



HAL
open science

Appareillage de la surdité unilatérale

Mathilde Thomas

► **To cite this version:**

Mathilde Thomas. Appareillage de la surdité unilatérale. Médecine humaine et pathologie. 2011. hal-01876558

HAL Id: hal-01876558

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01876558v1>

Submitted on 18 Sep 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**Appareillage de la surdité unilatérale
Comparaison du système CROS osseux et
CROS aérien lors du contrôle d'efficacité
prothétique**

Mémoire

Présenté pour l'obtention du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

Par

Mathilde Thomas

Soutenance : Novembre 2011

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont accompagnée dans la réalisation de mon mémoire.

M. Grégory Gerbaud, pour m'avoir aidée à développer mes axes de recherche, pour m'avoir fait partager toutes ses connaissances, pour sa disponibilité et sa patience. Je remercie aussi toute son équipe qui m'a permis de pratiquer mes tests dans de bonnes conditions.

M. Ducourneau et M. Girault pour m'avoir aidée dans la mise en place du protocole de prise de mesure pour l'effet d'ombre de la tête et pour m'avoir dirigée lors de mes expériences.

M. Glatigny, délégué régional de chez Widex Equipement, pour avoir trouvé le matériel adéquat à l'expérience.

Ma sœur, et mes parents pour leur présence, leur patience, leur soutien et surtout leur aide constructive.

Et pour finir, le corps professoral de l'école de Nancy et toute la promotion pour leurs questions, leurs réponses et tous ces échanges.

SOMMAIRE

Liste des abréviations

Introduction.....	1
I. Généralités et Rappels physiologiques.....	2
1. Rappel : Le système auditif.....	2
a) L'oreille externe	2
b) L'oreille moyenne	3
c) L'oreille interne	3
2. Le nerf auditif et le tronc cérébral.....	3
3. Les voies auditives afférentes.....	4
a) Le noyau cochléaire	4
b) L'olive supérieure, ou complexe olivaire supérieur.....	4
c) Les voies auditives	5
4. Stéréoacousie et l'audition binaurale	6
5. La fonction binaurale	7
a) L'indice interaural de temps (Interaural Time Difference)	7
b) L'indice interaurale d'intensité (Interaural Level Difference)	8
c) L'effet d'ombre de la tête.....	9
d) Démonstration expérimentale de l'effet d'ombre de la tête.....	9
6. Tests d'intelligibilité dans le bruit.....	15
7. Rappel de la classification des surdités selon le BIAP	18
II. La surdité unilatérale.....	20
1. Etiologie des surdités unilatérales.....	20
2. Conséquences de la surdité unilatérale	21
3. Historique des appareillages de surdités unilatérales en conduction aérienne et osseuse	22

4. L'appareil auditif CROS de type aérien	24
5. Le transfert transcrânien	26
6. La BAHA®: Bone Anchored Hearing Aid	27
7. Description de l'étude du Professeur Vaneeckloo.....	29

III. Etude : Appareillage et Contrôle d'efficacité prothétique ...32

1. Echantillon de patient.....	32
a) Surdité	32
b) Age.....	33
c) Critères d'exclusions	33
d) Patients sélectionnés	34
2. Discrimination spatiale	34
a) L'épreuve de Hirsch	35
b) Effet « Cocktail Party »	36
3. Test mis en place pour le mémoire	36
a) Le bruit caractéristique « cocktail party »	36
b) Passation du test.....	37
c) Interprétation des résultats.....	37
4. Matériel utilisé pour les mesures.....	37
5. Le logiciel BIOSOUND®	38
6. Protocole du test.....	40
a) Anamnèse.....	40
b) Audiométrie Tonale et Vocale.....	40
c) Adaptation In-Vivo du système CROS aérien	41
d) Adaptation du système CROS osseux	43
e) Exécution du test avec le patient	43
7. Présentation des résultats	44
8. Analyse des résultats.....	45
a) L'audition binaurale	45
b) Compréhension dans le bruit et intelligibilité	46
c) Les rapports signal sur bruit (S/B) d'un appareil à l'autre	46
d) Comparaison du rapport S/B entre les deux systèmes de transmission	48

e)	Compréhension dans le bruit : Amélioration grâce à l'appareillage	49
9.	Discussion	49
a)	Ecoute binaurale et pseudo-stéréacousie.	49
b)	Restauration de l'écoute binaurale (ou pseudostéréoacousie) avec les procédés RELAY® et BAHA®.....	50
c)	Etudes des rapports S/B lorsque les deux sources sont opposées dans l'espace.	50
d)	Difficulté du test pour les patients	51
IV.	Conclusion	53
V.	Bibliographie	56
VI.	Table des figures	61
VII.	Annexes.....	63

Liste des abréviations

ACA :	Appareil de correction auditive
BAHA® :	Bone Anchored Hearing Aid
BIAP :	Bureau International d'AudioPhonologie
BICROS :	Bilateral Controlateral Routing Of Signals
CCE :	Cellule ciliée externe
CCI :	Cellule ciliée interne
CROS :	Controlateral Routing Of Signals
dB :	Décibel
HL :	Hearing Level
HP :	Haut-Parleur
Hz :	Hertz
ILD :	Interaurale Level Difference
ITD :	Interaurale Time Difference
S/B :	Rapport signal sur bruit

INTRODUCTION

Durant mon stage de 3^{ème} année en 2010, j'ai eu l'occasion de participer à l'appareillage et la prise en charge de plusieurs patients. On se retrouve généralement, en présence de patients atteints de surdité bilatérale appareillable avec des appareils auditifs traditionnels.

Lors d'un premier rendez-vous avec un patient atteint de surdité unilatérale, M. Gerbaud m'a demandé de quelle manière j'allais agir. Je n'ai pas trouvé la réponse immédiatement mais le soir même, en étudiant les appareils que proposent les différents fabricants.

En dehors de l'intervention de M. Eluecque, au sein de la faculté, qui traite des appareillages en systèmes CROS et BICROS pour des surdités unilatérales, il m'est apparu que nous étions peu formés techniquement sur les CROS existants. L'appareillage traditionnel monaural ou binaural est la forme la plus souvent adoptée dans la plupart des laboratoires d'audioprothèse, donc la technique d'adaptation des systèmes CROS restait pour moi assez théorique.

M. Gerbaud m'a donc demandé d'étudier la question, de mettre en place une prise en charge spécifique pour savoir de quelle façon il fallait appareiller le patient atteint de surdité unilatérale.

J'ai donc mis en place un test en m'inspirant d'articles traitant de la surdité unilatérale. Plus précisément après la lecture de l'article du professeur Vaneecloo qui traite de l'appareillage par BAHA® de la surdité unilatérale.

Nous avons donc décidé de comparer un système CROS aérien et la BAHA® pour l'appareillage des surdités unilatérales, en termes d'intelligibilité et de réhabilitation de la fonction binaurale.

Nous avons analysé l'étude du Professeur Vaneecloo pour la mise au point d'un protocole de mesure adapté aux patients atteints de surdité unilatérale. Les patients ont été testés avec un système CROS aérien et BAHA®. Nous avons ensuite comparé les résultats.

I. Généralités et Rappels physiologiques

1. Rappel : Le système auditif

Le système auditif est composé de trois sections ; l'oreille externe comprenant la partie visible de l'oreille et le conduit auditif, l'oreille moyenne comprenant la membrane tympanique et les osselets, et l'oreille interne qui est remplie de liquide comprenant la cochlée.

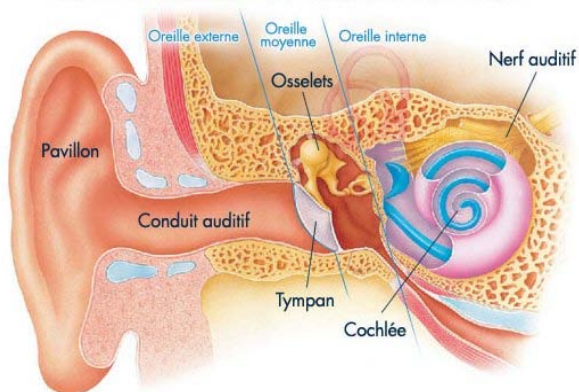


Figure 1 : Schéma coupe de l'oreille humaine¹

a) L'oreille externe

C'est la partie visible de l'oreille, elle capte les sons grâce au pavillon qui est une lame fibro-cartilagineuse formant un angle de 30° avec la tête (Figure 2). Une partie du pavillon, la conque se prolonge dans le conduit auditif externe. Au bout de ce conduit qui fait 2 à 3 cm de long, on trouve la membrane tympanique. Le pavillon est formé de multiples microreliefs.

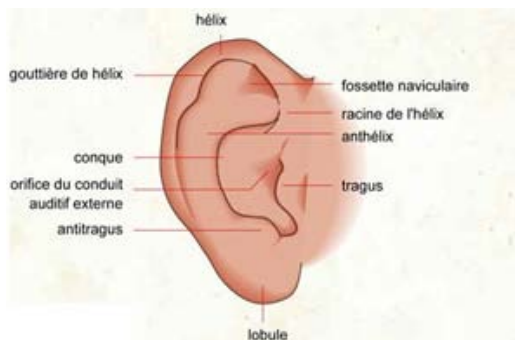


Figure 2 : Relief du pavillon de l'oreille²

Le conduit auditif externe est composé de 2 parties :

- externe, fibrocartilagineuse, souple, le tiers externe du conduit
- interne, osseuse pour les 2/3 restants. Le conduit est creusé dans la portion pétreuse de l'os temporal (le rocher).

b) L'oreille moyenne

Elle est constituée de la membrane tympanique et de la chaîne des osselets. Le son capté fait vibrer le tympan et met en mouvement la chaîne des osselets. Cette chaîne transmet l'énergie mécanique des ondes sonores aux cavités de l'oreille interne, en passant par le tympan.

c) L'oreille interne

Elle est située dans l'os temporal. Elle se compose des organes de l'audition et de l'équilibre. Dans la cochlée, l'énergie mécanique est transformée en impulsions nerveuses grâce aux cellules ciliées. Cette énergie est envoyée au cerveau via le nerf auditif.

2. Le nerf auditif et le tronc cérébral³

Le nerf auditif (ou nerf cochléo vestibulaire) est formé par le nerf cochléaire, le nerf vestibulaire supérieur et le nerf vestibulaire inférieur. Ce nerf est sensitif, il est responsable de l'audition et de l'équilibre. Le nerf cochléaire va de la cochlée au tronc cérébral. Les informations sont ensuite transmises au centre auditif du lobe temporal de l'encéphale. Le nerf vestibulaire s'étend de l'oreille interne au tronc cérébral. Des connexions nerveuses existent avec le cervelet. Le nerf cochléaire transmet à l'encéphale les sons perçus par l'oreille. Le nerf vestibulaire conduit les informations destinées au maintien de l'équilibre.

Le nerf auditif est constitué de protoneurones en « T » (premiers neurones des voies auditives) connectés aux CCI par leur extrémité dendritique. Les corps cellulaires des protoneurones auditifs sont rassemblés pour former le ganglion de Corti (canal où se trouvent les corps cellulaires). L'axone du protoneurone passe par le scribe spiroïde et constitue le contingent cochléaire du nerf auditif dans la fossette cochléaire. Ensuite, il emprunte le conduit auditif interne, qui lui permet de rejoindre la boîte crânienne par le tronc cérébral. Le premier protoneurone se termine au niveau du tronc cérébral (premier relais) s'ensuit le deuxième protoneurone des voies auditives (deutoneurone).

Le tronc cérébral est à la base de la vie végétative, c'est le cerveau « primitif », qui est placé au-dessus de la moelle, sous le cerveau et en avant du cervelet, au centre de la fosse crânienne postérieure. Il fait partie du système nerveux central intracrânien (encéphale) formant la transition entre le cerveau et la moelle épinière. Le tronc cérébral pilote chacune des fonctions conscientes du corps, de façon indépendante. Il pilote également les fonctions

automatiques comme la respiration ou la modulation du rythme cardiaque. Et, il intègre les informations venues de l'extérieur du corps (le goût, la vue, l'audition, etc.) pour les transmettre au cerveau où elles sont ressenties de façon effective.

3. Les voies auditives afférentes³

La voie auditive se scinde au noyau cochléaire, et plus de la moitié des fibres nerveuses traversent pour rejoindre le côté opposé du tronc cérébral (Figure 19). Les fibres nerveuses sont rassemblées dans le complexe olivaire supérieur, qui est un complexe de noyaux impliqué dans la localisation des sons. Depuis le complexe olivaire supérieur, la voie auditive continue de monter et se termine dans le cortex auditif. A cet endroit, les informations sonores s'associent aux informations visuelles et aux informations provenant d'autres parties du cerveau.

a) Le noyau cochléaire

Le noyau cochléaire est le premier relais auditif sur la voie auditive ascendante. Il est situé sur la face dorso-latérale du tronc cérébral. Les fibres du nerf auditif se divisent rapidement en deux branches (un son perçu par une oreille arrive dans les deux lobes temporaux) en entrant dans le tronc cérébral : l'une antérieure ou ascendante, l'autre postérieure ou descendante. Après le premier relais dans le noyau cochléaire, la projection est bilatérale, avec cependant une dominance controlatérale. Ainsi, chaque structure reçoit des informations en provenance des deux oreilles. Le noyau cochléaire joue un rôle important dans la tonotopie.

- **La tonotopie** : correspond à l'organisation de la perception des sons au niveau de la membrane basilaire de la cochlée. Les vibrations dues à l'arrivée d'une onde sonore vont se propager plus ou moins loin dans la membrane, au niveau de la base de la cochlée, qui est fine et rigide, vers l'apex, qui est large et souple.

b) L'olive supérieure, ou complexe olivaire supérieur

Constitué d'un ensemble de noyaux situés dans la région ventrale du tegmentum protubérantielle (appelé également noyau dorsal du corps trapezoïde), il s'agit du deuxième grand relais des voies auditives centrales. Il reçoit les afférences directes des noyaux cochléaires ventraux et est composé de l'olive supérieure médiane (olive accessoire) et de l'olive supérieure latérale (olive principale). Le complexe olivaire supérieur, en recueillant les informations des deux cochlées, constitue le premier niveau où se produit une interférence dichotique nécessaire à la localisation spatiale des sources sonores. Une partie importante du noyau latéral est consacrée aux moyennes et hautes fréquences (supérieures à 4 kHz), alors que dans le noyau médian, ce sont les basses fréquences (inférieures à 4 kHz) qui occupent plus de la moitié du volume.

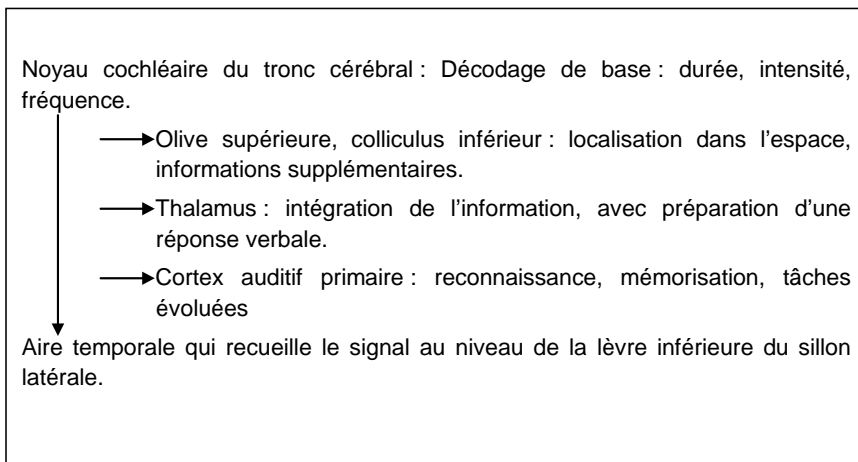
c) Les voies auditives

- **La voie auditive primaire**

Elle est composée par l'ensemble des relais neuronaux transmettant l'information sonore codée par la cochlée jusqu'au cortex auditif primaire.

Le cortex est l'endroit du cerveau le plus évolué.

La voie auditive primaire est une voie courte, 3 à 4 relais, et rapide car ce sont de grosses fibres myélinisées. Grâce à cette rapidité, le sens de l'alerte est conservé. Ce sens de l'alerte joue un rôle important dans la préservation de l'espèce, dans sa survie (réaction à l'approche d'un danger). Chaque relais a un rôle spécifique d'analyse et de décodage de l'information sonore, qu'il transmet ensuite au relais supérieur.



- **La voie auditive non-primaire**

Elle permet une sélection de l'information sonore à traiter en priorité par le cerveau. Cette voie est aussi appelée « réticulaire » car elle emprunte la substance réticulée, commune à toutes les modalités sensorielles. Après plusieurs relais dans la formation réticulée, puis dans le thalamus non spécifique, cette voie aboutit au cortex polysensoriel. Le rôle de cette voie, qui regroupe les différents messages sensoriels envoyés simultanément au cerveau, est de permettre une sélection du type d'information à traiter en priorité ; elle est reliée aux centres des motivations et d'éveil, ainsi qu'aux centres de la vie végétative.

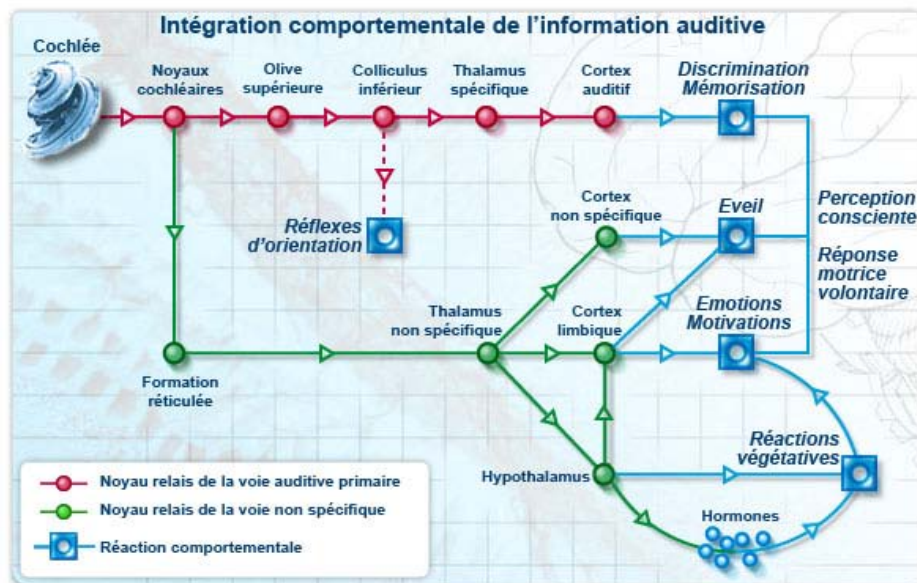


Figure 3 : Schéma des voies auditives⁴

4. Stéréoacousie et l'audition binaurale⁵

- L'audition binaurale est l'audition simultanée par les deux oreilles. Mais elle n'implique pas obligatoirement l'intégrité de la fonction binaurale liée essentiellement à l'indépendance fonctionnelle des deux oreilles, à la captation du son au niveau de l'oreille stimulée, et à la liberté des mouvements de la tête. De ce fait, la localisation spatiale de sources sonores par le patient n'est pas automatiquement acquise.
- La stéréoacousie est l'audition simultanée par les deux oreilles, mais elle implique obligatoirement l'intégrité de la fonction binaurale. Les notions d'écoute binaurale, de stéréoacousie constituent des éléments fondamentaux en audioprothèse.

L'audition binaurale permet de localiser une source sonore dans l'espace et de comprendre la parole en milieu bruyant, de façon plus naturelle et facile que l'audition monaurale. Cela justifie des investigations précises lors de la prise en charge d'un sujet malentendant. Lorsque l'audioprothésiste est en présence d'un malentendant, le rétablissement de la stéréoacousie est un des objectifs de l'appareillage audioprothétique.

"L'appareillage stéréophonique est l'appareillage normal, celui du simple bon sens qu'il s'agisse d'enfants, d'adultes ou de malentendants du troisième âge. La prothèse stéréophonique est la seule aide auditive qui tend à rapprocher au maximum le déficient auditif du sujet auditivement normal", rappelle Jacques Dehaussy⁶

5. La fonction binaurale⁷

L'écoute de plusieurs sons simultanés est plus intelligible lorsque le sujet peut localiser leurs origines dans l'espace. Cette localisation est due à l'audition binaurale, c'est-à-dire par ses deux oreilles, qui sont connectées aux deux hémisphères cervicaux. L'auditeur est capable, les yeux fermés avec une certaine précision, d'estimer pour chaque source sonore une distance, un angle dans le plan horizontal et un angle vertical.

L'audition binaurale doit être favorisée lors d'un appareillage audioprothétique quand cela est possible, elle apporte des avantages non négligeables comme une augmentation de la sensation subjective d'intensité qui est de l'ordre de 6 dB aux niveaux supraliminaires, une amélioration des possibilités de localisation sonore spatiale (essentielle à la fonction d'alerte), une amélioration de l'émergence de la parole, et une meilleure intelligibilité.

Dans un premier temps, il est indispensable d'expliquer l'effet d'ombre de la tête lors de la réception d'un signal sonore. D'après l'étude d'Edgar A.G. Shaw⁸, la tête et le torse du patient jouent un rôle non négligeable lors de l'écoute.

Le gain mesuré dans l'oreille située à côté du signal augmente alors qu'il diminue dans l'oreille controlatérale, lorsqu'on approche la source sonore de la tête. Pour localiser un signal sonore, le cerveau utilise différents indices qu'on nommera l'indice interaural de temps (ITD) et l'indice interaural d'intensité (ILD).

Pour Léon Dodelé⁹, audioprothésiste belge reconnu, l'audition stéréoacoustique permet d'avoir une bonne localisation spatiale, et une audition normale en milieu bruyant. Les éléments de différenciation inter-auriculaires sont l'intensité, le temps, la phase, le timbre et le mouvement. En présence d'une surdité unilatérale, il précise que le patient peut grâce à de légers mouvements de la tête capter la source sonore à l'aide des microreliefs du pavillon.

a) L'indice interaural de temps (Interaural Time Difference)

Mis en évidence quand la source sonore ne se situe pas à égale distance de l'oreille droite et l'oreille gauche, cela entraîne une différence de temps entre la captation du signal à droite et gauche, car la distance à parcourir est plus importante d'un côté alors que la célérité du signal est la même. Ainsi, la différence de temps interaurale permet de déterminer l'angle que fait la source sonore avec l'axe des oreilles.

