



**HAL**  
open science

# Appareillage de la surdité unilatérale : comparaison du système CROS à un micro-cravate, lors du contrôle d'efficacité prothétique

Jérémy Jorno

► **To cite this version:**

Jérémy Jorno. Appareillage de la surdité unilatérale : comparaison du système CROS à un micro-cravate, lors du contrôle d'efficacité prothétique. Médecine humaine et pathologie. 2015. hal-01825599

**HAL Id: hal-01825599**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01825599>**

Submitted on 28 Jun 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-memoires-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-memoires-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.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 à un micro-cravate,***  
***lors du contrôle d'efficacité prothétique***

*Mémoire soutenu en vue de l'obtention du diplôme d'état d'audioprothésiste.*

*Jérémy JORNO*

*Maître de mémoire : Mélanie MANI*

*2015*

# REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont été à mes côtés au cours de ces trois dernières années, que ce soit mes amis, ma famille, tout le corps professoral ainsi que toutes les personnes qui m'ont suivi lors de mes stages.

Mes remerciements vont plus particulièrement à :

- Mme Mélanie MANI, ma maître de mémoire et toute l'équipe de Viva'Son qui m'ont accueilli dans leur laboratoire pour me permettre d'effectuer mes tests de mémoire avec tout le temps et le matériel nécessaires.
- L'ensemble des patients qui ont accepté et pris le temps de participer à l'étude.
- M. Joël DUCOURNEAU, pour son dévouement au cours de ces trois années. Un grand merci pour sa pédagogie, sa compréhension, sa gentillesse et sa disponibilité mais également pour son encadrement pour le test réalisé sur le KEMAR.
- Mme le Professeur Cécile PARIETTI, Mme le Professeur Pascale FRIANT-MICHEL, M. Adil FAIZ et M. Arnault GIRAULT pour leur enseignement particulièrement instructif et leur dévouement.
- M. Frédéric FAUTAUZZO et toute l'équipe Phonak pour leur mise à disposition de nombreux documents ainsi que pour le prêt du système CROS nécessaire à la réalisation du mémoire
- M. Jean-Baptiste LEMASSON et toute l'équipe de GN ReSound pour m'avoir transmis de nombreux documents ainsi que pour le prêt de l'Unite Mini-Microphone nécessaire à la réalisation du mémoire.
- Pour conclure ceux à qui je dois tout : mes parents et mes frères pour leur patience et leur aide tout au long de ma formation et bien plus encore.

# Sommaire

## Introduction

I.	Rappels anatomique et physiologique du système auditif.....	6
1.	Le système auditif .....	6
a)	Oreille externe.....	6
b)	Oreille moyenne.....	7
c)	Oreille interne.....	7
2.	Le cortex auditif.....	8
a)	Le nerf auditif .....	8
b)	Les voies auditives afférentes.....	8
3.	L'audition binaurale.....	10
a)	Différence de temps interaurale ou ITD (Interaural Time Difference) .....	11
b)	Différence Interaurale de Niveau ou ILD (Interaural Level Difference).....	11
c)	Seuil liminaire d'audition.....	12
d)	Rappel de la classification audiométrique des déficiences auditives .....	13
II.	La surdité unilatérale.....	15
1.	Etiologie des surdités unilatérales .....	15
a)	Surdité unilatérale congénitale.....	15
b)	Surdité unilatérale acquise .....	16
2.	Démonstration expérimentale de l'effet d'ombre de la tête : le KEMAR.....	18
a)	Matériel.....	19
b)	Montage.....	20
c)	Protocole.....	21

3. Les conséquences .....	24
4. Solutions en fonction de deux types de surdité unilatérale .....	25
a) Surdité unilatérale légère, moyenne à sévère de deuxième degré .....	25
b) Surdité unilatérale profonde à cophotique .....	26
5. Le système CROS (Controlateral Routing Of Signals) en conduction aérienne .	27
a) Principe .....	27
b) Historique .....	28
c) Le système CROS de Phonak .....	33
6. Le système de micro-cravate chez GN ReSound .....	35
a) Principe .....	35
b) La bande ISM .....	37
c) Les avantages apportés par le Mini-Microphone ReSound Unite™ .....	37
d) Limites du Mini Microphone .....	39
III. Etude comparative expérimentale .....	40
1. Présentation de l'étude .....	40
a) Objectif de l'étude .....	40
b) Critère d'inclusion .....	40
c) Critère d'exclusion .....	42
d) Population étudiée .....	43
e) Epreuve de Hirsch .....	44
f) Matériel utilisé .....	44
g) Test mis en place pour le mémoire .....	46
2. Protocole .....	49
a) Anamnèse .....	49
b) Description de l'épreuve de discrimination dans le bruit .....	49
3. Résultats .....	53

a) Présentation des résultats.....	53
b) Analyses des résultats .....	54
4. Discussion.....	63
a) Question 1 .....	64
b) Question 2 .....	65
c) Question 3 .....	66
IV. Conclusion .....	68
V. Bibliographie.....	70
VI. Table des illustrations.....	73

## INTRODUCTION

Lors d'une présentation des appareils du fabricant GN ReSound, l'audioprothésiste chargé de nous montrer les accessoires nous expose l'Unite Mini-Microphone. Il nous explique toute son utilité en passant du microphone portatif par la liaison télévision, terminant en disant qu'il l'utilisait dans certain cas pour l'adaptation en système CROS aérien.

En théorie, les possibilités d'appareillage et de prise en charge conventionnel de patients atteints de surdité unilatérale cophotique ne sont pas infinies. Les seules solutions envisagées sont : soit le système CROS aérien, soit le système CROS osseux. Néanmoins, une adaptation avec un Unite Mini-Microphone pour un tel type de surdité n'était pas préconisée.

C'est pourquoi j'ai voulu étudier la question afin de savoir si cette adaptation était possible en comparant ce procédé avec le système CROS aérien conventionnel.

Pour ce type de surdité, beaucoup d'appareillages restent monauraux. Ceci étant dû parfois à la mauvaise acceptation du transfert des informations du côté cophotique au côté sain mais également au coût du microphone, appelé système CROS, non remboursé à ce jour.

C'est pourquoi trouver une solution alternative procurant plus d'avantage de connectivité, de liberté de manipulation mais également plus économique via un accessoire, est pour moi une idée intéressante afin de répondre aux différentes attentes, de certains patients comme l'efficacité.

# I. Rappels anatomique et physiologique du système auditif

## 1. Le système auditif

Le système auditif se compose de trois sections<sup>[1] [2]</sup>: l'oreille externe (OE) comprenant le pavillon et le conduit auditif externe (CAE), l'oreille moyenne (OM) comprenant la caisse du tympan, les osselets et la trompe d'Eustache, et l'oreille interne (OI) constituée de la cochlée et du vestibule.

La membrane tympanique appartient à l'OE sur son versant externe, et à l'oreille moyenne par son versant interne.

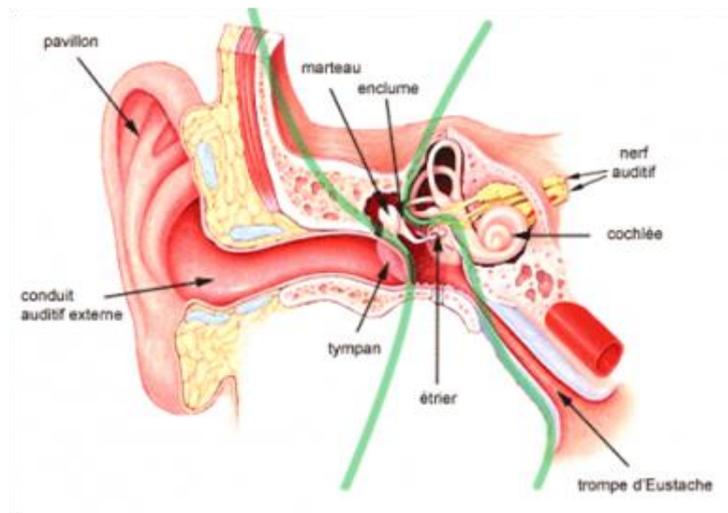


Figure 1: Schéma coupe transversale de l'oreille humaine<sup>[3]</sup>

### a) Oreille externe

Le pavillon est une lame fibro-cartilagineuse. Il est incliné d'environ 30° par rapport à la tête et est la seule partie visible de l'oreille.

Son rôle est de recueillir et d'amplifier certaines fréquences ainsi que de guider les ondes sonores vers le conduit auditif externe.

Au bout de ce conduit qui fait 2 à 3 cm de long, on trouve la membrane tympanique.

Le conduit auditif externe est divisé en deux parties :

- La partie externe est faite de cartilage recouvert de peau,
- La partie interne est dure et osseuse et uniquement recouvert de peau très fine. Elle constitue un tiers de la longueur du conduit.

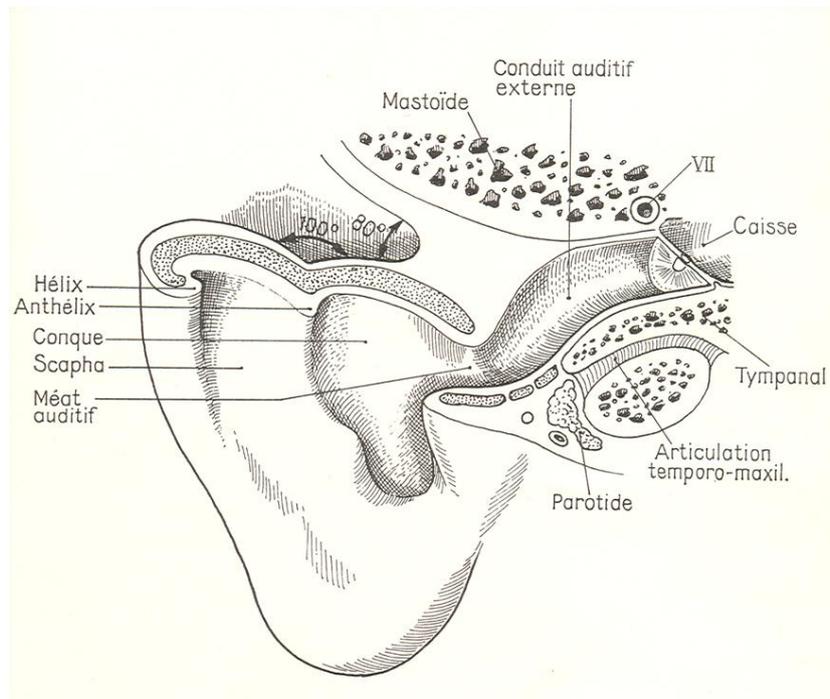


Figure 2 : Coupe de l'oreille externe [4]

### b) Oreille moyenne

Elle est composée de la caisse du tympan, la trompe d'Eustache et les osselets (marteau, enclume et étrier).

Le son capté par l'oreille externe fait vibrer le tympan et entraîne un mouvement de la chaîne des osselets.

Cette chaîne transmet l'énergie mécanique des ondes sonores aux cavités remplies de liquide de l'oreille interne. Elle agit par effet de piston au niveau de la fenêtre ovale.

### c) Oreille interne

Elle est située dans l'os temporal. Elle comprend deux systèmes :

- Le système vestibulaire étant l'organe de l'équilibre,
- Le système cochléaire qui intervient dans la physiologie de l'audition.

Dans la cochlée, l'énergie mécanique transmise par l'oreille moyenne est transformée en impulsion nerveuse grâce aux cellules ciliées. Ensuite, cette énergie électrique est envoyée au cerveau via le nerf auditif.

## 2. Le cortex auditif

### a) Le nerf auditif

Le nerf auditif ou le nerf VIII est constitué 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 vestibulaire conduit les informations destinées au maintien de l'équilibre.
- Le nerf cochléaire est le nerf de l'audition. Il naît de la cochlée et gagne le tronc cérébral en passant par le conduit auditif interne et se rend aux noyaux cochléaires. Des connexions nerveuses existent avec le cervelet. Le nerf cochléaire transmet à l'encéphale les sons perçus par l'oreille.

### b) Les voies auditives afférentes

La voie auditive ascendante <sup>[5]</sup> est une voie courte et rapide car ce sont de grosses fibres myélinisées. Grâce à cette rapidité le sens d'alerte est conservé.

Le message auditif est traité à quatre niveaux :

- le tronc cérébral (noyaux cochléaires et complexe olivaire supérieur),
- le mésencéphale (colliculus inférieur),
- le diencephale ou thalamus (corps genouillé médian),
- et le cortex auditif.

Chaque relais a un rôle spécifique dans l'analyse et le décodage de l'information sonore :

- Noyau cochléaire du tronc cérébral : décodage de base : en intensité, en durée, en fréquence.
- Olive supérieur et colliculus inférieur : orientation vers une source sonore.
- Thalamus : relais responsable de l'intégration du message avec préparation d'une réponse verbale.
- Cortex auditif : sélection des informations, reconnaissance (discrimination) et mémorisation.

Après le premier relais dans le noyau cochléaire, la projection est bilatérale, avec cependant une dominance controlatérale. Cela permet de transmettre à chaque structure des informations binaurales, c'est-à-dire en provenance des deux oreilles. Plus particulièrement, le colliculus inférieur qui joue un rôle majeur dans la stéréophonie : les différences interaurales de temps et d'intensité entre les deux oreilles vont donc permettre la localisation spatiale. Ces phénomènes sont expliqués plus en détail dans le prochain paragraphe.

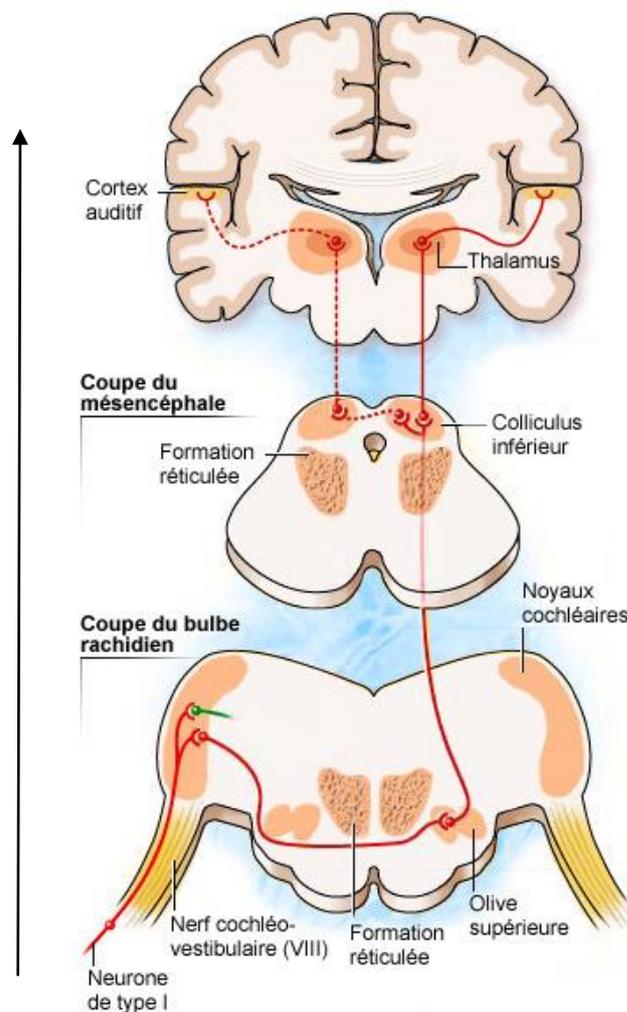


Figure 3 : Voie auditive primaire <sup>[6]</sup>

### 3. L'audition binaurale

D'après Monsieur René LEHMANN <sup>[7]</sup> qui explique que « la fonction binaurale est un élément capital de la communication auditive ». Nous pouvons nous poser trois questions :

- Etant donné que l'audition est un organe pair, avons-nous réellement besoin des deux oreilles pour avoir une discrimination des sons dans la vie courante, ainsi que pour avoir une meilleure intelligibilité et une meilleure directivité spatiale ?
- La correction auditive, doit-elle être systématiquement binaurale ?
- La correction auditive binaurale permet-elle un meilleur relief sonore, une intensité plus élevée, et une meilleure localisation spatiale ?

Nous pouvons dire, sans trop nous avancer, que si l'évolution a doté l'homme de deux oreilles, comme les yeux, elle leur a sûrement attribué un rôle complémentaire.

Lorsque le sujet peut localiser l'origine des sons dans l'espace, il est certain que l'écoute simultanée de plusieurs d'entre eux est plus intelligible.

Pour chaque source sonore, l'auditeur est capable de déterminer avec plus ou moins d'exactitude la distance, un angle dans le plan horizontal et un angle dans le plan vertical.

Afin de répondre à la première question, et donc de mettre en avant l'importance de l'audition binaurale, nous allons tout d'abord expliquer la différence de temps interaurale (ITD) ainsi que la différence de niveau interaurale (ILD). Celles-ci permettent effectivement une augmentation de la sensation subjective d'intensité au niveau supraliminaire de l'ordre de 6dB, d'une amélioration de la localisation sonore spatiale, d'une amélioration de l'émergence de la parole, ainsi qu'une meilleure intelligibilité. Tout ça nous permet donc de répondre à la deuxième question, il est évident que l'adaptation bilatérale doit être mise en place lors d'un appareillage audioprothétique quand cela est possible.

#### a) Différence de temps interaurale ou ITD (Interaural Time Difference)

L'ITD <sup>[8]</sup> se produit lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance entre l'oreille droite et l'oreille gauche, cela entraîne une différence dans les temps d'arrivée du signal sonore entre les deux oreilles. Nous pouvons expliquer cela par la différence de distance parcourue par l'onde sonore pour arriver aux deux oreilles, qui est plus importante d'un côté que de l'autre.

Dans la localisation des sons, les différences de temps interaurales sont utilisées comme repères pour déterminer l'azimut sur un plan horizontal. Lorsque la source sonore se situe en face, il n'y a pas d'ITD, il est de zéro.

L'ITD permet de localiser les sons de basses fréquences, essentiellement inférieurs à 1500Hz.

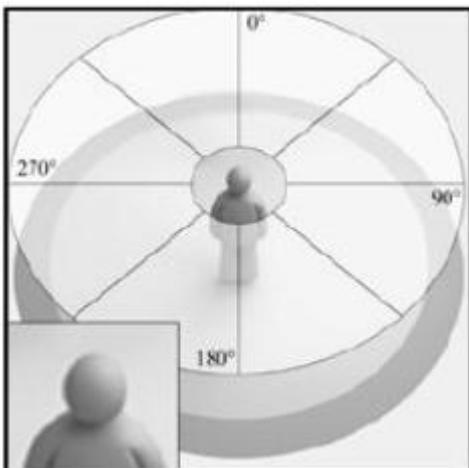


Figure 4 : Diagramme polaire. Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite de la personne <sup>[9]</sup>

#### b) Différence Interaurale de Niveau ou ILD (Interaural Level Difference)

Le second phénomène, après la différence de temps, est la différence de pression acoustique entre les deux oreilles (l'ILD) <sup>[8]</sup>, appelée également l'Interaural Intensity Difference (l'IID).

