*, Cours de deuxième année d'audioprothèse de l'Université de Lyon 1.

Article I. ²⁴ RENARD X., LEFEVRE F., 2008, *Acoustique de la parole (phonétique acoustique)*, issu du Précis d'audioprothèse - Production, phonétique et acoustique de la parole, Collège National de l'Audioprothèse, Ed. MASSON, Chapitre 3 ;

Sur la lecture d'un sonagramme, l'influence de la consonne sur la voyelle est marquée par les transitions formantiques.

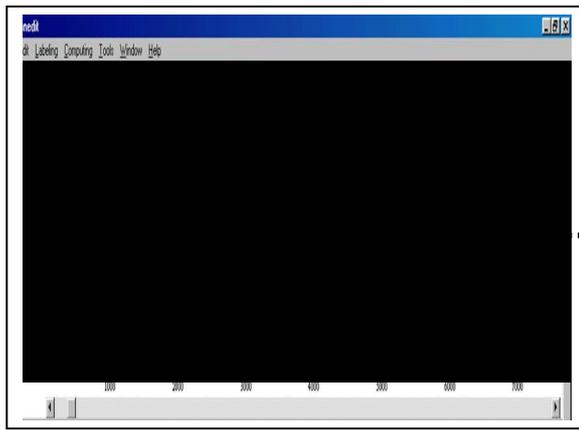
3.3.4.2 L'oscillogramme et le sonagramme²⁵

L'oscillogramme est la représentation de l'amplitude du signal (*volt*), en fonction du temps. On aperçoit ainsi le caractère très fluctuant de la parole, à tous les niveaux.

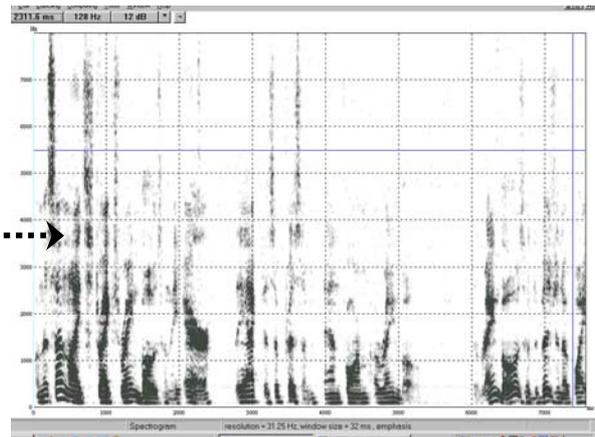
Le sonagramme est une forme de représentation graphique d'un signal, et permet entre autre de décortiquer les propriétés de la parole : il renseigne sur la façon dont chaque son de la parole change avec le temps.

En abscisse, on retrouve les données temporelles, tandis qu'en ordonnée, ce sont les données fréquentielles. L'intensité de la couleur correspond au niveau sonore : plus la couleur est foncée, plus le niveau sonore est élevé. Enfin, les données enregistrées peuvent être décomposées en rayures horizontales : elles correspondent aux formants et harmoniques caractéristiques. Pour la parole, en raison d'une modification des cavités de résonances quand le locuteur parle, les conditions de résonance varient, ce qui induit une modification de la représentation des formants, avec des montées ou des descentes : ce qu'on appelle les transitions de formants, indiquant les locus, « lieux fréquentiels fictifs », correspondant aux différents lieux d'articulation. Ce sont des indices acoustiques très importants, qui peuvent à eux seuls fournir « les squelettes sémantiques » (*ibid.* LEFEVRE *et al.* 1997), même si ce n'est pas suffisant pour une bonne intelligibilité. Il est possible en analysant le spectrogramme en bande étroite de visualiser la vitesse de vibration de cordes vocales, permettant par exemple de connaître le genre du locuteur. La

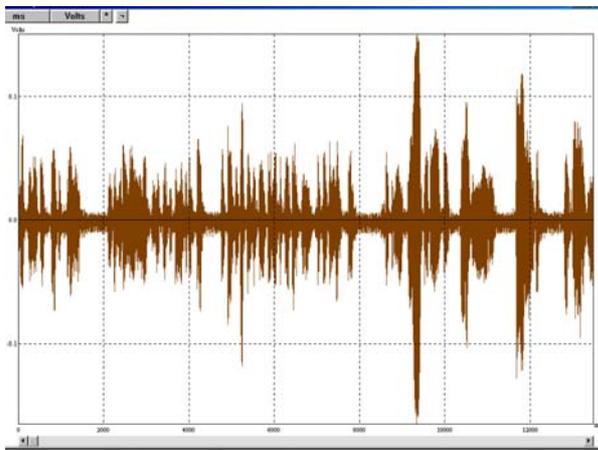
²⁵ CAILLAUD B., LERICHE M., 1999, *ANALYSE SONAGRAPHIQUE et Aspects de la Phonétique appliquée*, Association de l'Enseignement Public et Informatique, La revue de l'EPI, n°93, pp 57-72