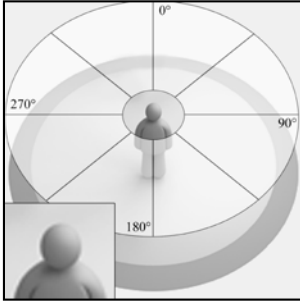


Figure 4 : Diagramme polaire. Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite de la personne

b) L'indice interaurale d'intensité (Interaural Level Difference)

D'après Tillman et al.¹⁰ (1963), l'intensité du signal est atténuée d'environ 6,4 Décibels (dB) sur l'oreille controlatérale au signal sonore. Mais bien sûr l'effet de la tête varie en fonction des fréquences. Pour des signaux au-delà du 2000 Hertz (Hz), l'intensité du signal peut être de 15 à 20 dB moins forte sur l'oreille opposée à la source (Markides¹¹, 1977; Hodgson¹², 1986). La baisse d'intensité du signal dans les hautes fréquences a un impact non négligeable sur la compréhension vocale.

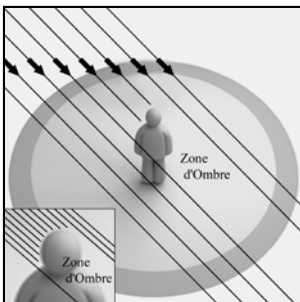


Figure 5 : Ombre de la tête, suivant la trajectoire des ondes sonores.

L'ITD (Interaural Time Difference) et l'ILD (Interaural Level Difference) n'ont pas la même importance relative en fonction du contenu spectral du stimulus. L'ILD est dû au masquage de la tête entre les deux oreilles, et l'ITD à la différence de marche parcourue par l'onde sonore pour arriver jusqu'aux deux oreilles.

Dans un environnement sonore, l'identification d'un son précis, se fait grâce à divers indices perceptifs :

- La discontinuité temporelle, c'est-à-dire le début et la fin du signal
- Le contenu harmonique du signal
- La localisation dans l'espace du signal

Parmi ces dimensions perceptives, l'appareil auditif est capable de combiner différents indices pour isoler la source.

Angle minimum audible :

En comparaison avec le système visuel où la discrimination visuelle est en étroite corrélation avec le minimum séparable, qui correspond à l'angle entre deux points identiques discernables à l'œil nu, ici l'angle minimum audible (MAA pour Minimum Audible Angle en anglais) correspond à la plus petite différence détectable entre les azimuts de deux sources identiques [Mills, 1958]¹³. C'est donc une capacité intrinsèque à l'individu. Mais cette caractéristique peut être, dans certains cas, tributaire des conditions d'écoute. Elle dépend de la limite de résolution du système de diffusion. Le matériel utilisé pour cette recherche est assez performant pour ne pas atteindre cette limite, les erreurs viendront donc du patient testé.

c) L'effet d'ombre de la tête⁹

Il est intéressant de voir l'impact de ce phénomène pour la compréhension dans le bruit. On place le patient de telle façon que le bruit arrive directement du côté de sa bonne oreille, et que le signal sonore arrive du côté de l'oreille atteinte. Dans ce contexte, on admet que le signal est atténué de 6,4 dB pour la bonne oreille à cause de l'effet d'ombre de la tête. Mais le bruit n'est pas atténué de ce côté ainsi on obtient un rapport signal sur bruit de -6,4 dB. Ce rapport est de +6,4 dB de l'autre côté, le bruit est atténué de 6,4 dB mais pas le signal. On peut ainsi chiffrer le déficit du patient à presque 13 dB (ce qui correspond à la différence entre les deux oreilles.)

d) Démonstration expérimentale de l'effet d'ombre de la tête

Matériel :

- un module de mesure in vivo Unity 2.0 de la marque SIEMENS,
- trois sujets sans malformation du crâne, ni des oreilles,
- une source sonore de type ISTS (International Speech Test Signal),
- une sonde de mesure de 47 cm.

➤ Le son ISTS

Elaboré par l'EHIMA¹⁴ en 2007 à partir de voix de femmes lisant un texte dans 6 langues différentes, puis mixées. Son spectre à long terme est celui du LTASS féminin. Il présente un fondamental laryngé autour de 200Hz. Il a été développé dans le but de tester les aides auditives actuelles et futures, au caisson ou in-vivo, sans désactiver les réducteurs de bruit ou autres systèmes de traitement du signal.

➤ Chaîne de mesure In-Vivo, Unity 2

Pour mesurer le gain dans l'oreille avec Unity 2, nous avons utilisé le haut-parleur de la chaîne de mesure, et ensuite dans le module In-Vivo, nous avons enregistré les résultats en lançant la mesure OEG, REUR gain de l'oreille ouverte.

Protocole :

Je place le sujet en face du haut-parleur de la chaîne de mesure dans une pièce peu réverbérante, et je mesure la pression acoustique à l'intérieur de son canal auditif externe, en modifiant la position du sujet face au haut-parleur. La distance entre le haut-parleur et le microphone de référence ne change pas au cours de l'expérience. Pour la source sonore, nous n'avons pas utilisé de bruit blanc car ce type de son est plus propice à la formation d'ondes stationnaires, et n'est pas représentatif de la voix humaine. Le gain mesuré correspondait au gain oreille ouverte, car il fallait se placer dans des conditions d'écoute classique. La sonde étant très souple, nous l'avons fixée à un tube fin plus rigide pour qu'elle ne bouge pas pendant la prise de mesure.

Cette expérience se déroule en trois parties :

- Phase 1 : Le patient est placé de telle sorte que son oreille droite soit face au haut-parleur de la chaîne de mesure.

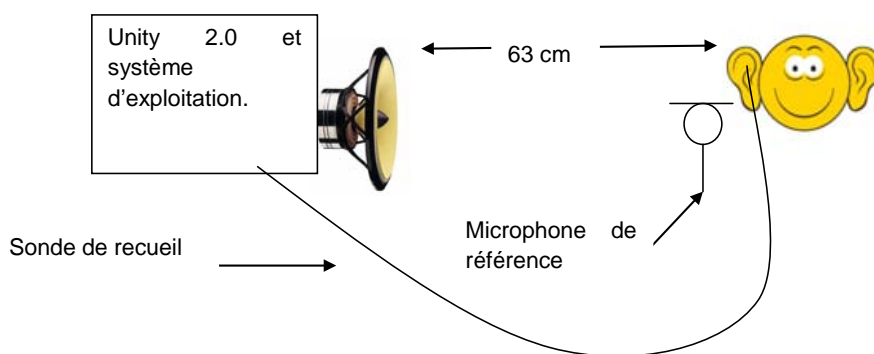


Figure 6 : Schéma du protocole oreille face à la source

Je mets en place la sonde dans le canal auditif externe, cette dernière ne bougera pas durant les trois phases de l'expérience. Le haut-parleur émet un son ISTS à 65 dB, la sonde enregistre le gain de l'oreille ouverte.

- Phase 2 : Je tourne le patient de 90° ainsi il se retrouve face au haut-parleur et son oreille à 90° de ce dernier. Je répète l'opération de mesure faite en phase 1.

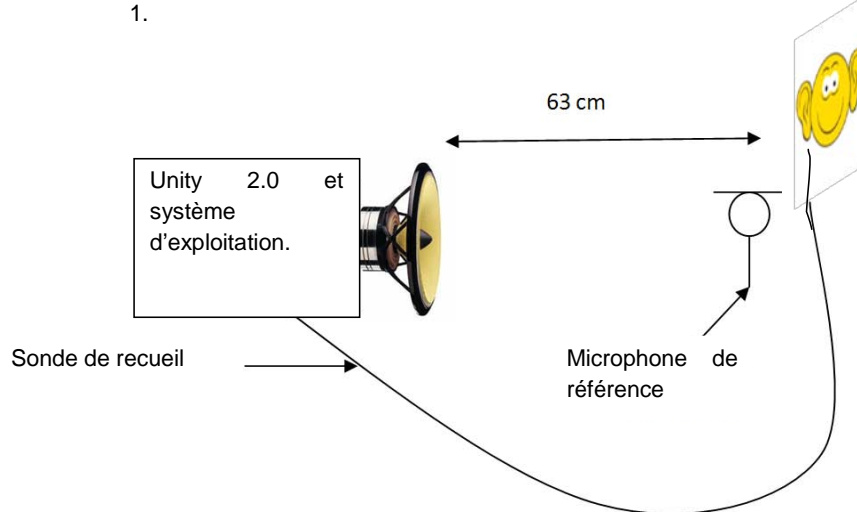


Figure 7 : Schéma du protocole oreille située à 90° de la source

- Phase 3 : Je tourne le patient de 90° ainsi il se retrouve l'oreille gauche face au haut-parleur. Je répète l'opération de mesure faite en phase 1.

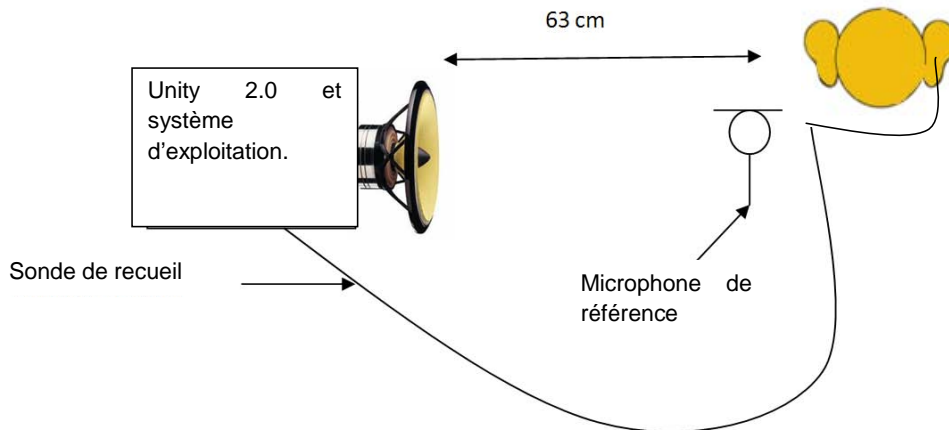


Figure 8 : Schéma du protocole oreille située à 180° de la source

Si on étudie le graphique des moyennes de gains, on peut remarquer que le gain à 180° est souvent inférieur à celui mesuré à 90° pour les fréquences au delà de 800 Hz. Il a été montré que seules les fréquences à partir du 800 Hz étaient impactées par la tête du sujet. Ce graphique présente quelques erreurs dues aux ondes stationnaires, ainsi il est plus

pertinent d'étudier ce graphique pour les valeurs situées entre le 800 Hz et le 4000 Hz. Pour les fréquences supérieures, on sait que la mesure In-vivo n'est pas concluante. Mais on observe bien la tendance dans l'intervalle 800 Hz à 4000 Hz, selon laquelle, le gain à 0° reste le meilleur, suivi du gain à 90° et pour finir le gain à 180°.

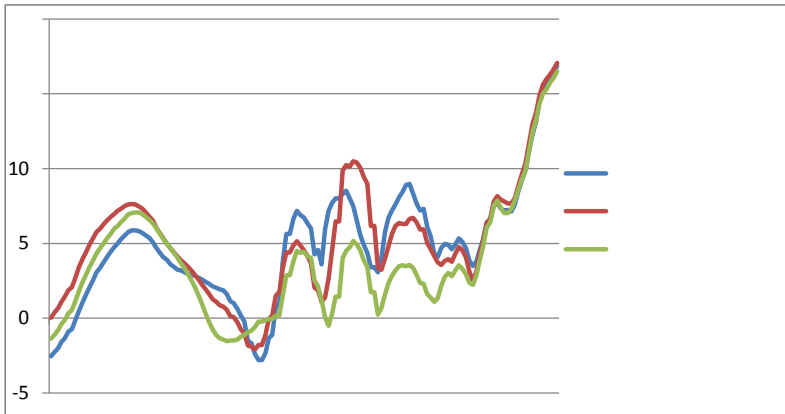


Figure 9 : Moyenne de gain sur les trois sujets

Cette expérience a été pratiquée sur trois sujets différents. Les résultats sont consignés sous forme d'un tableau dans le logiciel de la chaîne de mesure Unity.

Pour obtenir la perte due à l'effet d'ombre de la tête, on fait la différence entre le gain de référence et le gain à 90° et la différence entre le gain de référence et le gain de la mesure à 180°. (Annexe 1)

Nous avons utilisé le logiciel Excel pour retranscrire les résultats précédemment obtenus. Le logiciel Excel nous a permis de faire les calculs et d'en tirer des graphiques représentant l'effet d'ombre de la tête.

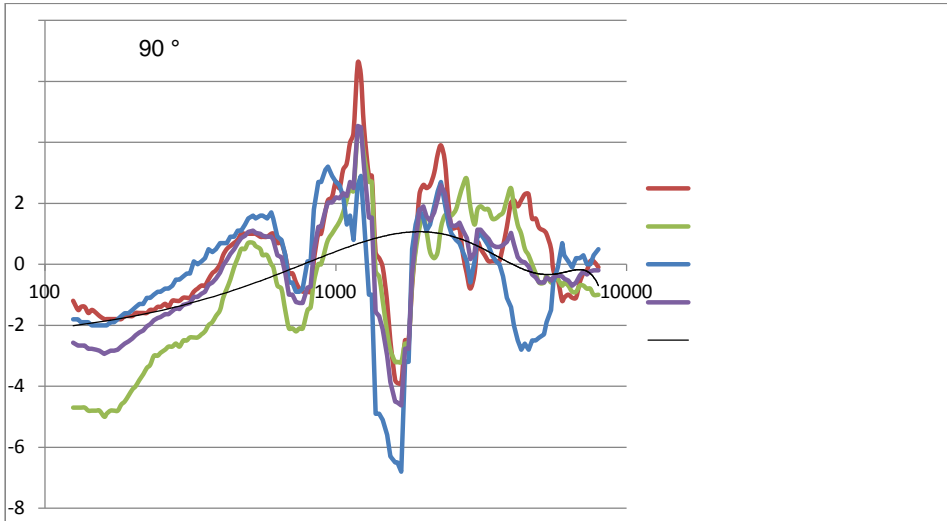


Figure 10 : Effet d'ombre de la tête à 90° de la source sonore sur le gain de l'oreille

Le graphique représente la différence en terme de gain entre la position oreille face à la source sonore, et oreille située à 90° de la source sonore. On observe qu'au-delà de 800 Hz, les ondes sonores sont plus impactées par le phénomène.

Sur ce graphique (figure n°9), on observe des pics vers les valeurs négatives aux fréquences 800 Hz (Hertz), 1600 Hz, 3200 Hz. Ces interférences sont dues aux ondes stationnaires qui envahissent le milieu. Pour comprendre ces variations involontaires, schématisons la tête des sujets.

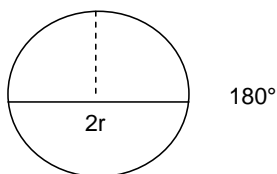


Figure 11 : Schéma de la tête des sujets

En faisant la moyenne, on trouve que le diamètre de la tête des sujets est d'environ 20cm (soit un rayon de 10cm)

Par calcul, la distance entre l'oreille et le nez est de

On rappelle la formule de longueur d'onde pour les ondes stationnaires : —

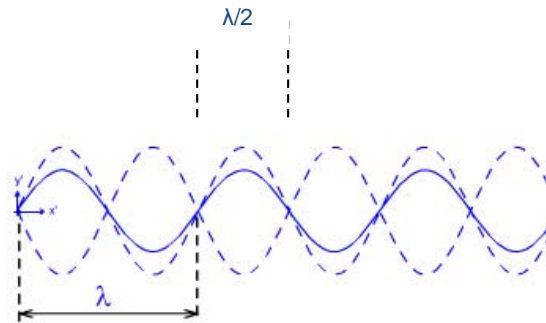


Figure 12 : Ondes stationnaires

L'intervalle entre deux interférences est de 800Hz. —=0,43

Pour la première interférence, on obtient une longueur d'onde $\lambda = 43$ cm, en le divisant par deux, on obtient 21,5cm ($\approx 21,5$ cm) soit quasiment la distance œil-nez. Cela prouve le rôle de la tête, lors de la diffraction du son avec l'effet d'ombre de la tête.

Les difficultés de localisation spatiale sont dues à cet effet d'ombre de la tête, et aussi à la perte de stéréophonie. Le fonctionnement simultané et équilibré de nos oreilles assure l'effet de directivité et donc permet de localiser la source sonore. Le déséquilibre engendré par la perte d'une oreille, ne permet pas de garder le relief du son (analogie avec la perte de stéréoscopie). A cause de la surdité unilatérale, l'effet d'équilibre n'est pas satisfait et donc la localisation spatiale non plus.

Par la suite, nous avons refait la même manipulation, en déplaçant la tête à 180° de la source sonore.

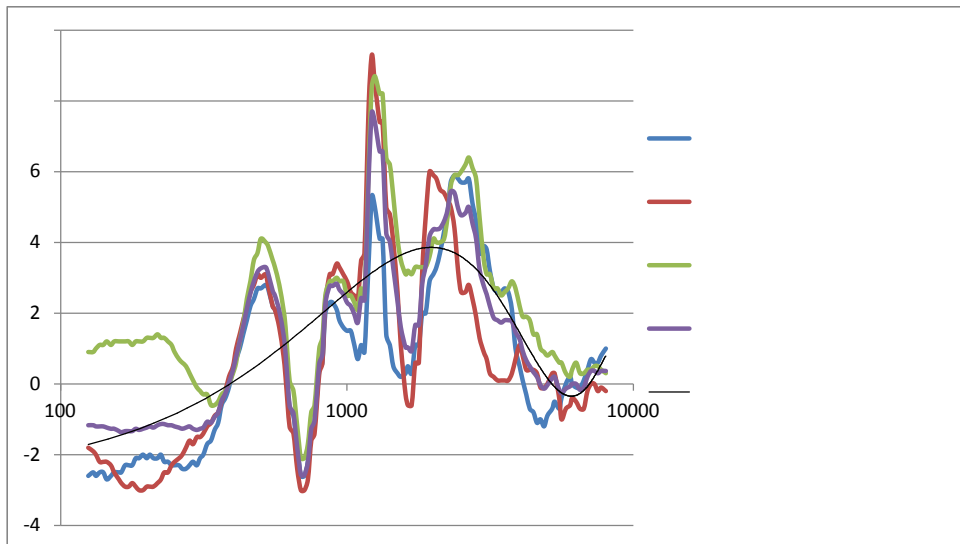


Figure 13 : Effet d'ombre de la tête à 180° de la source sonore sur le gain de l'oreille

Sur ce graphique, on observe une nette augmentation de l'effet d'ombre de la tête dans les fréquences aiguës. Dans cette situation, on met en évidence la grande difficulté des patients atteints de surdités unilatérales. La perte d'information pouvant aller jusqu'à 4 dB dans les fréquences aiguës.

Les valeurs mesurées dans cette expérience sont minorées comparées à celles exprimées dans la littérature¹⁵. Mais il me semblait important de montrer la différence engendrée par la position de la tête avec une mesure personnelle.

6. Tests d'intelligibilité dans le bruit.

Pour contrôler l'intelligibilité dans le bruit, on peut utiliser différents tests. Dans cette partie nous resterons concentrés sur des tests classiques et réalisables en laboratoire. En temps normal, ces tests sont pratiqués non appareillé, avec appareillage monaural droit puis gauche et pour finir en appareillage bilatéral. (Annexe 3)

➤ Le test de DECROIX et DEHAUSSY¹⁶

Ce test convient plus particulièrement aux appareillages bilatéraux.

Avant chaque test vocal d'efficacité prothétique, il faut s'assurer que l'on n'est pas en présence de problème d'intégration.

Le patient doit répéter ce qu'il entend en présence d'un bruit perturbant généré par une source de 65 dB. Le bruit et la source sonore sont séparés dans l'espace. On calcule le pourcentage de réponses correctes, puis avec de nouvelles listes et en faisant varier l'intensité des mots, on obtient la variation du pourcentage d'intelligibilité de 0% à 100%. L'opération est effectuée oreilles « nues », appareillées monaurale droite puis gauche, et enfin appareillées en bilatéral. Lors de ce test, il faut s'assurer que seule l'intensité de la voix est modifiée, la source de bruit perturbant est à intensité fixe.

Les résultats permettent de mettre en évidence la valeur de l'appareillage en ce qui concerne l'intelligibilité de la parole dans le bruit. En comparant les valeurs non appareillées, avec les valeurs mesurées en monaural et en appareillage stéréophonique, on peut préciser le gain qu'apporte l'appareillage.

➤ **Test d'intelligibilité dans le bruit de P. Elbaz, F. Leca, P. Miller, J.M. Fiaux.**¹⁷

Les bases de ce test sont presque similaires au test décrit précédemment, sa passation est facilement réalisable en laboratoire d'audioprothèse avec de légers moyens.

A l'aide d'un audiomètre à deux voies, on émet des mots (préconisés : mots dissyllabiques de J.E. Fournier) et un bruit blanc en champ libre. On augmente par pas de 5 dB le bruit blanc pour mesurer le nombre de mots correctement répétés, et ainsi trouver la variation d'intelligibilité de 0% à 100%. Ce test se traduit aussi comme un test de résistivité au bruit, on peut tirer quelques conclusions sur l'adaptation qu'a le patient lorsque le bruit ambiant augmente pour la compréhension. Dans ce cas contrairement au test de Dehaussy et Decroix, c'est le bruit perturbant qui augmente.

Il a été fait la remarque que l'audioprothésiste devait calibrer l'audiomètre et l'amplificateur spécialement pour ce test non normalisé. Malgré la simplicité de réalisation de ce test, il demande un investissement personnel, et technique conséquent pour avoir une cabine audiométrique calibrée pour ce test.

Pour réaliser un test d'intelligibilité, il faut surtout avoir un équipement et un environnement qui permettent d'émettre un bruit perturbant calibré en évitant les ondes stationnaires, et une source sonore calibrée émettant des listes de phrases ou de mots connus pour leur équilibre et leur efficacité en test d'audioprothèse.

C'est pour ces tests que certaines listes de mots ou de phrases prennent toute leur valeur. Il est important de choisir des listes de mots équilibrées, appropriées au test pratiqué. Les listes de mots doivent répondre à un certain nombre de critères.