Cette mesure est principalement influencée par l'effet d'ombre de la tête. Suivant la trajectoire des ondes sonores, la tête va faire écran et entraîne alors une atténuation de l'intensité du signal sonore de 6,4 Décibels (dB) en moyenne sur l'oreille controlatérale pour le spectre de la parole.

En son pur, cela dépend essentiellement de la longueur d'onde. Le niveau de pression acoustique sur l'oreille controlatérale sera plus faible suivant les fréquences du signal. Cette atténuation est variable, allant de 3 dB pour les fréquences graves comme le 500 Hz, jusqu'à un affaiblissement de 20 dB pour les fréquences aiguës comme le 6000 Hz

L'ILD permet de localiser les sons de hautes fréquences, essentiellement supérieurs à 1500Hz.

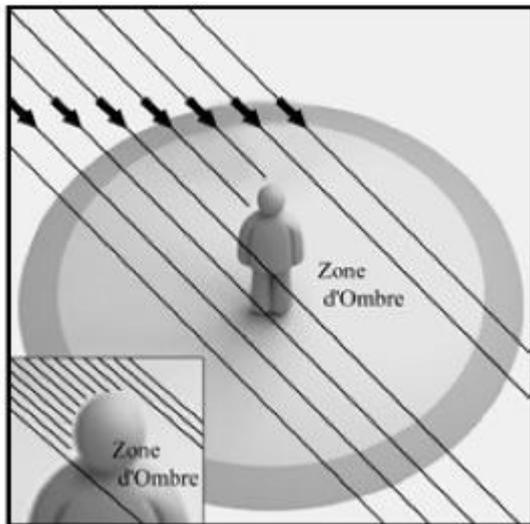


Figure 5 : Effet d'ombre de la tête

### c) Seuil liminaire d'audition

Pour des sujets ayant une audition normale quelle que soit la fréquence, il y a une nette augmentation de la sonie, c'est-à-dire de la sensation sonore ressentie qui se traduit par une sommation énergétique puisque le seuil binauriculaire est de 3 dB environ meilleur que le seuil monauriculaire. Cette différence augmente graduellement au niveau supraliminaire pour atteindre une valeur maximale de 6dB.

D'après l'étude de René LEHMANN<sup>[7]</sup>, à partir du moment où il y a une amélioration des seuils d'audition par l'écoute binaurale, nous sommes en droit de penser qu'il doit également y avoir une amélioration de l'intelligibilité de la parole. Cela prouve que l'écoute binaurale dans le bruit est bien meilleure que l'écoute monaurale.

#### d) Rappel de la classification audiométrique des déficiences auditives

D'après la recommandation BIAP 02/1 bis <sup>[14]</sup> <sup>[15]</sup>, une échelle de surdité a été mise en place suivant le degré de gêne que procure cette déficience.

Après une mesure audiométrique, la perte tonale moyenne est calculée à partir de la perte en fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz. Leur somme est divisée par quatre.

Le montant résultant nous permet de situer dans quelle catégorie de surdité se trouve le déficient auditif.

##### ➤ **Audition normale ou subnormale**

Si la perte tonale moyenne est inférieure à 20 dB, alors il n'y a aucune incidence sociale.

##### ➤ **Surdité légère**

Si la perte tonale moyenne est comprise entre 21 dB et 40 dB, alors le patient commence à ressentir un manque de compréhension dû à la perte des bruits faibles, comme les murmures, ainsi que certains éléments phonétiques.

##### ➤ **Surdité moyenne**

Premier degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 41 dB et 50 dB.

Deuxième degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 51 dB et 60 dB.

Troisième degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 61 dB et 70 dB.

Pour que la parole soit perceptible, il faut que le locuteur élève la voix. Le sujet doit lier la lecture labiale à l'audition pour mieux comprendre.

➤ **Surdité severe**

Premier degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 71 dB et 80 dB.

Deuxième degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 81 dB et 90 dB.

Seuls les sons très forts proches de l'oreille sont perçus. La voix devient inintelligible.

➤ **Surdité profonde**

Premier degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 91 dB et 100 dB.

Deuxième degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 101 dB et 110 dB.

Troisième degré : la perte tonale moyenne est comprise entre 111 dB et 120 dB.

Il n'y a plus que des « restes auditifs ». La perception de la parole est nulle, seuls les bruits très intenses sont perçus.

➤ **Surdité totale, cophose**

Si la perte tonale moyenne est supérieure à 120 dB, alors le patient ne perçoit plus aucun son, il est dit sourd.

## II. La surdité unilatérale

Une surdité est dite « unilatérale » lorsqu'elle ne touche qu'une oreille sur les fréquences comprises entre 125 et 8000 Hz. L'oreille controlatérale a alors une audition normale ou subnormale.

C'est une déficience où le degré de surdité de l'oreille pathologique peut considérablement varier.

Longtemps négligées dans le passé, les surdités unilatérales font de nos jours l'objet d'une attention toute particulière du fait du développement des aides auditives telles l'appareillage à ancrage osseux ou encore le CROS de Phonak.

Avant de s'attarder sur le système CROS, il semble essentiel de développer les causes et les conséquences de cette déficience auditive.

### 1. Etiologie des surdités unilatérales

Les causes d'apparition de cette surdité de perception sont nombreuses. Elles peuvent être d'origine acquise ou congénitale et survenir de manière brutale ou progressive.

#### a) Surdité unilatérale congénitale

Pour rappel, d'après le dictionnaire encyclopédique de la langue française, le LAROUSSE, le mot « congénital » est défini par « qui existe à la naissance ». Cet adjectif s'oppose au caractère acquis ou culturel.

Cette déficience est de deux types :

- Surdité de perception unilatérale congénitale : causes génétiques ou syndromiques au niveau de la cochlée, des voies auditives ou du cortex auditif.
- Surdité de transmission unilatérale congénitale : aplasie de l'oreille, différents syndromes comme le syndrome Branchio Oto Rénal par exemple.

## b) Surdité unilatérale acquise

Le LAROUSSE définie un phénomène acquis par «ce qui n'existe pas à la naissance » et qui survient au cours de la vie. Une cophose unilatérale peut être d'ordre morphologique ou physiologique, causée par divers facteurs :

- Surdités traumatiques :
  - *fracture du rocher,*
  - traumatisme crânien sans fracture où l'onde de choc entraîne une *commotion labyrinthique.*
- Surdités infectieuses bactériennes :
  - *Labyrinthite* par propagation de l'infection d'une otite moyenne aiguë,
  - *Cholestéatome* de l'oreille par fistule du canal externe.
- Surdités infectieuses virales :
  - *Oreillons,*
  - *Rougeole,*
  - *Varicelle,*
  - *Méningite.*
- Surdités par trouble pressionnel :
  - *Maladie de Ménière.*
- Surdités dues à une tumeur :
  - *Neurinome de l'acoustique,*
  - *Méningiome.*
- Surdités unilatérale brusque idiopathique :
  - *Origine virale,*
  - *Origine vasculaire.*
- Surdités postopératoires :
  - *Intervention otologique,*
  - *Intervention neurochirurgicale.*

Toute surdité de perception unilatérale progressive de l'adulte doit imposer la recherche systématique d'une atteinte rétrocochléaire (neurinome de l'acoustique).

Les gênes auditives dues à une surdité unilatérale sont variables. Elles sont généralement en rapport avec la difficulté à déterminer la direction des sons : traverser la route devient dangereux. De même, la perte de discrimination de la parole en milieu bruyant devient un handicap : discuter au restaurant avec une personne assise du côté présentant la surdité devient compliqué voire impossible.

Le degré de mise en place de cette surdité joue un rôle dans son suivi médical et mental.

L'atteinte psychologique peut être importante si la perte auditive se déclare de façon brutale (surdité brusque). De là, la prise en charge précoce du patient par le corps médical et par un psychologue est primordiale.

D'un côté les médecins pourront administrer un traitement en hôpital de jour ou encore rediriger le patient vers un audioprothésiste pour procéder à un appareillage afin de limiter l'impact de sa surdité sur sa vie sociale. Alors que le rôle du psychologue sera d'aider le patient à faire le deuil de son audition.

L'équipe pluridisciplinaire permet de venir en aide aux patients pour leur permettre de réapprendre à vivre avec leur déficience auditive.

## 2. Démonstration expérimentale de l'effet d'ombre de la tête : le KEMAR

Le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research) <sup>[11] [12]</sup> est une tête artificielle conçue pour capter les sons binauraux et ainsi simuler la perception auditive chez l'homme. Pour cela, deux microphones  $\frac{1}{4}$  de pouce associés à deux coupleurs de type RA0045 sont placés respectivement au niveau des deux oreilles. Les microphones enregistrent les sons avec des modifications de fréquences et de temps, identiques à celle de notre système physiologique et auditif.

Développé par la société Knowles Electronics pour la première fois en 1972, il permet de prendre en compte les diffractions de la tête et du buste (body effect) ainsi que les facteurs morphologiques et acoustiques telle la longueur et la forme des conduits auditifs et des pavillons. Ce mannequin est l'outil de mesure le plus objectif pour simuler le sujet malentendant porteur d'aides auditives.

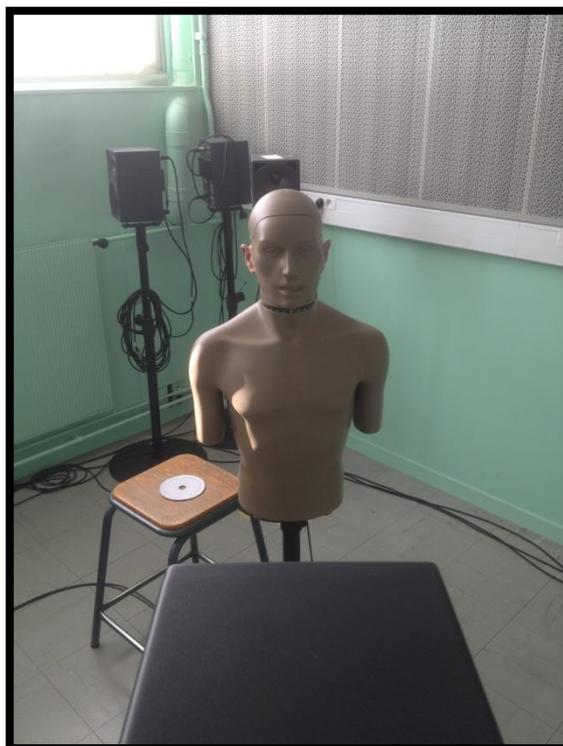


Figure 6 : KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research)

Le KEMAR possède deux conduits auditifs artificiels à l'extrémité desquels on place les deux coupleurs Zwislocki. Chaque coupleur possède un volume de 1.26 cm<sup>3</sup> en comparaison avec le coupleur 2cc, utilisé par défaut pour tester les appareils auditifs. Avec le KEMAR, il est donc possible d'effectuer des tests objectifs : mesurer le gain de l'appareil auditif, l'efficacité de certains traitements du signal, la modification de la résonance du conduit auditif externe du pavillon, et plus particulièrement mettre en évidence l'effet d'ombre de la tête.



Figure 7 : Les deux coupleurs zwislocki <sup>[13]</sup>

a) **Matériel**

- Huit hauts parleurs disposés en cercle séparés de 30° les uns des autres.  
Le haut parleur qui nous intéresse pour l'étude est le HP1 (voir montage page suivante)
- KEMAR est installé au milieu de ce cercle, distant de 1 mètre de ces derniers,
- Un conditionneur GRAS 12AQ qui alimente les deux microphones et envoie les signaux captés à la carte son Multiface II (RME) connectée au logiciel de dépouillement de l'ordinateur,
- Le stimulus est un bruit bande large type bruit blanc,
- Utilisation d'un programme écrit sous MATLAB permettant de visualiser l'effet d'ombre de la tête en fonction de l'orientation de la tête du KEMAR,
- Utilisation également du logiciel SPECTRA PLUS.

b) Montage

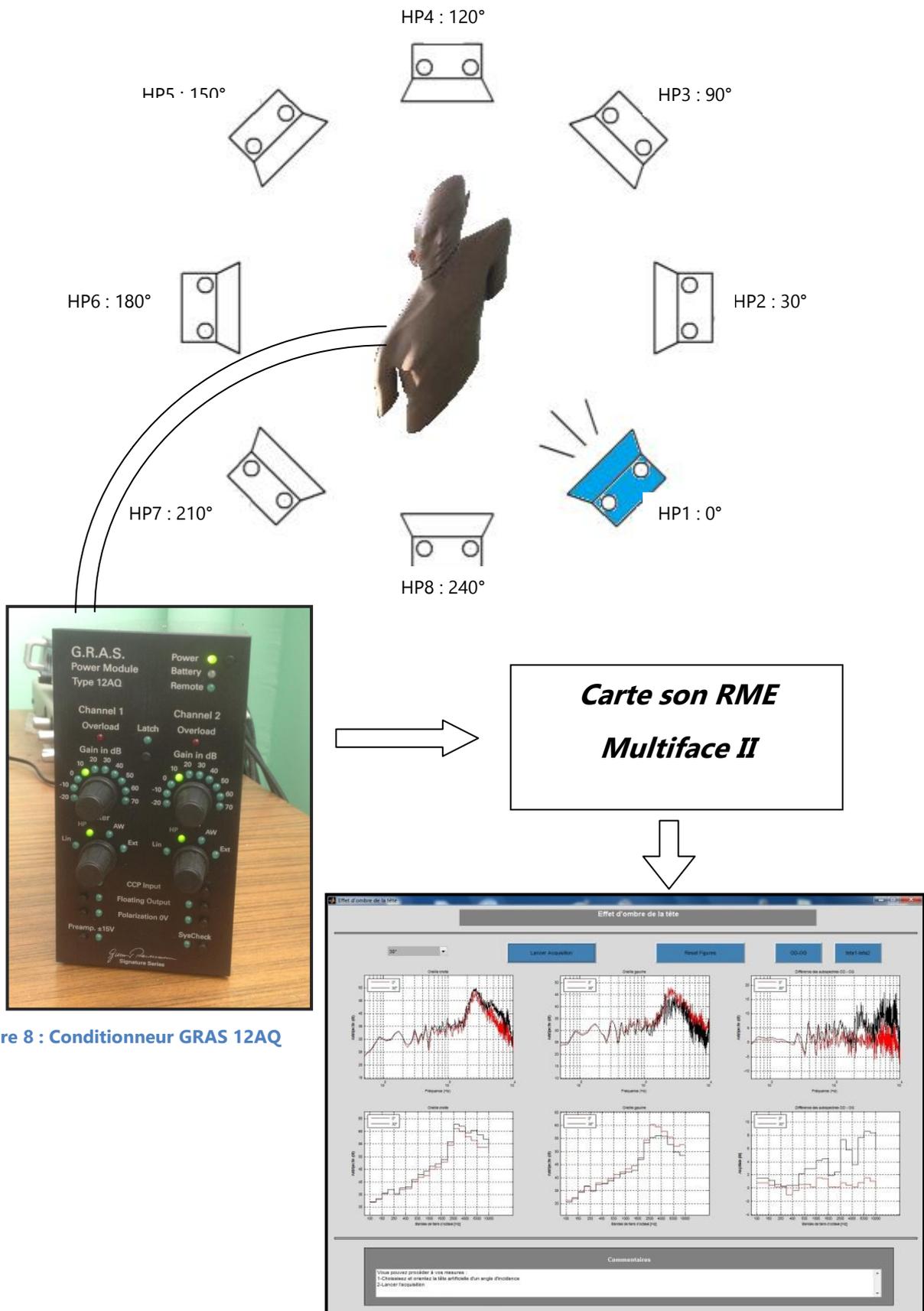


Figure 8 : Conditionneur GRAS 12AQ

Figure 9 : Visualisation de l'acquisition complète sous MATLAB de l'effet d'ombre de la tête

### c) Protocole

Nous mettons en place le KEMAR au centre des 8 hauts parleurs, distant de 1 mètre, puis nous l'orientons face à la source du signal sonore, le haut parleur HP1 (figure 10).

La pièce où nous effectuons les tests a été traitée acoustiquement pour obtenir le moins de réverbération possible (temps de réverbération inférieur à 0,5 seconde à partir de l'octave 500 Hz et le bruit de fond est inférieur à 40 dB, il est à 27 dBA intégré sur une heure).

Tout d'abord, nous allons lancer une première mesure à l'azimut 0 pour obtenir notre angle de comparaison, là où l'ITD, Différence de temps interaurale, est nulle (cf : Partie I du chapitre 3a).

Au cours de l'expérience, le mannequin est toujours à égale distance de chaque haut parleur. Pour chaque acquisition seule son orientation vient à changer (annexe 1).

Nous utilisons un bruit blanc, car ce stimulus est un signal bande large qui couvre l'ensemble du spectre audible en une seule mesure.

Chaque courbe de réponse fréquentielle représente la différence entre celle mesurée pour l'oreille droite (OD) et celle de l'oreille gauche (OG) pour un angle d'incidence donné. Chaque courbe de réponse est tracée en bande fine et par bande de tiers d'octave (figure 9).

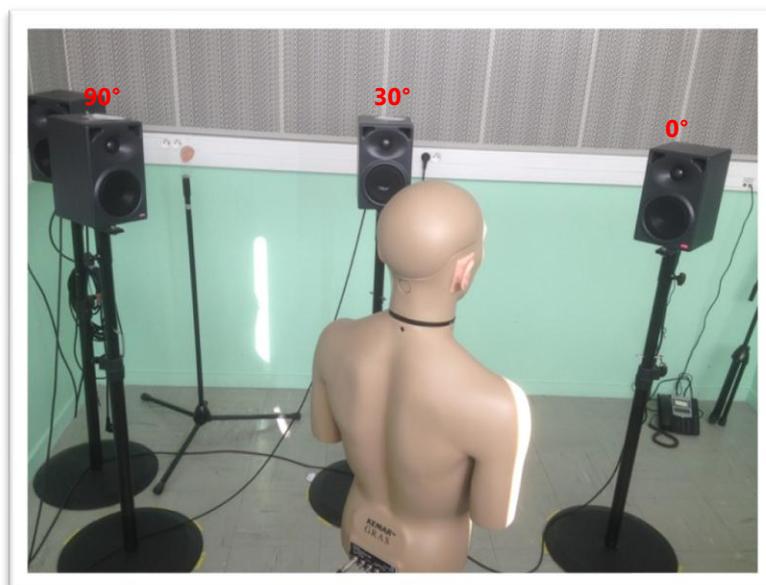


Figure 10 : KEMAR face au HP1 émetteur

Lors de la première acquisition, à l'aide du logiciel écrit sous MATLAB nous obtenons la courbe en rouge (figure 9 et 11) qui correspond à la courbe de référence (azimut 0).

On n'observe logiquement aucune différence d'amplitude entre l'oreille droite et l'oreille gauche sur tout le spectre fréquentiel. Donc un niveau d'intensité équivalent entre les deux oreilles.

Pour la seconde acquisition, nous orientons le mannequin de 90° par rapport à sa position initiale. De telle sorte que l'oreille droite soit dirigée face au haut parleur émetteur (HP1).