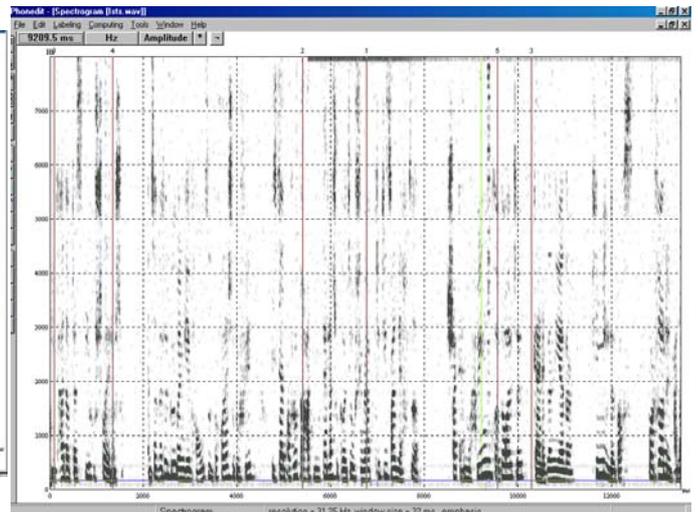
(a) Voix masculine



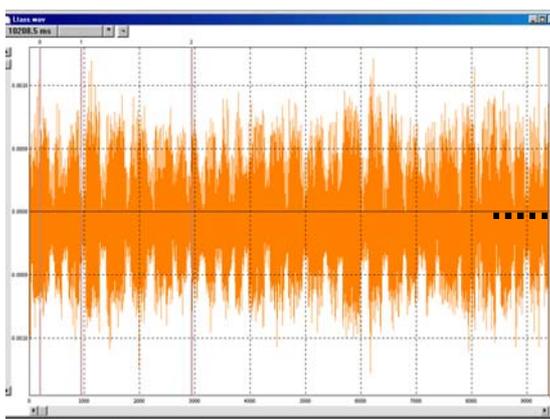
(a.1) Voix masculine



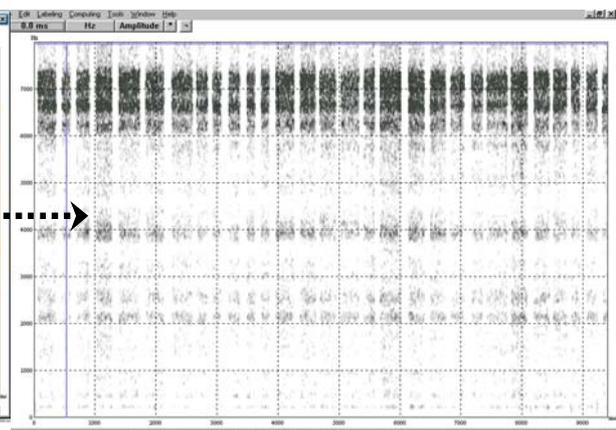
(b) ISTS



(b.1) ISTS



(c) LTASS



(c.1) LTASS

Figure n- Les oscillogrammes et sonagrammes (.1) d'une voix masculine (a), de l'ISTS (b) et du LTASS (c)

caractéristique temporelle, comme les temps de pause irréguliers dû ou non à la ponctuation, très importante, est aussi visible sur l'oscillogramme que sur le sonagramme.

La parole est un signal complexe que l'on considère comme quasi-aléatoire.

3.3.4.3 PhonEdit²⁶

PhonEdit Signaux est un logiciel gratuit développé par le laboratoire *Parole et Langage*, situé à Aix-en-Provence, en France, pour l'analyse de sons, des signaux aérodynamiques, articulatoires et électro-physiologiques. Très fiable, il est utilisé par les phonéticiens. La version utilisée pour l'étude, est celle compatible avec Windows 98. On peut le télécharger gratuitement sur le site, cependant, il semblerait que la nouvelle version 2009 soit incomplète et ne permettrait pas d'effectuer l'analyse complète d'un signal (en particulier la FFT ou Fast Fourier Transform).

3.3.5 Mesures

Les signaux type bruit ont été enregistrés, mais ne sont pas ceux que l'on met à l'étude. Les résultats sont cependant présentés (voir Figure j).

Pour la population étudiée, les oscillogrammes et sonagrammes sont regroupés pour les bruits ICRA (voir Figure m) tandis que la voix masculine est présentée avec le signal ISTS et le signal LTASS (voir Figure n). L'analyse des sonagrammes repose sur les critères suivants : la visualisation de formants en aspect temporel, la visualisation des deux premiers formants, ce qui ouvre sur la reconnaissance d'au moins trois phonèmes du français, la présence d'informations sonores jusqu'à 20Khz, la visualisation de la vitesse de vibration des cordes vocales, de locus transitif et enfin la présence de segmentations temporelles ou pauses. On regroupe les

²⁶ Informations disponibles sur <http://aune.lpl.univ-aix.fr/~lpldev/phonedit/>

résultats dans un tableau (voir Tableau 4). La voix masculine servira de référence comme signal de parole ; le bruit ICRA 1 servira de référence pour le bruit.

Critère observable	Stimulus	voix masculine	ISTS	ICRA 4	parole ANSI	LTASS	ICRA 1
		REFERENCE PAROLE					REFERENCE BRUIT
	visualisation de formants	OUI	OUI	OUI	NON	NON	NON
	reconnaissance d'au moins trois voyelles	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON
présence d'information sonores	0 Hz à 2000	OUI	OUI	OUI	OUI	NON	OUI
	2KHz à 15KHz	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
	15KHz 20KHz	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON
	Visualisation du premier formant [250-800Hz]	OUI	OUI	OUI	NON	NON	NON
	Visualisation du premier formant [800-2500Hz]	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON
	Vibration corde vocale (analyse en bande étroite)	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON
	Variation visible de l'intensité au cours du temps	OUI	OUI	OUI	NON	OUI	OUI
	LOCUS TRANSITIF	OUI	OUI	NON	NON	NON	NON
	segmentation (ms)	OUI	OUI	OUI	NON	OUI	NON

Tableau 4 - Résultats obtenus après l'analyse des sonagrammes de six stimuli : voix masculine, ISTS, ICRA 1 et 4, LTASS et parole ANSI.

3.3.6 Résultats

Après cette analyse, on obtient des données qualitatives. Les résultats sont interprétés en graphique (voir Figure 0). On voit que l'ISTS pour les critères étudiés correspond à 100% au signal vocal de référence. Si on se réfère à la médiane, on peut qualifier ICRA 4 comme signal vocal, bien que tous les critères ne soient pas remplis. Le stimulus regroupe les caractéristiques temporelles et celle de l'enveloppe, cependant il n'y a pas les propriétés harmoniques, nécessaire à la reconnaissance vocale. Pour le signal LTASS et le bruit de parole ANSI, on peut au contraire les assimiler à des signaux de bruits. Ils ne présentent pas assez de ces onze critères pour pouvoir être qualifié de signaux vocaux.