Pour les tests d'intelligibilité, on peut utiliser :

- Les listes de phrases de Fournier, Leipp, Combescure.
- Les listes de mots test d'intelligibilité de J.E. Fournier.
- Les listes de mots de J.C Lafon, test de balayage et le test cochléaire.
- Les listes de mots sans signification de Dupret, test de netteté.

Les listes de phrases de Fournier, Leipp, Combescure¹⁸

Pour ce test l'unité de mesure est la phrase. On est en présence de liste de 10 phrases, toutes les listes sont équilibrées phonétiquement. Les résultats sont donnés en pourcentage

de phrases bien répétées. L'inconvénient de ce test est la suppléance mentale due à la coarticulation des mots entre eux. C'est pourquoi, il est conseillé d'utiliser ce test chez des patients avec des difficultés d'intégration, ou vite fatigables.

Les listes de mots test d'intelligibilité de J.E. Fournier¹⁹

Ce test est constitué de 40 listes de 10 mots chacune, ces mots (unité de mesure du test) sont utilisés dans le vocabulaire commun. Il est considéré comme le test classique en audiométrie vocale, il se pratique en champ libre ou au casque, avec ou sans lecture labiale.

Les listes de mots de J.C Lafon, test de balayage et test cochléaire²⁰

Le test de balayage peut permettre de tester l'intelligibilité, et la discrimination du sujet. Ce test emploie deux listes de 17 mots composés de 3 phonèmes, l'unité de réponse est le phonème. La passation du test est quelque peu différente, la première liste est émise dans le silence et la seconde dans le bruit. Pour les résultats, on compare le nombre d'erreurs entre les deux listes, et ainsi on se rend compte des perturbations entraînées par le bruit.

Le test cochléaire comporte 20 listes de 17 mots composés de 3 phonèmes, les mots de cette liste sont utilisés dans le vocabulaire courant mais ne sont pas liés à leur déterminant, ainsi on évite le phénomène de suppléance mentale. L'unité de mesure est le phonème pour mesurer le nombre de réponses correctes. Pour les erreurs, il est demandé au testeur de noter les confusions phonétiques en alphabet phonétique international (API), cela permet d'analyser la phonétique des erreurs.

Les listes de mots sans signification de Dupret, test de netteté²¹

Ce test comprend 20 listes de 11 logatomes constitués de 3 phonèmes, le phonème est l'unité mesurée pour les erreurs. Le test de netteté de Dupret ressemble au test cochléaire de Lafon, à la différence que les mots utilisés n'ont aucune signification, ainsi la suppléance mentale n'interfère pas dans la perception auditive.

Pour toutes les autres listes qui pourraient être utilisées en audiométrie vocale, elles doivent remplir quelques conditions :

- Les mots doivent comporter le même nombre de syllabes, car il a été prouvé que l'intelligibilité varie en fonction de la longueur des mots, plus le mot est long, plus il sera facilement deviné si un phonème voire une syllabe n'a pas été entendu, grâce à la suppléance mentale.
- Les mots ne doivent pas contenir plusieurs sens, ni s'inscrire dans un répertoire qui pourrait blesser, froisser, choquer le patient.
- Il faut éviter les mots avec des prononciations qui pourraient changer d'un testeur à l'autre.
- Les mots doivent faire partie du vocabulaire courant et quotidien du patient.
- Les listes doivent être composées avec à peu près tous les phonèmes présents dans le langage courant et quasiment à la même fréquence d'apparition.
- La difficulté doit être constante au fil de la liste.

Pour tous ces tests d'audiométrie vocale, il est important d'émettre les listes par un enregistrement calibré, les tests à la voix sont très peu reproductibles et amènent une composante supplémentaire qui est l'accent, l'intonation du testeur. Pour la présentation, il faut des courbes standardisées car la simple vue de sa tendance peut amener à des conclusions rapides comme la présence susceptible de recrutement.

▪ **Epreuves stéréaudiométriques de mesure multidirectionnelle du gain prothétique³⁸**

Cette épreuve s'adresse principalement aux cas de surdité unilatérale appareillée en système CROS aérien, osseux, ou par audioprothèse monostéréophonique.

Un son de fréquence 800 Hz est émis face à une oreille, contourne la tête pour stimuler l'oreille controlatérale. Pour ce qui est des sons aigus, ils sont diffractés par la tête et le torse et arrivent à l'autre oreille avec une atténuation d'autant plus importante que le son est aigu.

Pour les surdités unilatérales très asymétriques voire cophotiques le choix de l'appareillage est plus simple. La seule solution est de proposer un appareillage CROS ou BAHA®

On place le sujet dans un fauteuil tournant muni d'un rapporteur d'angle au sol. On place un haut-parleur fixe face au sujet dans le plan sagittal de sa tête. C'est le fauteuil avec le patient qui bougera lors du test.

- Dans un premier temps on mesure le gain pour chaque fréquence entre 250 Hz et 6000 Hz sous deux azimuts. Le haut-parleur face au sujet puis face à l'oreille la plus sourde. On observe ainsi les fréquences pour lesquelles le gain prothétique est maximum.
- Dans un deuxième temps, on relève les seuils sous 8 azimuts différents (angle de 45° entre chaque relevé). Nous pourrions relever les seuils pour toutes les fréquences mais cela prendrait énormément de temps. Donc on choisit la fréquence pour laquelle le patient présente le meilleur gain prothétique (test ci-dessus) et la fréquence du 2000 Hz qui est essentielle à la compréhension de la parole. Les résultats sont retranscrits dans un diagramme.
- Pour finir, on peut avec un signal vocal (liste dissyllabiques ou monosyllabiques), en plaçant le haut-parleur face au sujet puis latéralement, face à l'oreille la plus sourde, mesurer l'efficacité prothétique de l'appareillage CROS, en comparant le test oreilles « nues » et oreilles « appareillées ».

7. Rappel de la classification des surdités selon le BIAP²²

• **Perte tonale < 20 dB.**

L'audition est considérée comme subnormale.

• **Perte tonale de 21 dB à 40 dB : Surdité légère.**

La voix faible n'est pas correctement perçue. Le patient peut présenter des troubles de la compréhension, des difficultés articulatoires.

- **Perte tonale de 41 dB à 55 dB : Surdité moyenne 1^{er} degré.**
- **Perte tonale de 56 dB à 70 dB : Surdité moyenne 2^{ me} degré.**
La parole est perçue si on élève la voix.

- **Perte tonale de 71 à 80 dB : Surdité sévère 1^{er} degré.**
- **Perte tonale de 81 à 90 dB : Surdité sévère 2^{ me} degré.**
La parole est perçue à voix forte près de l'oreille. Les bruits forts sont perçus.

- **Perte tonale de 91 à 100 dB : Surdité profonde 1^{er} degré.**
- **Perte tonale de 101 à 110 dB : Surdité profonde 2^{ me} degré.**
- **Perte tonale de 111 à 119 dB : Surdité profonde 3^{ me} degré.**
Aucune perception de la parole. Seuls les bruits très puissants sont perçus.

- **La perte moyenne est de 120 dB : Cophose, surdité totale.**
Rien n'est perçu

II. La surdité unilatérale

1. **Etiologie des surdités unilatérales**

Les causes des surdités unilatérales sont nombreuses. Elles peuvent conduire à tous types de surdités de la perte légère à la cophose.

Plusieurs études ont mis en avant les principales pathologies mises en cause dans l'apparition des surdités. Ces causes peuvent être acquises et/ou cong nitaes.

Congénitale : Maladie qui est présente à la naissance de l'enfant. Il peut naître avec une maladie héréditaire, dans ce cas la pathologie est congénitale héréditaire. L'enfant peut aussi naître avec une maladie qu'il a contractée durant les trois premiers mois de la vie intra-utérine, il s'agit d'une maladie acquise congénitale car l'enfant est n  avec une maladie.

- a. D ficiency auditive de perception : cochléaire, neurologique, centrale
- b. D ficiency auditive de transmission : aplasie de l'oreille, aplasie du conduit auditif externe, différents syndromes

Acquise : Maladie qui n'existe pas à la naissance et qui survient au cours de l'existence. Ces pathologies ne figurent pas dans le patrimoine génétique de l'individu mais apparaissent au cours de sa vie, elles peuvent être d'ordre morphologique, physiologique. Exemple des agressions microbiennes, qui stimulent la production d'anticorps spécifiques. Ce mécanisme est à la base de l'immunité acquise. Les maladies acquises ne sont pas génétiques.

- a. Infections virales : par ex. oreillons, rougeole, varicelle
- b. Infections bactériennes : otite moyenne avec labyrinthite
- c. Traumatisme : traumatisme craniocérébral, fractures du rocher
- d. Opérations : interventions otologiques ou neurochirurgicales
- e. Tumeurs : neurinome acoustique, méningiome
- f. Origines cérébrales : séquelles d'un accident vasculaire cérébral (AVC)
- g. Autres : surdité brusque qui survient à n'importe quel âge sans différence de sexe : maladie de Ménière
- h. Le cholestéatome
- i. La rupture de la membrane labyrinthique (fistule p rilymphatiques).

D'après les études de Kinney²³ (1953), Tieri et al²⁴ (1988) et Everberg²⁵ (1960), 75% des pertes auditives unilatérales sont héréditaires, 23% des cas dus aux oreillons. Les gènes porteurs de cette maladie sont à l'heure actuelle toujours inconnus, il est impossible de savoir s'ils sont dominants, récessifs ou liés à la méiose.

Pour les nouveau-nés, on rencontre souvent des maladies communes comme la rougeole, les oreillons, des malformations de l'oreille externe mais aussi des atteintes durant la naissance comme le cytomégalovirus, l'anoxie. De plus, les avancées récentes de traitement des maladies néonatales ont augmenté le risque de surdité.

On pense aux traitements pour l'hypertension pulmonaire du nourrisson, l'hyperbilirubinie, et les hémorragies intra ventriculaires.

Chez l'adulte la survenue d'une surdité unilatérale (impose la recherche d'une atteinte rétrocochléaire systématique) fait apparaître des plaintes variables en rapport essentiellement avec la perte de discrimination de la parole en milieu bruyant : réunion, repas en groupe, conducteur présentant une surdité droite.

La prise en charge du patient est extrêmement différente en fonction de l'atteinte et de l'historique médical de ce dernier. La perte auditive peut être un vrai choc psychologique lorsque celle-ci est brutale. Aussi les conseils et la réactivité du corps médical est d'une importance capitale. Dans un premier temps, elle permet une prise en charge du patient efficace, un suivi psychologique pour l'aider dans son deuil (après la perte de son audition) et un appareillage pour limiter l'impact de son handicap sur sa vie quotidienne.

2. Conséquences de la surdité unilatérale

La captation des sons ne se fait pas de manière symétrique. La fonction binaurale est donc altérée.

Nous pouvons différencier deux cas de surdité unilatérale :

- **Surdité unilatérale légère, moyenne à sévère premier degré**

L'appareillage de l'oreille atteinte par une prothèse conventionnelle, peut permettre au patient atteint de surdité unilatérale de retrouver une écoute stéréophonique. L'audioprothésiste donne un gain suffisant à l'appareil pour rétablir un équilibre auditif entre l'oreille saine et l'oreille atteinte.

Dans ce cas la captation de signaux sonores se fait par les deux oreilles, le patient retrouve une stéréocousie.

On admet qu'un écart inter-auriculaire de 50 dB peut être corrigé par un appareillage monaural. En effet, on sait qu'un son introduit dans une oreille par voie aérienne peut se latéraliser dans l'oreille controlatérale si l'intensité du son est de 60 dB. Or on sait que le rétablissement de la stéréocousie est l'indépendance fonctionnelle des deux oreilles. De plus, adapter une prothèse auditive et délivrer un gain de 50 dB et plus au niveau de l'oreille sans Larsen est très difficile.

- **Surdité unilatérale sévère, profonde voire cophotique**

Dans cette situation, il sera difficile voire impossible pour l'audioprothésiste de rééquilibrer les deux oreilles. La perte de l'oreille atteinte est beaucoup trop importante. Les patients atteints par ce type de surdité rencontrent énormément de difficultés. En effet, le déséquilibre binaural engendre des problèmes de compréhension et de localisation.

Les principales difficultés rencontrées par un patient atteint de surdité unilatérale sont :

- ✓ La perte de l'effet stéréophonique :

La captation des sons ne se fait plus par les deux oreilles. L'écoute d'une source sonore est moins naturelle. Le patient n'a plus de fonction binaurale.

- ✓ La localisation d'une source sonore :

Du fait de la captation unilatérale d'une source sonore, le patient doit tourner la tête et trouver d'autres indices pour localiser une source sonore.

- ✓ Comprendre un signal sonore lorsqu'il arrive du côté atteint :

L'oreille atteinte entend beaucoup moins bien que l'autre oreille. Même avec un appareil auditif, la différence est telle que l'oreille controlatérale captera les sons en même temps voire avant l'oreille concernée. Le décalage temporel et d'intensité (ITD et ILD) ne seront pas respectés.

- ✓ La compréhension dans le bruit :

Avec ce type de surdité, on peut considérer que le patient n'a qu'une seule oreille. En milieu bruyant, un normo-entendant utilise ses deux oreilles pour discriminer un signal sonore dans un environnement bruyant. Avec une seule oreille, il est très difficile d'isoler une source sonore parmi d'autres.

Lors de mes différents entretiens avec les sujets de l'étude, les patients se plaignaient, en majorité, des difficultés à comprendre dans le bruit, du déséquilibre engendré par une surdité unilatérale, et d'une grande fatigabilité dans le bruit même faible. Beaucoup des patients étaient encore très actifs et devaient donc adapter leur lieu de travail et leur domicile (habitudes) pour être placés de façon à avoir la source sonore du côté de la bonne oreille, ce qui n'est pas toujours facile à mettre en œuvre.

3. Historique des appareillages de surdités unilatérales en conduction aérienne et osseuse

Longtemps la surdité unilatérale fut considérée comme un handicap mineur, et donc, qui ne nécessitait pas d'appareillage auditif. Si la plainte était vraiment importante, on adaptait un système Contralateral Routing Of Signals (CROS) en aérien. Ces systèmes étaient filaires, donc pas pratiques et peu esthétiques.



Figure 14 : Adaptateur CROS pour contour d'oreille²⁶

Dans l'histoire de la surdité unilatérale, beaucoup essayèrent de trouver des solutions pour répondre aux problèmes de leurs patients.

En 1965, la politique d'appareillage des surdités unilatérales de Harford²⁷ est de recommander le port d'un système CROS dans les cas de surdité unilatérale si la meilleure oreille a une audition en baisse à partir du 1500 Hz ; les résultats après quelques mois de port sont satisfaisants. Dans le cas d'une oreille avec une audition parfaite, l'appareillage en système CROS aérien n'est pas le premier choix.

En 1960, Fowler²⁸ met en place le premier appareillage en conduction osseuse pour une surdité unilatérale, en plaçant le vibreur sur la mastoïde de l'oreille atteinte. L'essai a été fait sur sept patients atteints de surdité unilatérale. Après une période de deux mois, six patients décidèrent de continuer à porter cet appareil.   cette époque l'appareillage en conduction osseuse se présentait sous forme de lunettes (Fidelity F228 et F229), donc esthétiquement 86% des personnes malentendantes préféraient porter des lunettes qu'un contour d'oreille (10%).

Dans les années 1990, plusieurs auteurs comme Sullivan²⁹, McSpaden³⁰, Miller³¹, et Chartrand³² mettent en évidence les bénéfices du transfert transcrânien dans l'appareillage de la surdité unilatérale. Ils suggèrent de placer un appareil de type contour ou intra-auriculaire surpuissant sur l'oreille atteinte, et ainsi le signal pourrait atteindre la cochlée controlatérale, par conduction osseuse avec l'os temporal. Dans une étude de 1989, Miller a comparé le bénéfice obtenu en CROS avec le transfert transcrânien, et le CROS aérien, les sujets testés ont rapport  une amélioration de compréhension dans le bruit et dans le calme, ainsi qu'une localisation spatiale plus simple. De plus le son paraissait plus naturel en transcrânien qu'en CROS aérien.

En 1995, Valente³³ et al ont évalué 12 patients atteints de surdité unilatérale, chacun d'entre eux portait un intra auriculaire (120 dB SPL de MPO et 55 à 65 dB de gain maximum). Parmi ces 12 patients, 4 avaient une expérience du CROS aérien, 2 des lunettes à conduction osseuse placée sur la mastoïde de la mauvaise oreille, 5 aucune expérience de port d'aide auditive, et un avait une expérience avec un intra-auriculaire couplé à la bonne oreille. Au bout de quatre semaines, la moitié d'entre eux sentirent une amélioration avec l'intra-auriculaire transcrânien CROS, contrairement à l'autre moitié qui ne nota aucun bénéfice supplémentaire et décida de continuer avec son ancien appareillage.

Au début des années 2000, le Professeur Vaneeckloo et son équipe s'intéressent aux performances du système en conduction osseuse BAHA®. Sur 29 patients, ils ont implanté la BAHA® du côté cophotique, permettant ainsi par transfert transcrânien de stimuler la cochlée fonctionnelle. Ils avaient comme objectif de rétablir une certaine stéréophonie. Pour cette étude, ils ont réalisé des tests stéréo audiométriques pré et post implantation qui montrent une certaine efficacité avec une amélioration du seuil d'intelligibilité dans le bruit et une efficacité de la localisation spatiale.

La vibration de la BAHA® du côté cophotique est transmise par transfert transcrânien à la cochlée controlatérale, ainsi les signaux sonores du côté cophotique sont traités. Mais dans ce cas, on ne réadapte pas l'oreille atteinte donc on ne parle pas de stéréocousie mais de pseudo-stéréocousie.

Pour l'élaboration de ce mémoire, nous nous sommes inspirés de l'étude de l'équipe du Professeur F.M. Vaneecklo³⁴ à Lille.

4. L'appareil auditif CROS de type aérien

Le système CROS aérien existe depuis Hardford en 1965. Dans sa première version, l'appareillage CROS était composé d'un microphone placé au dessus ou à côté de l'oreille atteinte. Le microphone recevait le signal qui arrivait et le transmettait à la bonne oreille via un tube souple placé dans le conduit auditif externe. Etant donné, qu'il n'y avait pas d'embout sur mesure pour tenir le tube, Le gain ne concernait que les fréquences entre 800 Hz et 1500 Hz. En dessous de 800 Hz les fréquences ne sont pas amplifiées. Au dessus de 1500 Hz, le système CROS n'était pas assez performant pour amplifier les fréquences.

A cette époque les patients atteints de surdité unilatérale, qui avaient une bonne audition sur les fréquences autour du 1500 Hz avec leur bonne oreille trouvaient le système CROS très efficace.

En France, J.E Fournier l'a rendu plus accessible, les premiers modèles étaient filaires, ainsi il fallait trouver un moyen esthétique de cacher le fil. Les idées ne manquaient pas : le long d'une monture de lunette, et parfois on laissait le fil autour du cou.

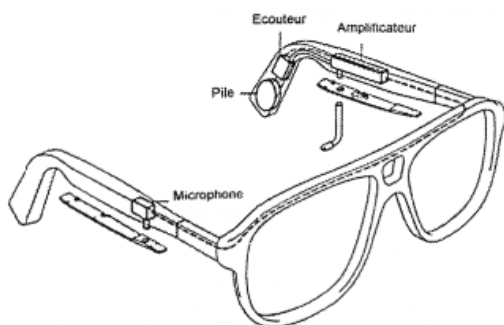


Figure 15 : Procédé CROS réalisé sur une monture de lunette³⁵

L'inconvénient de ces anciens systèmes CROS était le fil, qui permettait de connecter le microphone à l'écouteur, pour que le son soit transmis de l'un à l'autre. Le premier fabricant qui mit fin à ce problème fut Telex³⁶. Ce fabricant fut le premier à introduire sur le marché, un système CROS sans fil en 1973. Il sortit le système CROS sous différents designs comme avec des contours, des intra-auriculaires. Il a permis aussi d'amener une amplification du côté de l'écouteur et inventa donc le système BICROS.

Depuis quelques temps, les fabricants mettent en avant leurs avancées dans le milieu des systèmes CROS et BICROS. Lorsque les essais pour ce mémoire ont commencé, il existait la société Interton avec le système RELAY® (figure 16) et la société Unitron avec son appareil TANDEM® (figure 17) ; eux seuls proposaient des appareils CROS et BICROS sans fil, et avec la possibilité de régler via une plateforme numérique comme les aides auditives classiques.



Figure 16 : Appareil auditif RELAY®³⁷



Figure 17 : Appareil CROS Tandem® de chez Unitron³⁸

Pendant le stage de 3^{ème} année, nous avons décidé de travailler avec le système RELAY® ; ainsi tous les examens sont réalisés avec RELAY® de chez Interton.

En ce qui concerne l'adaptation de l'appareil, elle peut se faire de différentes manières avec des dômes ou des embouts fermés pour les BTE. Le modèle existe aussi sous forme d'intra-conque.

Ce type d'appareillage est indiqué pour des pertes allant de 20 à 100 dB en BICROS. Pour le CROS, étant donné que le son qui arrive sur l'oreille atteinte est transmis à l'oreille controlatérale considérée comme normo-entendante, la perte de l'oreille atteinte est souvent sévère/profonde voire cophotique. Contrairement à la BAHA® citée ci-après, l'appareil auditif RELAY® est un appareillage conventionnel qui ne demande aucune chirurgie, et il est indiqué pour des surdités unilatérales ou cophoses unilatérales qu'elles soient de transmission ou de perception.

RELAY® s'adapte en CROS et en BICROS ; dans le cadre de cette étude, nous l'avons étudié en CROS. RELAY® est spécifique, l'audioprothésiste peut donner la possibilité de deux réglages différents au patient. Pour ce genre d'appareillage, le système de compression Swift amène une écoute extrêmement naturelle. Pour des raisons techniques,

de temps mais aussi financière, je l'ai adapté avec des tubes fins sur dôme, car fabriquer un embout pour chaque patient à tester aurait été plus contraignant.

Aujourd'hui, on voit apparaître des appareils très petits grâce à la nouvelle gamme de chez Phonak (figure 18). Les porteurs de systèmes CROS et BICROS vont voir diminuer la taille de leur appareil, et profiter des nouvelles technologies connues comme l'anti-larsen et les microphones directionnels.



Figure 18 : Modèle de chez Phonak les Phonak CROS®³⁹

- **La prise en charge de l'appareillage CROS**

La prise en charge des appareils pour les surdités unilatérales, correspond au remboursement d'un seul appareil. Dans le cas d'un système CROS, la sécurité sociale engage un remboursement seulement sur l'oreille atteinte et appareillée. La présence de deux appareils ne modifie pas la prise en charge.