Les résultats obtenus sont représentés par la courbe en noir (figure 11).

Pour mettre en évidence la perte due à l'effet d'ombre de la tête, nous comparons la courbe rouge de l'azimut 0 et la courbe noir de l'azimut 90. Nous observons une atténuation de l'amplitude qui évolue progressivement des graves vers les aigus, allant d'un affaiblissement d'intensité de 6 dB à l'octave 1250 Hz jusqu'à 15 dB au tiers d'octave 10 000 Hz.

Sachant que l'oreille droite est orientée vers le HP1 et que l'oreille gauche est dans le même axe mais masquée par la tête, on en déduit que cette atténuation est causée par cette dernière qui fait écran et qui entraîne donc une diminution allant jusqu'à 15 dB dans les hautes fréquences.

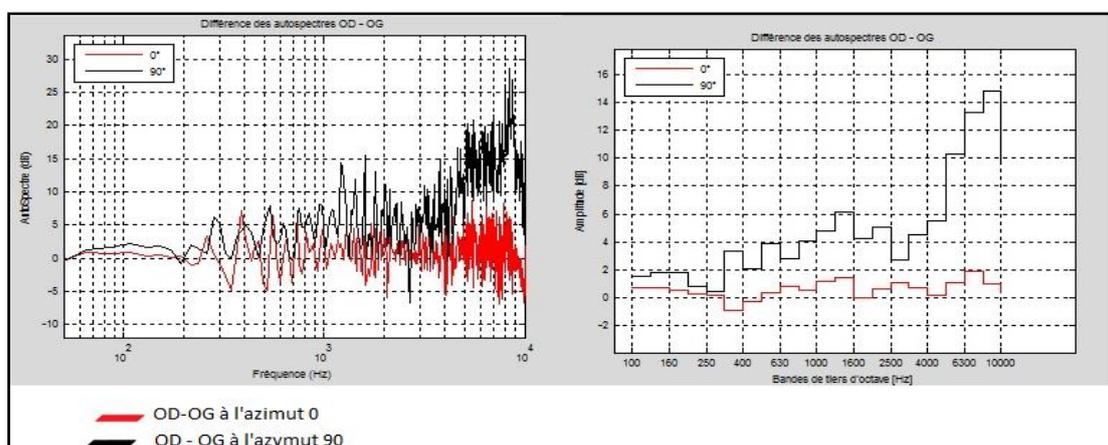


Figure 11 : Effet d'ombre de la tête 0° - 90° visualisé sur le logiciel MATLAB

Par la suite à l'aide du logiciel SpectraPLUS, nous effectuons la même manipulation que précédemment en comparant la différence des courbes de réponses oreille droite – oreille gauche , pour un angle d'incidence 0° et pour 90°.

On constate également une atténuation d'environ 8 dB au tiers d'octave 1250 Hz, pouvant aller jusqu'à 19 dB d'affaiblissement, causée par l'ombre de la tête au tiers d'octave 10 000 Hz (figure 12).

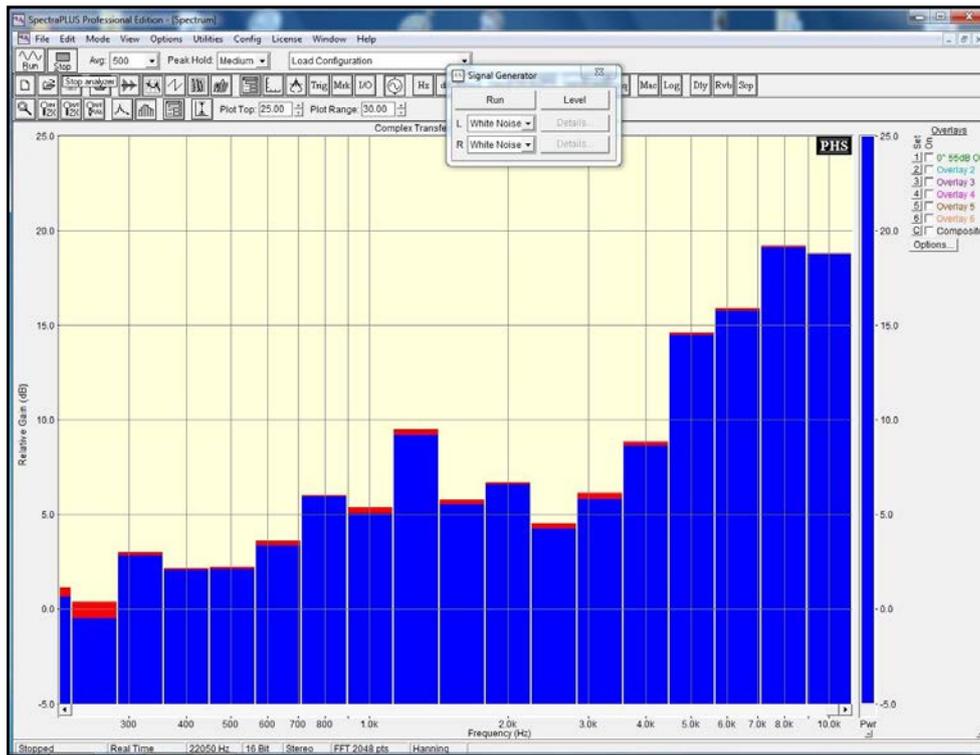


Figure 12 : Effet d'ombre de la tête 0° - 90° visualisé sur le logiciel SpectraPLUS

Comme nous l'avons vu dans la partie I du chapitre 3b, l'ILD, Différence Interaurale de Niveau, permet de localiser les sons de hautes fréquences, essentiellement supérieures à 1500Hz.

Pour les patients atteints de surdité unilatérale, la perte d'une oreille engendre un déséquilibre. Si l'oreille fonctionnelle est située à 90° de la source sonore, la perte d'informations peut aller jusqu'à environ 20 dB dans les hautes fréquences, donc entraîner des problèmes de compréhension en plus des problèmes de localisation.

Dans le prochain paragraphe nous essaierons de comprendre les conséquences d'une telle surdité.

### 3. Les conséquences

La surdité unilatérale est un type de défaillance auditive où une oreille entend normalement et l'autre est atteinte d'une baisse. La captation des sons ne se fait donc pas de manière symétrique, ce qui entraîne un dysfonctionnement de la fonction binaurale.

Les principales conséquences de cette surdité sont :

→ Le dysfonctionnement de la fonction binaurale :

Cela entraîne une perte de relief ainsi qu'une perte de l'effet stéréophonique, c'est à dire que l'écoute n'est plus naturelle.

→ La détérioration de l'intelligibilité de la parole :

A partir du moment où les deux oreilles permettent d'améliorer l'écoute binaurale (augmentation de la sonie d'environ 6 dB), le fait de n'entendre plus que d'une seule correctement complique la focalisation et l'émergence de la parole, essentiellement dans les milieux bruyants.

→ L'orientation auditive :

Etant donné que la différence de temps interaurale (ITD) est utilisée comme repère pour déterminer l'azimut, le fait qu'une oreille ait un meilleur seuil liminaire que l'autre entraîne une complication dans la localisation sonore. Le patient se retrouve dans l'obligation de tourner la tête et de développer des stratégies pour localiser la source. La difficulté étant principalement présente pour une surdité unilatérale profonde.

→ La compréhension d'un signal sonore provenant du coté atteint :

Sachant que la tête constitue un écran pouvant provoquer un affaiblissement d'intensité allant jusqu'à 20 dB et si, en plus, le signal sonore est émis du coté sourd, cela engendre une captation sur l'oreille controlatérale provoquant une perte de

relief et d'intensité. Le risque principal étant par exemple une voiture qui arriverait du côté atteint que le patient n'entendrait pas.

Toutes ces conséquences sont communes aux personnes atteintes de surdité unilatérale mais elles peuvent varier en fonction du degré de la perte auditive, de l'étiologie, du mode de vie, de la psychologie et surtout de l'impact ressenti par le patient.

Ces difficultés entraînent la plupart du temps des troubles tels :

- l'irritabilité,
- l'isolement social,
- le stress,
- l'anxiété,
- la nervosité,
- la fatigabilité.

Les difficultés provoquées par ce type de surdité peuvent être plus ou moins importantes en fonction de la perte d'audition des deux oreilles.

#### 4. Solutions en fonction de deux types de surdité unilatérale

Nous distinguons deux cas de cette surdité : lorsque l'oreille défaillante est atteinte d'une perte allant de 20 à 90 décibels, soit une surdité légère à sévère de stade II, ou lorsque la baisse auditive dépasse les 91 dB de perte, soit une surdité profonde ou encore cophotique.

##### a) Surdité unilatérale légère, moyenne à sévère de deuxième degré

Dans ce premier cas, l'appareillage par une aide auditive conventionnelle du côté atteint est réalisable. L'audioprothésiste va ajuster les niveaux de gain de l'appareil. Le but étant, en théorie, de rééquilibrer les deux oreilles afin de retrouver une écoute

stéréophonique. Et, à terme de permettre une amélioration de la localisation spatiale ainsi qu'une amélioration de l'émergence du signal sur le bruit.

Plus la perte est grande, moins il y a de restes auditifs, plus l'amplification de l'aide auditive sera importante pour compenser. Néanmoins on sait que le transfert transcranien en conduction aérienne est mis en jeu pour des signaux sonores supérieurs à 60 dB. En général pour des surdités sévère de degré 1 ou 2 il est difficile de retrouver une bonne compréhension du côté atteint.

#### b) **Surdité unilatérale profonde à cophotique**

Dans ce deuxième cas, rééquilibrer les 2 oreilles sera difficile voire impossible pour l'audioprothésiste. Du moins, il sait qu'une oreille avec si peu de restes auditifs, au niveau de la cochlée, ne peut permettre de retrouver des sensations sonores menant jusqu'à une compréhension de la parole même dans le calme.

Les personnes atteintes de surdité unilatérale profonde rencontrent énormément de difficultés. En effet, ils ne peuvent écouter que d'une seule oreille. Cela crée un déséquilibre binaural qui engendre d'énormes problèmes de compréhension et de localisation.

Pour ce type de surdité unilatérale, la solution réside dans le système CROS en conduction aérienne ou en conduction osseuse. Le but étant de transférer le signal sonore en provenance du côté cophotique directement à l'oreille saine.

Lors de notre étude, nous allons tout d'abord nous concentrer sur le système CROS aérien, son principe et son historique. Dans un deuxième temps, nous allons étudier le système alternatif afin de les comparer.

## 5. Le système CROS (Controlateral Routing Of Signals) en conduction aérienne

### a) Principe

La technique CROS en conduction aérienne est une solution non chirurgicale. Elle est utilisée pour les pertes auditives unilatérales sévères à cophotique. Depuis leur conception en 1965, ces systèmes d'aide auditive sont conçus sur le même procédé.

Un microphone placé dans un boîtier est disposé du côté de l'oreille défailante.

Une liaison filaire ou un système de communication interaurale sans fil permet de transférer l'information du côté controlatéral.

La réception du signal se fait à l'aide d'un récepteur se trouvant du côté de l'oreille saine.

Ce récepteur est composé d'un amplificateur et d'un écouteur, qui permet respectivement une correction auditive ainsi que de palier l'effet d'ombre de la tête et de retransmettre l'information corrigée.

Le son émis de l'écouteur est acheminé vers le conduit auditif externe soit par un tube classique soit par un écouteur déporté ou encore un intra auriculaire.

Pour résumer, l'appareil positionné du côté atteint, le système CROS aérien, n'est ni plus ni moins qu'un microphone. Il permet de transférer les informations conversationnelles de l'oreille déficiente à la bonne oreille.

Par conséquent l'audition est bilatérale mais il est clair qu'on ne parle plus d'audition stéréophonique.

Le fait de transférer les informations de l'oreille sourde à l'oreille saine, permet d'améliorer la compréhension et l'intelligibilité de la parole provenant du côté atteint.

Lors de l'adaptation de l'oreille saine, il est évident qu'il ne faut pas la boucher pour ne pas altérer sa perception auditive. De ce fait, le côté de la bonne oreille doit toujours être appareillé en « ouvert ». Ce procédé a la propriété de réduire de manière importante voire d'annihiler totalement les gains des fréquences graves

inférieures à 800 Hz, donc de les laisser rentrer naturellement et d'assurer une amplification uniforme des aigus entre 1500 et 5000 Hz <sup>[16]</sup>.

L'aide auditive placée sur la meilleure oreille a la possibilité, en plus d'agir comme un récepteur, de corriger l'audition si celle-ci en a besoin. Dans ce cas, le système est appelé BiCROS. Tout comme le système CROS l'audition est bilatérale mais non-stéréophonique.



Figure 13 : Illustration du principe du CROS et du BiCROS <sup>[17]</sup>

## b) Historique

Les premiers systèmes CROS ont été développés au début des années 1965 par Harford et Barry <sup>[18]</sup>.

La technique résidait dans la mise en place d'un microphone du côté de la mauvaise oreille reliée par un fil électrique à l'appareil controlatéral. Le but étant que les informations de l'écouteur soit transmises par un tube directement dans le conduit auditif externe (CAE). Le tube transporte le signal acoustique depuis l'écouteur

jusqu'au CAE pour que la bonne oreille soit libre et puisse permettre une réception normale du son.

Etant donné que les embouts sur mesure de type « ouvert », n'étaient pas très répandus et exploités dans les années 60, ce système était principalement efficace pour les patients dont la surdité n'excédait pas un certain niveau dans les fréquences aiguës, en raison du risque de larsen suite à un gain trop fort dans ces dernières.

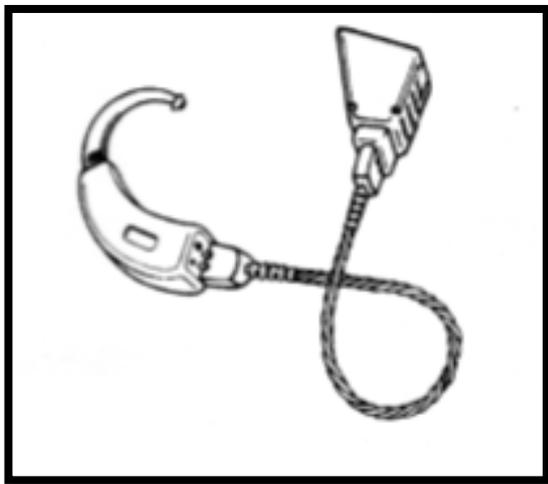


Figure 14 : Adaptateur CROS et son montage en contour d'oreille <sup>[19]</sup>

Les années suivantes, suite aux évolutions prothétiques, cette application est adaptée aux appareils auditifs conventionnels par une liaison filaire, mais également sous forme de lunette auditive.

Figure 15 : Mise en place du montage en liaison filaire <sup>[20]</sup>



Les principaux avantages de la lunette auditive ont été la discrétion et la tolérance dus à l'embout ouvert. Le fil électrique qui relie le microphone de l'oreille cophotique à l'écouteur controlatérale est « camouflé » le long de la monture de la lunette.

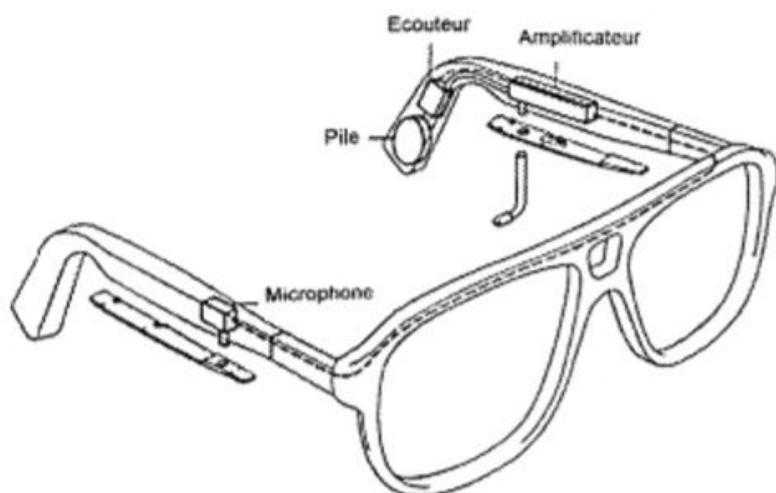


Figure 16 : Montage CROS sur lunette auditive

Néanmoins cette liaison filaire reste la grande faiblesse du système. D'après J.C. LAFON : « Pour être efficace en toutes circonstances, une lunette auditive doit être équipée optiquement de double foyer, tout au moins chez les porteurs ayant dépassé 45 ans, ce qui est la majorité. Espérons que nos « CROS men » ne trébucheront pas sur le premier trottoir ou ne tomberont pas dans les premiers escaliers qu'ils auront à braver. De toute façon, il n'est jamais souhaitable de doubler les problèmes et

d'adjoindre à l'accoutumance d'un nouveau mode d'audition l'accoutumance d'un nouveau mode de vision. » [21].

Au début des années 90, SULLIVAN<sup>[22]</sup> (en 1988) et VALENTE<sup>[23]</sup> (en 1995) ont eu l'idée d'utiliser le transfert transcranien pour transmettre directement l'information à l'oreille interne controlatérale. Ils suggèrent alors l'utilisation d'aide auditive de type contour ou intra auriculaire surpuissante du côté cophotique. Le gain très élevé va permettre par vibration transcranienne de stimuler les liquides de la cochlée de l'oreille saine.

L'évolution s'est faite dans les années 2000 au passage à la technologie numérique. Les premières sociétés à se pencher sur la question du système CROS aérien ont été Interton et Unitron. En 2008, leur avancé a permis de développer les premiers appareils auditifs CROS aérien sans fil. Le premier appareil à voir le jour chez Interton a été l'aide auditive appelé RELAY® (figure 17) et le premier chez Unitron a été le CROS Tandem® (figure 18).

Les informations captées par le microphone de l'oreille atteinte étaient transférées à l'autre oreille à l'aide d'un sabot récepteur.



Figure 17 : Appareil auditif RELAY® d'Interton [24]

Figure 18 : Appareil auditif CROS Tandem® d'Unitron [25]



Depuis l'apparition de la liaison sans fil, la lunette auditive et la liaison filaire ont été abandonnées. Cette disparition est due à la contrainte du câble derrière la nuque ou dans la monture de la lunette ainsi que, d'après J.C.LAFON, la contrainte de lier la vue à l'audition. Ce procédé permet de faire place à un concept plus esthétique et en corrélation avec son temps au niveau performance :

- Traitement de signal par réglage multicanaux,
- Réducteur de bruit,
- Microphone directionnel,
- Système de compression...

L'appareillage des surdités unilatérales a pris une grande place dans l'industrie de l'audioprothèse.

Phonak est aujourd'hui le fabricant en pôle position de l'industrie du système CROS aérien sans fil. Pour transmettre l'information de l'oreille pathologique à la meilleure oreille nous n'avons plus besoin de sabot audio ou encore de CROSLink ni d'appareil en contour d'oreille classique (BTE).