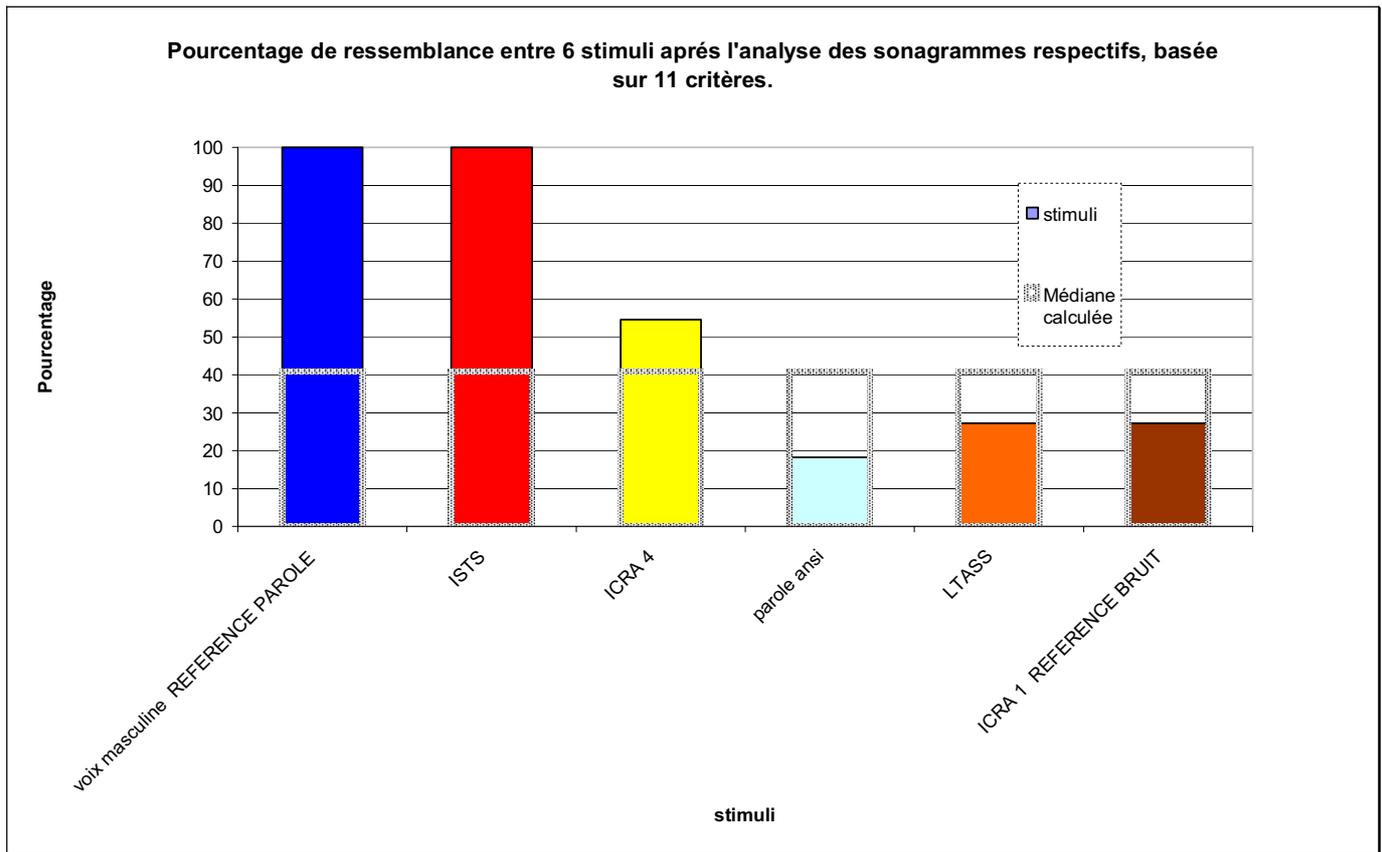


Figure o - Visualisation des résultats après l'analyse des sonagrammes.