5. Le transfert transcrânien

Transfert transcrânien : L'énergie sonore est transmise normalement par le conduit auditif vers le système tympano-ossiculaire et l'oreille interne. Aux faibles intensités, le crâne empêche l'oreille non interrogée d'entendre les sons émis dans l'oreille explorée. Aux fortes intensités, l'énergie sonore se transmet par l'os avec une perte d'environ 50 à 60 dB⁴⁰.

Le transfert transcrânien est de l'ordre de 5 à 10 dB en conduction osseuse et de 45 à 70 dB en conduction aérienne en fonction du type de transducteur, de la fréquence et de l'épaisseur des tissus cutanés de chaque patient au niveau du crâne.

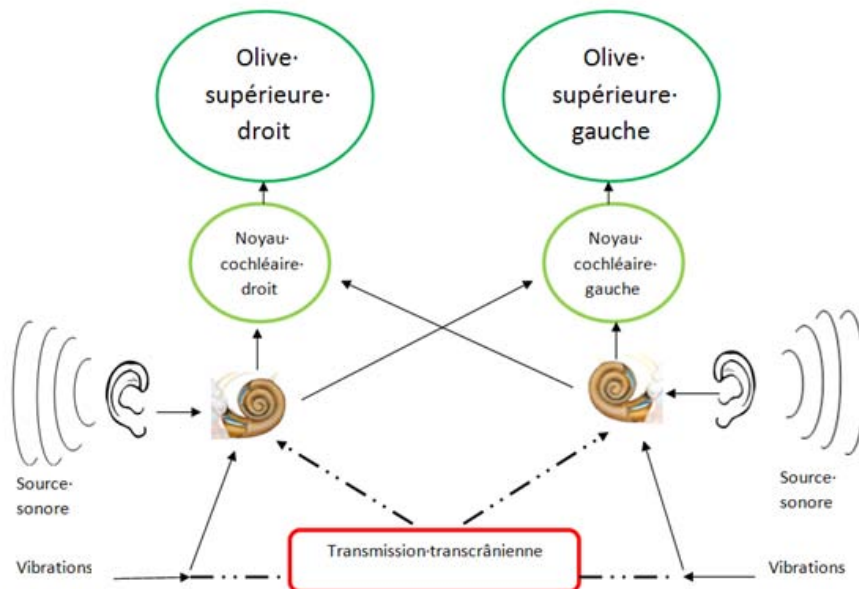


Figure 19 : Schéma de principe du transfert transcrânien

Pour les surdités unilatérales appareillées en système osseux BAHA®, on utilise le transfert transcrânien pour stimuler la cochlée controlatérale de l'oreille atteinte.

6. La BAHA®: Bone Anchored Hearing Aid

La BAHA® est une prothèse auditive en conduction osseuse directe sur implant en titane. Initialement, elle a été conçue en 1977 dans les indications de surdité de transmission ou mixte par Tjellström et Hakansson⁴¹. Ces derniers ont montré dans leurs travaux préliminaires que la conduction osseuse sur implant peut être considérée comme linéaire sur les fréquences conversationnelles.

LA BAHA® est souvent prescrite pour :

- Les patients qui présentent une inflammation chronique du conduit auditif externe et ne peuvent pas porter de prothèses auditives conventionnelles par conduction aérienne.
- Les patients qui ont une surdité de transmission (uni ou bilatérale).
- Les patients qui ont une malformation ou une absence de pavillon ou de méat acoustique. (Syndrome de Treacher Collins ou une microtie de l'oreille.)
- Les patients atteints de surdité unilatérale.

Cochlear™ développe depuis quelques années, l'appareillage par conduction osseuse et l'implant cochléaire. Les premières BAHA® avaient un réglage strictement manuel avec la possibilité de modifier le gain et la compression à l'aide de trimmers.

Dans cet essai, pour tous les examens, nous avons utilisé le processeur Divino de la gamme BAHA® (figure 19). Ce processeur externe est le premier numérique chez Cochlear™.



Figure 20 : Image de la BAHA® Divino™⁴²

Ce modèle est conçu avec une compression de sortie à contrôle automatique de gain permettant un réglage individuel. Le processeur Divino™ présente également un microphone directionnel intégré et deux options de programmation permettant au porteur de s'adapter à un environnement bruyant ou calme.

Ce système d'appareillage a été mis en place en premier lieu pour les surdités transmissionnelles. Elle convient aux patients ayant un seuil de conduction osseuse moyen pour sons purs supérieur ou égal à 45 dB de perte auditive (mesuré à 0,5, 1, 2, 3 kHz). Dans un deuxième temps, le professeur François-Michel Vaneecloo de L'hôpital de Lille, préconisa l'appareil en BAHA® dans le cas de surdité unilatérale suite à l'opération du neurinome de l'acoustique par voie translabyrinthique en 1997.

Dans ce dernier cas, elle est indiquée dans le but de restaurer une audition pseudo stéréophonique ou pseudo-stéréoacoustique et d'améliorer la compréhension dans le bruit.



- 1 : Partie externe : le processeur du son, ici Divino.
- 2 : Le pilier qui permet de joindre le processeur à la fixture implantée
- 3 : La fixture, partie implantée en arrière du pavillon qui au fil du temps tient par ostéo-intégration.

Figure 21 : Composition de l'appareil BAHA®⁴³

Dans l'essai du Professeur Vaneecloo, l'implantation de la fixture en titane se fait en même temps que l'ablation du neurinome de l'acoustique. Cela permet de diminuer le temps de déprivation sensorielle, la BAHA® peut être mise en place quelques semaines après l'intervention. Le chirurgien évite une deuxième hospitalisation, les désagréments d'une anesthésie, le traumatisme du patient est moindre. Et de plus, on limite les coûts d'une deuxième prise en charge.

Depuis quelques années, d'autres fabricants comme Oticon Medical®, se lancent dans la fabrication de prothèse à ancrage osseux. La mise en place ressemble énormément aux prothèses BAHA® déjà sur le marché, mais il est important de noter que la Ponto® (prothèse à ancrage osseux de chez Oticon Medical®) possède un microphone directionnel et un design évolué qui amplifie la directionnalité du microphone. De plus, la Ponto® dispose de la puce Rise 2 et permet un réglage 100% numérique



Figure 22 : Ponto® de chez Oticon Medical⁴⁴

7. Description de l'étude du Professeur Vaneecloo

Les tests sont effectués dans un local aussi insonore et aussi peu réverbérant que possible, pour limiter les phénomènes de réflexion des sons et les effets d'ondes stationnaires.

Les épreuves se divisent en trois épreuves audiométriques :

➤ **Une épreuve de discrimination spatiale dans le bruit à l'aide de l'épreuve de Hirsch.⁴⁵**

Elle a pour but d'évaluer les possibilités de discrimination de la parole dans le bruit. Elle se pratique en champ libre sous deux azimuts différents, on compare le pourcentage de mots avec les listes de Lafon correctement répétés par le sujet en présence d'un son perturbant d'intensité constante de 65 dB. Dans un premier temps la source sonore vocale et la source de bruit perturbant sont face au sujet, confondues. Puis dans un deuxième temps, on déplace de 90° la source sonore des mots en face de l'oreille cophotique.

➤ **Une épreuve multidirectionnelle de gain prothétique⁴⁶ :**

Les testeurs ont établi un champ de huit azimuts (45° de différence entre deux azimuts successifs) dans le plan spatial. Ils ont utilisé un bruit blanc centré sur les fréquences habituelles pour éviter les ondes stationnaires⁴⁷. Ici la bande de bruit blanc est centrée sur le 2000 Hz, fréquence essentielle pour la compréhension de la parole. Avec un haut-parleur, et un fauteuil tournant, on note les réponses du patient sous les différents angles (huit testés).

➤ **Une épreuve de localisation sonore⁴⁸ :**

Le patient est placé au centre de sept haut-parleurs disposés en demi-cercle devant lui, avec un écart d'angle de 30° entre chaque haut-parleur. On utilise un stimulus Narrow Band à une intensité de 60 dB. Le patient peut bouger la tête durant cette épreuve, il doit indiquer d'où le son semble lui provenir. Les résultats sont reportés sur un graphique spécifique mis en place par Decroix et Dehaussy en 1962 (une erreur de 30° sur la droite ou sur la gauche vaut une pénalisation d'un point). En totalisant les points, on établit un indice de gêne de localisation sonore (IGLS).

Dans un deuxième temps, les patients ont répondu à un questionnaire de Glasgow (Glasgow Hearing Aid benefit profile), avant et après l'implantation, questionnaire qui regroupe les informations d'écoute et les attentes du patient avant implantation. Une deuxième série de questions intervient 4 à 8 semaines après l'adaptation de la prothèse pour évaluer le degré de satisfaction et la durée de port de la prothèse. Et enfin une dernière partie qui met en évidence le bénéfice de la prothèse dans les situations d'écoute de la vie quotidienne. Ce questionnaire utilisé par des équipes françaises, britanniques et suédoises est un bilan subjectif.

Profil des sujets et résultats :

Sur les 29 patients, la perte auditive moyenne controlatérale est évaluée à 33 dB, en majorité une audition normale et quelques cas de surdités de perception, pouvant nécessiter le port d'une prothèse conventionnelle.

Les tests après implantation, furent réalisés deux mois après la pose de la prothèse, dans les mêmes conditions et selon le même protocole du bilan avant implantation.

➤ **Mesure de gain classique :**

A l'aide d'une audiométrie vocale dans le silence, haut-parleur en face du sujet, avec et sans prothèse BAHA®, il met en évidence une amélioration de 10 à 15 dB en moyenne avec la prothèse.

➤ **Discrimination spatiale dans le bruit :**

On met en évidence que la séparation de la source voix et de la source bruit n'améliore pas l'intelligibilité pour le patient atteint de surdité unilatérale. Avec une seule oreille fonctionnelle, voix et bruit perturbant semblent se localiser au même endroit, ainsi on augmente l'effet de masque du bruit sur la parole. L'intelligibilité de ces patients, sources sonores séparées, est nettement améliorée avec la BAHA®, avec un gain prothétique de 5 à 15 dB en moyenne dans le bruit.

➤ **Epreuve multidirectionnelle :**

La mesure du gain avec port de la prothèse BAHA® montre en moyenne une amélioration des seuils sur tous les azimuts, avec une nette amélioration sur le côté cophotique, ainsi on essaie de rétablir un équilibre entre les deux oreilles, les gains pouvant aller de 0 à 40 dB.

➤ **Epreuve de localisation sonore :**

La localisation sonore avec les sons purs ne trouvait pas d'amélioration après implantation. Contrairement aux sons de la vie quotidienne, où les patients notaient une importante amélioration de localisation. Il a été possible de retrouver ce phénomène en utilisant des stimuli comme la voix, le Narrow Band.

Les résultats sont généralement concluants pour la majorité des patients, Une amélioration est mise en évidence du point de vue audiométrique, mais les patients ont eux aussi mis en évidence des améliorations dans leur vie de tous les jours.

Sur les 29 patients atteints de cophose unilatérale, 82,4% éprouvaient de grandes difficultés lors de conversation dans le bruit, après l'implantation de la BAHA®, 71% d'entre eux sont satisfaits de l'amélioration de la prothèse.

➤ **Conclusion :**

Actuellement, avec l'implantation d'une prothèse de type BAHA®, les patients retrouvent une pseudo-stéréophonie ou pseudo-stéréoacousie. On observe une amélioration de la localisation sonore et une meilleure compréhension en milieu bruyant.

D'un point de vue subjectif, 88% des patients sont satisfaits de leur appareillage avec un port quotidien variant de 8 heures à 9 heures, et ils admettent percevoir une nette amélioration de leurs conditions d'écoute dans des situations compliquées avant leur implantation.

III. Etude : Appareillage et Contrôle d'efficacité prothétique

Pour cet essai, l'ensemble des 10 patients testés sont tous atteints de surdité unilatérale, appareillée ou non. Pour les tests réalisés dans le cadre de l'essai, le contrôle d'efficacité prothétique était immédiat, aucun appareil n'a été testé sur la durée, ce n'est pas l'adaptation du patient qui a été pris en compte mais la simple efficacité immédiate d'un appareil vis-à-vis de l'autre. Les patients étaient appareillés puis testés la même journée.

1. Echantillon de patient

a) Surdité

Pour l'étude, les patients devaient avoir sur une oreille, une perte sévère-profonde voire cophotique et sur l'oreille controlatérale une audition comprise entre 0 dB et 50 dB HL sur la bande de fréquence 125 Hz   4000 Hz. Pour mettre en place le profil auditif des patients susceptibles de correspondre aux critères de l'étude, nous avons pratiqué une audiométrie tonale et vocale en aérien. Pour l'audiométrie tonale, nous avons utilisé des sons purs et pour l'audiométrie vocale, des listes de mots dissyllabiques de J.E. Fournier. Ces listes sont généralement utilisées comme matériel d'examen standard, elles font appel à la suppléance mentale, et dans ce cas, elles ont permis de déceler des problèmes d'intégration s'il y en avait chez les patients testés.

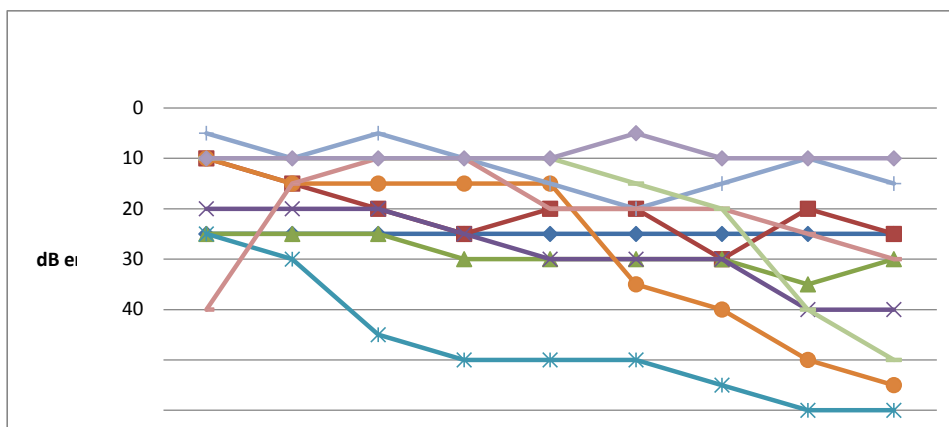


Figure 23 : Audiogramme tonal sur l'oreille non atteinte des 10 patients

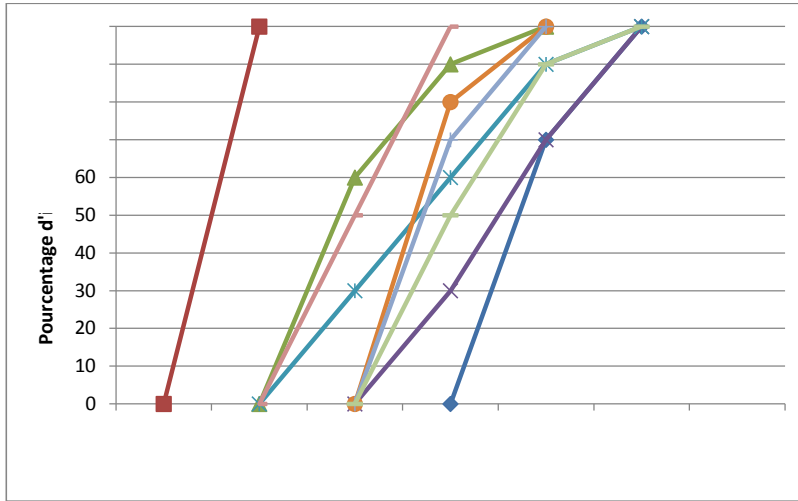


Figure 24 : Audiogramme vocale de la bonne oreille des 10 patients

b) Age

Les sujets sont choisis dans une gamme d'âge assez large, la restriction venant principalement des sujets eux-mêmes, problèmes de disponibilité, de langage, de fatigabilité. L'âge minimum est la majorité, condition nécessaire pour la poursuite de l'étude (Annexe n°2). La moyenne d'âge de l'échantillon de patients sélectionnés est de 58,6 ans.

c) Critères d'exclusions

Les patients atteints de surdité au-delà de 50 dB sur l'oreille la plus fonctionnelle sont exclus. Au delà de 50 dB, l'appareillage de cette oreille devient inévitable et donc on se retrouve en appareillage BICROS, c'est-à-dire que l'oreille la moins atteinte reçoit les informations de l'oreille controlatérale, ces informations sont amplifiées. A cela s'ajoute une écoute amplifiée des sons venant directement de son côté, c'est le principe du BICROS.

Sont exclus aussi les patients atteints de problèmes centraux, et les patients avec une grande fatigabilité. Le test réalisé lors de l'étude étant assez long dans le temps, il demande une concentration importante.

Pour l'étude réalisée, les patients atteints de problèmes d'intégration, ne permettaient pas de mettre en avant des résultats fiables et reproductibles. C'est pourquoi, il était important de ne pas les inclure dans l'étude.

d) Patients sélectionnés

L'échantillon se compose de 10 patients, 4 femmes et 6 hommes, tous atteints de surdité unilatérale. Tous ces patients ont passé les épreuves audiométriques dans la même cabine audiométrique, dans un ordre comparable.

Au commencement de l'étude, 3 patients étaient déjà appareillés avec le système RELAY®, 4 ne s'étaient jamais équipés d'un système de prothèse auditive, 3 étaient appareillés en voie osseuse (BAHA® et vibreur sur lunettes auditives).

Parmi ces 10 sujets, 6 peuvent imputer leur surdité unilatérale à un neurinome de l'acoustique. Pour les autres se sont en général des surdités installées depuis longtemps où il est difficile pour le médecin ORL d'en trouver l'étiologie.

Pour chacun de mes rendez-vous avec un patient, l'anamnèse était une partie importante, mais aussi la passation des tests qui pouvait aller jusqu'à 45 minutes. D'où une grande fatigabilité pour les patients, c'est pourquoi les entretiens étaient interrompus toutes les 25 minutes pour permettre au patient de se relaxer.

Dans un premier temps les patients ont tous rencontré M. Grégory Gerbaud, qui était mon maître de stage, pour un rendez-vous préliminaire. Ce rendez-vous permettait de savoir si le profil auditif du patient correspondait à ma problématique. Avec l'aide de M. Gerbaud, nous avons pu trouver la solution d'appareillage la plus adéquate pour 4 des patients testés, qui jusqu'alors n'étaient soit pas appareillés ou n'avaient pas trouvé entière satisfaction dans leurs appareils auditifs.

Pour tous les patients, nous avons procédé à l'adaptation du système RELAY® avec des tubes fins et des dômes pour la mesure in-vivo. La BAHA® était fixée sur un serre-tête pour la réalisation des tests (même pour les patients qui portaient déjà ce système). On sait que l'efficacité est moindre avec le serre-tête à cause du cuir chevelu qui amortit les vibrations, donc il était nécessaire de mettre les patients dans les mêmes conditions pour pouvoir comparer les résultats par la suite.

2. Discrimination spatiale

C'est la capacité à discriminer une double stimulation auditive simultanée, dont les sources sont proches.

Le seuil de discrimination spatiale représente la distance minimale entre deux stimuli ponctuels pour qu'ils soient perçus comme séparés.

Bergman⁴⁹ en 1993, met en évidence l'importance de l'Analyse de Scène Auditive. Dans son environnement chaque être, pour survivre, doit développer une compétence riche en discrimination. Dans un milieu dense, il devra être capable de ségrégation auditive, faute de quoi un organisme qui rencontre plusieurs obstacles risque d'adopter une trajectoire moyenne et ne pourra pas les éviter.

Des sources différentes occupent souvent des positions spatiales distinctes, et l'organisme profite de cette structure spatiale pour faciliter la disposition perceptive des sources qui composent la scène. Il le fait principalement de trois façons :

- échantillonnage du champ acoustique au moyen des deux oreilles (complété par les propriétés directives des pavillons)
- déplacement dans l'espace pour enrichir cet échantillonnage.

- émission d'un champ acoustique pour sonder l'espace (écholocation).

Le test, codifié en 1962 par Dehaussy et Decroix, repose sur celui mis en place par Hirsch, il évalue les possibilités de discrimination de la parole dans le bruit.

a) L'épreuve de Hirsch⁵⁰

Est une épreuve de discrimination spatiale, elle a pour but d'évaluer les possibilités de discrimination et d'intelligibilité de la parole dans le bruit, elle est étroitement liée à la fonction binaurale.

Elle se pratique en champ libre et consiste à comparer le pourcentage de mots (liste de Lafon) correctement répétés par le sujet en présence de son perturbant (bruit blanc intensité constante) d'intensité constante émis face à lui.

Dans un premier temps (*Figure 25*) source et voix sont confondus, puis dans un deuxième temps (*Figure 26*) la voix est située latéralement du côté cophotique, le bruit reste en face.

Cette technique permet seulement d'identifier l'effet «stéréophonique ».

Passation : Le patient répète les mots entendus. On inscrit le nombre de réponses correctes, il est conseillé de tester le patient en modifiant le rapport S/B. Dans un deuxième temps, on reprend les rapports S/B testés précédemment pour calculer le nombre de bonnes réponses et pour pouvoir les comparer.

Figure 25

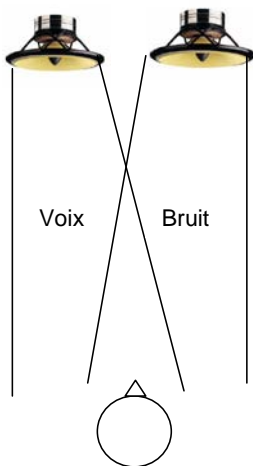
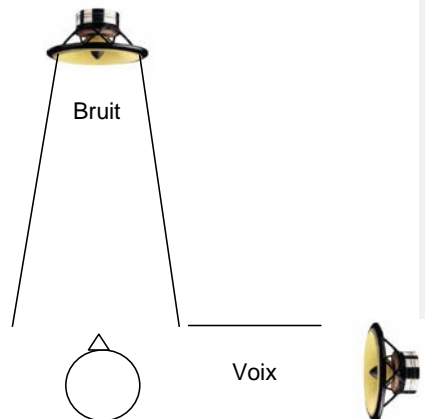


Figure 26



Les tests de discrimination ont pour but de connaître à quels azimuts le patient possède la meilleure discrimination de la parole. On sait que pour une personne atteinte de surdité asymétrique, le seuil de discrimination sera meilleur sur l'oreille la moins atteinte.