<p>Câblé</p> 	<p>AM</p> 	<p>HiBAN</p> 
<p>Sabot audio</p>	<p>CROSLink</p>	<p>Phonak CROS</p>

Figure 19 : Les différents modes de transmission du signal sonore dans un appareillage CROS <sup>[26]</sup>

### c) Le système CROS de Phonak

La plateforme Spice<sup>[27]</sup> a vu naître la communication et la possibilité de diffusion sans fil grâce à la technologie HiBAN. Phonak est le premier fabricant à avoir créé « un système CROS qui transmet le signal en utilisant la diffusion audio numérique large bande sans fil ». Cette technologie de transmission inductive à codage numérique de fréquence porteuse 10,6 MHz a permis de développer le système CROS. Le fait de retirer ce câble gênant induit la réduction considérable de sa taille, permettant ainsi un maximum d'esthétisme et de discrétion. Il profite évidemment des dernières évolutions techniques tels l'anti-larsen ou encore les microphones directionnels.

Le microphone émetteur CROS avec la fonction HiBAN fonctionne avec tous les appareils de la gamme Spice. Il est disponible sous toutes les formes, de l'intra auriculaire au contour d'oreille classique en passant par l'aide auditive à écouteur déporté (figure 20).

Le CROS de Phonak peut aussi bien s'adapter aux sujets ayant une audition totalement saine et normale sur leur meilleure oreille (CROS), ainsi que pour des patients ayant une perte auditive (légère à sévère) sur leur bonne oreille (BiCROS).



Figure 20 : Les différents modèles de l'émetteur CROS de la gamme Spice chez Phonak <sup>[28]</sup>

Aujourd'hui, deux nouvelles puces sont apparues, la gamme Quest<sup>[29]</sup> en 2013 et la gamme Venture<sup>[30]</sup> en 2015. Les avancées technologiques ont permis d'améliorer ce système à l'aide :

- Du Real Ear Sound : qui devrait permettre de simuler l'effet pavillonnaire, afin de recréer une directivité spécifique en fonction de la fréquence
- Du SoundFlow : qui devrait permettre de s'adapter de façon progressive et naturelle à l'environnement sonore sans que le patient n'ait besoin d'activer quoique ce soit.
- Du SoundRecover : qui devrait permettre d'améliorer la captation des fréquences aigües.

Lors des tests pour ce mémoire, nous avons donc utilisé un système haut de gamme CROS de la gamme Quest afin de réaliser notre process qui sera expliqué dans la partie III.

Nous estimons qu'il est judicieux de développer la partie prise en charge de l'adaptation en système CROS.

L'appareil adapté au niveau de l'oreille saine est une aide auditive. En plus de jouer le rôle de récepteur, il permet de corriger l'audition dans le cas du BiCROS. Cet appareil rentre dans la catégorie « appareillage auditif » donc permet d'obtenir un remboursement à hauteur 60% du ticket modérateur de la sécurité sociale. Néanmoins l'appareil CROS, étant un microphone émetteur, ne rentre pas dans la catégorie appareil auditif mais dans celle des accessoires. La prise en charge au niveau de la sécurité social est nulle, le prix de l'appareil est totalement au frais du patient, sachant que le prix d'achat Hors Taxe chez le fabricant est à hauteur de 800 €.

## 6. Le système de micro-cravate chez GN ReSound

L'accessoire de GN ReSound sélectionné fera l'objet de notre étude comparative. Nous allons dans un premier temps étudier le principe de cet objet ainsi que ses avantages et ses limites.

### a) Principe

La principale conséquence d'une perte auditive est la difficulté, voire l'impossibilité, de préserver, pour le malentendant, sa capacité de communication avec son entourage, et ce, essentiellement dans le bruit.

Une amélioration de la compréhension dans ces situations est possible à l'aide des appareils auditifs, néanmoins les difficultés persistent. La plainte de l'intelligibilité dans le bruit reste aujourd'hui le problème majeur des patients appareillés.

La première solution proposée ne peut se faire avec nos patients atteints de surdité unilatérale car la préconisation est l'appareillage bilatéral.

La deuxième solution sont les systèmes dits « directionnels », ils permettent d'extraire l'information importante du signal comportant du bruit environnant en tirant partie de la séparation spatiale. Une étude clinique a mis en évidence que les systèmes directionnels apportaient une amélioration du rapport signal sur bruit ou SNR (Sound to Noise Ratio) de l'ordre de 3 dB à 9 dB <sup>[31]</sup>.

Néanmoins, l'étude de l'amélioration du SNR est bénéfique pour des patients appareillés des deux côtés.

Les chercheurs de ReSound expliquent cela par le concept du « problème triangulaire » <sup>[32]</sup> :

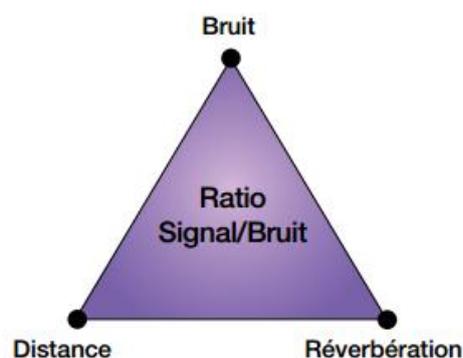


Figure 21 : Illustration du triangle de problème d'intelligibilité

Afin de répondre aux différents facteurs perturbateurs tels le bruit, la distance et la réverbération, la solution du fabricant est apparue en octobre 2011 avec l'Unite Mini-Microphone<sup>[33]</sup>. Il permet de prélever le signal sonore à sa source, là où il est le plus fort et le plus distinct, c'est-à-dire à la bouche de l'interlocuteur.

Cet accessoire est un petit émetteur portable, appelé également « micro-cravate ». Il permet de transférer la voix de l'orateur directement dans les aides auditives.

Contrairement au système CROS de Phonak qui utilise la communication sans fil HiBAN, ReSound fait appel à un système, également non filaire, utilisant la bande ISM (Industry, Scientific and Medical) avec une fréquence porteuse de 2.4 GHz.



Figure 22 : Mini-Microphone ReSound Unite™ [34]

Le principe est simple, l'interlocuteur positionne le microphone au niveau de la cravate. Ce dernier, qui est omnidirectionnel, captera les informations de la parole. Il transmettra, de façon immédiate à l'aide de la connexion ISM, le signal sonore directement dans les aides auditives. De ce fait, les problèmes de bruit, de distance ou encore de réverbération sont considérablement réduits.

Ce micro-cravate dispose d'un bouton marche/arrêt ainsi que d'un contrôle du volume pour l'entrée microphonique.

Cet outil est compatible avec tous les appareils de GN ReSound développés après 2010 telles les gammes Alera puis Verso.

## b) La bande ISM

Les bandes ISM (Industriel, Scientifique et Médical) sont des bandes de fréquences qui peuvent être utilisées pour des applications industrielles, scientifiques, médicales ou encore domestiques sans demande d'autorisation auprès des autorités. Pour l'Union européenne, les bandes de fréquences, et les éventuels niveaux limites sont définis dans la norme EN 55011. La principale bande ISM utilisée est la 2.4 GHz possédant une bande passante de 83.5 MHz (allant de 2,400 à 2,483 GHz). Elle est également intégrée dans les dispositifs Bluetooth et les réseaux WLAN.

ReSound est le premier fabricant à utiliser cette technologie dans les aides auditives permettant ainsi de profiter d'une liaison fidèle et de haute qualité numérique des signaux acoustiques dans un rayon de 7 mètres.

## c) Les avantages apportés par le Mini-Microphone ReSound Unite™

Le Mini Microphone, de la taille d'une petite boîte d'allumette et pesant seulement 16 grammes, a été développé pour améliorer l'intelligibilité et la compréhension dans le bruit pour une source vocale éloignée. Cet outil, à l'apparence très design, ressemble à un appareil kit main libre, ce qui lui donne l'avantage de la discrétion.

Il peut être cliqué sur les vêtements d'un interlocuteur pour permettre d'améliorer le signal rapport sur bruit et éviter les interférences dans les situations nécessaires.

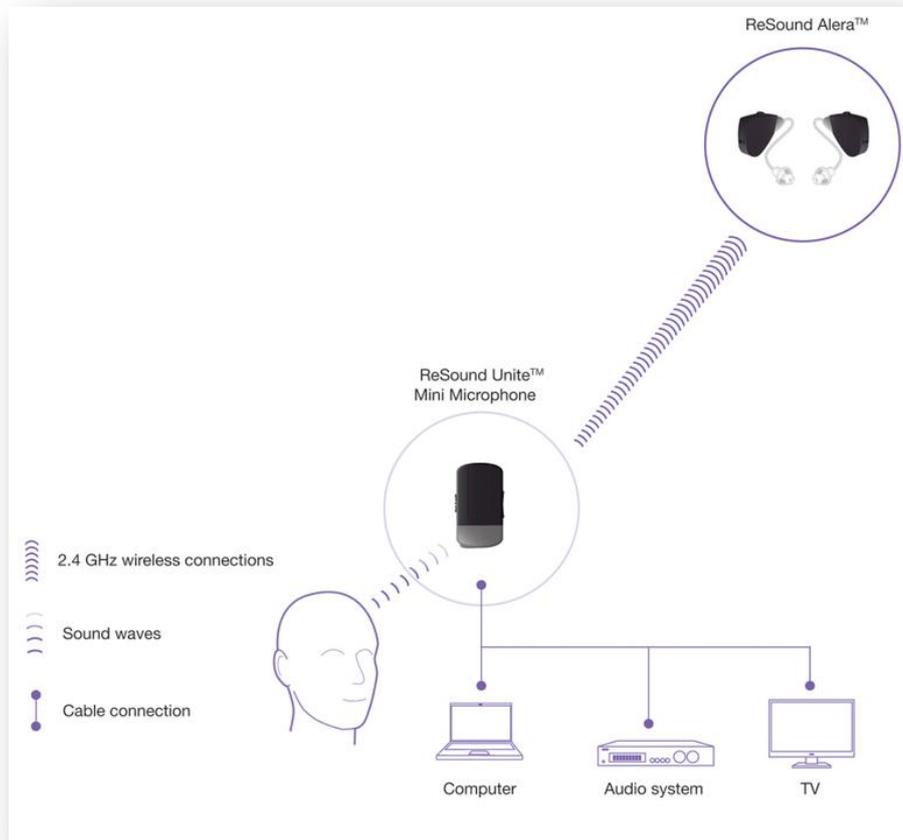
Comme évoqué précédemment, le rayon d'action de l'onde ISM 2.4 GHz est de 7 mètres, une certaine liberté de déplacement est donc possible.

Doté d'un microphone omnidirectionnel intégré, d'un programme d'amplification et d'un réducteur de bruit faible (expansion), les sons sont directement entendus dans les aides auditives, donc permettent d'améliorer l'intelligibilité dans le bruit. Cette première fonction a fait ses preuves essentiellement lors des conférences, des visites guidées, des réunions...

Néanmoins, beaucoup d'autres situations restent difficiles à gérer simplement avec les aides auditives. Toujours liés à ce « problème triangulaire », la musique, la télévision ou encore le téléphone posent particulièrement des soucis. Le Mini

Microphone peut à l'aide de sa connexion audio auxiliaire (une prise Jack 3,5 mm) se connecter à des lecteurs MP3, à la télévision ainsi qu'au téléphone.

Cet accessoire est multifonction. Il permet d'apporter tout le confort possible grâce à une connexion stable et de haute qualité.



**Figure 23 : Les différentes liaisons entre le Unite Mini Microphone™ et les appareils auditifs <sup>[35]</sup>.**

Comme pour le système CROS, il est judicieux de faire un point au niveau de la prise en charge. Au même titre que ce dernier, l'Unite Mini-Microphone ReSound™ est catégorisé dans la partie « Accessoires ». La prise en charge est donc nulle, et le prix de cet accessoire Hors Taxe chez le fabricant est à hauteur de 120 €, sans compter la marge après revente.

Cet accessoire de GN ReSound est notre alternative au système CROS proposé par Phonak, donc à comparaison tarifaire, nous sommes presque sept fois moins cher.

#### d) Limites du Mini Microphone

Malgré l'aspect très design du Mini-Microphone, de sa taille et de sa légèreté, il reste néanmoins visible. Beaucoup de malentendants ont du mal à accepter le port des aides auditives à cause de l'aspect psychologique d'une part et de l'aspect esthétique d'autre part.

L'utilisation de microphones n'engage pas seulement le patient mais également le locuteur. Le déficient auditif doit donner l'appareil à son interlocuteur qui lui, doit le disposer proche de sa bouche. Cela peut entraîner pour certains une gêne parce qu'ils affichent leur handicap.

L'Unité Mini Microphone fonctionne à partir d'une batterie rechargeable. Il suffit de le brancher soit à une prise secteur soit en alimentation USB. Pour atteindre une charge totale, il suffit de 3 heures. L'inconvénient majeur est une autonomie de seulement 5 heures d'utilisation. Si cet accessoire est adapté à une personne très active ou encore à une personne âgée ayant d'énormes troubles de la compréhension, cette durée est extrêmement courte. Si l'on prend l'exemple d'un chauffeur de taxi qui utilise son Mini-Microphone pour entendre clairement les personnes installées à l'arrière de son véhicule. En partant du principe que ce dernier commence sa première course à 8 heures et termine sa journée à 20 heures, il est clair qu'il sera gêné plus de la moitié de sa journée.

Comme tous les accessoires, le Mini Microphone est un coût supplémentaire, ce dernier est inutile sans les aides auditives adaptées.

### **III. Etude comparative expérimentale**

#### **1. Présentation de l'étude**

##### **a) Objectif de l'étude**

L'objectif de ce mémoire est d'essayer d'apporter une solution alternative au système CROS aérien conventionnel pour 15 patients atteints de surdité unilatérale. Le but de l'étude est de déterminer grâce à une audiométrie tonale dans le bruit si le système alternatif est aussi efficace que le système CROS développé depuis les années 1965.

Les systèmes de « microphone déporté » testés sont le Phonak CROS ainsi que l'Unite Mini Microphone de GN ReSound.

Pour ce mémoire seul l'efficacité immédiate a été prise en compte. L'adaptation prothétique ainsi que les tests ont été effectués la même journée. On ne tient pas compte de l'habituation du patient à chacun des systèmes, mais uniquement l'efficacité immédiate d'un procédé à l'autre.

##### **b) Critère d'inclusion**

Un échantillon de 15 patients a été sélectionné au sein du laboratoire d'audioprothèse Viva'Son, avenue de la République dans le 11<sup>ème</sup> arrondissement de Paris.

Afin de pouvoir participer à l'étude, ces derniers devaient correspondre aux critères suivants :

- La surdité doit être unilatérale de profonde à cophotique : perte tonale moyenne supérieure à 91 dB,
- Le seuil auditif de l'oreille controlatérale doit être compris entre 0 et 50 dB sur la bande de fréquence 125 à 4000 Hz.
- Le niveau d'intelligibilité en audiométrie vocale au casque pour la meilleure oreille doit atteindre le 100%. Cela correspond au seuil maximum d'intelligibilité avec les listes de mots dissyllabiques de J.E. Fournier.

- Pas de contre indications à l'appareillage auditif ni au système CROS,
- N'avoir aucune expérience avec des « microphones déportés »,
- Et enfin être majeur.

Après avoir confirmé tous ces critères, nous avons pratiqué en champs libre une audiométrie vocale oreilles nues. Nous avons utilisé le test phonétique de Lafon. Les listes proposées font appel à la suppléance mentale et permettent de mesurer les distorsions cochléaires afin de préciser une atteinte périphérique par faculté résiduelle. Trois de nos patients ont été exclus de l'étude pour cause de trouble de l'intégration. Leur score d'intelligibilité étant trop faible.

Graphiques représentant les audiométries tonales de la meilleure oreille de nos 15 patients :

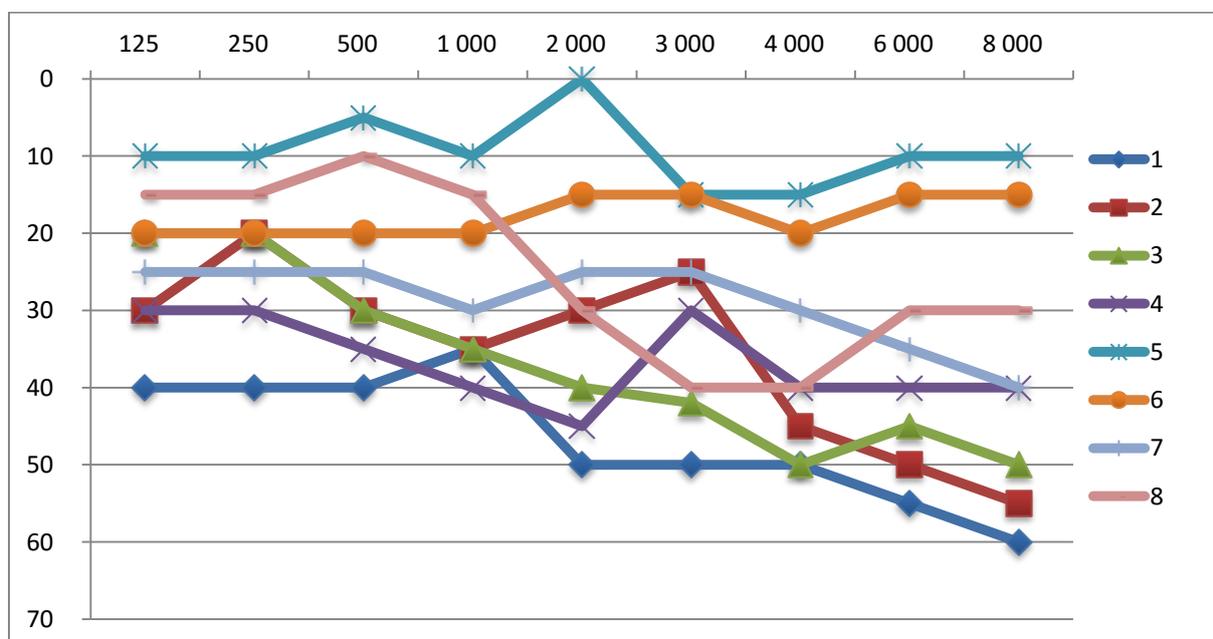


Figure 24 : Audiogramme de la meilleure oreille des différents patients (1/2).