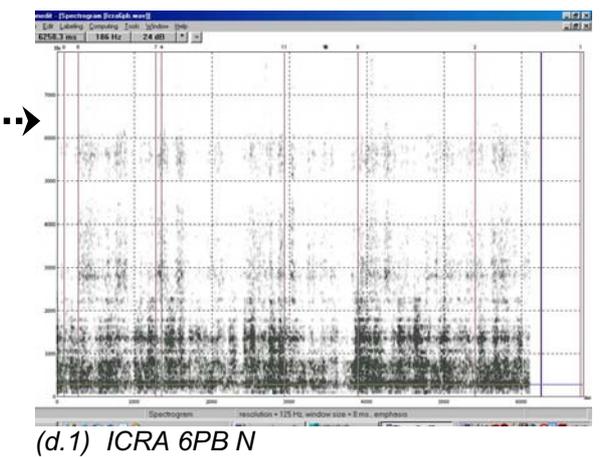
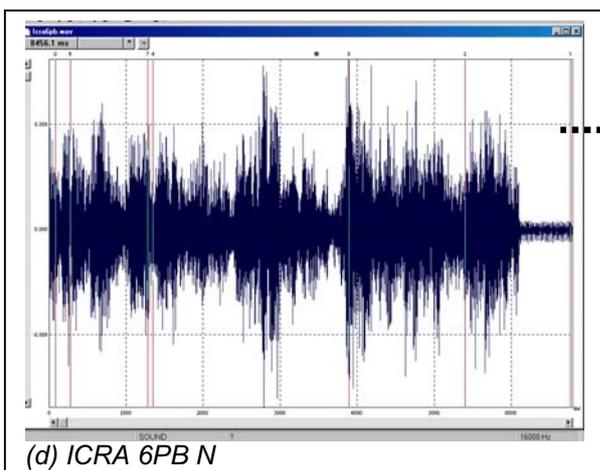
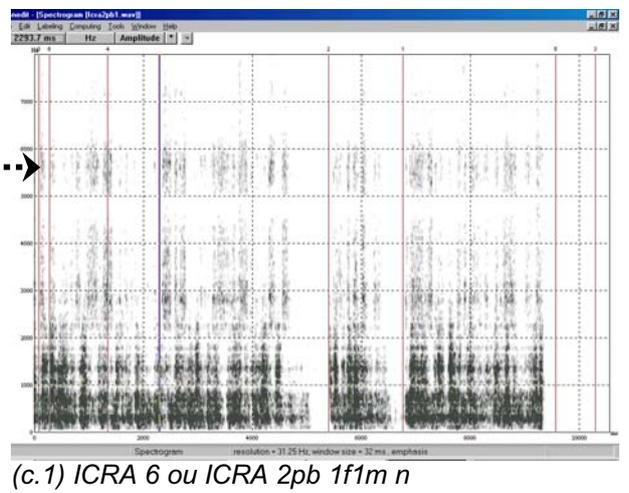
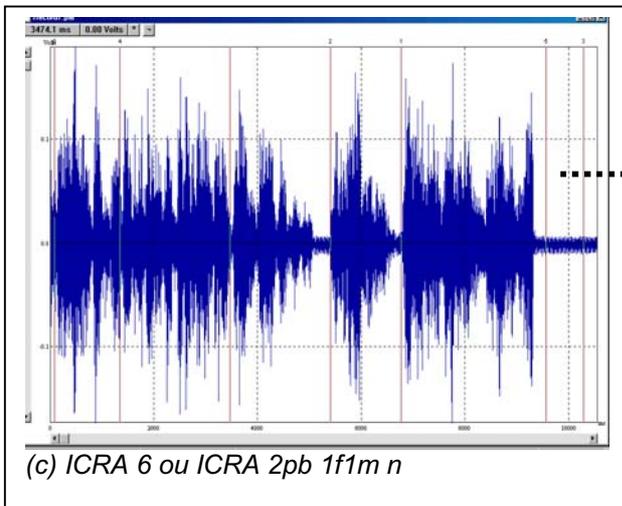
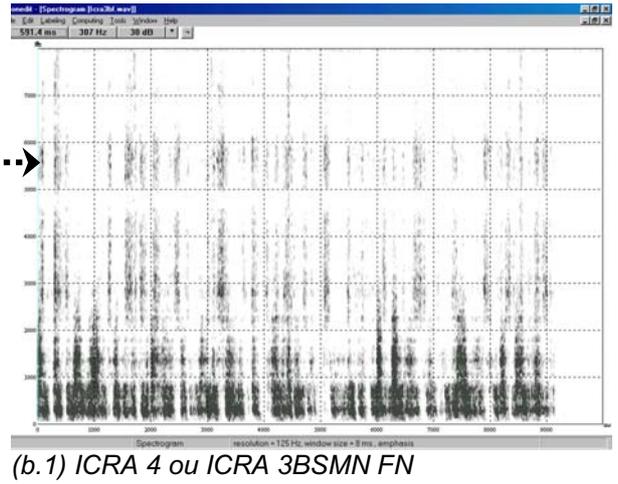
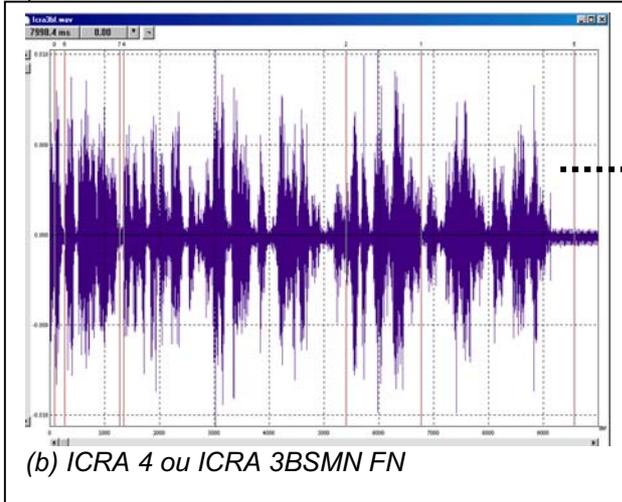
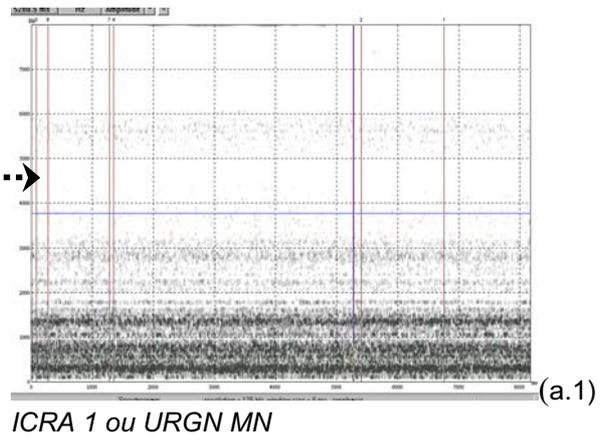
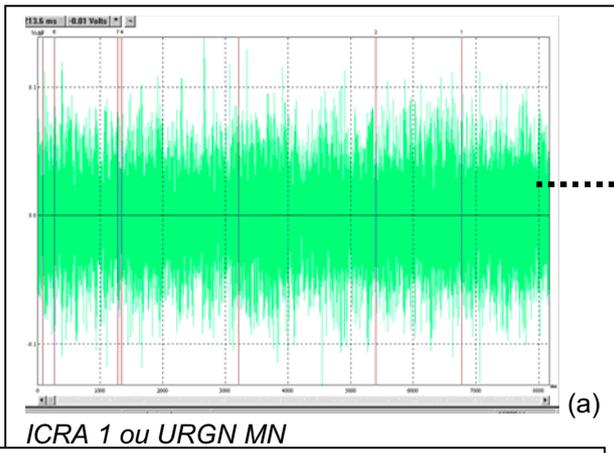


Figure m - Les oscillogrammes et sonagrammes (.1) des bruits ICRA
 (CC BY-NC-ND 2.0)

3.4 Comment les stimuli activent les réducteurs de bruit ?

3.4.1 Principe

On cherche à savoir si l'ISTS, le LTASS et l'ICRA 4 active de la même manière les réducteurs de bruits que la parole. L'ICRA 1 sert de référence pour le signal bruit.

3.4.2 Procédure

Notre hypothèse H_0 est la suivante : les réducteurs de bruits s'enclenchent autant pour un stimulus de type vocal, que pour le stimulus de référence, la voix masculine. L'hypothèse H_1 est le contraire, ils n'enclenchent pas les réducteurs de bruits de la même manière.

On effectue la mesure de caractéristiques acoustiques d'appareils auditifs, en courbes de réponses en sortie (dB SPL). Ici, on ne prendra pas en compte ni la gamme de l'appareil, ni la marque, afin d'obtenir un résultat généralisé. L'appareil auditif testé reste en place dans le caisson au cours des différentes mesures, on aura pris la précaution de le connecter à l'interface de programmation pour agir directement à partir du logiciel.

On commence les tests en veillant à ce que les réducteurs de bruit soient désactivés lors des premières mesures. Les niveaux de sortie sont ensuite relevés pour les fréquences de 0,125 KHz à 6KHz. Une fois celles-ci effectuées, on règle les réducteurs de bruits au maximum, en conservant les mêmes caractéristiques. On effectue le même relevé. Pour chaque fréquence, les valeurs obtenues avec les réducteurs de bruits sont ensuite soustraites aux valeurs sans réducteur de bruits. On obtient la valeur de réduction du gain (*Noise Reduction* ou NR). En moyennant

pour chaque stimulus, les différentes valeurs obtenues, on obtient la courbe de NR moyen calculé, pour chacun des signaux testés.