Résultats : Pour ce test si la fonction binaurale est normale ou restaurée, le pourcentage de bonnes réponses est supérieur de 10 à 25 % lors de la séparation des sources de voix et de son perturbant dans l'espace, d'où l'effet stéréophonique.

b) Effet « Cocktail Party »

Dans un écrit récent, un étudiant⁵¹ met en évidence, en s'appuyant sur les travaux de Bergman (1993), l'effet cocktail party qui désigne la capacité de l'appareil auditif de l'être humain à discerner une voix en particulier parmi d'autres concurrentes. Cette acuité serait permise par le contenu fréquentiel du message, les indices spatiaux, et visuels, la continuité et l'intonation du discours. L'utilisation du bruit cocktail party apportera moins de difficultés au patient pour reconnaître la voix, et on pourra affirmer que l'on fait appel à des mécanismes réflexes pour ce qui est de la discrimination spatiale.

3. Test mis en place pour le mémoire

Ce test est en grande partie inspiré du test de Hirsch décrit ci-dessus. Les deux étapes du test ont été conservées, et nous en avons rajouté une de plus.

Plus précisément, il a été décidé que le bruit perturbant serait un bruit de cocktail party, plus ressemblant au bruit ambiant quotidien que le bruit blanc et moins traumatisant. Il place le patient dans une situation d'écoute connue, ce dernier peut ainsi mettre en place ces habitudes d'écoutes et retrouver ses repères. L'intensité a été fixée à 65 dB et n'a plus été modifiée.

a) Le bruit caractéristique « cocktail party »

Le bruit de type cocktail party est représentatif des conditions qu'un individu peut rencontrer dans la vie de tous les jours (Bronkhorst & Adelbert, 2000)⁵². L'utilisation de ce bruit a pour but second, la mise en évidence de l'effet cocktail party, qui correspond à la possibilité de détecter un flux de parole parmi plusieurs flux simultanés (Cherry, 1953)⁵³. Dans les différents tests rencontrés, on peut voir qu'il est facilement possible de modéliser un bruit de cocktail party. C'est pourquoi, la définition donnée ici, correspond au cocktail party modélisé dans le Biosoundssystem®, mis au point par M. Dodelé Léon. C'est aussi le bruit de cocktail party présent sur les enregistrements du Collège National d'Audioprothèse.

b) Passation du test

Nous avons utilisé les listes cochléaires de J.C. LAFON, car ce sont des mots connus dans le vocabulaire commun. Il était important de mettre en place un test qui ressemblait beaucoup aux situations réelles que vivent les patients.

Les patients ont été testés oreilles non appareillées, avec le système RELAY® et avec la BAHA®.

Le sujet est assis face à la source de bruit perturbant (cocktail party), dans un premier temps les deux HP, bruit et voix sont confondus, le patient répète les mots qu'il entend. Le testeur note le nombre de phonèmes correctement répétés, il note aussi à quel rapport S/B cela correspond. Dans ce test, il était important de mettre en évidence à quel rapport signal sur bruit le patient obtenait 50% et 100% d'intelligibilité. Dans un deuxième temps la source voix a été déplacée de 90° pour se trouver en face de l'oreille atteinte. On a mesuré pour quel rapport S/B, le patient parvenait à obtenir 50% et 100% d'intelligibilité. Dans la dernière partie les mots sont émis face à l'oreille la plus atteinte, et la source de bruit perturbant face à l'oreille fonctionnelle. Les résultats ont été relevés selon le même principe que précédemment.

c) Interprétation des résultats

Lorsque l'on compare les résultats obtenus avec les deux positions des haut-parleurs pour un même équipement, il est possible de savoir si la fonction binaurale est restaurée. Puis en comparant les résultats entre différents appareils, nous avons pu remarquer lequel était le plus efficace en termes d'intelligibilité dans le bruit.

Les résultats obtenus sont en pourcentage de bonnes réponses, en fonction du rapport signal sur bruit relevé.

Les conditions essentielles à la restauration de la fonction binaurale des déficients auditifs sont l'indépendance fonctionnelle des deux oreilles et la captation des sons au niveau de l'oreille stimulée. Ici, nous sommes en présence de patients atteints de surdité unilatérale, nous assistons donc à une restauration de la pseudo-stéréoacousie et non pas à une restauration de la fonction binaurale au sens strict.

Dans le cas de l'appareillage avec le système Relay®, une seule oreille est stimulée. Et avec la BAHA®, on stimule les deux oreilles de façon différente. Aucune de ces solutions ne peut prétendre restaurer la fonction binaurale.

4. Matériel utilisé pour les mesures.

Toutes les mesures se déroulent en bureau cabine agréée. La condition d'agrément décidée par le décret de juin 1985 impose que le bruit résiduel dans la cabine ne doit pas dépasser 40 dB A en niveau constant équivalent sur une durée d'une heure dans les conditions normales d'utilisation. Le temps de réverbération ne doit pas être supérieur à 0,5 seconde à la fréquence 500 Hz.⁵⁴

Description de l'aménagement son de la cabine dans laquelle, les tests ont été effectués :

- cabine équipée de l'Aurical™ plus et du BioSoundSystem™ avec un système 5.1 sur amplificateur. (3 haut-parleurs avant et 2 arrières).

L'Aurical™ (Figure 26) est une station de travail en audioprothèse qui permet de faire des audiométries tonales et vocales, et qui sert aussi de chaîne de mesure et de station de mesure In-Vivo. Dans le cadre de ce mémoire, l'Aurical a permis de faire les audiométries tonales et vocales en aérien, pour mettre en place le profil auditif des patients recrutés pour l'échantillon d'essai. La fiche technique abrégée de cet appareil est donnée en annexe n°4.



Figure n°27 : AURICAL PLUS ©⁵⁵

5. Le logiciel BIOSOUND®

Pour la réalisation de ce test, nous avons utilisé le logiciel BioSoundSystem® de M. Yves Lasry.

L'installation faite au sein de la cabine insonorisée dans le laboratoire permettait d'avoir un montage semblable à celui désiré. Le logiciel est installé sur un poste informatique, qui est relié à un amplificateur, puis amené à un système 5.1. Une Soundblaster® a été placée sur le circuit des fils électriques pour réduire au maximum les bruits parasites dus au fonctionnement de l'amplificateur et des prises jack.

BioSoundSystem™ propose une importante base de fichiers sonores et un gestionnaire multi haut-parleurs. Pour un fichier stéréo, il permet de gérer l'intensité de chaque pistes indépendamment l'une de l'autre. Il est ainsi possible de diffuser jusqu'à 20 fichiers sonores simultanément. Ce qui a rendu possible l'exécution du test de cet essai.

Le mode MultiBioSound permet la lecture simultanée de 20 fichiers sonores en stéréophonie. Chacun de ces sons peut être positionné indépendamment à l'intensité souhaitée. Ce mode permet de simuler avec précision une scène auditive qui peut par exemple recréer la gêne que vous décrit votre patient. Il permet aussi d'éprouver différents types de réglages de la solution auditive adaptée en environnements personnalisés. Chacune des caractéristiques des sons émis s'affiche au fur et à mesure de leur émission dans la zone « MultiBioSound » qui se trouve dans « l'écran bas » BioSoundSystem.

Les listes cochléaires de Lafon sont enregistrées et calibrées dans ce logiciel. De plus le fonctionnement des haut-parleurs se fait à distance grâce au système informatisé.

Il est important de faire attention à la position du patient lorsqu'il est placé entre les haut-parleurs. En effet, le patient ne doit pas bouger durant la passation du test.

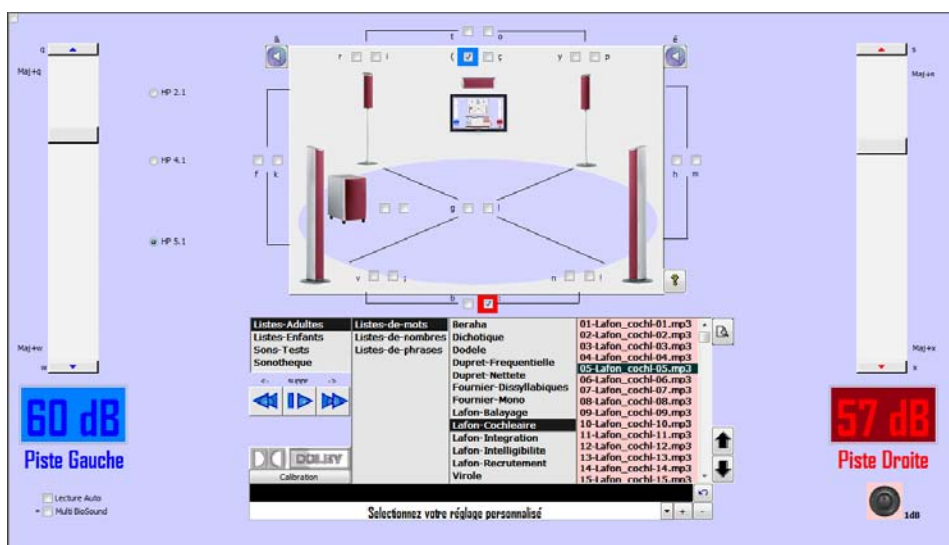


Figure 28 : Illustration de BioSoundSystem™.

Exemple : Liste cochléaire de Lafon N°5 diffusée sur le HP Central à 60 dB.
Bruit vocal diffusé sur les haut-parleurs arrières à 57 dB

Le testeur note les mots correctement répétés à l'aide du compteur situé en bas de l'écran, représenté sur la figure ci-dessous.

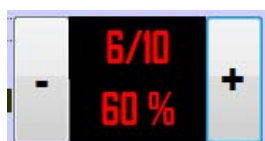


Figure 29 : Illustration de BioSoundSystem™ :

Compteur qui permet de compter le nombre de réponses correctes.

6. Protocole du test

Les 10 patients de l'échantillon ont passé les tests dans le même ordre.

a) Anamnèse

- Nom du médecin ORL référant et nom du médecin traitant.
- Autres pathologies que la surdité (cardiaque, rénale, visuel).
- Problèmes que pose la surdité, dans quelles situations ?
- La satisfaction de l'appareillage actuel, les attentes. Si pas d'appareillage, je demande pourquoi et si il y a déjà eu des essais.
- Les causes de la surdité, depuis quand ?

L'anamnèse est l'élément indispensable dans la prise en charge d'un patient. Dans le cas de cette étude, elle a permis de mettre en avant la ou les causes de la surdité unilatérale. Et surtout de connaître les appréhensions des patients vis-à-vis d'appareils auditifs CROS aérien ou de type BAHA®.

b) Audiométrie Tonale et Vocale

Sur Aurical™, nous pratiquons une audiométrie tonale sur les deux oreilles pour s'assurer de la surdité unilatérale et confirmer que l'audition de l'oreille non atteinte est bonne. L'audiométrie vocale permet de connaître les capacités d'intégration du patient et déterminer s'il n'y a pas d'autre souci auditif.

• Audiométrie Tonale

Cette mesure de psychoacoustique est très commune, elle peut se faire selon différentes façons. Ici nous avons choisi de mesurer les seuils auditifs à l'aide de la méthode ascendante.

Un son pur à la fréquence testée est présenté au patient. Le son doit être audible, ensuite le niveau sonore est réduit par intervalle de 5 dB. A un certain moment, le son est si faible qu'il n'est plus audible par le patient. On note alors le dernier niveau perçu par le patient. Cette opération sera effectuée aux fréquences 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz, 4000 Hz, 6000 Hz et 8000 Hz.

Dans cette étude, l'audiométrie tonale sur l'oreille la moins atteinte se fait de façon traditionnelle en premier lieu. Pour confirmer la surdité sévère voire cophotique de l'autre oreille, il a fallu mettre en place un masquage. La différence des seuils d'audition entre les deux oreilles étant très important, il a fallu masquer l'oreille la moins atteinte pour obtenir la réponse de l'oreille la plus atteinte.

En pratique, le patient perçoit un son perturbant de type bruit blanc dans son oreille qui entend le mieux. Ce son de bruit blanc a pour rôle de masquer le son pur émit dans l'oreille controlatérale. Dans ce cas, on est certain d'enregistrer la réponse de l'oreille testée. L'intensité du son perturbant est calculée en fonction de la surdité de l'oreille testée.

Niveau du BB (Bruit Blanc) = Niveau du son testé en C.A.
+ delta d'assourdissement (15 à 20 dB)
+ Rinne de l'oreille à assourdir
- Transfert Transcrânien (60 dB)

Mesure du Rinne :

Le Rinne correspond à la différence en dB entre le seuil auditif tonal en osseux et celui en aérien.

Mesure des seuils auditifs en conduction osseuse :

Pour la mesure des seuils en conduction osseuse, on utilise un vibreur à conduction osseuse. Le vibreur est placé sur l'os temporal, derrière l'oreille. Le vibreur transmet les sons à la cochlée dans l'oreille interne grâce à la vibration des os du crâne. On test, les fréquences 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz et 4000 Hz.

- **Audiométrie vocale**

On commence le test par la meilleure oreille. Le patient doit répéter les mots qu'il entend au casque. Le testeur note le nombre de mots correctement répétés. Les mots utilisés ici sont des listes cochléaires de Lafon. On commence à une intensité suffisante pour que le patient puisse répéter tous les mots de la liste sans erreurs soit le 100% d'intelligibilité. Le patient répète les mots. A chaque fin de liste on diminue l'intensité sonore de 5 dB et on refait la même opération. A un moment donné, le patient n'est plus capable de répéter, les mots sont inaudibles.

Pour l'oreille la plus atteinte on fait la même opération, mais il faut masquer l'oreille controlatérale car elle risque d'interférer dans les réponses. On masque donc cette oreille de la même façon qu'avec l'audiométrie tonale.

c) Adaptation In-Vivo du système CROS aérien

Les appareils sont adaptés avec des tubes fins et des d mes.

A l'aide des différents tests d'audiométrie vocale et tonale, nous avons pu estimer les besoins en termes de gain pour le patient. A l'aide de l'Aurical™, nous avons décidé de la formule de préréglage, puis nous avons rentré les cibles dans le module In-Vivo dit REM.

Dans un premier temps, on calibre la sonde (plus grande que les sondes classiques), Le patient doit pouvoir tourner d'un demi-tour sur le siège sans modifier l'emplacement de la sonde. Il est impératif d'avoir un siège confortable et tournant pour que le patient bouge le moins possible durant l'adaptation et de pouvoir travailler avec deux haut-parleurs en face à face, situés de chaque côté du siège.

- On dépose la sonde dans le conduit externe du patient à 5 mm de tympan. On fait la mesure oreille non appareillée, le patient ne bouge pas.
- On refait la mesure avec l'oreille qui porte l'appareil qui ne fonctionne pas, sans toucher à la sonde et en veillant à ce que le patient ne bouge pas.

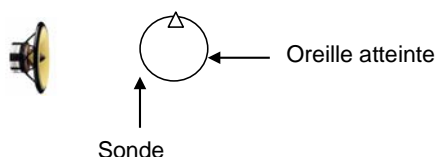


Figure n° 30 : Schéma de l'adaptation des RELAY, première étape

- Puis sans bouger la sonde de place, on émet le son sur l'autre haut-parleur, face à l'oreille atteinte toujours appareil éteint, ainsi on mesure l'effet ombre de la tête. La perte de gain dû à l'effet d'ombre de la tête sera le gain à donner à l'écouteur du système CROS RELAY®.

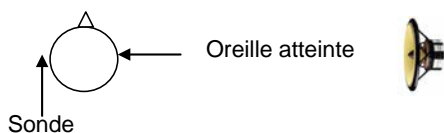


Figure n° 31 : Schéma de l'adaptation des RELAY, deuxième étape

- On met en route l'appareil, le système RELAY®, qui est réglable seulement via le logiciel Compufit®. Il faut dans un premier temps mettre l'interrupteur sur la position 1 et le potentiomètre entre la position 2 et 3, et ensuite détecter le microphone. On augmente ensuite le gain de l'appareil pour coller à la cible de gain enregistrée manuellement, grâce aux valeurs trouvées précédemment. Généralement, le gain doit être plus augmenté dans les fréquences aigues (voir expérience partie 1).

L'avantage essentiel de ces appareils, est que les dômes laissent passer naturellement les sons graves, ce qui permet une amplification sélective des aigus. Or précisément, ce sont les fréquences graves qui ne sont pas atteintes par l'effet d'ombre de la tête.

d) Adaptation du système CROS osseux

Avec le logiciel Cochlear™, après avoir rentré l'audiométrie tonale (aérienne et osseuse) du patient, on inscrit les réglages préconisés dans la BAHA®, en effet il n'existe pas de mesures objectives pour adapter une BAHA® (Annexe n°5) sur un patient. Lorsque l'on implante une BAHA® du côté cophotique, chez un patient, cette dernière est destinée à capter les sons du côté de l'oreille atteinte et à les transmettre par voie transcrânienne à l'oreille fonctionnelle, pour cette utilisation on mesure en moyenne une atténuation de 0 à 5 dB du signal comparé à la réception en ipsilatérale.

A basse fréquence, le crâne vibre en masse à l'image d'un corps indéformable. A partir de 800 Hz, il se comporte comme un corps déformable possédant une certaine élasticité. La fixture en prise directe avec l'os du crâne permet de gagner 10 à 15 dB sur les fréquences conversationnelles, par rapport à un vibreur traditionnel sur serre-tête ou lunettes.

Les prothèses à ancrage osseux de type BAHA® (*Figure 20*) permettent de stimuler l'oreille interne directement sur toutes les fréquences, et en particulier sur les fréquences aigues, avec une très faible distorsion de façon ipsi ou controlatérale. Les patients atteints de surdité unilatérale implantés, profitent de ces principes de fonctionnement pour capter les sons du côté atteint de cophose.

e) Exécution du test avec le patient

Les patients sont placés de façon à avoir un haut-parleur en face de chaque oreille. A l'aide du BioSoundSystem™, on sélectionne le haut-parleur (HP) qui émet le bruit de cocktail party à 65 dB et le HP qui émet les listes de mots. Le test se déroule en trois temps :

- 1) Sans appareil, le patient doit répéter les mots entendus en présence de bruit perturbant, les deux sources sonores sont confondues, puis séparées. On inscrit le rapport signal sur bruit pour 50% d'intelligibilité et pour 100%.
- 2) Avec le système CROS aérien, on refait le même exercice, après l'adaptation des appareils. Le patient n'a pas de période d'essai, le test est immédiat après la mise en place des appareils.
- 3) Avec le système CROS par transmission osseuse, on règle la pression qu'exerce le serre-tête sur la mastoïde du patient pour éviter une pression trop douloureuse. Le patient répète les mots entendus comme précédemment, on note le rapport signal sur bruit pour le seuil d'intelligibilité et pour les 100% d'intelligibilité.

Le testeur a la responsabilité de noter pour chaque rapport signal sur bruit, le nombre de mots correctement répétés.

De nombreux audioprothésistes notent les erreurs phonétiques des patients. Par la suite ils analysent ces erreurs pour affiner l'adaptation des appareils auditifs. Les erreurs phonétiques sont la preuve que le patient ne perçoit pas bien toutes les fréquences. Ici, ce n'est pas la question étudiée, mais pour une adaptation parfaite des appareils, il aurait fallu étudier les erreurs phonétiques des patients appareillés, et affiner le réglage.

7. Présentation des résultats

Les résultats ont d'abord été enregistrés dans les fichiers informatiques des patients grâce au logiciel Biosoundssystem®. Le système informatique présent au laboratoire ne permettait pas de lier informatiquement les résultats des tests audiométriques pratiqués avant le test, et les résultats obtenus pendant le test. Pour cela, il aurait fallu pratiquer tous les tests sous le même logiciel.

Les résultats sont présentés sous forme de tableau, sont inscrits le rapport signal sur bruit pour le seuil d'intelligibilité et pour les 100% d'intelligibilité au test pratiqué.

Patients	Sans Acas						Système CROS aérien						Système CROS osseux					
	BRUIT ET SIGNAL confondus°		BRUIT ET SIGNAL 90°		BRUIT ET SIGNAL opposés		BRUIT ET SIGNAL confondus		BRUIT ET SIGNAL 90°		BRUIT ET SIGNAL opposés		BRUIT ET SIGNAL confondus		BRUIT ET SIGNAL 90°		BRUIT ET SIGNAL opposés	
Intelligibilité (en %)	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%
1	5	10	4	15	5	12	10	15	3	13	3	6	9	12	6	9	7	9
2	15	18	13	15	16	19	5	7	4	8	2	5	8	12	8	10	8	11
3	9	14	10	13	11	15	8	9	7	9	9	11	8	10	7	10	9	12
4	13	15	11	15	15	17	0	13	0	10	2	11	13	17	13	17	14	16
5	28	30	28	30			15	20	13	18	12	16	28	30	28	30	28	31
6	16	18	15	19	18	20	5	8	4	8	5	7	6	9	5	9	7	9
7	7	10	5	10	10	14	2	5	3	5	3	6	7	9	7	8	6	9
8	17	22	12	17	19	21	2	5	2	5	3	5	12	15	9	15	10	14
9	5	7	5	7	8	10	2	8	0	3	1	6	4	8	4	8	4	9
10	3	10	4	6	5	12	0	5	1	3	2	4	5	8	5	8	5	7

Figure 32 : Résultats du test

Pour des raisons de place, les résultats sont présentés sous forme de tableau. Vous trouverez en annexes les graphiques utilisés par M. Yves Lasry et M. Dodelé Léon en annexe n°6 qui représente l'intelligibilité avec en abscisse le rapport S/B et en ordonnée le pourcentage de compréhension.