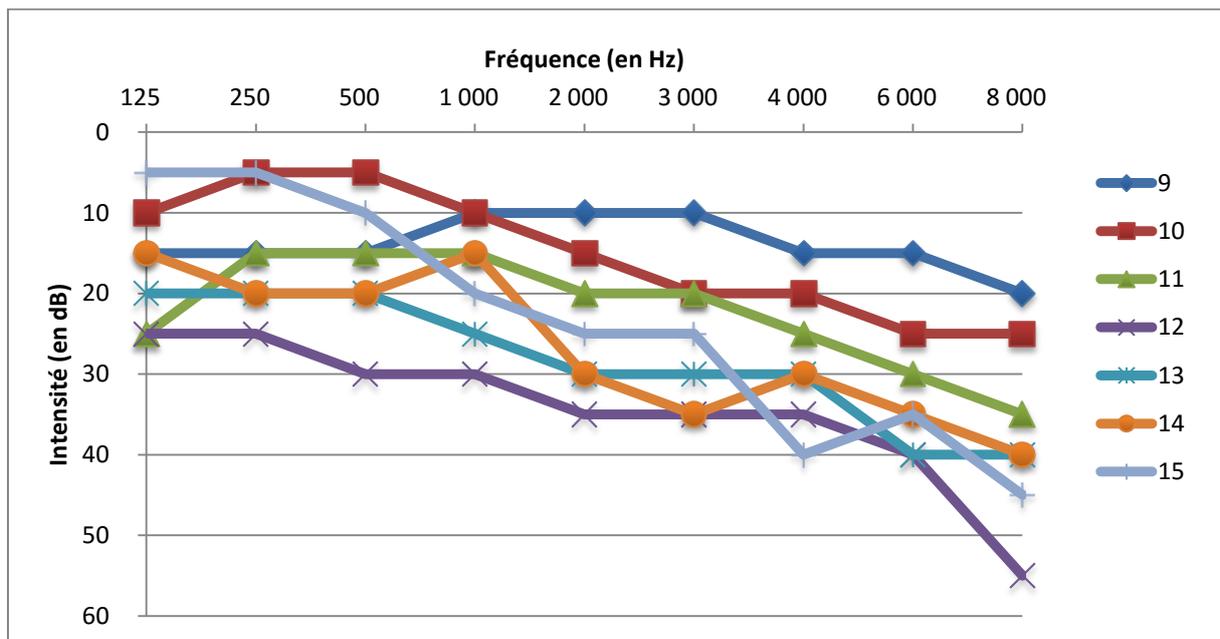


Figure 25 : Audiogramme de la meilleure oreille des différents patients (2/2).

Leur audiométrie vocale nous permet de confirmer leur seuil liminaire d'audition. Comme précisé dans les indications, chacun d'eux atteint un maximum de 100% d'intelligibilité.

### c) Critère d'exclusion

Certains critères nous ont contraints à ne pas inclure ou exclure des patients du protocole :

- ceux atteints d'une surdité trop importante du côté de l'oreille fonctionnelle, avec une perte tonale moyenne supérieure à 50 dB,
- ceux qui ont des problèmes de grande fatigabilité. Le test étant assez long, cela leur aurait demandé une concentration trop importante,
- ceux atteints de troubles du comportement ou encore de problèmes centraux,
- les patients ne parlant pas ou ne comprenant pas la langue française.
- les patients présentant des troubles de l'intégration décelés à l'aide de notre audiométrie vocale en champs libre.

Les résultats de ces patients n'auraient pas pu étoffer notre panel, car leurs réponses n'auraient pas permis de mettre en avant des résultats fiables et reproductibles.

#### d) Population étudiée

La population est composée de 8 hommes et 7 femmes.

Tableau de la répartition de l'âge de la population :

Age minimum	46 ans
Age maximum	80 ans
Moyenne d'âge	63 ans

Au point de vu étiologique, on comptabilise :

- 6 surdités unilatérales cophotiques causées par un neurinome de l'acoustique,
- 3 sont congénitaux,
- 4 sont dues à une surdité brusque,
- 1 à une maladie de Ménière,
- Et 1 causée par un cholestéatome.

Graphique représentant la répartition en pourcentage des causes de la surdité unilatérale profonde à cophotique de notre population :

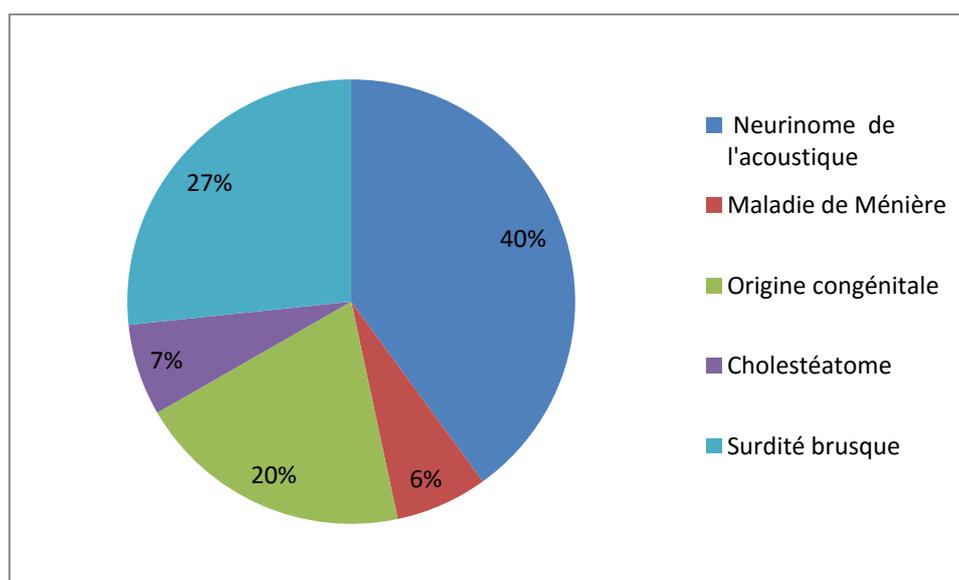


Figure 26 : Répartition des causes de la surdité du côté le plus atteint.

#### e) Epreuve de Hirsch

L'épreuve de Hirsch<sup>[36]</sup> est une épreuve de discrimination spatiale. Elle a pour objectif de mesurer les possibilités de d'intelligibilité de la parole dans le bruit.

Cette épreuve est intimement associée à la fonction binaurale.

Le but étant d'émettre en champs libre une liste de mots de Lafon, et ensuite de comparer le pourcentage de mots correctement répétés par le sujet.

Le principe de ce test est la présence continue de bruits perturbants à intensité constante face au patient.

Dans un premier temps, la parole est confondue avec le bruit face au patient (test 1), puis dans un deuxième temps, on décale latéralement la source de parole du côté cophotique (test 2), sans toucher à la position du son perturbant.

Cette épreuve est essentiellement utilisée pour l'adaptation en système CROS que ce soit aérien ou osseux. Afin d'identifier l'effet stéréophonique, nous testons le sujet avec et sans les appareils.

Lors du test, on comptabilise les mots justement répétés dans la configuration du test 1 et du test 2. L'objectif étant de modifier le rapport signal sur bruit pour obtenir le niveau maximum de compréhension sans les appareils.

Après l'adaptation d'un procédé CROS, on effectue le même test, en gardant le même rapport signal sur bruit par listes émises pour évaluer l'efficacité du système.

#### f) Matériel utilisé

Pour réaliser l'ensemble de nos tests nous avons dû adapter la cabine audiométrique à nos besoins. Pour ce faire nous avons utilisé :

- quatre haut-parleurs montés sur pied, d'une hauteur de un mètre.
- d'un répartiteur relié à trois de ces hauts parleurs, qui lui est directement relié à l'amplificateur de la cabine.
- d'un audiomètre calibré fonctionnant avec le logiciel Noah de l'ordinateur de la cabine. Nous avons utilisé le système Siemens Unity II.

L'audiomètre étant bi-canal, nous avons besoin d'un matériel permettant d'intégrer d'autres haut-parleurs afin qu'ils puissent émettre le même signal sonore. Nous avons donc utilisé un répartiteur manuel à quatre entrées dont trois nous sont utiles. Cet outil nous permet de sélectionner les haut-parleurs que l'on aura au préalable branchés aux bornes positives et négatives. Il est donc possible d'émettre la parole à partir de trois HP, de seulement deux haut-parleurs ou encore n'en activer qu'un seul.



Figure 27 : Photo du répartiteur manuel à quatre entrées.

Le but de ce mémoire est d'apporter une alternative au système CROS aérien conventionnel. Les aides auditives utilisées sont des mini-contours à écouteur déporté:

- Le Phonak CROS adapté avec un Audéo Q 90 312
- L'Unite Mini-Microphone de GN ReSound couplé à un Verso 9-61

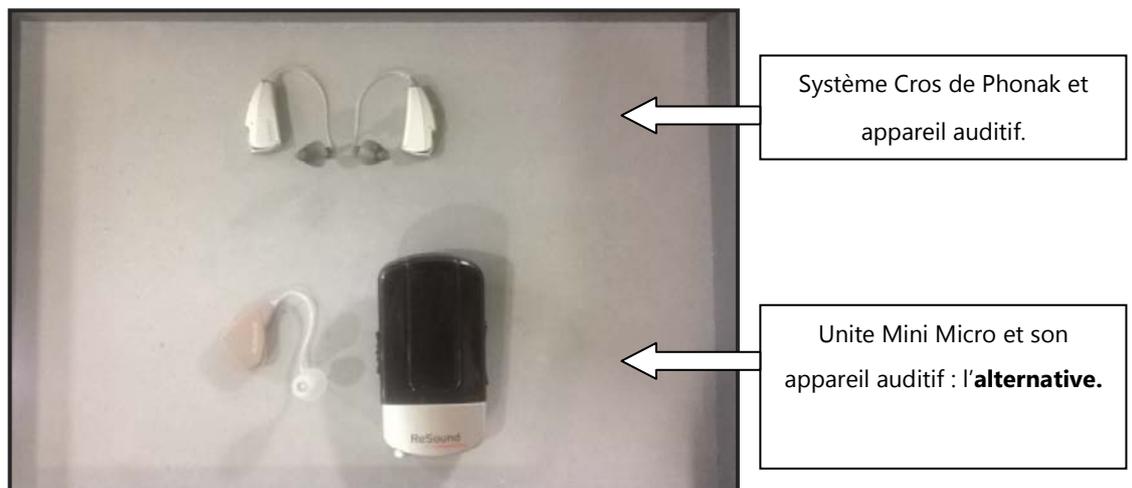


Figure 28 : Photo des combinaisons d'appareils sélectionnés

Pour l'adaptation des aides auditives, nous avons comme contrainte que tous les tests soient faits la même journée. Alors, pour chacun de nos patients nous avons effectué le même processus de préréglage. Nous avons :

- suivi les indications des paramètres acoustiques, tels la puissance de l'écouteur et le dôme le plus adapté en fonction de l'audition,
- exécuté un test anti-larsen, afin d'éviter tout sifflement,
- réalisé une audiométrie in-situ, qui correspond à un audiogramme effectué à l'aide de l'écouteur en associant les paramètres acoustiques,
- sélectionné la méthode de préréglage NAL NL2. Nous nous sommes dit, après réflexion, qu'il était préférable de comparer ce qui était comparable. C'est pourquoi nous n'avons pas sélectionné les préréglages fabricants,
- Adapté au niveau maximum d'adaptation afin de coller aux courbes cibles indiquées par la méthode de présélection NAL NL2,
- programmé le microphone Phonak CROS en « Real Ear Sound ».

Pour améliorer ce processus, il aurait été préférable d'utiliser la mesure in-vivo afin d'intégrer les paramètres acoustiques propres à l'oreille de chacun de nos sujets.

Il aurait également fallu attendre l'intégration par le cerveau des nouvelles informations qui sont venues le stimuler, par exemple faire répéter le test tous les mois pendant 6 mois pour mettre en avant une évolution ou non.

#### g) **Test mis en place pour le mémoire**

Pour mettre en place ce test, nous nous sommes inspirés de l'épreuve de Hirsch, développée précédemment, ainsi que du mémoire de Mathilde Thomas publié en 2011 dont le sujet était « Appareillage de la surdité unilatérale. Comparaison du système CROS osseux et CROS aérien lors du contrôle d'efficacité prothétique ».

Ce test a également pour but de déterminer un niveau de discrimination dans le bruit. Ce dernier est un bruit type « cocktail party » à intensité constante de 65 dB. Nous avons sélectionné ce signal afin de représenter le patient dans un

environnement sonore perturbant se rapprochant le plus de la réalité, telle une ambiance « restaurant ».

Le matériel vocal utilisé sont les listes cochléaires de J.C. Lafon. Les mots sélectionnés sont des mots connus du patient. Cette liste permet de tester l'intelligibilité de la parole en utilisant la suppléance mentale. Ce choix permet de rester dans des conditions réelles que vivent les participants. Seule l'intensité de la voix varie.

En temps normal, l'unité d'erreur des listes cochléaires est le phonème. Sachant qu'un mot est composé de 3 phonèmes le patient est noté sur 51 car une liste comptabilise 17 mots. Ces erreurs permettent aux audioprothésistes de situer quelle fréquence est mal perçue afin d'affiner l'adaptation des aides auditives.

Dans le cas présent, ce n'est pas le sujet d'étude. C'est pourquoi l'unité d'erreur qui nous intéresse est le mot et non le phonème. Néanmoins afin de connaître et d'adapter l'appareil auditif au mieux il aurait fallu prendre en compte les erreurs phonétiques des sujets appareillés.

Le sujet est installé au milieu de 4 haut-parleurs (HP) montés sur pied, situés à 1 mètre de lui (figure 26 et 27).

Afin de configurer la cabine, un des haut-parleurs est directement branché à l'amplificateur. Ce haut-parleur, le **HP2**, est destiné simplement à émettre de façon continue et à intensité constante le signal « cocktail party ».

Les trois autres hauts parleurs, **HP1**, **HP3** et **HP4**, sont également reliés à l'amplificateur mais par l'intermédiaire du répartiteur. Cela va nous permettre de les sélectionner manuellement. Ces trois HP vont émettre les mots des listes cochléaires.

La position des ces trois derniers ne change pas :

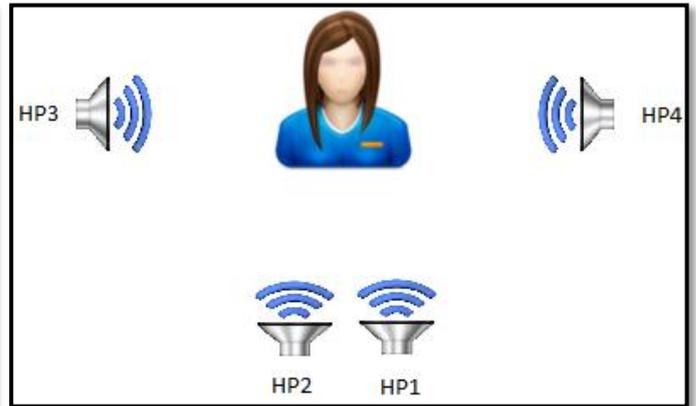
- Le HP1 est positionné face au patient, à l'azimut 0,
- Le HP3 est situé à droite du patient, à l'azimut 90
- Et le HP4 se trouve à gauche du patient à l'azimut 270.

Le HP2, quant à lui, sera face au sujet dans les deux premières phases, qui seront expliquées plus loin, puis latéralisé du côté sain dans la troisième.

L'objectif, tout comme l'épreuve de Hirsch, est de comptabiliser les mots justement répétés en fonction du rapport signal sur bruit.



**Figure 29 : Photo de la disposition des haut-parleurs en fonction du patient**



**Figure 30 : Image de la configuration spatiale initiale des HP en fonction du sujet**

L'appareil CROS de Phonak et l'Unité Mini-Micro seront positionnés du côté de l'oreille pathologique. Le premier qui a l'apparence d'un appareil auditif sera installé en haut de l'oreille du sujet alors que le second mentionné sera positionné à 10 cm en dessous de cette oreille. Après concertation avec un technicien de GN ReSound, qui nous a expliqué que le microphone étant omnidirectionnel, ces 10 cm n'auraient pas une grande incidence par rapport au système CROS, néanmoins cela reste un facteur qui les différencie.

Pour l'autre oreille, nous adaptons un Audéo Q90 et un Verso 9-61 qui sont des aides auditives conventionnelles positionnées classiquement au dessus de l'oreille.

## 2. Protocole

Les patients ont tout d'abord été sélectionnés à partir de leur audiogramme ainsi que par les notes et anamnèses précédentes.

Nous leur avons signalé que leur profil nous intéressait beaucoup en vue de préparer une étude d'audioprothèse. Nous les avons alors conviés pour un bilan auditif afin de tester leur audition et de contrôler leur aide auditive en plus de participer à l'épreuve vocale.

### a) Anamnèse

Lors de l'anamnèse quelques informations nous sont primordiales pour connaître les patients, ainsi que pour comprendre leur vécu auditif. Nous leur avons posé quelque question :

- Sont-ils suivis par un ORL ? Si « oui » le nom de ce dernier,
- Ont-ils des antécédents médicaux autres que des pathologies otologiques tels des problèmes cardiaque, rénal ou encore visuel ?
- Quel est la cause de la surdité unilatérale ?
- Quel est l'âge à laquelle elle a été identifiée ?
- Sont-ils satisfaits de leur appareillage unilatéral actuel ? si la réponse est « non » quelles sont leurs attentes et dans quelles situations ils sont le plus gênés.

### b) Description de l'épreuve de discrimination dans le bruit

Suite à l'anamnèse, nous installons le sujet au milieu des haut-parleurs comme décrit sur la figure 26 et figure 27.

Avant de commencer, nous expliquons au patient le but du mémoire ainsi que le principe du système CROS : « Aujourd'hui, nous allons adapter un procédé qui a été développé afin de compenser l'oreille qui n'entend plus. Le but étant de transférer les informations du côté cophotique à la meilleure oreille, à l'aide d'un microphone positionné du côté défaillant. Le but du mémoire est de comparer ce système qui

évolue technologiquement depuis les années 1965 au micro-cravate. Cette alternative n'a pas l'apparence d'une aide auditive et n'a pas été développée pour cette utilisation mais est également un émetteur. »

Puis nous donnons les consignes et le déroulement de l'épreuve : « Le test mis en place dure 45 minutes et se déroule en trois parties. Chaque partie dure environ une quinzaine de minutes. Une pause est possible entre chacune d'elle si vous vous sentez fatigué. Le but de ce test est de vous faire répéter des mots dans un milieu bruyant, là où la gêne auditive se fait le plus ressentir.

Dans un premier temps, l'épreuve se fera sans appareil, dans un second temps avec le système CROS de Phonak et pour terminer avec le système alternatif, le mini-microphone de chez GN ReSound.

Chacune de ces parties se déroulent de la même manière, selon trois phases.

D'abord le bruit et la parole sont confondus face à vous, puis la parole se déplace du côté cophotique alors que le bruit reste en face et enfin le bruit est émis du côté de la meilleure oreille et la parole reste du côté cophotique.

Le test sera facile au début puisque le niveau de la parole sera bien supérieur à celui du bruit. Puis on compliquera en diminuant l'intensité de la voix afin de trouver deux résultats. Nous allons varier la puissance de la parole afin de trouver le niveau le plus bas où vous répéterez tous les mots et puis celui où vous répéterez la moitié des mots. Si un mot vous échappe, si vous ne le comprenez pas, ce n'est pas grave, n'hésitez pas à dire ce que vous avez en tête et attendez le suivant. ».

#### Pour résumer le test :

Tout d'abord nous commençons par une audiométrie vocale en champs libre oreille nues afin de savoir si le patient rentre dans les critères d'inclusion.