3.4.2.1 Détails

Les algorithmes de traitements du signal, et surtout les réducteurs de bruits reposent sur un système d'analyses du signal d'entrée. Tout dépend de la fonction du réducteur de bruits, mais on cherche en général à atténuer le bruit, tout en conservant le signal de la parole (voir Figure p). Les industriels proposent des réducteurs de bruits qui fonctionnent en général sur l'analyse du rapport Signal/Bruit dans plusieurs canaux, afin de décortiquer le signal ; et lorsque ce rapport est négatif, les réducteurs de bruits s'enclenchent. Pour cela, la distinction entre parole et bruit doit être correctement effectuée. Cependant, les algorithmes d'analyses sont différents d'un industriel à un autre. Par exemple chez STARKEY²⁷, les signaux entrants sont analysés, identifiés et classés dans des 'groupes significatifs' de sons, selon les caractéristiques acoustiques identifiés et ceci, toutes les six millisecondes. Puis selon les classements, les réducteurs de bruit s'enclenchent ou restent inactif ; l'importance de l'enclenchement dépend du niveau d'entrée global, dans chaque canal et le niveau de rapport Signal/Bruit comme indiqué auparavant.

²⁷ GALSTER J.A., 2009, *Starkey vous présente la S SERIES avec la DRIVE ARCHITECTURE*, Starkey Laboratoires.

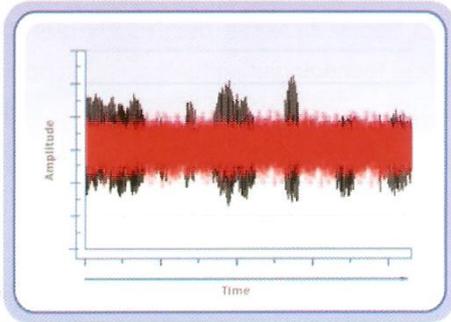


Illustration 1. Représentation spectrale du bruit en rouge, masquant une représentation spectrale de la parole en noir.

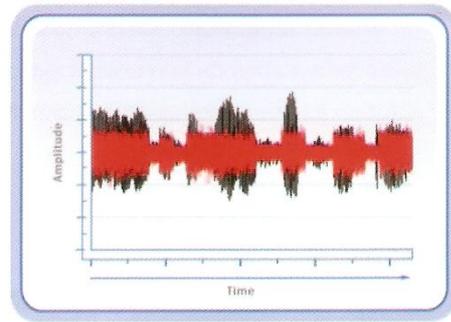


Illustration 2. Cette illustration démontre le comportement de Voice IQ pour démasquer le signal vocal et supprimer le bruit entre les syllabes.

Figure p- Exemple du fonctionnement du réducteur de bruit VOICE IQ de l'industriel Starkey

3.4.3 Résultats

Les résultats sont affichés dans un tableau (voir Tableau 4) et représentés par graphique (voir Figure q- Visualisation des résultats). Les réducteurs de bruit s'activent et considèrent de la même manière le signal vocal masculin et le signal ISTS. L'hypothèse H_0 peut être validée, avec 26% d'erreurs. Le bruit ICRA 4 se rapproche de cette tendance. L'hypothèse H_0 est là aussi validée mais avec 41% d'erreurs. Pour les autres signaux, ICRA 1 et LTASS on peut rejeter H_0 et valider H_1 ; les réducteurs de bruits ne sont pas activés de la même manière qu'avec un signal vocal.

Stimulus	Moyenne du NR par fréquence							Moyenne du total des fréquences
	0.125	0.250	0.500	1	2	4	6	
ICRA 1	-10,3	-12,0	-17,0	-17,0	-12,3	-9,3	-5,3	-11,9
LTASS	-10,0	-12,5	-13,5	-9,5	-7,8	-5,3	-6,3	-9,3
ISTS	-3,8	-3,3	-2,0	-1,5	-1,5	-3,0	-2,5	-2,5
VX MAS	-3,8	-4,8	-3,3	-2,0	-1,3	0,0	-1,0	-2,3
ICRA 4	-6,7	-6,0	-3,0	1,0	2,0	0,0	0,0	-1,8

Tableau 4 - Moyennes des résultats obtenus pour la valeur de réduction de bruit de chaque stimulus.