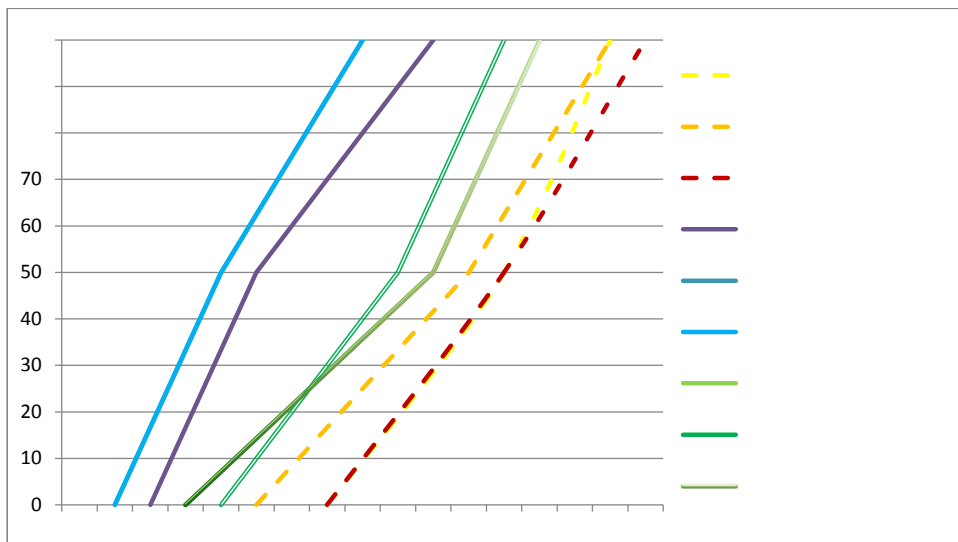


Figure 33 : Moyenne des rapports S/B obtenus avec les 10 patients

8. Analyse des résultats

Le test mis en place permet de mettre en avant différents aspects de l'appareillage :

- Le patient est testé dans les conditions d'une vocale en champ libre, ainsi on peut mettre en évidence une amélioration de la compréhension dans le bruit.
- Les résultats obtenus en changeant la position de la source sonore peuvent montrer une restauration de l'audition binaurale virtuelle ou appelée aussi pseudo stéréocousie, lorsque l'on compare les rapports S/B obtenus pour un même pourcentage d'intelligibilité.
- On peut noter avec quel type d'appareillage (par voie aérienne ou osseuse) la pseudo-stéréocousie est la mieux restaurée.
- Il est possible de noter l'efficacité de l'appareillage lorsque la source sonore se situe face à l'oreille cophotique.

a) L'audition binaurale

Pour les patients non appareillés n°2, 3, 8, et 10, les résultats sont meilleurs quand le haut-parleur n'est pas confondu à la source de bruit.

Pour les patients n° 5 et 9, il est difficile de tirer des conclusions sur leur audition binaurale, car les résultats ne changent absolument pas d'une position à l'autre pour le 50% et le 100% d'intelligibilité. De plus pour les patients n°4, 6 et 7, les résultats sont meilleurs au seuil d'intelligibilité, quand les sources sont séparées. Mais les résultats ne se confirment pas pour les 100% d'intelligibilité.

b) Compréhension dans le bruit et intelligibilité

On peut remarquer que les résultats obtenus oreilles non appareillées donnent des rapports signal sur bruit plus élevés que pour les oreilles avec le système en conduction aérienne dans les mêmes conditions.

Exemple le plus flagrant, avec le patient n°8, qui pour atteindre le seuil d'intelligibilité lorsque les deux sources sont confondues, passe d'un rapport signal sur bruit de 17 dB sans équipement, à seulement 2 dB de rapport pour le système en aérien. Cette remarque permet de mettre en avant une meilleure audition avec le CROS en voie aérienne. L'intelligibilité du patient est aussi améliorée avec le port de l'appareillage CROS aérien.

Pour la majorité des patients, on observe que les résultats sont souvent meilleurs lorsque la source et la voix ne sont pas confondues (entre le système RELAY® et sans appareil). La littérature donne une amélioration de 10 à 15 % pour confirmer que la pseudo-stéréoacousie est restaurée, dans cet essai on est en présence de résultats concordants sauf dans quelques cas comme les patients n° 5 et 9 où les résultats restent inchangés sans appareil lorsque l'on déplace la source voix. Il ne faut pas oublier que ces patients sont tous atteints de surdité unilatérale, même si le fait de changer la position du haut-parleur augmente l'intelligibilité, seule une oreille travaille à la localisation et la compréhension de la source sonore. Les résultats s'en trouvent obligatoirement impactés.

c) Les rapports signal sur bruit (S/B) d'un appareil à l'autre

En étudiant les rapports S/B d'un appareil à l'autre, on peut mettre en avant l'efficacité des appareils auditifs dans la compréhension en milieu bruyant, qui est un réel enjeu pour les personnes atteintes de surdités unilatérales.

Patient n°1 : Le système par voie aérienne n'apporte pas de bons résultats, sauf pour la position des HP à 90°, les 100% d'intelligibilité sont atteints avec un rapport S/B de 13 dB alors qu'il faut 15 dB oreille « nue ». Au contraire le système par voie osseuse amène un vrai avantage pour la compréhension dans le bruit.

Patient n°2 : Pour ce patient les résultats en termes d'intelligibilité sont bons, bien qu'ils soient meilleurs avec le CROS aérien, la prothèse par voie osseuse apporte aussi une amélioration certaine en ce qui concerne la compréhension dans le bruit. Avec le système CROS aérien, on obtient des rapports S/B de 2 à 3 fois meilleurs.

Patient n°3 : L'intelligibilité est meilleure quand le patient est appareillé. Le système par voie aérienne semble plus performant que la prothèse à ancrage osseux mais les deux procédés d'appareillage amène une amélioration de 10 à 35% sur la compréhension de la parole.

Patient n°4 : La prothèse à ancrage osseux ne fut pas un essai convaincant, contrairement au système CROS aérien qui en plus de rétablir la pseudo-stéréoacousie, ramène le rapport S/B à 0 dB pour les deux positions des HP au seuil d'intelligibilité. Avec la prothèse à ancrage osseux, la compréhension est plus altérée que lorsque le patient ne porte rien.

Patient n°5 : La prothèse à ancrage osseux donne exactement les mêmes résultats que lorsque le patient n'est pas appareillé. Le système CROS, lui, améliore grandement l'intelligibilité et restaure la pseudo-stéréoacousie du patient. Les 100% d'intelligibilité sont atteints avec un rapport S/B de 30 dB quand les deux sources sont confondues et séparées sans appareillage. Avec le système CROS aérien, ils sont atteints avec respectivement 20 dB et 18 dB en rapport S/B.

Patient n°6 : Les résultats en termes de compréhension de la parole dans le bruit, d'intelligibilité, sont remarquables avec les deux types d'appareils auditifs, le système CROS aérien et la prothèse à ancrage osseux à 1 dB près. Le rapport S/B est divisé par 2 pour le même pourcentage d'intelligibilité dans les mêmes conditions. Pour ce patient, il n'est pas possible de tirer de conclusion sur la restauration de la pseudo-stéréoacousie avec l'un ou l'autre des appareils de correction auditive. Mais le port du système CROS aérien ou de la prothèse à ancrage osseux amène un confort certain pour la qualité d'écoute dans le bruit.

Patient n°7 : En analysant les différents rapports S/B, on remarque qu'ils sont plus faibles avec le système RELAY® comparé à la prothèse à ancrage osseux. Le système CROS aérien est plus efficace pour la compréhension de la parole en milieu bruyant que la prothèse à ancrage osseux. Avec système CROS aérien, le rapport est 2 fois plus faible pour une même situation d'écoute et le même taux d'intelligibilité que lorsque le patient ne porte aucun appareil. Pour la BAHA®, la différence n'est que de quelques dB.

Patient n°8 : Le procédé RELAY® est le plus efficace, les rapports S/B ont diminué de 71 à 88% comparé aux rapports obtenus oreilles « nues ». Les résultats obtenus avec la prothèse à ancrage osseux sont aussi très bons mais dans une moindre mesure, comparé au système CROS aérien. Pour ce patient, le port d'un des deux systèmes testés, lui apporte un gain réel pour l'intelligibilité de la parole dans le bruit.

Patient n° 9 : Les résultats des différents tests montrent que la pseudo-stéréoacousie est restaurée avec le système CROS aérien. Les rapports S/B sont meilleurs au seuil d'intelligibilité (on passe de 5 dB à 2 dB) mais moins bons pour les 100% d'intelligibilité (on passe de 7 dB à 8 dB). Pour la prothèse à ancrage osseux, on pourrait admettre que le port n'entraîne pas d'amélioration.

Patient n°10 : Avec la prothèse à ancrage osseux de chez Cochlear, les résultats en ce qui concerne la compréhension dans le bruit sont meilleurs pour les 100% d'intelligibilité en comparaison avec les rapports S/B oreilles « nues ». Le système CROS aérien amène lui un réel mieux pour la compréhension dans le bruit, pour les 100% d'intelligibilité, les rapports S/B sont divisés par deux comparé aux rapports S/B oreilles non appareillées.

Le test qui a permis d'obtenir tous ces résultats est assez long dans sa passation, dans le sens, où il faut un temps d'adaptation et de mise en place des appareils CROS aérien et la prothèse à ancrage osseux, puis une explication des consignes, et la répétition du test trois fois :

- oreilles non appareillées,
- oreilles avec RELAY®,
- oreilles avec BAHA®.

La plainte systématique des patients atteints de surdité unilatérale, est de comprendre la personne située du côté de la mauvaise oreille. En effet, lorsque la personne se situe en face, la lecture labiale amène des indices supplémentaires lors d'une conversation. Lorsque la personne est sur le côté, il est parfois difficile de mettre en place un contact visuel.

d) Comparaison du rapport S/B entre les deux systèmes de transmission

Dans un premier temps, étudions les résultats avec le système par transmission aérienne. Les patients 1, 4, 5, 9 et 10 ont une pseudo-stéréoacousie restaurée si on considère le 100% d'intelligibilité. Grâce au procédé par voie aérienne, le rapport signal sur bruit est plus faible de 10 à 15% lorsque les deux sources sont séparées de 90°. Le système CROS aérien leur permet de capter les sons à nouveau de façon pseudo-stéréophonique, bien que la transmission du message sonore soit monaurale. En effet, seule l'oreille fonctionnelle traite les informations reçues. Avec le système CROS, on essaie de rétablir une audition, qui est pseudo-stéréoacoustique.

Les patients n°2, 3 et 6 ont des résultats légèrement meilleurs lorsque la voix est face à l'oreille cophotique, mais cette amélioration n'est visible que pour le seuil d'intelligibilité. Pour les 100%, les résultats sont les mêmes dans les deux positions. Comme le patient 8, où il n'y a aucun changement entre les deux phases. Pour ces patients, il est impossible de dire si l'efficacité de la prothèse permet une meilleure discrimination spatiale, dans tous les cas elle ne se dégrade pas.

Le patient 7, obtient de moins bons résultats quand on compare les deux positions. Mais à un rapport signal sur bruit de 3 dB, il est difficile d'affirmer que le patient n'aurait pas eu de meilleurs résultats, si on repassait le test. En effet une erreur de 20% demanderait un résultat de 2 dB (en arrondissant à l'unité supérieure variation de 0,6 dB).

Avec la prothèse à ancrage osseux, seul le patient n°1 a des résultats positifs en ce qui concerne le rétablissement de sa pseudo-stéréoacousie, pour les patients 2, 3, 6, 7, et 8, le port de la prothèse à ancrage osseux reste mitigé car on obtient de meilleurs rapports signal sur bruit, pour certains au 100% d'intelligibilité du test et pour d'autres seulement au seuil d'intelligibilité. Dans ces cas il est difficile de tirer des conclusions précises pour

l'appareillage de la surdité unilatérale. Le port de la prothèse à ancrage osseux amène un certain confort mais les résultats ne sont pas flagrants. De plus pour les patients 4, 5, 9, et 10, la position des HP ne change rien dans la capacité de discrimination spatiale.

e) Compréhension dans le bruit : Amélioration grâce à l'appareillage

Lorsque les haut-parleurs sont opposés, les patients se trouvent dans une situation qu'ils redoutent. La source de mots est située face à leur oreille cophotique. En étudiant les résultats obtenus, on remarque le progrès des patients équipés de système CROS aérien et de prothèse à ancrage osseux. Seul le patient 5 n'a pas de résultats en comparaison. Mais pour les 9 autres patients, il ressort que le système en aérien amène une qualité d'écoute telle que le rapport signal sur bruit diminue de moitié pour certains patients. Pour les patients n° 6, 8 le gain de la prothèse est remarquable de 13 à 16 dB pour le 100% d'intelligibilité.

Le système à ancrage osseux amène lui aussi une bien meilleure compréhension dans le bruit, mais dans des proportions un peu moins importantes que le système CROS aérien.

Le rapport S/B baisse de 11 dB pour les 100% d'intelligibilité avec le patient n°6, c'est la baisse la plus significative sur les 10 patients de l'échantillon. Les autres patients se situent entre 1 dB et 8 dB d'amélioration avec l'appareillage à ancrage osseux si on compare lorsqu'ils ne portent aucun appareil.

9. Discussion

a) Ecoute binaurale et pseudo-stéréocousie.

On a pu remarquer dans certains cas (patients 2, 3, 8 et 10), les patients non appareillés sont capables de s'adapter à la situation malgré leur handicap, les résultats au test de Hirsch vont dans le sens d'une audition binaurale. Ce qui peut s'expliquer par le fait que les patients atteints d'une surdité ancienne, ont mis en place d'autres stratagèmes pour discriminer une source sonore parmi d'autres. Selon Bergman en 1993, les indices spatiaux sont plus faibles que les indices fréquentiels.

Une explication à ce fonctionnement cognitif peut être la quantité d'indices trompeurs en localisation que l'on peut rencontrer au quotidien : problèmes de résonance d'une pièce, réverbérations importantes, absorption du signal par certaines parois, ainsi le signal qui arrive aux oreilles est souvent transformé comparé à l'original ce qui fausse la perception auditive de la provenance de la source. Ces erreurs n'existent pas de manière comparable dans le domaine des fréquences (sauf pour les personnes malentendantes bilatérale sévèrement atteintes), ce qui pourrait être une raison de considérer les indices harmoniques comme plus "sûrs". Une autre raison pourrait être la physiologie de l'audition, et de la transduction du message sonore, en message nerveux. Le message nerveux passe d'abord dans la cochlée pour être ensuite replacé dans l'espace par le système cognitif. Cet ordre

physiologique d'analyse peut favoriser la robustesse des indices fréquentiels vis-à-vis des indices spatiaux.

Pour les patients concernés, on peut émettre l'hypothèse que leur système cognitif, après un long travail d'adaptation a compensé la perte d'une oreille, pour ne se référer qu'aux indices fréquentiels entendus par l'oreille non atteinte.

Pour les patients n° 4, 5, 6, 7, 9, on peut supposer que leur système auditif a su mobiliser d'autres indices pour discriminer une source sonore dans un environnement bruyant, mais de manière moins efficace que les autres patients cités précédemment.

Le patient n°1, confirme contrairement aux autres patients l'atteinte globale de son écoute stéréocousique. L'anamnèse de cette patiente fait ressortir sa grande difficulté à comprendre dans le bruit, et met en avant son évitement par rapport à la foule, trop de fatigabilité. Contrairement aux autres patients, son système auditif ne se mobilise pas pour trouver d'autres indices sonores qui pourraient soulager son attention.

b) Restauration de l'écoute binaurale (ou pseudostéréocousie) avec les procédés RELAY® et BAHA®

Restaurer une fonction physiologique perdue ou oubliée demande une certaine plasticité cérébrale, même avec l'aide d'une prothèse auditive.

- **La notion de plasticité cérébrale⁵⁶**

Elle décrit la capacité du système nerveux central à se câbler et/ou se recâbler non seulement au cours de son développement normal, où l'on sait que les connexions entre neurones dépendent de l'activité qui leur est imposée, mais aussi en cas de déficit ou en cas de surstimulation. Il en résulte la possibilité de rétablir certaines fonctions déficitaires à condition de rétablir le flux d'informations issu de la périphérie et qui avait été interrompu par une pathologie, notamment sensorielle. Cette possibilité est bien réelle mais elle est conditionnée par la notion de « période critique » : en effet, en dehors de certains intervalles temporels, le rétablissement d'entrées ne suffit plus pour le retour d'une fonction, ou en tout cas pour que ce retour se produise facilement.

Pour la plupart des patients, le port du RELAY® ou de la BAHA®, en plus d'apporter un outil pour la discrimination spatiale, amène un réel avantage en ce qui concerne la compréhension dans le bruit.

c) Etudes des rapports S/B lorsque les deux sources sont opposées dans l'espace.

Dans la réalité, la plainte quasi systématique des patients atteints de surdité unilatérale est de pouvoir entendre la personne située face à leur oreille atteinte. Lors de ce test, il nous a paru important de comparer les résultats obtenus dans cette situation. L'expérience

Les résultats pour le patient n°5 ne sont pas scientifiquement exploitables. Sans appareils, il était impossible pour lui de répéter les mots émis par le haut-parleur. Mais on peut mettre en avant le fait qu'avec un appareillage osseux ou aérien, il en est capable. L'appareillage améliore sa compréhension dans cette situation.

Sur la majorité des patients, l'appareillage améliore la compréhension dans le bruit quand les deux sources sont opposées. Mais on peut noter, qu'à l'instant T, c'est-à-dire juste après l'adaptation, le système CROS aérien se montre plus efficace que le système par voie osseuse. Les patients parlent d'un effet brouillard avec la prothèse CROS osseuse, qu'ils ne ressentent pas avec la prothèse par transmission aérienne. La rééducation prothétique par conduction osseuse demande plus de temps que la rééducation par voie aérienne. Le système CROS par voie osseuse donne des résultats meilleurs que sans l'appareillage mais moins bons qu'avec le système par voie aérienne.

d) Difficulté du test pour les patients

Les patients, après avoir terminé le test, ont cité trois grandes difficultés rencontrées pendant le rendez-vous. Nous les avons classées par ordre d'importance.

- Test long et dense dans sa passation. Certains auraient préféré revenir au laboratoire pour tester chaque appareil.
- La difficulté d'écouter le bruit cocktail party sur une durée prolongée même avec de petites interruptions, car le système des patients se met en alerte dès la mise en marche du HP. Ce bruit comporte des brides de conversation et les patients atteints de surdité unilatérale sont par nécessité très réactifs à des bruits de parole, car pour eux discriminer et comprendre une voix parmi d'autres est une source d'effort importante.
- La fatigabilité : Dans cette expérience, une pause était faite entre chaque étape. Mais tout a été fait en un rendez-vous. Les patients dans la vie de tous les jours adaptent leur capacité d'écoute, et quand cela devient trop fatiguant, mettent en place une conduite d'évitement, pour pouvoir se reposer. Chose qu'ils n'ont pas pu mettre en place au laboratoire pendant le test. Certains sont plus sensibles que d'autres, ainsi la fatigabilité du patient est une composante non négligeable dans la mise en place d'une étude et de son échantillon.
- La compréhension des mots, car ils ne possèdent pas de déterminants, ou ne sont pas inscrits dans une suite verbale logique. La compréhension de ces mots demande plus de concentration que dans la vie de tous les jours, car en plus de la coarticulation de la phrase, la source est souvent accompagnée d'une image visuelle.
- Les non-porteurs de prothèse à ancrage osseux ont eu beaucoup de difficultés à s'adapter à ce type d'écoute par voie osseuse. Beaucoup l'ont qualifiée d'audition « profonde » c'est-à-dire plus difficilement reconnaissable.
- La compréhension et mise en action des consignes : les patients étaient habitués aux tests traditionnels comme la vocale dans le silence. Mais l'insertion d'un bruit perturbant leur demande une adaptation, il a fallu prendre du temps pour leur laisser intégrer que le bruit devait rester semblable à un bruit de fond. Leur système auditif et cognitif après avoir enregistré cette nouvelle composante a pu se concentrer à nouveau sur la source de parole.

- L'appréhension de nouveaux appareils : pour les patients déjà porteurs d'appareil, l'appréhension s'est vite transformée en curiosité. Mais pour ceux qui n'ont jamais été appareillés, ils ont du s'habituer à une écoute plus « métallique », moins naturelle. Aussi les résultats obtenus leur importaient beaucoup, c'est pourquoi il a fallu leur expliquer que l'étude était faite sur plusieurs sujets, et que le but était de trouver une réponse audioprothétique à chaque sujet.

IV. Conclusion

Lorsque l'on n'est pas en présence de problèmes centraux, problèmes d'intégration, de concentration comme c'est le cas avec l'échantillon de ce mémoire, on peut mettre en avant les bons résultats obtenus avec le système à ancrage osseux et le système CROS par transmission aérienne.

Le système de chez Interton™ semble plus efficace pour ce qui concerne l'intelligibilité comparé au système CROS osseux. De manière générale, les patients comprennent plus facilement et surtout plus rapidement l'utilisation du système CROS aérien.

Pour certains sujets, le CROS aérien amène des résultats satisfaisants au test de discrimination spatiale, mais on ne peut pas parler de restauration de la stéréophonie, ou stéréoacousie. On est en présence d'une pseudo-stéréoacousie, la perception du son reste monaurale. Ce qui permet aux sujets d'obtenir de bons résultats, ce sont des stratagèmes qu'ils mettent en place pour palier leur surdité unilatérale en plus de l'aide apportée par l'appareil auditif. Le cortex auditif peut grâce aux ILD et ITD, aux micromouvements de la tête et aux reliefs du pavillon, localiser une source sonore avec une seule oreille. Cela devient plus compliqué en milieu bruyant, car il faut prendre en compte les deux sources sonores.

Le système à ancrage osseux sur serre-tête ne fait pas vibrer le crâne de la même façon que lorsqu'elle est sur implant. Il faut donc considérer que les résultats obtenus pourraient être bien meilleurs, si les essais avaient été faits sur l'implant directement.

Le test avec le CROS par voie osseuse donne de bons résultats au niveau intelligibilité, mais aussi en termes de discrimination de la parole dans le bruit, on observe une réhabilitation de la stéréoacousie. Appareillés à l'aide du système CROS osseux, les patients se sentent plus à l'aise pour localiser une source sonore en milieu bruyant.

Après avoir considéré les résultats objectifs, intéressons-nous au ressenti des patients. Pour la totalité d'entre eux, après ce test, il leur semblait indispensable d'appareiller d'une façon ou d'une autre leur pathologie.

- **L'appareillage avec le système CROS en voie aérienne**

Les patients comprennent facilement le fonctionnement et la manipulation de l'appareil qui ressemble à un appareil de correction auditive classique. L'écoute de l'environnement avec l'appareil mis en marche, leur procurait une meilleure compréhension et leur donnait l'impression d'être dans un milieu sonore plus riche, plus dense.