Il est composé de trois parties :

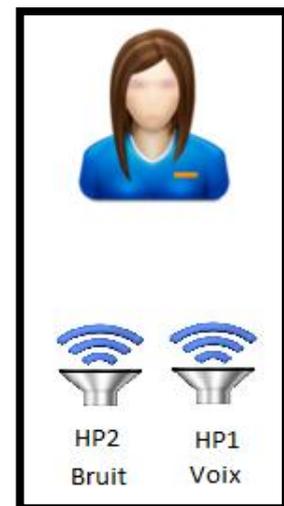
- Partie 1 : le patient devra répéter les mots oreilles nues,
- Partie 2 : le patient devra répéter les mots équipé du système CROS de Phonak du côté de l'oreille cophotique et d'un Audéo Q90 du côté de l'oreille saine.
- Partie 3 : le patient devra répéter les mots à l'aide de l'alternative mise en place pour le sujet du mémoire : un Unite Mini-Microphone, à 10 cm sous l'oreille pathologique, couplé à un Verso 9-61 sur la bonne oreille.

Le bruit type « cocktail party » est émis à intensité constante de 65 dB. Le testeur fait varier l'intensité de la parole afin d'obtenir un niveau de compréhension de 50% et de 100%.

Chaque partie suit la même chronologie de phases :

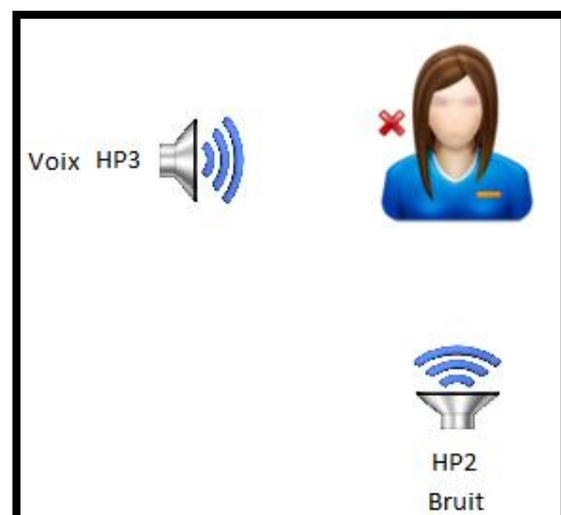
- Phase 1

Parole et bruit sont confondus face au patient.



- Phase 2

Parole côté cophotique et bruit face au patient.



- Phase 3

Parole côté cophotique  
et bruit côté sain.



Nous rappelons que le patient n'a pas de période d'accommodation. Le test est donc immédiat après l'adaptation des appareils.

La voix émise provient des listes cochléaires de Lafon. Nous utilisons le mot comme unité d'erreur. Le bruit perturbateur est le signal « cocktail party ».

### 3. Résultats

#### a) Présentation des résultats

Pour chacune des listes émises, on note le nombre de mots correctement répétés en fonction du rapport Signal/Bruit.

Les résultats qui nous importent sont le rapport signal sur bruit pour un maximum d'intelligibilité, soit 100% des mots correctement répétés, ainsi que le rapport signal/bruit pour le seuil d'intelligibilité, soit 50% des mots correctement répétés.

Ces informations ont été représentées sous forme de tableau.

**Tableau 1 : Résultats du test**

Sujets	Partie 1 : Oreilles nues						Partie 2 : Le système CROS aérien de Phonak						Partie 3 : Le système alternatif constitué du Mini-Microphone de ReSound					
	Phase 1 : Bruit et voix confondus, en face du patient.		Phase 2 : voix côté sourd et bruit en face du patient.		Phase 3 : voix côté sourd et bruit côté saint.		Phase 1 : Bruit et voix confondus, en face du patient.		Phase 2 : voix côté sourd et bruit en face du patient.		Phase 3 : voix côté sourd et bruit côté saint.		Phase 1 : Bruit et voix confondus, en face du patient.		Phase 2 : voix côté sourd et bruit en face du patient.		Phase 3 : voix côté sourd et bruit côté saint.	
	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%	50%	100%
1	18	20	15	19	15	20	5	8	6	10	5	13	5	11	7	11	5	12
2	12	15	9	14	11	18	6	9	4	9	7	10	8	10	9	12	10	14
3	15	19	10	19	12	18	9	15	5	10	9	14	10	13	6	11	10	15
4	12	17	9	14	10	16	4	7	7	11	6	10	5	9	7	12	6	10
5	4	9	4	6	8	10	1	6	0	3	2	5	3	8	2	4	2	6
6	6	10	5	8	7	12	2	8	3	6	4	6	3	7	4	6	5	8
7	7	12	8	12	7	10	4	7	2	6	4	8	4	10	0	5	4	8
8	13	15	11	15	15	17	7	13	6	11	6	10	8	14	5	10	5	11
9	5	8	5	9	7	10	2	5	3	5	2	6	3	7	3	6	3	7
10	8	11	8	10	7	12	4	8	4	6	4	7	5	8	5	8	6	8
11	7	12	6	12	9	12	3	8	5	7	5	8	3	7	6	9	7	9
12	13	18	11	16	13	19	5	9	6	10	5	10	5	10	5	11	6	10
13	10	15	12	17	10	5	5	8	4	9	5	11	5	11	5	10	5	11
14	12	15	9	14	11	18	7	12	5	9	7	10	8	10	11	15	10	14
15	11	14	10	15	16	21	5	11	7	11	5	11	7	12	6	10	4	10

## b) Analyses des résultats

Le but de ce mémoire est de mettre en évidence une alternative au système CROS aérien conventionnel. Pour ce faire, nous allons étudier les résultats d'audiométrie vocale de nos 15 sujets, en environnement bruyant, sans appareil, avec le système CROS de Phonak et l'alternative composé du Mini-Microphone de ReSound.

Les hypothèses probables sont :

- le système CROS est plus adapté à l'appareillage des patients atteints de surdité unilatérale profonde à cophotique,
- le système alternatif présente de meilleurs résultats, alors nous pourrions le considérer comme la solution la plus adaptée,
- le système mis en place est aussi efficace que le système CROS.

Etant donné que le test effectué est une épreuve de discrimination dans le bruit, une amélioration de la compréhension et de l'intelligibilité peut être mise en évidence. L'utilisation de deux moyens d'appareillage va permettre de savoir dans quel cas la pseudo-stéréoaousie est la plus restaurée. Il est possible également de savoir dans quelle configuration spatiale, en fonction de la provenance du bruit, quel appareillage sera le plus et le moins efficace.

Tout d'abord on remarque, que peu importe le système utilisé, le rapport signal sur bruit est plus faible que celui obtenu sur des oreilles non appareillées, dans toutes les configurations de haut-parleurs mis en place.

Ensuite, afin d'analyser les résultats, nous regroupons les 50% et 100% de mots correctement répétés de chacune des adaptations en fonction de la configuration spatiale des haut-parleurs.

Nous comptabilisons dans chaque cas quel système est le plus performant. Si par exemple le rapport signal sur bruit est plus faible pour le système CROS, pour le même résultat d'intelligibilité, on considèrera ce dernier plus performant dans cette position donnée par rapport à l'alternative. Si nous obtenons le même rapport signal

sur bruit, on ne considèrera pas l'un des systèmes meilleur que l'autre dans la disposition des haut-parleurs étudiée.

Les différences d'efficacité sont représentées sous graphique par pourcentage :

**Pour la phase 1 :** Comparons l'efficacité de chaque système lorsque la voix et le bruit sont confondus en face du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.

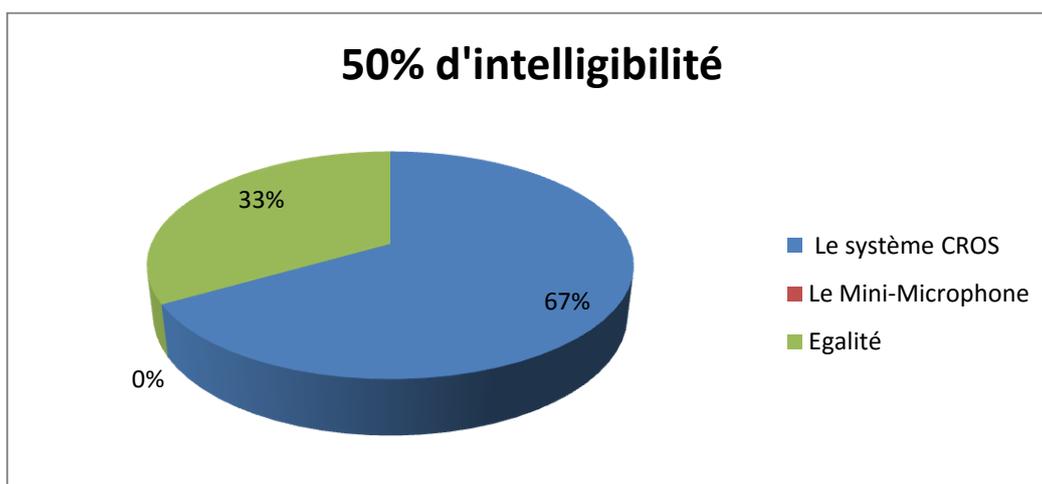


Figure 31 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.

On constate qu'aucun sujet équipé du système alternatif n'obtient de meilleurs résultats qu'avec le système CROS de Phonak. Ce dernier obtient dans 67 % des cas de meilleurs résultats, c'est-à-dire un niveau de rapport signal sur bruit plus faible. Nous notons que dans 33 % des cas, les résultats sont équivalents.

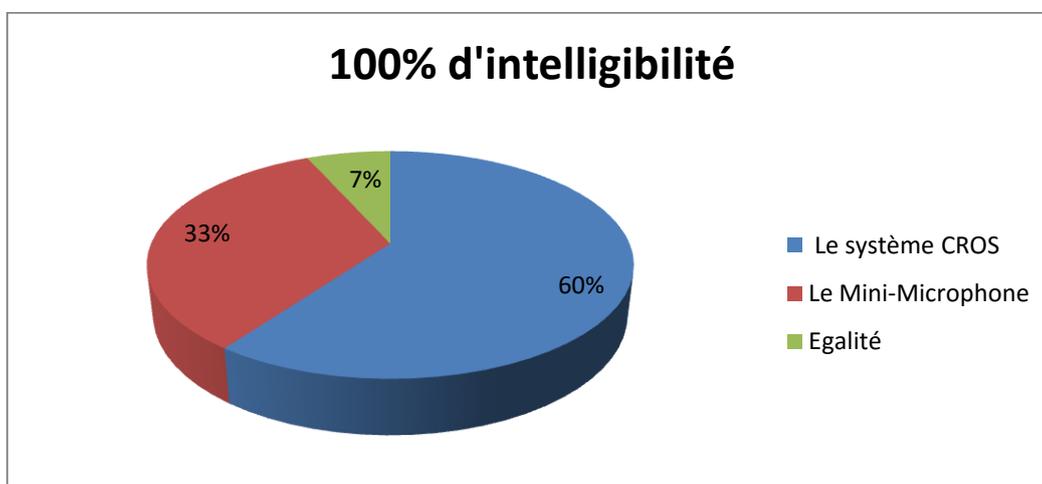
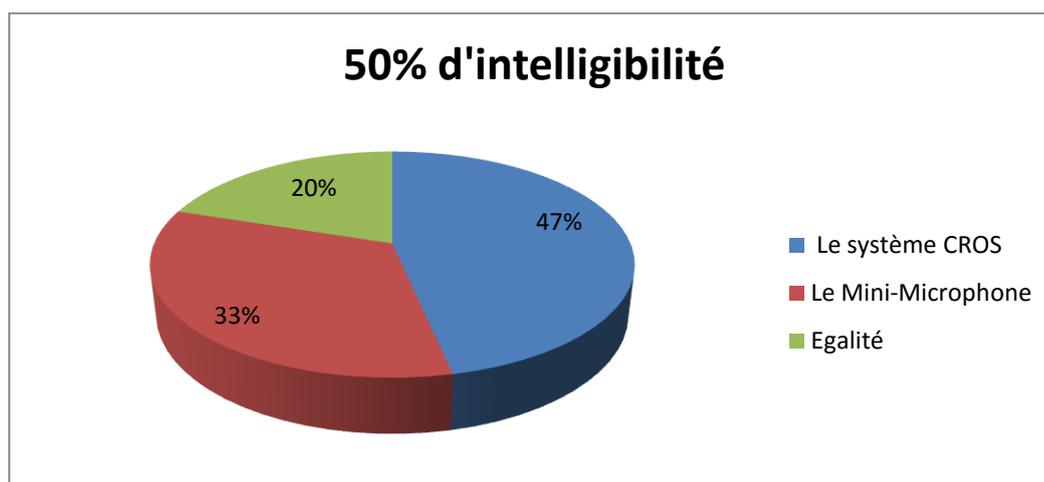


Figure 32 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.

On constate dans 67 % des cas que le système CROS conventionnel permet d'obtenir un maximum de compréhension à des niveaux de rapport signal sur bruit équivalent (7 %) et surtout meilleur (60 %) qu'avec l'utilisation du Mini-Microphone de ReSound (33 %).

On en déduit que lorsque le bruit et la parole sont confondues, le système CROS permet de faire émerger la parole plus distinctement pour un rapport Signal/Bruit plus faible à comparaison d'une adaptation faite avec le système alternatif.

**Pour la phase 2 :** Comparons l'efficacité des deux systèmes lorsque la voix est émise du côté cophotique et lorsque le bruit est émis en face du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.



**Figure 33 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.**

On constate pour un cas sur 2 que le seuil de compréhension est atteint avec le système CROS pour rapport signal sur bruit plus faible qu'avec le système alternatif. Ce dernier est toutefois meilleur dans un cas sur 3 lorsque la source de bruit est séparée de la parole.

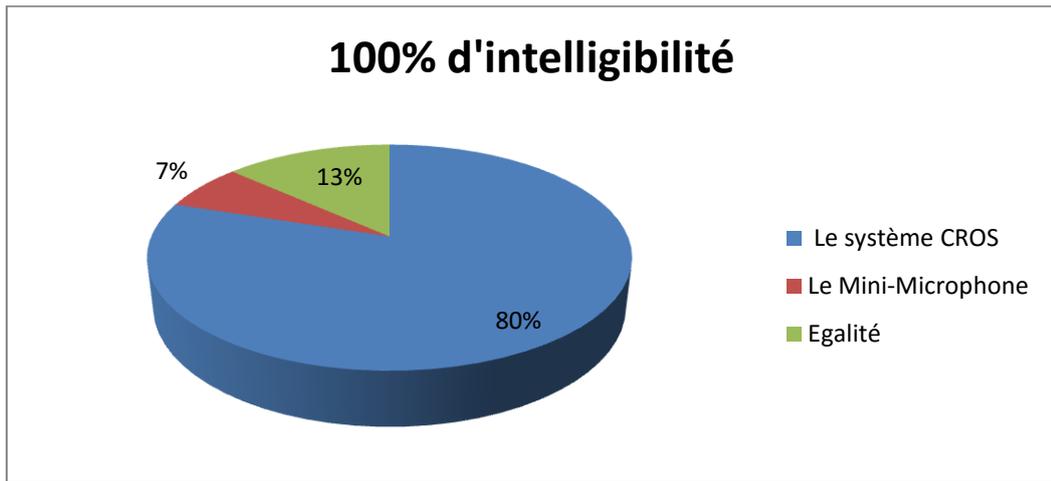


Figure 34 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.

Par contre, lorsqu'on visualise le graphique pour un maximum de compréhension, on obtient 93% des sujets avec de meilleurs résultats en CROS qu'en Mini-Microphone. On en déduit que lorsque la voix est émise du côté cophotique, le système CROS est plus efficace pour extraire la parole du bruit pour une meilleure compréhension du côté sain. En effet, seule l'oreille fonctionnelle permet de traiter les informations captées.

**Pour la phase 3 :** Comparons l'efficacité des deux systèmes lorsque la voix est émise du côté cophotique et lorsque le bruit est émis du côté de la meilleure oreille du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.

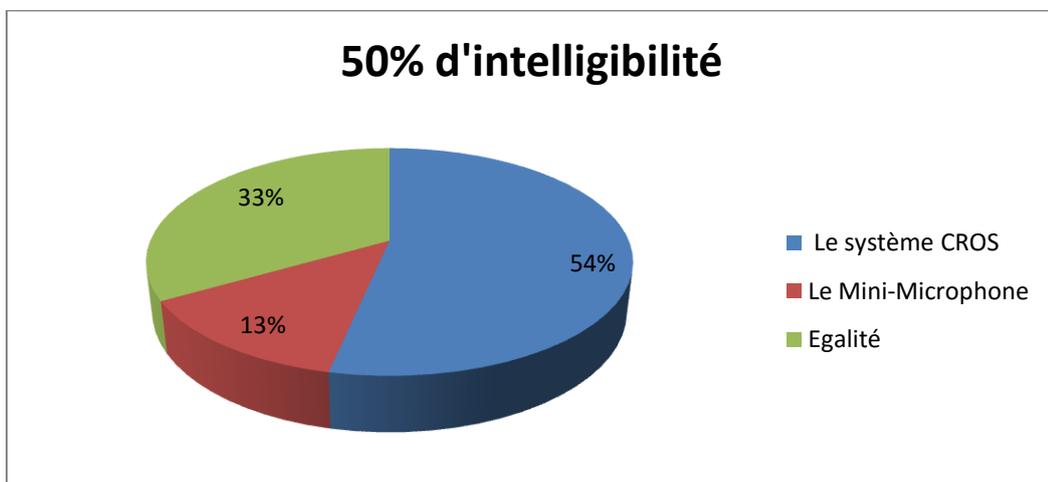
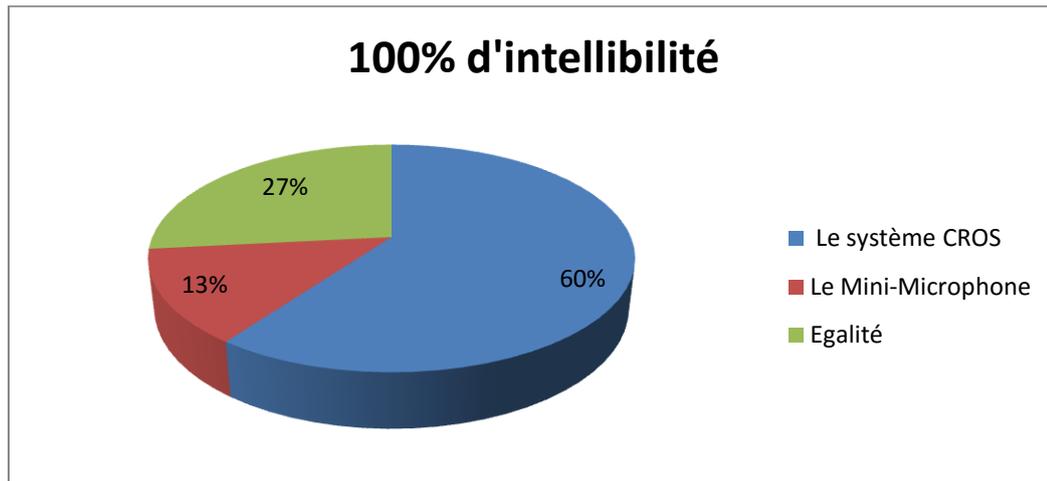


Figure 35 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.