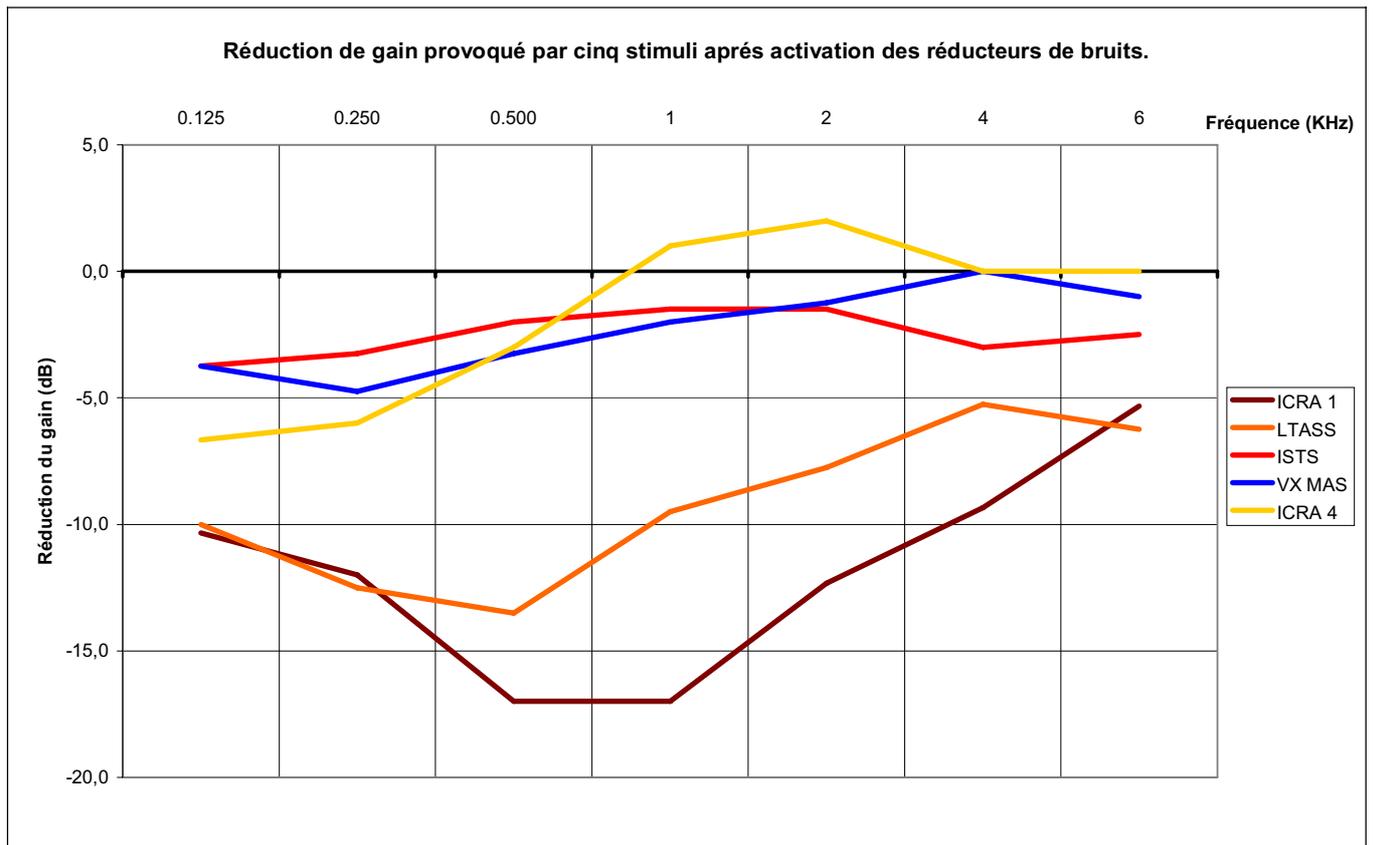


Figure q- Visualisation des résultats

4. Discussion générale

Suite aux résultats des études précédentes, on peut dire que l'ISTS est un signal identique à un signal vocal réel, qui peut servir à tester l'amplification apportée d'un appareil sur la parole. Il remplit encore les conditions fixées auparavant par ses créateurs. L'ICRA 3BSMN lui aussi peut servir à tester cette amplification, même s'il n'est pas identique à un signal vocal réel. Ceci est peut être dû au fait qu'il présente une enveloppe temporelle semblable à un signal de parole réel, et donc analysés encore comme tel par les réducteurs de bruits. Mais si les stratégies viennent à évoluer et que les algorithmes se perfectionnent dans la reconnaissance vocale, on peut supposer qu'il soit dépassé. Les autres signaux étudiés et élaborés avant la révolution numérique en audioprothèse, ne suffisent plus pour tromper ces algorithmes, malgré qu'ils soient créés sur la même base, le LTASS. Pour les appareils auditifs dit linéaires, la question du choix du signal ne se posait pas spécialement, car on obtenait la même courbe de réponse en sortie²⁸. On parle ici d'appareils auditifs non linéaires, qui s'adaptent à l'intensité, sur chaque canal, et traitent le signal en le filtrant, de manière quasi systématique. Par ailleurs, HENNING et BENTLER (2005) conseillent vivement d'utiliser la vraie parole comme signal-test, dès qu'il est possible de le faire²⁹. Malgré que la parole soit trop complexe pour être rétro-contrôlée par le système.

Dans cette étude, nous n'avons pas tenu compte des différences entre les multiples différences d'algorithmes des multiples industriels, ni de l'option de gamme de l'appareil. L'étude faite avec Phonak Insight serait à poursuivre avec différents

²⁸ KHUK F., LUDVIGSEN C., 2003, *Changing with the Times : Choices of stimuli for Hearing Aid Verification*, Hearing Review, Août 2003.

²⁹ Pamela E., Souza and Kelly, L. TREMBLAY, 2006, *New perspectives on Assessing Amplification Effects*, Trends in Amplification, volume 10, n°3, pp119-143, SAGE Publication ; disponible sur <http://tia.sagepub.com>

industriels, toujours en relation avec ces différences de stratégie, mais cette option d'interface de logiciel est très peu proposée. Il aurait été aussi intéressant de comparer les stimuli par rapport à la directivité des microphones, focalisant sur la voix. La mesure In Situ pour ce critère, malgré que ce soit déjà possible, reste très sensible : tout d'abord, la variation des résultats en fonction de la position de l'appareil auditif est d'autant plus importante que dans des mesures classiques, les résultats sont très vite faussés. De plus, la mesure n'est pas toujours évidente, car une fois le placement correct à la verticale de l'appareil auditif dans le caisson, on ne peut plus le fermer, selon la machine. Enfin, l'interprétation des résultats n'est pas forcément évidente, même pour le service technique du distributeur de la chaîne de mesures électro-acoustiques. Aucun protocole n'est normalisé pour l'évaluation de l'efficacité des microphones directionnels adaptatifs³⁰.

En tout cas, 70% des personnes interrogés utilisent la chaîne de mesure, mais seulement 20% d'entre elles savent à quoi correspondent au minimum 60% des récents stimuli. Sur un autre plan, certains d'entre eux utilisent les classiques son pur et bruit blanc, en laissant l'appareil auditif avec les réglages patient. L'utilisation de ces stimuli n'est pas à proscrire. Elle est toujours obligatoire chez les industriels aux services 'Production' et 'Contrôle qualité'. Cependant, pour les audioprothésistes, il faut les utiliser selon des conditions strictes, en mettant nécessairement l'appareil en mode linéaire, afin de ne pas fausser les mesures, et enclencher les traitements du bruit comme l'anti-larsen³¹. D'ailleurs, certains logiciels de programmation possèdent une option, permettant de passer l'appareil d'un patient en mode test, donc automatiquement linéaire, le temps d'une mesure ; toutes les

³⁰ NILSSON M.J. *et al*, 2010, *Comparaison du comportement de notre système de directivité automatique et adaptatif avec ceux de six aides auditives concurrentes*, SONIC innovations.