Durant cette étude, j'ai pu remarquer que le système par voie aérienne apporte une réelle aide pour l'écoute en milieu bruyant. Mais surtout, le système devient très efficace quand la source sonore et le bruit sont séparés. L'appareillage CROS aérien remplit toute sa fonction pour la discrimination spatiale, mais pour certains patients, il reste moins convaincant pour localiser le son. Ce type d'appareil a prouvé toute son efficacité pour la compréhension de la parole lorsque les deux sources sont séparées, lors de test d'efficacité prothétique immédiat.

L'échantillon de patient n'est pas exhaustif, et il aurait été intéressant de comparer ces résultats dans le temps. Mais on peut tirer quelques conclusions sur ce système par voie aérienne qui donne de bons résultats pour la compréhension dans le bruit. Lorsque les deux sources sont opposées, source sonore face à l'oreille atteinte, le patient comprend les informations même dans un milieu bruyant (cocktail party à 65 dB), l'appareil remplit alors tout son rôle.

De plus, les inconvénients de ce type d'appareil pour le patient est le manque d'esthétique les appareils sont gros, les couleurs peu attractives. Quand ils apprennent qu'ils doivent porter deux gros appareils sur chaque oreille, alors qu'une seule de leur oreille est déficiente, ils ont du mal à accepter le port continu et quotidien de ce dispositif. De plus pour des patients jamais appareillés, le fait d'entendre avec plus d'intensité, entendre plus d'informations les fatigue, c'est un facteur de plus dans le fait de ne pas porter l'appareil en continu. Un autre aspect non négligeable pour les patients est le côté financier, car en cas de surdité unilatérale une seule oreille est prise en charge, alors que ce système comporte deux appareils et donc consomme deux fois plus de piles.

Après l'innovation de chez Phonak, il aurait été intéressant de refaire les mêmes tests avec ces nouveaux appareils pour mettre en avant de nouveaux résultats.

- **La prothèse à ancrage osseux : La BAHÀ Divino®**

Quand on explique que pour un port quotidien le bandeau ou le serre-tête ne sont pas adaptés et qu'il faut implanter un pilier en titane dans l'os du crâne, les patients deviennent un peu réticents, mais ils comprennent vite que l'intervention est minime et que la prothèse se retire facilement. De plus l'utilisation de cet appareil est très facile. Mais pendant l'essai, après une période d'adaptation, beaucoup de patients ont été surpris par la qualité du son qui leur semblait beaucoup plus naturelle et plus douce qu'avec le système CROS de transmission aérienne. L'environnement sonore leur paraissait moins fatiguant, et la source sonore plus facilement localisable. Mais le processeur est, pour beaucoup de patients, encore trop gros, pour qu'ils se décident de porter ce genre d'appareil.

- **Les limites des tests pour mesurer l'efficacité immédiate**

Les patients n'ont pas eu de temps d'adaptation avec le système CROS aérien et osseux. Ceux qui portaient déjà un des systèmes étaient avantagés par rapport aux autres. Il aurait fallu adapter les appareils et laisser 5 jours d'adaptation au patient avant de pratiquer les tests.

Pour cela, il aurait fallu que le laboratoire commande plusieurs systèmes RELAY® et plusieurs BAHÀ Divino®. Ce qui représente un coup financier important. De plus, la plupart des patients de l'étude ont gentiment donné de leur temps mais n'étaient pas prêts à revivre l'adaptation d'un autre appareil auditif, et préféraient garder le premier appareil.

Etant donné, que certains auraient été en possession de deux types d'appareils, nous avons pensé peut-être à tort qu'ils porteraient uniquement leur appareil respectif chez eux et pas celui qu'on leur avait prêté.

Pour toutes ces raisons, nous avons opté pour un contrôle d'efficacité prothétique immédiat. En sachant, qu'il donnerait ses limites dans les résultats obtenus.

Ce que l'on a pu mettre en évidence, dans cet essai, est l'efficacité de ces appareils en situation bruyante. Pour des résultats de test immédiat, les conditions de réalisation semblent acceptables.

Bien qu'elle présente des limites, l'étude menée ici, permet de tirer quelques conclusions intéressantes sur l'appareillage de la surdité unilatérale. En effet, l'appareillage de ce type de surdité demande à l'audioprothésiste de mener un examen audiométrique complet avant de pouvoir envisager n'importe quel appareil.

Le test mis en place était long, mais a permis de mettre en évidence plusieurs résultats. Tous importants pour l'appareillage de la surdité unilatérale, comme la discrimination spatiale, la compréhension dans le bruit, et la restauration d'une pseudo stéréocousie.

Le médecin ORL reçoit en première attention le patient, il décide alors de la mise en place d'un système CROS, s'il considère que le patient est capable de supporter un appareillage CROS de type aérien ou de type osseux. Les conclusions des examens prothétiques de l'audioprothésiste, et les indications du médecin permettront de prendre une décision pour la prise en charge de l'appareillage de la surdité unilatérale du patient. On sait que l'adaptation et la délivrance de ces appareils est bien particulière. Principalement avec le système à ancrage osseux, qui demande une intervention chirurgicale.

La prise en charge de patient atteint de surdité unilatérale très asymétrique, voire cophotique, demande beaucoup de temps, pour obtenir des résultats plus ou moins limités. Mais il ne faut pas oublier le confort que l'appareillage peut amener au patient. Pour ces patients au profil auditif très spécial, un gain de quelques dB, ou le fait de retrouver quelques repères sonore du côté atteint leur apporte un confort sans égal pour la compréhension de la parole dans le bruit et la discrimination spatiale. Pour la décision de l'appareillage, le ressenti du patient est très important en plus des résultats réels obtenus aux tests d'efficacité prothétique.

V. Bibliographie

- ¹ Image de andremalrauxtpeson.e-monsite.com
- ² Image de www.infovisual.info
- ³ Cours d'Audiologie du Docteur Parietti. Diplôme d'état d'audioprothèse Année 2008/2009 à Nancy.
- ⁴ Image de <http://www.cochlea.org/spe/cerveau-auditif-2.html>
- ⁵ Appareillages stéréophoniques et monostéréophoniques, Précis d'audioprothèse Tome III.2 page 122. *Stéréoacousie et audition binaurale*
- ⁶ Interview de M. Jacques Dehaussy dans SFA News Novembre 2008.
- ⁷ Appareillages stéréophoniques et monostéréophoniques, Précis d'audioprothèse Tome III.2 page 123. *Stéréoacousie et audition binaurale*
- ⁸ Shaw E.A.G, Auditory System édition 1974 chapitre 14 .The External Ear – Pages 455 à 485.
- ⁹ Cours sur l'équilibrage de l'appareillage stéréophonique. Méthode APA. Par M. Léon Dodelé. Diplôme d'état d'audioprothèse année 2010-2011.
- ¹⁰ Tillman T. et al, ASHA édition 1963 n° 5, Effect on head shadow on reception of speech. Pages 778 à 779.
- ¹¹ Markides A. - Markides A, édition 1977 *Binaural Hearing Aids*. Academic Press – Advantages of binaural over monaural hearing. - Pages 276 à 298.
- ¹² Hogdson WR. – Special Cases of Hearing Aid Assessment. In: Hogdson WR, ed. *Hearing Aid Assessment and Use in Audiologic Habilitation*, 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1986, pages 191 à 216
- ¹³ A. W. Mills, On the minimum audible angle, in *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 30, no. 4 : (1958), pages 237 à 246
- ¹⁴ EHIMA - European Hearing Instrument Manufacturers Association.
<http://www.ehima.com/ehima2/>
- ¹⁵ Image de andremalrauxtpeson.e-monsite.com
- ¹⁶ Test de contrôle audiométrique du gain d'intelligibilité post-appareillage en présence d'un bruit perturbant. Précis d'audioprothèse : L'appareillage de l'adulte Tome 3 Le contrôle d'efficacité prothétique Pages 141 à 143.
- ¹⁷ Elbaz P. et Coll. (1993) *Nouvelles explorations en audiologie*. VASTAREL Edit.
- ¹⁸ Liste de mots de P. Combescure 1981 Listes de dix phrases phonétiquement équilibrées. *Revue d'acoustique* n° 56

Code de champ modifié

-
- ¹⁹ Fournier J.E. (1951) Audiométrie vocale. Les épreuves d'intelligibilité et leurs applications au diagnostic, à l'expertise et à la correction prothétique des surdités. Maloine Edit.
- ²⁰ Lafon J.C. (1964) Le test phonétique et la mesure d'audition. Edition Centrex.
- ²¹ Dupret J.P. (1980) Tests de mots sans signification. Mémoire pour l'admission au Collège National d'Audioprothèse.
- ²² Recommandation biap 02/1 bis. Classification audiométrique des déficiences auditives
- ²³ Kinney C. – Laryngoscope édition 1953 n° 6, Hearing impairment in Children, Pages 220 à 226.
- ²⁴ Tieri L et al – Scand Audiol Suppl édition 1988 n°30 – Unilateral hearing loss in children – Pages 33 à 36.
- ²⁵ Everberg G. – Ann Otol Rhinol Laryngol édition de 1960 n° 69 – Etiology of unilateral total deafness – Pages 711 à 713.
- ²⁶ Procédé CROS filaire. Illustration tirée du polycopié Les Aides Auditives Pr. P. Friant-Michel Diplôme d'Etat d'audioprothèse de Nancy 1^{ère} année.
- ²⁷ Hardford E, Barry J.-Speech Hear Dis édition 1965 n°30- A rehabilitative approach to the problem of unilateral hearing impairment: Contralateral routing of signals (CROS) - Pages 121 à 138.
- ²⁸ Fowler E.- Arch Otolaryngol édition 1960 n°72 – Bilateral hearing aids for monaural total deafness – Pages 57 à 58.
- ²⁹ Sullivan R. – Hear Instrum édition 1988 n°39-Transcranial ITE CROS- Pages 11,12 et 54
- ³⁰ Mc Spaden J., Mc Spaden C.- Audecibel édition de 1990 n° 38- A method for evaluating the efficacy and effectiveness of transcranial CROS fittings.- Pages 10 à 14.
- ³¹ Miller A- Audecibel édition 1989 n°39 – An alternative approach to CROS and BiCROS hearing aids: an internal CROS – Pages 20 à 21.
- ³² Chartrand M. – Hear J édition 1991 n°44 –Transcranial or internal CROS fittings: Evaluation and validation protocol – Pages 24 à 28.
- ³³ Valente M, Potss L, Goebel J. – Am J Audiol édition 1995 n°4- Wireless CROS versus transcranial CROS for unilateral hearing loss.-Pages 52 à 59.
- ³⁴ F.M. Vaneecloo et al.- Revue Laryngol. Otol. Rhinol 125^{ème} année n° 4 édition 2004- BAHA® et cophose unilatérale.- Pages 265 à 271
- ³⁵ Procédé CROS sur une monture de lunette. Illustration tirée du polycopié Les Aides Auditives Pr. P. Friant-Michel Diplôme d'Etat d'audioprothèse de Nancy 1^{ère} année.
- ³⁶ Valente Chap 9. Fitting Strategies for Unilateral Hearing Loss. Page 260.

-
- 37 Photographie des appareils RELAY®.
<http://www.fr.interton.com/Particulier/Aidesauditives/Produits/Relay/Relay.aspx>
- 38 Photographie des appareils
TANDEM®. http://www.unitronhearing.com/content/unitron/fr/fr/consumer/hearing_aids-c/products/tandem/overview.html
- 39 <http://www.phonak.com>
- 40 Extrait de : Audiologie pratique: manuel pratique des tests de l'audition par François Legent. Edition Elsevier Masson, année 2002. Pages 153-154.
- 41 Hakansson B, Tjellström A (1985), The bone-anchored hearing aid principal design and a psychoacoustical evaluation. Acta Otolaryngol (Stockh) 100: Pages 229 à 239
- 42 <http://www.Cochlear.be>
- 43 <http://www.fr.cochlear.be/Products/1754.asp>
- 44 <http://www.oticonmedical.com/Medical/OurProducts/Sound%20Processors/Models%20and%20features.aspx>
- 45 Hirsch IJ. La mesure de l'audition. Presses Universitaires de France. 1956
Et The relation between localization and intelligibility. J. ACOUSTIC. SOC. AM. 1950 n° 22 pages 196 à 200
- 46 Decroix G., Dehaussy J. (1971) La mesure multidirectionnelle du gain prothétique. Nouvelle Epreuve Stéréaudiométrique. Journal Français d'ORL Vol XX n°4, pages 643 à 651.
- 47 Veit P. , Bizaguet G. A propos des méthodes tonales d'audiométrie prothétique. VIII^{ème} Assises Nationales de la prothèse auditive, Toulouse, Octobre 1969.
- 48 Decroix G, Dehaussy J. Prothèse auditive en stéréophonie et intelligibilité. L'Audioprothésiste Français 1962 n°3 pages 14 à 27 et Journal Français D'Orl 1962 n°XI, 7 pages 1036 à 1058.
- 49 Bergman, 1993 - chap. "Auditory scene analysis : hearing in complex environments", no. 2 in Thinking in Sound - The cognitive psychology of Human audition, sous la direction de Stephen MacAdams et Emmanuel Bigand, Oxford Science Publications, Oxford University Press, Oxford (1993)
- 50 Hirsch I.J – J. Acoustic. Soc. Améri. n° 22 édition 1950 - The relation between localization and intelligibility – Pages 196 à 200.
- 51 Raphael Barani – Mémoire de fin d'étude de l'école ENS Louis Lumière PARIS Année 2010, Discrimination spatiale dans une scène sonore complexe diffusée par un système de synthèse de front d'ondes- Pages 27 à 29.
- 52 Bronkhorst, Adelbert W. (2000). "The Cocktail Party Phenomenon: A Review on Speech Intelligibility in Multiple-Talker Conditions" *Acta Acustica united with Acustica* 86: 117–128

-
- ⁵³ Cherry, E. Colin (1953-09). "Some Experiments on the Recognition of Speech, with One and with Two Ears". *Journal of Acoustic Society of America* 25 (5): pages 975 à 979.
- ⁵⁴ Décret n°85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste.
- ⁵⁵ http://www.otometrics.fr/Adaptation-des-aides-auditives/Syst%C3%A8mes-d%27adaptation/AURICAL_Plus.aspx
- ⁵⁶ Pr Paul Avan, laboratoire de biophysique sensorielle (EA 2667), faculté de médecine, Clermont-Ferrand. Présentation au colloque Airdame décembre 2004, Pitié Salpêtrière, Paris.

Sites internet consultés :

- <http://www.ens-louis-lumiere.fr/fileadmin/pdf/memoires09/smem09barani.pdf>

Date de consultation 11 juillet 2011

- <http://www.fr.cochlear.be>

Date de consultation le 8 décembre 2010

- <http://www.interton.com>

Date de consultation 11 juillet 2011

- <http://www.legifrance.gouv.fr/>

Date de consultation 11 juillet 2011

Ouvrages consultés :

- Polycopié de P. FRIANT-MICHEL Chapitre 1 Les aides auditives, 1^{ère} année D.E audioprothèse Nancy année 2008/2009.
- Précis d'audioprothèse Tome 1 – L'appareillage de l'adulte – Le bilan d'orientation prothétique – édition du Collège National d'Audioprothèse 1997.
- Précis d'audioprothèse Tome 3 – L'appareillage de l'adulte – Le contrôle d'efficacité prothétique – édition du Collège National d'Audioprothèse 2007.
- Précis d'audiométrie clinique. M. et C. Portmann – 6^{ème} édition 1988 Chez Masson.
- TP spatialisation d'Arnaud Girault 2010- 2011 Ecole d'audioprothèse de NANCY.
- Le son et l'audition de Widex troisième édition 2007.

VI. Table des figures

- Figure 1 : Schéma coupe de l'oreille humaine : andremalrauxtpeson.e-monsite.com
- Figure 2 : Relief du pavillon de l'oreille : www.infovisual.info
- Figure 3 : Schéma des voies auditives : <http://www.cochlea.org/spe/cerveau-auditif-2.html>
- Figure 4 : Diagramme polaire. Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite de la personne : TP spatialisation A. Girault Ecole de NANCY
- Figure 5 : Ombre de la tête. Suivant la trajectoire des ondes sonores : TP spatialisation A. Girault, Diplôme d'état d'audioprothèse de Nancy année 2009-2010.
- Figure 6 : Schéma du protocole oreille face à la source
- Figure 7 : Schéma du protocole oreille situé à 90° de la source
- Figure 8 : Schéma du protocole oreille située à 180° de la source
- Figure 9 : Moyenne de gain sur les trois sujets
- Figure 10 : Effet d'ombre de la tête à 90° de la source sonore sur le gain de l'oreille
- Figure 11 : Schéma de la tête des sujets
- Figure 12 : Ondes stationnaires
- Figure 13 : Effet d'ombre de la tête à 180° de la source sonore sur le gain de l'oreille
- Figure 14 : Adaptateur CROS pour contour d'oreille : Polycopié Les Aides Auditives Pr P. Friant-Michel Diplôme d'Etat d'audioprothèse 1^{ère} Année. Année 2008/2009 Fig. 34
- Figure 15 : Procédé CROS réalisé sur une monture de lunette
- Figure 16 : Appareil auditif RELAY® : à gauche la partie microphone et à droite la partie écouteur :
<http://www.fr.interton.com/Particulier/Aidesauditives/Produits/Relay/Relay.aspx>
- Figure 17 : Appareil CROS Tandem® de chez Unitron : à gauche la partie écouteur à droite le microphone :
http://www.unitronhearing.com/content/unitron/fr/fr/consumer/hearing_aids-c/products/tandem/overview.html
- Figure 18 : Modèle de chez Phonak les Phonak CROS® : <http://www.phonak.com>
- Figure 19 : Schéma de principe du transfert transcrânien
- Figure 20 : Image de la BAHA® Divino™ : <http://www.Cochlear.be>
- Figure 21 : Composition de l'appareil BAHA® : <http://www.fr.cochlear.be/Products/1754.asp>

Figure 22 : Ponto® de chez Oticon Medical :

<http://www.oticonmedical.com/Medical/OurProducts/Sound%20Processors/Models%20and%20features.aspx>

Figure 23 : Audiogramme tonal sur l'oreille non atteinte des 10 patients

Figure 24 : Audiogramme vocale de la bonne oreille des 10 patients

Figure 25 : Première phase du test de Hirsch

Figure 26 : Deuxième phase du test de Hirsch

Figure 27 : Aurical plus® : http://www.otometrics.fr/Adaptation-des-aides-auditives/Syst%C3%A8mes-d%27adaptation/AURICAL_Plus.aspx

Figure 28 : Illustration de BioSoundSystem™. Exemple : Liste cochléaire de Lafon N°5 diffusée sur le HP Central à 60 dB. Bruit vocal diffusé sur les haut-parleurs arrières à 57 dB

Figure 29 : Illustration de BioSoundSystem™ : Compteur qui permet de compter le nombre de réponses correctes.

Figure 30 : Schéma de l'adaptation des RELAY, première étape

Figure 31 : Schéma de l'adaptation des RELAY, deuxième étape

Figure 32 : Résultats du test

Figure 33 : Moyenne des rapports S/B obtenus avec les 10 patients

VII. Annexes

Annexe 1 : Tableau de résultats pour un des sujets de l'expérience. (Partie des mesures de 125 Hz à 500 Hz)

Le test se fait de 125 Hz à 8000 Hz

fréquences	0° référence de Sujet V	90° du sujet V	180° du Sujet V	Différence 0°-90° du Sujet V	Différence 0°-180° du Sujet V
125	-3,7	-1,9	-1,1	-1,8	-2,6
130	-3,3	-1,5	-0,8	-1,8	-2,5
133	-3,1	-1,2	-0,5	-1,9	-2,6
137	-2,7	-0,8	-0,2	-1,9	-2,5
141	-2,4	-0,5	0,1	-1,9	-2,5
145	-2	0	0,7	-2	-2,7
150	-1,8	0,2	0,8	-2	-2,6
154	-1,1	0,9	1,4	-2	-2,5
160	-0,4	1,6	2,1	-2	-2,5
163	0,2	2,2	2,7	-2	-2,5
168	0,8	2,7	3,1	-1,9	-2,3
173	1,4	3,3	3,7	-1,9	-2,3
178	1,9	3,7	4,2	-1,8	-2,3
183	2,6	4,3	4,7	-1,7	-2,1
188	3	4,6	5,1	-1,6	-2,1
194	3,4	5	5,4	-1,6	-2
200	3,8	5,3	5,9	-1,5	-2,1
205	4,2	5,6	6,2	-1,4	-2
211	4,6	5,9	6,7	-1,3	-2,1
218	4,9	6,2	7	-1,3	-2,1
224	5,3	6,4	7,3	-1,1	-2
230	5,5	6,6	7,7	-1,1	-2,2
237	5,8	6,8	8	-1	-2,2
244	5,9	6,8	8,2	-0,9	-2,3
250	6	6,9	8,3	-0,9	-2,3
259	6	6,8	8,3	-0,8	-2,3
266	5,9	6,7	8,3	-0,8	-2,4
274	5,7	6,4	8,1	-0,7	-2,4
282	5,6	6,1	7,9	-0,5	-2,3
290	5,4	5,9	7,6	-0,5	-2,2
299	5	5,4	7,3	-0,4	-2,3
307	4,7	5	6,8	-0,3	-2,1
315	4,4	4,7	6,4	-0,3	-2
325	4,3	4,2	6	0,1	-1,7
335	4	4	5,6	0	-1,6
345	3,8	3,7	5,1	0,1	-1,3

355	3,6	3,4	4,7	0,2	-1,1
365	3,6	3,1	4,2	0,5	-0,6
376	3,4	3	3,8	0,4	-0,4
387	3,2	2,7	3,3	0,5	-0,1
400	3,1	2,4	2,7	0,7	0,4
410	2,9	2,2	2,2	0,7	0,7
422	2,6	1,9	1,6	0,7	1
434	2,4	1,5	1	0,9	1,4
447	2,1	1,2	0,3	0,9	1,8
460	1,9	0,8	-0,3	1,1	2,2
473	1,6	0,5	-0,8	1,1	2,4
487	1,5	0,2	-1,2	1,3	2,7
500	1,4	-0,1	-1,3	1,5	2,7

Annexe 2 : Lettre d'information et d'autorisation au patient.

Je suis actuellement en dernière année d'audioprothèse et je prépare un mémoire pour conclure ces trois ans de formation. Cette étude est menée sous la direction de M. Gerbaud et porte sur l'appareillage des surdités unilatérales.