**Figure 36 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.**

On constate que peu importe le niveau de compréhension, le système CROS est 6 fois plus performant. Dans seulement 13 % des cas, l'alternative mise en place est plus efficace.

On en déduit que dans cette situation, qui est la plus redoutée, car le bruit provient du côté sain et la parole du côté cophotique, le système CROS est plus efficace et permet un meilleur niveau de compréhension à faible rapport signal sur bruit.

On en conclut que l'adaptation en système CROS apporte un meilleur confort auditif en toute situation, surtout lorsque les deux sources sont séparées de 90° (phase 2). Le Mini-Microphone n'étant pas étudié pour l'appareillage des surdités unilatérales, il est dans l'incapacité de prétendre à une alternative possible au système CROS. Effectivement, le résultat global extrait du tableau, met en avant, dans chaque phase de chaque partie, l'avantage réel qu'apporte l'utilisation de concept CROS conventionnel.

Dans l'étude précédente, nous avons montré que l'un des systèmes était meilleur que l'autre à partir du moment où un seul dB les séparait.

Sachant que lorsqu'on double une source sonore, son intensité augmente de 3 dB.

Nous nous proposons d'étudier les résultats obtenus entre les deux systèmes, comme fait précédemment, en considérant une réelle différence d'efficacité si le rapport signal sur bruit est strictement supérieur à 1 dB. Par exemple si le rapport signal sur

bruit en « 50% d'intelligibilité » est de 5 dB pour le système CROS et de 6 dB pour le Mini-Microphone, on jugera que l'efficacité est égale.

**Pour la phase 1 :** Comparons l'efficacité de chaque système lorsque la voix et le bruit sont confondus en face du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.

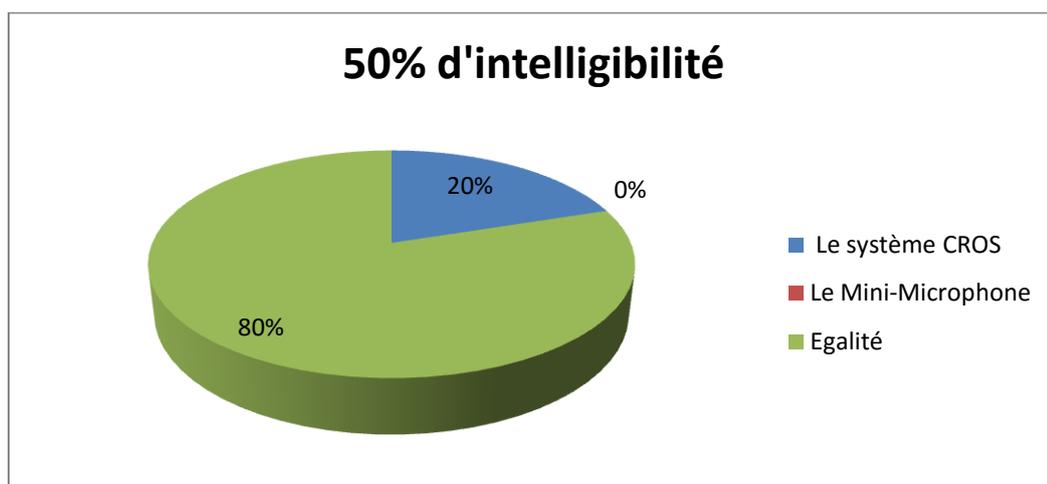


Figure 37 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.

On constate que les résultats entre le mini microphone et le système CROS sont semblables dans 80 % des cas. Pour les 20 % restants, le système CROS permet d'obtenir un meilleur rapport signal sur bruit au seuil de compréhension.

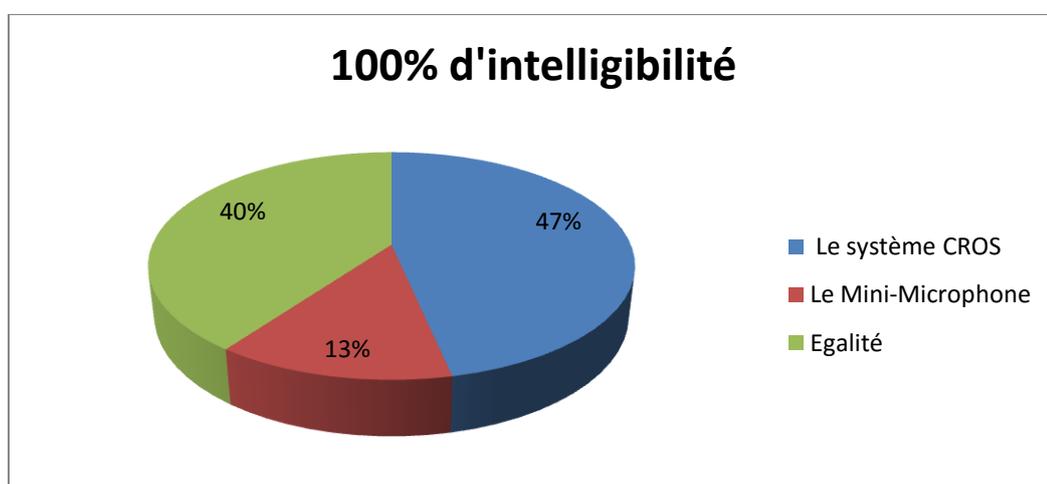


Figure 38 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.

On constate dans 40 % des cas un rapport signal sur bruit équivalent pour un maximum d'intelligibilité quelque soit le système, soit 2 patients sur 5. Dans 47 % des cas le système CROS reste le plus performant, soit presque 1 patient sur 2.

On en déduit que le système CROS a une plus grande capacité à séparer la parole du bruit lorsque celles-ci vient de face, par rapport au mini-microphone. Néanmoins les résultats obtenus apportent une certaine tendance d'équité entre les deux systèmes avec un avantage pour le concept créé en 1965.

**Pour la phase 2 :** Comparons l'efficacité des deux systèmes lorsque la voix est émise du côté cophotique et lorsque le bruit est émis en face du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.

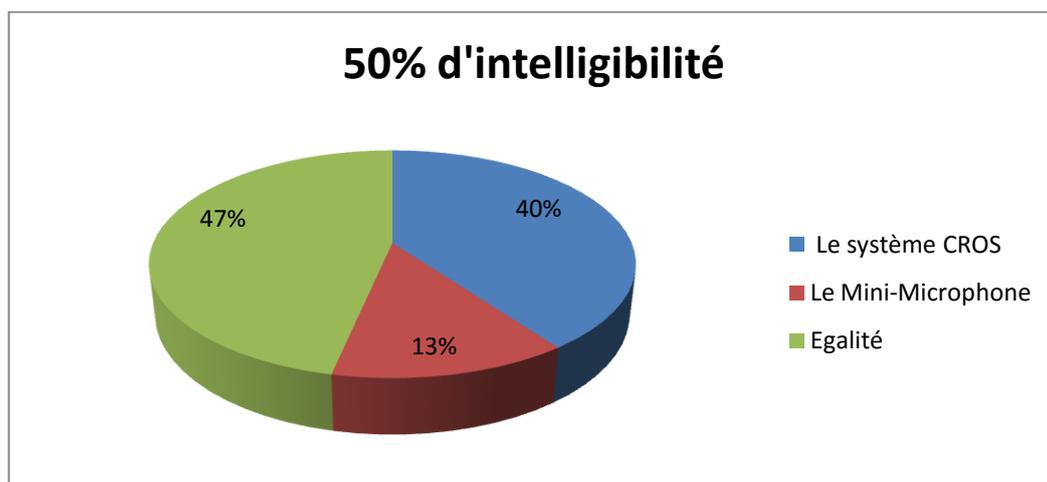
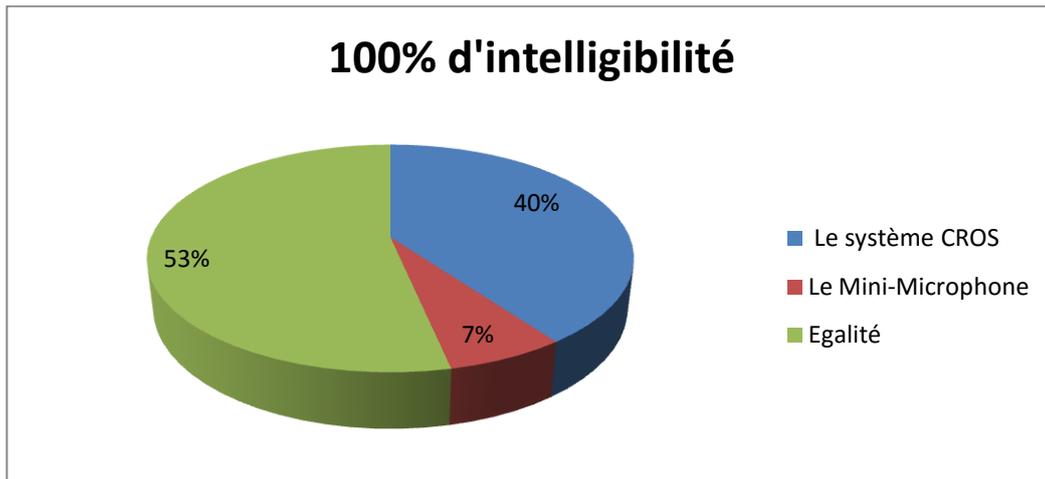


Figure 39 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.

On constate dans la moitié des cas, que les deux systèmes permettent d'obtenir un même résultat au seuil d'intelligibilité. Dans seulement 13 % des cas le microphone de ReSound est le plus performant, alors que dans 40 % des cas, c'est le système CROS qui est le plus efficace.

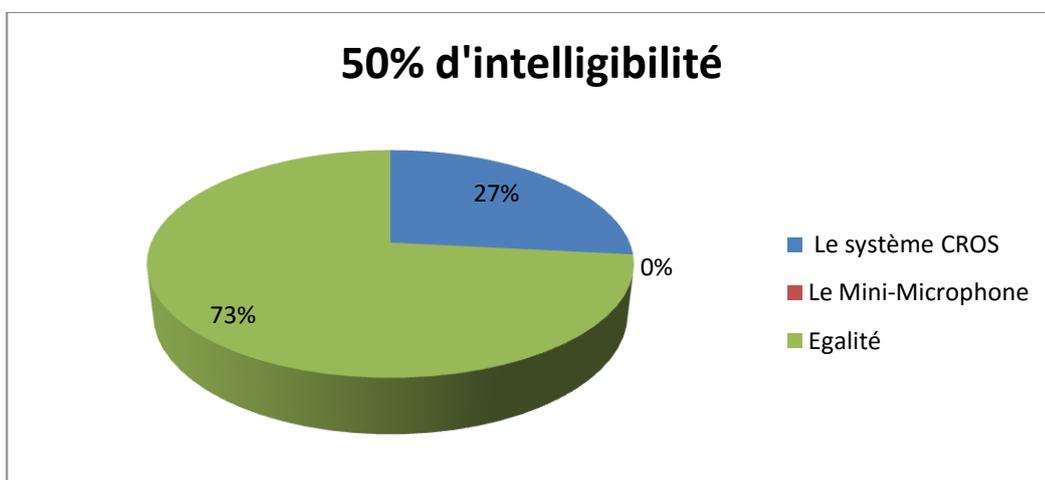


**Figure 40 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.**

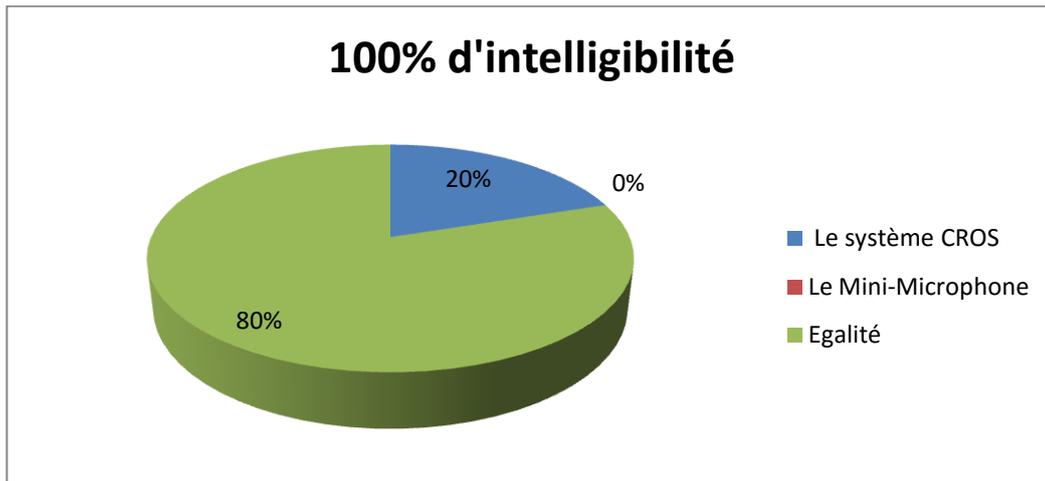
On constate que pour « 100% d'intelligibilité », la moitié des résultats est semblable entre les deux systèmes. Néanmoins, on obtient à nouveau 40% des cas où le système CROS est le plus performant, tout comme le graphique précédent.

On en déduit que dans cette configuration, le système CROS apporte une meilleure performance pour une intensité de voix plus proche du bruit que lors de l'utilisation du mini microphone, avec toutefois 1 patient sur 2 obtenant le même résultat quelque soit le système mis en place.

**Pour la phase 3 :** Comparons l'efficacité des deux systèmes lorsque la voix est émise du côté cophotique et lorsque le bruit est émis du côté de la meilleure oreille du patient pour un niveau d'intelligibilité de 50 % et de 100 %.



**Figure 41 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.**



**Figure 42 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.**

Dans cette configuration, la majorité des cas oriente vers une égalité, 73% au seuil d'intelligibilité, et 80 % au maximum d'intelligibilité

On constate également que les pourcentages restants sont en faveur du système CROS.

Suite à l'étude de ces trois phases, on peut conclure que l'alternative n'est pas aussi performante que le système CROS. Néanmoins les résultats obtenus tendent à laisser penser que l'utilisation de mini-micro permet d'obtenir jusqu'à 80% de résultats équivalents au système CROS dans une configuration compliquée pour le patient (phase 3).

Cette étude nous a permis de montrer que les résultats obtenus avec le système conventionnel ne sont pas si éloignés, des résultats acquis avec le système alternatif. De ce fait, ce dernier peut être un moyen possible d'adaptation, même si l'étude a mis en avant le système CROS. Ce dernier est plus performant ou équivalent dans toutes les positions des haut-parleurs.

## 4. Discussion

Lors de l'adaptation prothétique d'un patient, la qualité première à adopter pour un audioprothésiste est « l'écoute ». Pour répondre aux attentes de chacun, il faut savoir comprendre ce que le patient désire et avoir un peu de recul vis-à-vis des résultats obtenus lors des tests mis en place. Au cours de mes différents stages, j'ai appris que les tests audiométriques, tels le gain prothétique ou encore les audiométries vocales en champ libre, apportaient simplement une confirmation de nos réglages. Néanmoins, nous ne pouvons pas toujours tout maîtriser car beaucoup de facteurs sont subjectifs. Le ressenti du patient étant le plus important de ces facteurs. Le patient peut, même si nos résultats sont très positifs, ne pas apprécier ou supporter le traitement sonore apporté par l'appareil. D'autres facteurs sont à prendre en compte : l'esthétisme, la performance, le coût, le mode de vie...

C'est pourquoi, suite au test mis en place, nous avons posé quelques questions aux patients afin de mettre en avant un système en fonction des besoins et des ressentis du patient aux dépens des résultats. Ces questions ne feront pas l'objet d'étude statistique car le nombre de patients ne le permet pas et ce questionnaire n'est pas référencé.

- Question 1 : Avec quel appareil pensez-vous avoir été le plus performant ?  
(Sous-entendu avec quel appareil vous sentiez-vous le plus à l'aise ?)
  - Le système CROS,
  - Le système alternatif.
- Question 2 : Quel appareil est le plus adapté à votre mode de vie ?
  - Le système CROS,
  - Le système alternatif.
- Question 3 : Pour terminer, donnez un classement à ces trois critères :
  - La discrétion,
  - La performance,
  - Le prix.

a) Question 1

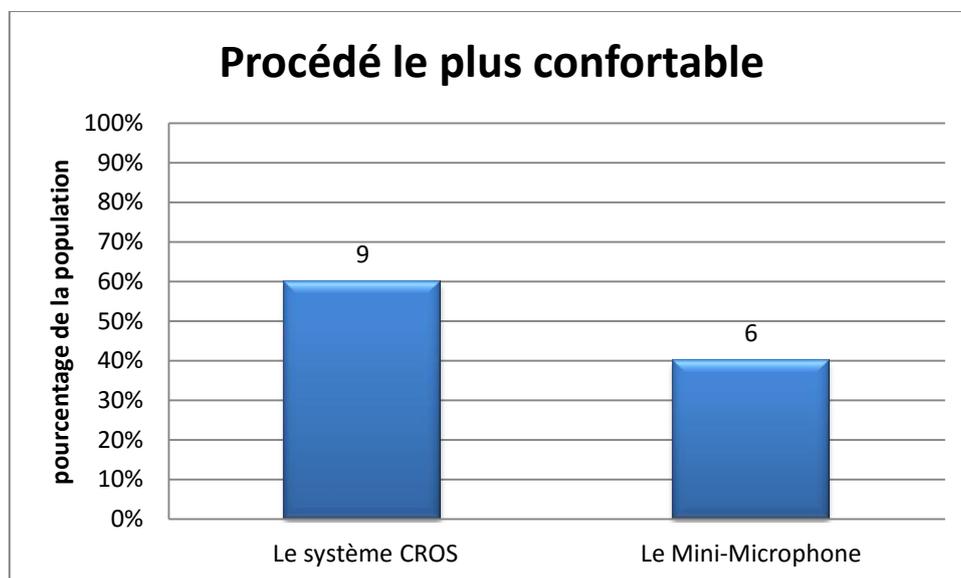


Figure 43 : Histogramme présentant la préférence de confort.

Lors d'une adaptation prothétique, il faut évidemment que le patient ne soit pas gêné par le port de ses appareils auditifs. Il faut qu'il puisse les porter un maximum de temps dans la journée jusqu'à oublier leur présence.