³¹ CAMERON C., HOSTLER M., *Electroacoustics Testing of DSP Hearing Aids*, National Training For Hearing Aid Services, University of Manchester.

options de traitement du signal ne sont pas forcément à la disposition de l'audioprothésiste, ce qui relance d'autant plus l'utilisation de signaux type ISTS ou ICRA 4. Il faut savoir aussi que de nombreux logiciels de programmation de prothèses, affichent des cibles calculées (à partir de NAL, DSL, etc.) à partir du son pur. Si on a la possibilité de changer ce stimulus de calcul, option possible chez peu d'industriel, on visualise une modification conséquente de ces cibles, qui insinue une modification des réglages.

L'influence des différents stimuli est donc très importante à comprendre, et aide à évaluer les aides auditives de manière plus fiable.

5. Conclusion

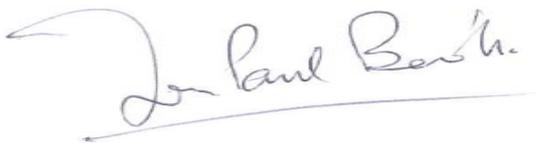
On peut tester les appareils auditifs numériques sans les rendre automatiquement linéaire, en utilisant le stimulus ISTS, et éventuellement le signal ICRA 3BSM FN. Tout dépend donc des critères que l'on veut tester. Cependant, les résultats sont très facilement biaisés et faussés, c'est pourquoi l'audioprothésiste doit connaître son outil. Ceci est valable pour la chaîne de mesure mais aussi pour le reste de sa carrière, il est important de garder en tête, l'idée de formation continue. Ceci est valable d'autre part pour les industriels. Le développement des chaînes de mesures ne doit pas être uniquement fait sur un plan théorique ou un renouvellement de produit déjà existant; il serait intéressant plutôt de concevoir une machine adaptée aux besoins nouvellement apparus. Par exemple, vérifier l'intégrité des composants aujourd'hui se résume finalement à contrôler l'écouteur, le ou les microphones, la puce DSP, et éventuellement une antenne. Mais depuis peu, les logiciels de programmation proposent une vérification en ligne du bon

fonctionnement de l'appareil et contrôle la qualité des composants. On peut s'attendre donc à voir cette fonctionnalité se répandre rapidement.

Cette étude basée sur les mesures In Situ peut être adapté à la mesure In Vivo : l'utilisation de l'ISTS durant les mesures prendrait en considération la véritable amplification de la parole chez un individu, et ceci de manière normalisée. L'audioprothésiste doit donc toujours remettre en cause les valeurs de tests obtenus, se questionner et continuer à garder un avis critique.

Le maître de mémoire

Monsieur Jean-Paul BERAHA

A handwritten signature in blue ink that reads "Jean Paul Beraha". The signature is written in a cursive style and is underlined with a single horizontal line.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

LYON, le 13 Octobre 2011

Le Responsable de l'Enseignement

Pr Lionel COLLET

Annexe 1

Terminologie pour la mesure In Vivo

Si G se situe à la fin de l'acronyme, on se base sur un Gain acoustique, c'est-à-dire la différence entre un niveau de pression acoustique d'entrée, et le niveau de pression acoustique de sortie généré. Si R se situe à la fin de l'acronyme, on se base sur une Réponse, c'est-à-dire la considération uniquement du niveau de sortie généré.

Les mesures pouvant être effectuées sont les suivantes, exécutées en dB SPL mais peuvent être ensuite calculées en dB HL.:

→ **REUR / REUG (*Real-Ear Unaided Response / Gain*)**:

Pour un stimulus à un niveau d'intensité donnée, la mesure s'effectue dans le canal auditif ouvert, sans appareil ni embout. Le REUG se calcule à partir du REUR.

→ **REAR / REAG (*Real-Ear Aided Response / Gain*)**:

La mesure s'effectue avec l'appareil auditif correctement placé, et en fonctionnement. Pour un stimulus à un niveau d'intensité donnée, la courbe de réponse de l'appareil, ou bien le gain, est corrélé aux caractéristiques acoustiques du canal auditif du patient.

→ **REIG (*Real-Ear Insertion Gain*)**

Cette mesure correspond à la différence entre REUG et REAG. Autrement dit, l'expression du gain réel apporté par l'appareil et mesuré à proximité du canal auditif, sans les caractéristiques acoustiques du canal auditif.

→ **REOG (*Real-Ear Occluded Gain*)**

Cela définit et mesure l'effet occlusif de l'appareil auditif, ou de l'embout auriculaire. On le mesure pour un stimulus et une intensité donnés, avec l'appareil correctement

placé et éteint. Elle détermine surtout l'effet, bénéfique ou non, de la présence ou l'absence d'évent, aération.

→ **RESR (*Real-Ear Saturation Response*)**

Effectuée de la même manière que la mesure REAR, mais on cherche à obtenir le niveau de sortie maximum de l'appareil auditif en le stimulant à une intensité suffisante. Il est préférable d'effectuer la RESR en utilisant la RECD, pour éviter de traumatiser le patient.

→ **RECD (*Real-Ear to Coupler Difference*)**

C'est la différence, obtenue en décibels, entre le coupleur 2cm³ et les caractéristiques acoustiques mesurées auprès du tympan, le conduit auditif occlus par l'appareil. Après avoir opéré cette mesure, le coupleur 2cm³ prend en compte la différence de volume et d'impédance du canal auditif externe, précédemment testé. La suite des mesures peuvent se réaliser au caisson.

→ **REDD (*Real-Ear-to Dial Difference*)**

C'est la différence en décibels, des valeurs audiométriques mesurées à proximité du tympan et aux résultats audiométriques classiques, au casque.

Bibliographie

Ouvrages, manuels

Ministère des affaires sociales et de la solidarité nationale, J.O du 12 juin 1985, *Décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste*, édité dans *Les Textes réglementaires du Collège National de l'Audioprothèse*, 2006, p13-14.

Bureau International de l'Audio-Phonologie, 1999, *INVENTAIRE DES EPREUVES D'AUDIOLOGIE*, annexe de la Recommandation BIAP 23/1/1996

Interacoustics, 2008, *The Affinity Platform Operation manual for HIT 440, AC 440 and REM 440*, Interacoustics

LEFEVRE F., DEHAUSSY J., PEIX G. *et al.*, 1997, *Epreuves vocales Rappel des données générales*, issu du Précis d'audioprothèse Tome 1- Bilan d'orientation prothétique, Chapitre V, pp 169-189, Collège National d'Audioprothèse.