Vous correspondez au profil de patient que je souhaiterais étudier. C'est pourquoi je me permets de vous solliciter, pour passer quelques tests audiométriques, en particulier des tests vocaux. Les tests dureront environ 40 minutes, et auront pour but de quantifier votre compréhension dans le bruit avec votre appareillage.

Les résultats obtenus seront utilisés dans le cadre de ce mémoire et à titre anonyme.

Je vous remercie par avance pour votre contribution.

Bien cordialement,
Mathilde Thomas

Je soussigné (e), M Mme. Melle..... autorise
Mathilde Thomas à réaliser des tests audiométriques et à utiliser les résultats pour son étude
de façon anonyme.

Fait à.....

Date :

Signature :

Annexe 3 : Exemple de liste de mots

- monosyllabiques de Lafon.

ride
foc
agis
vague
croc
lobe
mieux
natte
col
buée
fort
soupe
tonte
vèle
nage
souche
rogne

Liste de balayage de Lafon :

Liste A	Liste B
Soie	Année
Ride	Gîte
Bulle	Môle
Avant	Suc
Grain	Lange
Tronc	Teinte
Dard	Coude
Faine	Bois
Mille	Doute
Craie	Crin
Masse	Natte
Anon	Touffe
Pris	Paille
Saule	Rive
Chatte	Tard
Sève	Cil
Rase	Voûte
/50	/50

Annexe 4 : Aurical® plus Fiche technique partielle.

Audiométrie :

- Canaux : deux canaux identiques séparés
- Rapports : rapports configurables à imprimer ou électroniques à l'aide de PDF d'Adobe® ou partage de données via XML

- Masquage : contro-latéral, ipsi-latéral ou binauriculaire, bruit blanc, bruit vocal, NBN ou externe (CD/cassette)
- Sorties : conduction aérienne (écouteurs ou oreillettes), conduction osseuse,
- champ libre ; sonde pour audiométrie SPL ; option haut-parleur champ libre
- Niveaux : -10 à 130 dB par pas de 1 ou 5 dB (sortie maximale limitée par la capacité du transducteur)
- Mode tonal : fréquences standard (125 – 8 000 Hz)
- Stimulation : sons purs, ululés et pulsés, NBN, masquage NBN

Mesures in vivo de l'oreille :

- Tests disponibles : REUR, REOR, REAR, REIR, Réponse coupleur, RECD
- Stimulation : son, ululement, bruit blanc, bruit vocal; bruit blanc mod. bruit vocal mod.
- Plage de fréquences : 100 à 10 000 Hz
- Sécurité du patient : Limiteur de niveau maximal programmable (basé sur UCL)
- Sorties : Haut-parleur externe via amplificateur interne ou externe

Test d'appareils auditifs (HIT), coupleur 2 cc : ANSI S3.22, CEI 118-0, CEI 118-1, CEI 118-2, CEI 118-7 et mode non standard.

Annexe 5 : Caractéristique de la BAHA®

Le Baha Divino™ est un processeur externe numérique doté d'un microphone directionnel. Ses plus grandes possibilités de programmation, comparées à celles des appareils analogiques, permettent d'obtenir une qualité d'écoute beaucoup plus personnalisée.

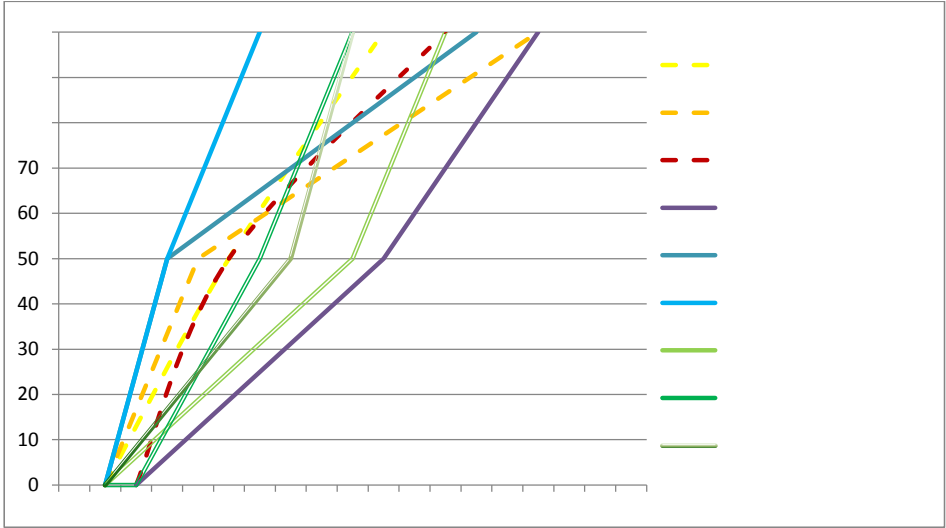
Quelques caractéristiques du modèle Divino :

- Commande AGCO réglable.
- Balance de tonalité réglable.
- Un microphone directionnel intégré.
- Protection contre les interférences des téléphones portables.

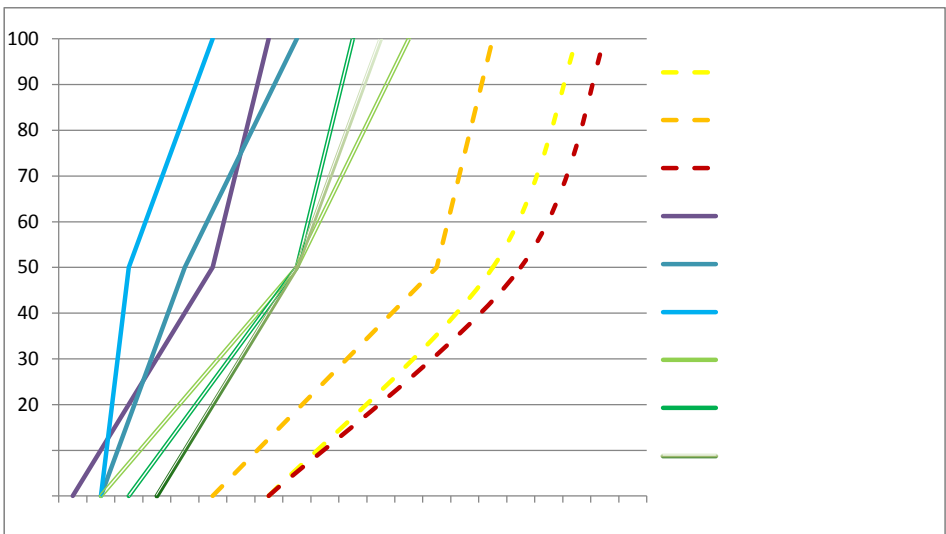
Le modèle Baha Divino™ se décline en deux versions (droit et gauche) afin que le microphone directionnel intégré soit placé au mieux pour optimiser les résultats.

Annexe 6 : Graphique de présentation de résultats patient par patient

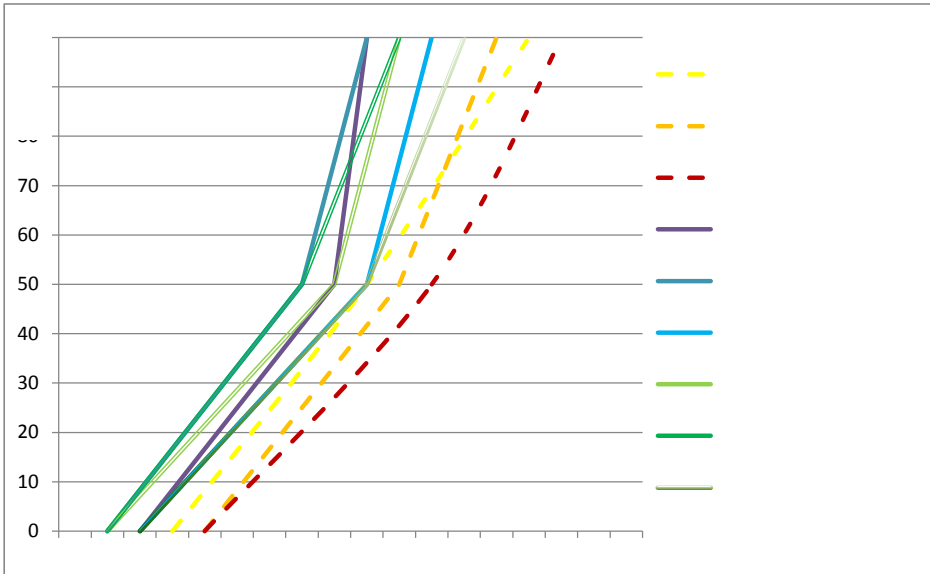
Représentation de M. Lasry dans le BioSoundsystem et de M. Dodelé.



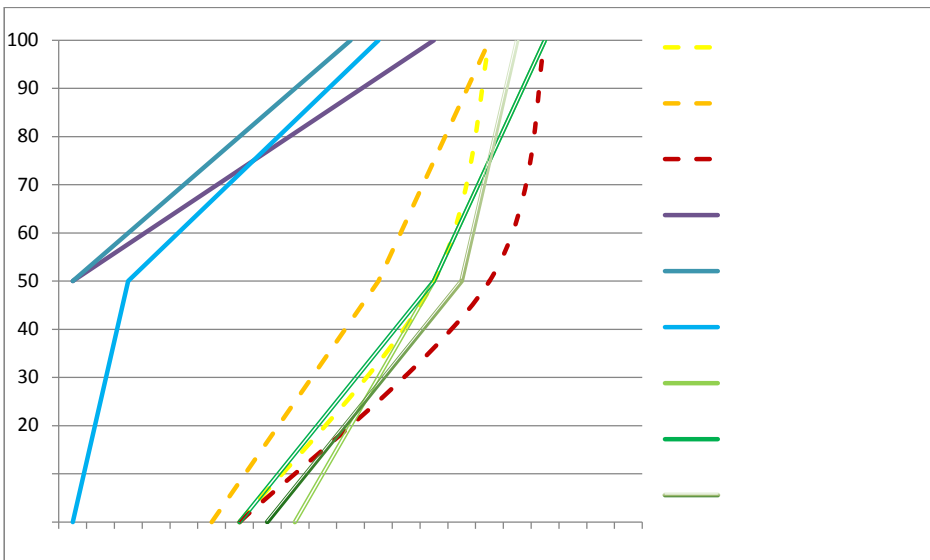
Graphique n°1 : Résultats du patient n°1



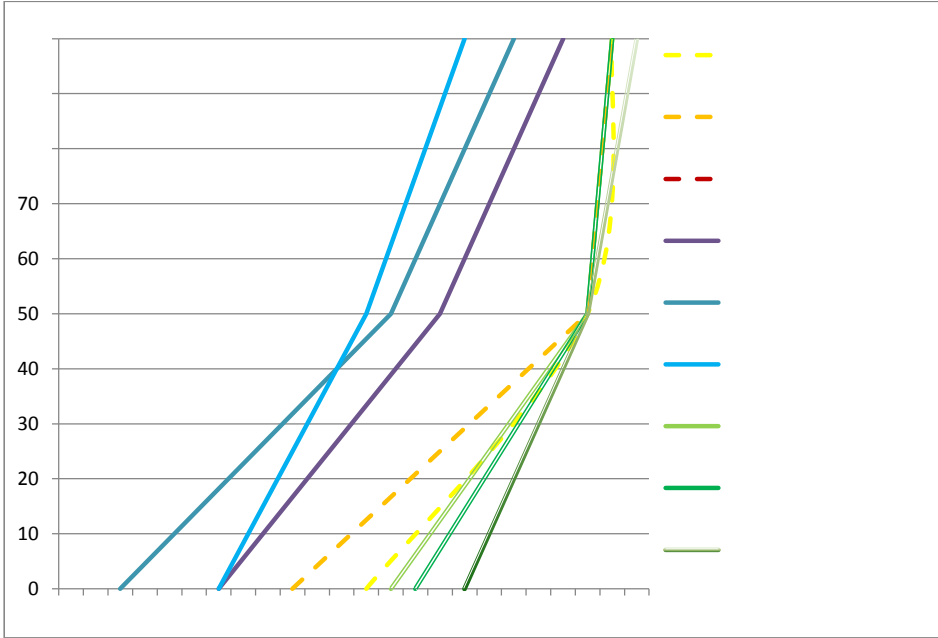
Graphique n°2 : Résultats du patient n°2



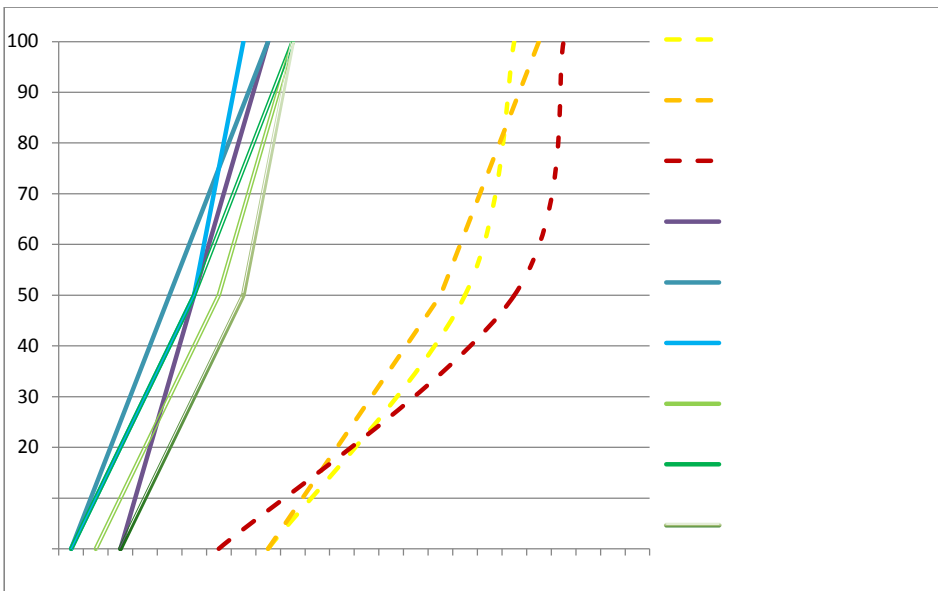
Graphique n° 3 : Résultats du patient n°3



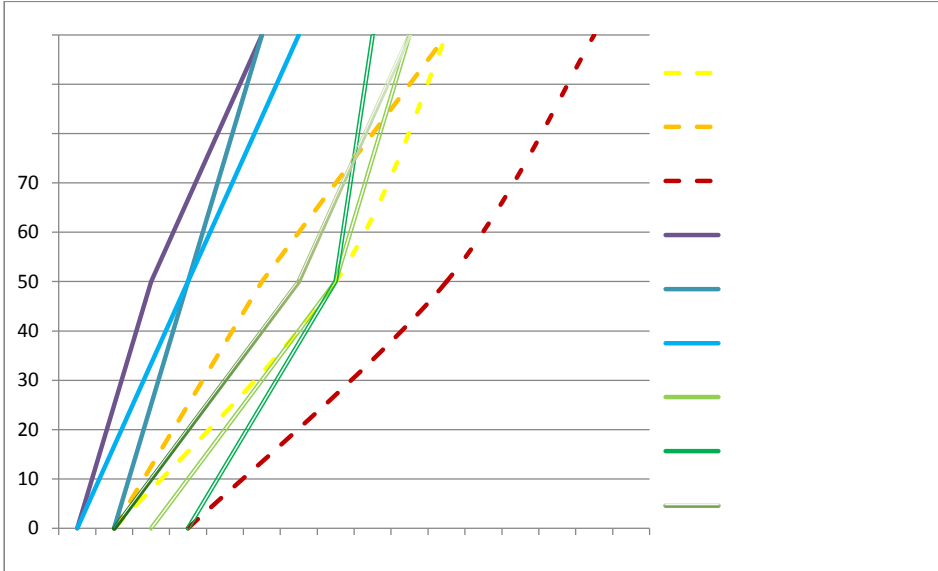
Graphique n° 4 : Résultats du patient n°4



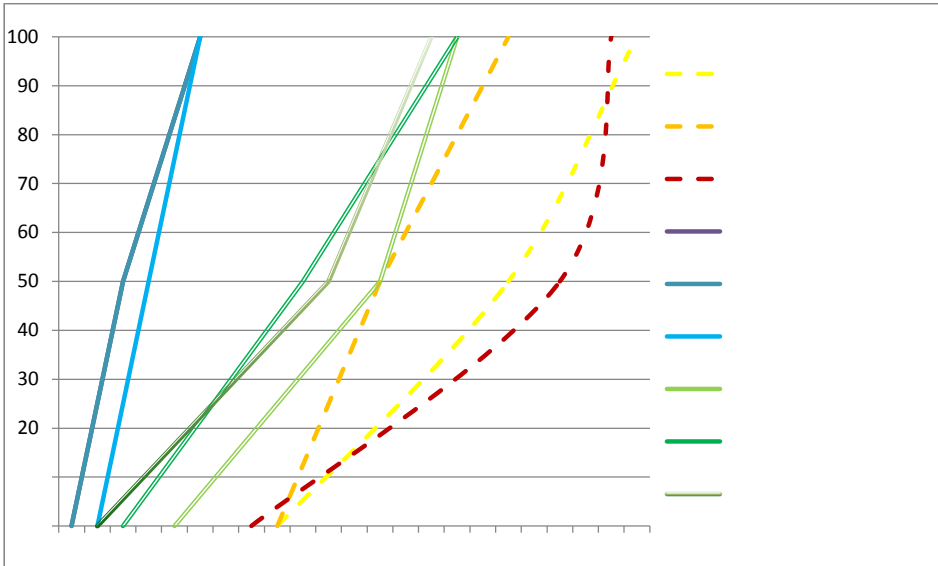
Graphique n° 5 : Résultats du patient n°5



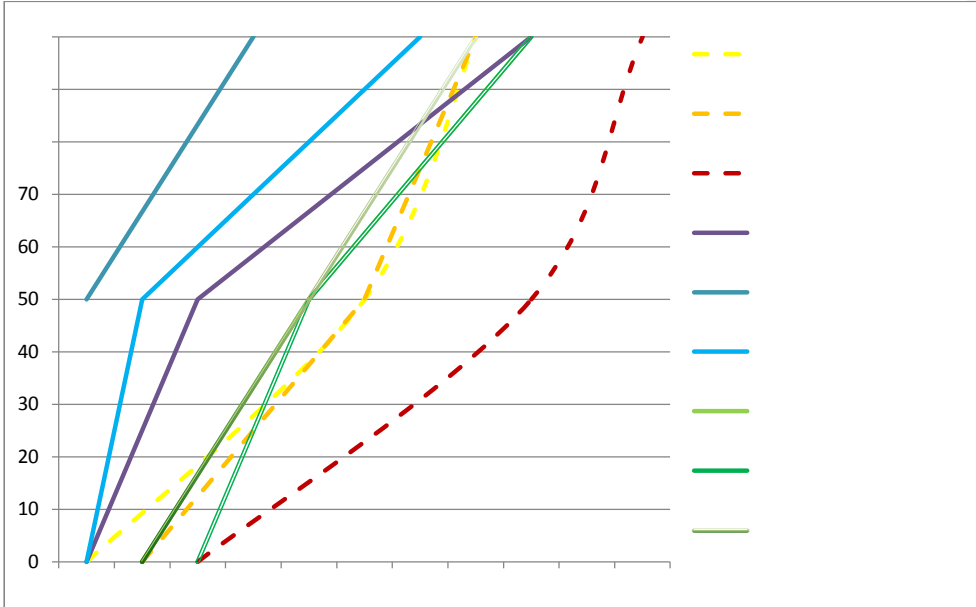
Graphique n° 6 : Résultats du patient n°6



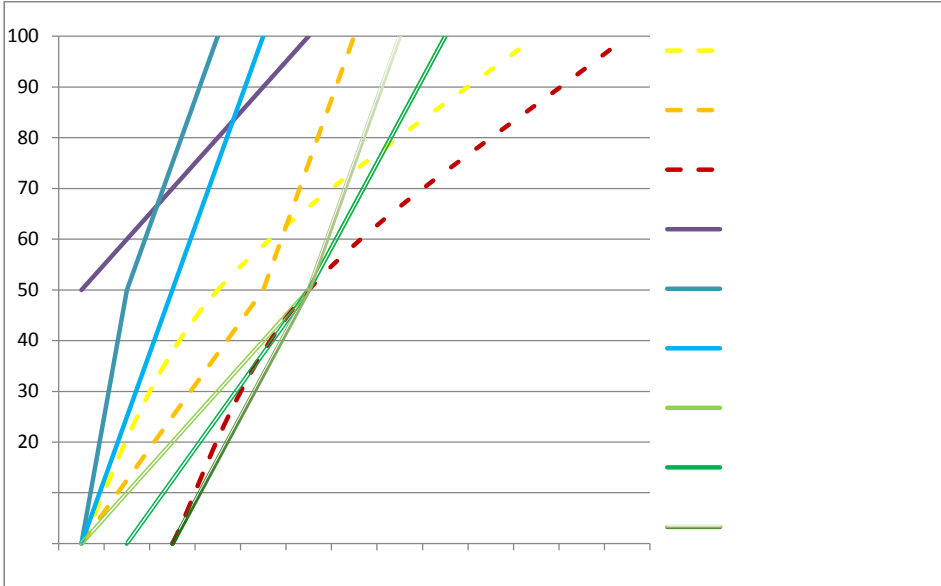
Graphique n° 7 : Résultats du patient n°7



Graphique n° 8 : Résultats du patient n°8



Graphique n° 9 : Résultats du patient n°9



Graphique n° 10 : Résultats du patient n°10

Appareillage de la surdité unilatérale :

Comparaison du système CROS osseux et CROS aérien

lors du contrôle d'efficacité prothétique

Soutenance le 3 novembre 2011 par Mathilde THOMAS

Résumé :

L'appareillage de la surdité unilatérale pose beaucoup de question à l'audioprothésiste en termes d'efficacité prothétique.

Bien que l'appareillage osseux et l'appareillage aérien soit complètement différents, ils sont actuellement les seuls solutions d'appareillage pour les cophoses et surdités unilatérales profondes.

Dans une étude menée en laboratoire à REIMS sur 10 patients, les deux types d'appareillages ont été étudiés ainsi que leur efficacité.

Mots-clés :

Unilatérale, osseux, BAHA, CROS, aérien, Relay.