WIDEX, 2007, *LE SON et L'AUDITION*, « Chapitre 1, Introduction à l'acoustique », pp 6-32.

RENARD X., LEFEVRE F., 2008, *Acoustique de la parole (phonétique acoustique)*, issu du Précis d'audioprothèse - Production, phonétique et acoustique de la parole, Collège National de l'Audioprothèse, Ed. MASSON, Chapitre 3 ;

Etudes, présentations

HICKS M., GHENT R., NILSSON M-J. *et al.*, *Comparaison des gains annoncés dans les logiciels de programmation et des gains mesurés au coupleur 2cm³*, traduit par GENOT V., SONIC innovations.

National Centre of Audiology, 2009, *Hearing aid fitting and verification*, DSLio. Disponible sur www.dslio.com

COLE B., 2009, *Verifit&RM500SL Test Signals&Analysis, audionote 2 REV3*, Etymonic Design Incorporated, disponible sur www.audioscan.com

FRYE Electronics, 2007, *OPEN FIT COUPLER : announcing our new Open Fit Coupler for a more realistic test of the popular open ear hearing instruments*, brochure disponible sur www.frye.com

Todd B. Sauter, 2008, *Auditory Brainstem Response Testing in the Adult Clinic: Still Relevant ?*, UMass Memorial Medical Center Worcester, disponible sur www.audiology.org/Documents/AN2009Handouts/LM101_Sauter.pdf.

BYRNE D *et al.*, 1994, *An international comparison of long-term average speech spectra*, , *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 96, n°4, pp. 2108-2120.

DRESCHLER A. *et al.*, 2001, *ICRA Noises : Artificial Noise Signals with Speech-like Spectral and Temporal properties for Hearing Instrument Assessment*, *Audiology*, Mai-Juin 2001, volume 40, numéro 3, pp 148-157.

HOLUBE I. *et al.*, 2007, *Short description of the International Speech Test Signal (ISTS)*, du groupe EHIMA-ISMAHHA

FORTUNE T., GROTH J., 2009, *Realistic Assessment of Speech Amplification*, du groupe EHIMA-ISMAHHA, disponible sur www.audiologynow.org

PHONAK, 2007, *NAIDA ULTRA POWER La puissance qui change la vie*, tablette publicitaire explicative sur la prothèse auditive NAIDA, disponible sur http://annuaire-audition.com/media/pdf/P_Naida.pdf

CAILLAUD B., LERICHE M., 1999, *ANALYSE SONAGRAPHIQUE et Aspects de la Phonétique appliquée*, Association de l'Enseignement Public et Informatique, La revue de l'EPI, n°93, pp 57-72

GALSTER J.A., 2009, *Starkey vous présente la S SERIES avec la DRIVE ARCHITECTURE*, Starkey Laboratoires.

KHUK F., LUDVIGSEN C., 2003, *Changing with tthe Times : Choices of stimuli for Hearing Aid Verification* , *Hearing Review*, Août 2003.

Pamela E., Souza and Kelly, L. TREMBLAY, 2006, *New perspectives on Assessing Amplification Effects*, Trends in Amplification, volume 10, n°3, pp119-143, SAGE Publication ; disponible sur <http://tia.sagepub.com>

NILSSON M.J. *et al*, 2010, *Comparaison du comportement de notre système de directivité automatique et adaptatif avec ceux de six aides auditives concurrentes*, SONIC innovations.

CAMERON C., HOSTLER M., *Electracooustics Testing of DSP Hearing Aids*, National Training For Hearing Aid Services, University of Manchester.

Pumford, J. & Sinclair, S., 2001, *Real-Ear Measurement : Basic Terminology and Procedures*.

« The main purpose of this article is too provide an overview of the basic real-ear measurement terminology and procedures. »

Fabry,D., *Real Ear Measurements and Digital Hearing Aids : Realities, Myths, and Measurement Techniques*, Phonak Hearing Systems, focus 32.

« Keep in mind that using pure-tone stimuli in the coupler or real-ear may provide an uneven or jagged response for some digital hearing aids, but this is stimulus dependent; broad band, “speech like” stimuli will minimize these irregularities. »

« Although clinicians need to exercise caution when evaluating RESR, it is perhaps the most important stage of clinical verification »

Frye electronics, *One hearing aid-Two standards: Comparing ANSI S3.22-1996 and ANSI S3.22 2003*, Frye electronics

Smriga, D.J., 2010, *Objective Verification of Digital Hearing Aid Functions And Settings For Individual Patients*, South Dakota Speech-Language-Hearing Association, Audioscan

“The difference in dB across frequencies between the SPL measured in the real-ear and in a 2cc coupler, produced by a transducer generating the same input signal”

Mémoires

LEMASSON J-B., CHEVALIER P-J., 2010, *Quantification d'un possible bénéfice apporté par les mesures intégrées : audiogramme direct et mesure in vivo intégrée. Vers une personnalisation approfondie ?* Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'audioprothésiste, I.S.T.R. Lyon I.

DONIER V., 2008, *La chaîne de mesure est-elle encore utile à l'audioprothésiste aujourd'hui ?*, Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme d'audioprothésiste, C.R.E.E.F.A. Montpellier 1

Cours

GRENIER Stéphane, *Mesure des caractéristiques des aides auditives*, Cours de première année d'audioprothèse de Lyon, 2008.

HILAIRE-DEBOVE G., 2008, *Phonétique*, Cours de deuxième année d'audioprothèse de l'Université de Lyon 1.

Delerce X., 2010, *La mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif*, Congrès UNSAF – CNIT La Défense, Atelier 1

« A ce jour en France, on peut estimer que trois matériels occupent la plus grande part du marché des chaînes de mesure : Affinity (Interacoustics), Aurical (Madsen) et Unity (Siemens). »

Timour S., 2009, *Mesures In Vivo*, Cours de deuxième année d'audioprothèse de l'Université de Lyon I

Sites internet

www.audiosapiens.com

www.widex.com

www.blog-audioprothesiste.fr

www.icra.nu/Prod_Noise.html

www.traitement-signal.com

http://www.interacoustics.com/eprise/main/images/swf/click_vs_chirp.swf

http://www.phonak.com/com/b2c/en/products/hearing_instruments/features.html

<http://aune.lpl.univ-aix.fr/~lpldev/phonedit/>