Le fait de mettre deux appareils de type « mini contour d'oreille », comme le système CROS, apporte un plus grand confort dans 60% des cas. Clipper le Mini Microphone à 10 centimètres dans l'axe de l'oreille cochléaire a convaincu 40% de nos patients. Ce qui ressort de ces derniers est le design de l'appareil. La ressemblance à un appareil kit main libre a eu un effet positif.

b) Question 2

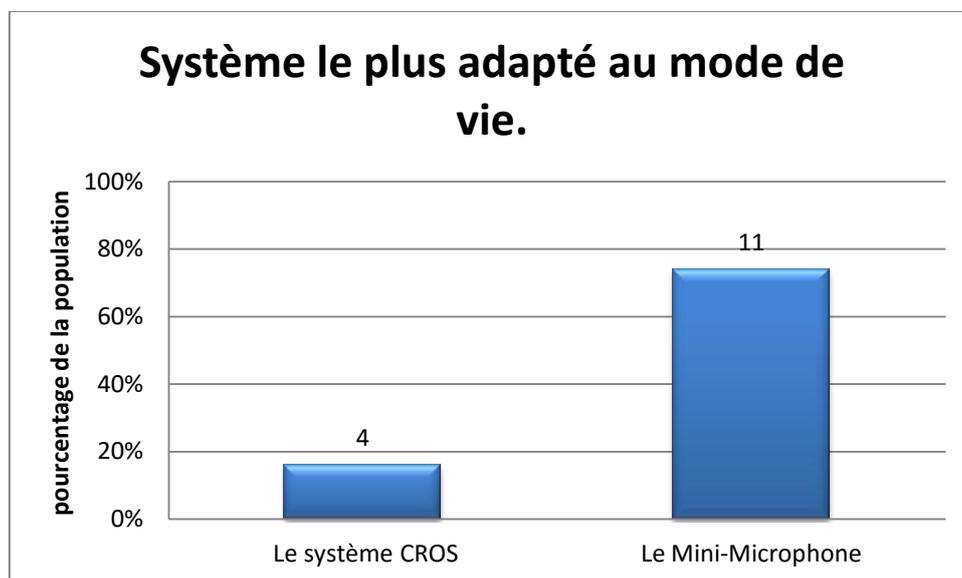
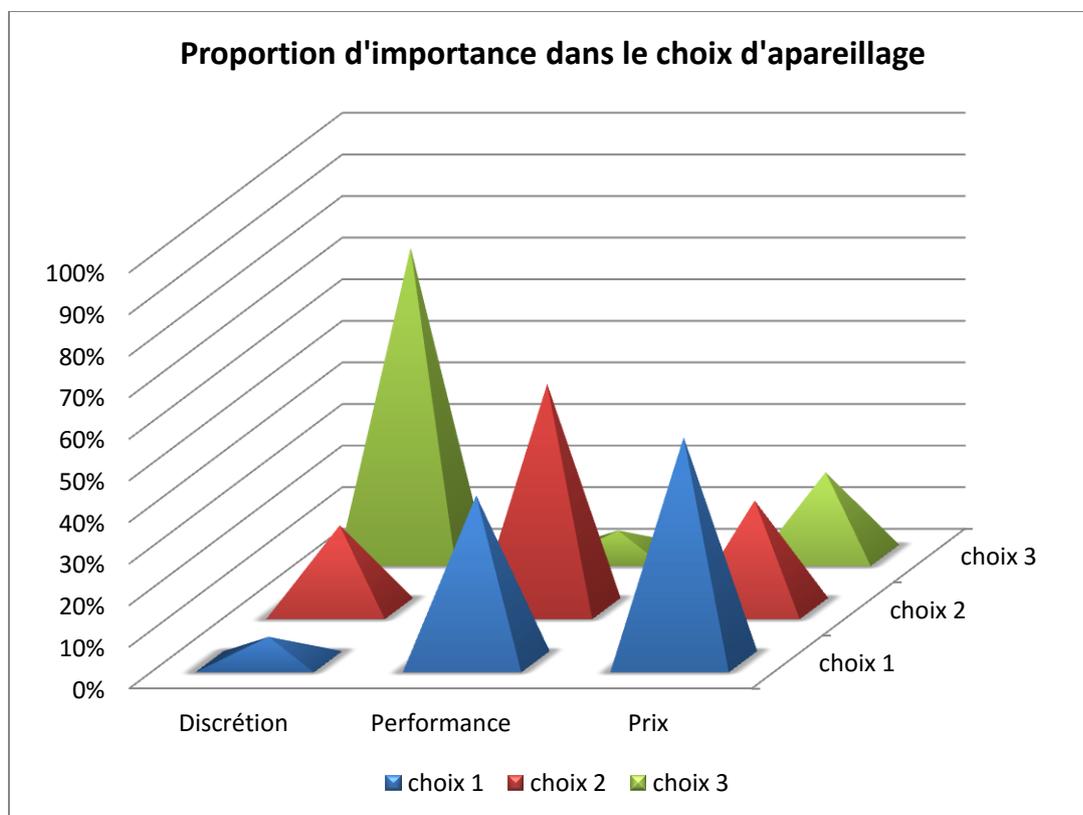


Figure 44 : Histogramme présentant la préférence en fonction du mode de vie.

L'avantage certain qu'apporte le Mini-Microphone est sa capacité à être déporté dans les situations compliquées tel un rendez vous en tête-à-tête, mais également sa possibilité à être branché à la télévision afin de capté directement le signal sonore dans l'aide auditive. Les différentes fonctionnalités initialement prévues pour ce matériel ont donc conquis plus de 75% de nos sujets, allant de notre patient le plus actif au doyen de notre étude.

Etant donné que le système alternatif a une autonomie de seulement 5 heures, les derniers 15% de nos sujets ont opté pour la praticité des piles du système CROS mais également pour la confiance qu'apporte un réel système développé pour leur handicap.

### c) Question 3



Nous avons posé aux patients cette question avant d'annoncer le coût de chacun des systèmes. Force est de constater que près d'un patient sur deux privilégie le prix à la performance. Néanmoins, tous les patients ayant choisi le prix comme premier critère nous remarquons que la performance est également primordiale puisqu'elle représente le deuxième choix.

Ce que nous avons pu comprendre en discutant avec eux est que la discrétion n'est pas un critère des plus importants. Pour les patients atteints de surdité unilatérale, le fait de montrer, en partie, leur handicap les aide parfois dans la vie de tous les jours. En affichant ce dernier, qui par définition est invisible, leur vie au quotidien s'en trouve facilitée. L'interlocuteur comprend instinctivement que l'individu qui se trouve en face de lui souffre de surdit e. Tout à chacun prendra alors conscience qu'il doit

faire un effort supplémentaire en se positionnant mieux ainsi qu'en parlant plus distinctement.

Ces différentes questions nous permettent de comprendre et de cerner les besoins du patient. Néanmoins il est important de préciser que les tests effectués avec le système CROS ou le système alternatif ont été pratiqués le même jour que l'adaptation. Pour obtenir des résultats plus objectifs, entreprendre un test sur le long terme aurait été préférable. Cela n'a pu être réalisé de par la difficulté à trouver des patients investis. En outre, il n'était pas possible de tester des appareils sans les facturer auprès des fabricants.

Un test de localisation spatiale aurait pu être un bon examen complémentaire même si la surdité unilatérale altère fortement cette faculté.

#### **IV. Conclusion**

Que ce soit avec le Mini-Microphone de GN ReSound ou le système CROS de Phonak, tous les patients ont connu des résultats différents. Dans l'ensemble le système qui présente les meilleurs résultats audioprothétique est le système CROS. Néanmoins, lors des tests on a pu remarquer que le système alternatif présentait des résultats relativement moins bons, parfois proches, mais souvent équivalents.

L'hypothèse soulevée initialement était : « Est-ce que le système avec l'Unité Mini-Microphone peut être aussi efficace que le système CROS pour les patients atteints de surdité unilatérale cophotique ? ». Si l'on s'arrête aux résultats du test nous devons considérer le système CROS comme le premier choix à préconiser. Cependant dans un appareillage auditif d'autres facteurs entrent en jeu, comme le mode de vie. Nous avons constaté qu'il est important pour les gens de pouvoir être connectés aux matériels qui nous entourent tels la télévision ou encore le téléphone. Le Mini-Microphone permet cela en offrant également la possibilité d'être déporté en se positionnant proche de la voix de l'interlocuteur.

Le problème du prix a été également soulevé. C'est le choix qui a été mis majoritairement en avant par nos sujets, suivi par l'efficacité. Si l'on considère l'acquisition d'un appareil auditif de même gamme chez chacun des fabricants, Phonak et GN ReSound, il faut également ajouter le prix du système CROS ou du Mini-Microphone, respectivement 800 € et 120 €.

C'est pourquoi, si certains facteurs, autres que la performance entrent en jeu, le choix prothétique doit être le plus adapté.

Il est vrai qu'il faut proposer la meilleure solution au patient afin de répondre à ses attentes. La principale demande des patients atteints de surdité unilatérale est l'amélioration de la compréhension dans le bruit, surtout pour les situations où

l'information provient du côté cophotique. Dans ce cas, le meilleur choix est le système CROS.

Lorsqu'il est question de liaison à d'autres matériels, nous devons rajouter un accessoire supplémentaire au système CROS (le pack TV Link chez Phonak) ou proposer cette alternative composée du Mini-Microphone. Si le prix est le critère important, il est préférable de proposer un bon appareil associé à cet accessoire, plutôt qu'un appareil d'entrée de gamme en plus du système CROS.

De ce fait, le Mini-Microphone reste une bonne alternative au système CROS aérien.

Il est évident qu'il faut laisser le choix au patient en lui faisant faire un essai de chacun des systèmes. L'adaptation au système CROS aérien n'est pas toujours acceptée par les patients handicapés depuis toujours qui ont mis en place des réflexes et un mode de vie à partir de leur surdité.

Le Mini Microphone n'est qu'une alternative et n'a pas été développé afin de répondre à cette demande. Néanmoins ce système est plein de promesses et permet d'élargir le choix des solutions possibles adaptées.

## V. Bibliographie

- [1] Dr C. Rumeau, synthèse du cours d'audiologie, D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [2] Pierre ROULLEAU, Document médical, *le concours médical*, dépôt légal n°1066B - deuxième trimestre 1977-C.P.P.A.P./n°54136.
- [3] Site internet <http://www.paperblog.fr/3954129/trompe-d-eustache-toi-meme-ou-s-en-faire-un-ami-contre-les-otites/>, consulté le 08/03/2015.
- [4] Dr C. Rumeau, schéma du cours d'audiologie, cours d'anatomie de l'oreille externe, D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [5] Professeur C. Parietti, synthèse du cours d'audiologie sur les voies afférentes, D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [6] Site internet : <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif> consulté le 08/03/2015.
- [7] René LEHMANN, Professeur à l'Université du Maine, livre intitulé « importance de l'audition binaurale ».
- [8] A. GIRAULT, synthèse du TP audioprothèse sur « la spatialisation », D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [9] A. GIRAULT, diagramme polaire. « Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite de la personne »: TP spatialisation, D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [10] A. GIRAULT, « Effet d'ombre de la tête »: TP spatialisation, D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [11] Site internet : <http://kemar.us/>, consulté le 02/07/2015.
- [12] Site internet : [http://www.gras.com.cn/down/KEMAR\\_body\\_model\\_measure\\_catalogoe.pdf](http://www.gras.com.cn/down/KEMAR_body_model_measure_catalogoe.pdf), consulté le 02/07/2015.

- [13] Site internet : <http://srobbin.com/binaural/> consulté le 03/07/2015.
- [14] Site internet : [http://www.biap.org/index.php?option=com\\_content&view=article&id=5%3Arecommandation-biap-021-bis&catid=65%3Act-2-classification-des-surdites&Itemid=19&lang=fr](http://www.biap.org/index.php?option=com_content&view=article&id=5%3Arecommandation-biap-021-bis&catid=65%3Act-2-classification-des-surdites&Itemid=19&lang=fr), site du Bureau International d'Audiologie, consulté le 19/06/2015
- [15] P.Friand, synthèse du cours d'audioprothèse, les « niveaux de malentendances et compensation », D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [16] S.F.LYBARGER, « Acoustic feed back control » in The Vanderbilt Hearing Aid Report, Studebacker and Bess, Eds., Upper Darby, PA : Monographs in contemporary Audiology.
- [17] Site internet : <https://www.youtube.com/watch?v=VzjIB71sCTg>, illustration tirée d'une vidéo s'intitulant « tandem, système CROS/BICROS Unitron », consulté le 13/07/2015.
- [18] Harford E, Barry J. A rehabilitative approach to the problem of unilateral hearing impairment: contralateral routing of signals (CROS). J Speech Hear Disord. 1965.
- [19] P.Friand, CROS filaire, illustration du cours d'audioprothèse sur « les aides auditives », D.E d'Audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année Nancy, 2012/2013.
- [20] Site internet : <http://lobe.ca/audition-langage-et-parole/jai-une-perde-auditive-audition-langage-et-parole/le-fonctionnement-des-appareils-auditifs/quest-ce-quun-systeme-cros/>, consulté le 14/07/2015.
- [21] Citation de J.C. LAFON dans un exposé sur « le CROS et ses dérivés » à l'occasion des assises de la prothèse auditive, fait au Mans en Septembre 1970.
- [22] Sullivan, R. (1988). Transcranial ITE CROS. Hear Instrum , 39, 11-12,54.
- [23] Valente M., Potts L., Goebel J. (1995b). Goebel J. Wireless CROS versus transcranial CROS for SSD. Amer J Audiol , 4 : 52-59.
- [24] Site internet : <http://interton.com>, consulté le 16/07/2015.
- [25] Site internet : <http://unitron.com>, consulté le 16/07/2015.

[26] Illustration extraite de l'article Phonak Insight, Système Phonak CROS, une solution innovante en cas de surdité unilatérale.

[27] Site internet : <http://www.phonakpro.com/>, consulté le 16/07/2015.

[28] Site internet :  
[http://www.phonak.com/fr/b2c/fr/products/hearing\\_instruments/cros/overview.html](http://www.phonak.com/fr/b2c/fr/products/hearing_instruments/cros/overview.html) ,  
consulté le 16/07/2015.

[29] Site internet :  
[https://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/products/phonak\\_quest.html](https://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/elearning/products/phonak_quest.html) , consulté le  
16/07/2015.

[30] Site internet : [http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/products/platform-  
technology/venture.html](http://www.phonakpro.com/fr/b2b/fr/products/platform-technology/venture.html), consulté le 16/07/2015.

[31] Synthèse du Journal of the American Academy of Audiology/Volume 16, Number 9, 2005.

[32] Charlotte T, Jspersen & Mark Laureyns, Article de ReSound sur le Resound Unite Mini-Microphone pour une compréhension optimale.

[33] Site internet : <http://www.resound.com/fr-FR/hearing-aids/accessories/mini-microphone>,  
consulté le 16/07/2015.

[34] Site internet : <http://www.resound.com/fr-FR/hearing-aids/accessories/mini-microphone>,  
consulté le 16/07/2015.

[35] Site internet : [http://www.nordicsemi.com/eng/News/News-releases/Product-Related-  
News/Nordic-2.4GHz-technology-enables-miniature-hearing-aid-to-stream-audio-direct-  
from-TVs-and-other-consumer-devices](http://www.nordicsemi.com/eng/News/News-releases/Product-Related-News/Nordic-2.4GHz-technology-enables-miniature-hearing-aid-to-stream-audio-direct-from-TVs-and-other-consumer-devices), illustration modifiée à partir de l'image du lien,  
consulté le 18/07/2015.

[36] Hirsch IJ – The relation between localization and intelligibility .– J. Acoustic. Soc. Améri.  
N°22 edition 1950.

## VI. Table des illustrations

Figure 1: Schéma coupe transversale de l'oreille humaine <sup>[3]</sup> .....	6
Figure 2 : Coupe de l'oreille externe <sup>[4]</sup> .....	7
Figure 3 : Voie auditive primaire <sup>[6]</sup> .....	9
Figure 4 : Diagramme polaire. Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite de la personne <sup>[9]</sup> .....	11
Figure 5 : Effet d'ombre de la tête .....	12
Figure 6 : KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research) .....	18
Figure 7 : Les deux couleurs zwislocki <sup>[13]</sup> .....	19
Figure 8 : Conditionneur GRAS 12AQ.....	20
Figure 9 : Visualisation de l'acquisition complète sous MATLAB de l'effet d'ombre de la tête	20
Figure 10 : KEMAR face au HP1 émetteur.....	21
Figure 11 : Effet d'ombre de la tête 0° - 90° visualisé sur le logiciel MATLAB .....	22
Figure 12 : Effet d'ombre de la tête 0° - 90° visualisé sur le logiciel SpectraPLUS .....	23
Figure 13 : Illustration du principe du CROS et du BiCROS <sup>[17]</sup> .....	28
Figure 14 : Adaptateur CROS et son montage en contour d'oreille <sup>[19]</sup> .....	29
Figure 15 : Mise en place du montage en liaison filaire <sup>[20]</sup> .....	30
Figure 16 : Montage CROS sur lunette auditive.....	30
Figure 17 : Appareil auditif RELAY® d'Interton <sup>[24]</sup> .....	31
Figure 18 : Appareil auditif CROS Tandem® d'Unitron <sup>[25]</sup> .....	31
Figure 19 : Les différents modes de transmission du signal sonore dans un appareillage CROS <sup>[26]</sup> .....	32
Figure 20 : Les différents modèles de l'émetteur CROS de la gamme Spice chez Phonak <sup>[28]</sup> ..	33
Figure 21 : Illustration du triangle de problème d'intelligibilité .....	35
Figure 22 : Mini-Microphone ReSound Unite™ <sup>[34]</sup> .....	36
Figure 23 : Les différentes liaisons entre le Unite Mini Microphone™ et les appareils auditifs <sup>[35]</sup> .....	38
Figure 24 : Audiogramme de la meilleure oreille des différents patients (1/2). .....	41
Figure 25 : Audiogramme de la meilleure oreille des différents patients (2/2). .....	42
Figure 26 : Répartition des causes de la surdité du côté le plus atteint. ....	43

Figure 27 : Photo du répartiteur manuel à quatre entrées.....	45
Figure 28 : Photo des combinaisons d'appareils sélectionnés.....	45
Figure 30 : Image de la configuration.....	48
Figure 29 : Photo de la disposition des haut-parleurs en fonction du patient.....	48
Figure 31 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	55
Figure 32 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.....	55
Figure 33 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	56
Figure 34 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.....	57
Figure 35 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	57
Figure 36 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.....	58
Figure 37 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	59
Figure 38 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.....	59
Figure 39 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	60
Figure 40 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 100 %.....	61
Figure 41 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	61
Figure 42 : Différence d'efficacité pour un niveau d'intelligibilité de 50 %.....	62
Figure 43 : Histogramme présentant la préférence de confort.....	64
Figure 44 : Histogramme présentant la préférence en fonction du mode de vie.....	65

## Appareillage de la surdité unilatérale :

### Comparaison du système CROS à un micro-cravate, lors du contrôle d'efficacité prothétique

Soutenue le 05 Novembre 2015

Par Jérémie JORNO

#### RESUME

En théorie, les possibilités d'appareillage et de prise en charge conventionnel de patients atteints de surdité unilatérale cophotique ne sont pas infinies. Les seules solutions envisagées sont : soit le système CROS aérien, soit le système CROS osseux. Néanmoins, une adaptation avec un Unite Mini-Microphone pour un tel type de surdité n'était pas préconisée.

C'est pourquoi j'ai voulu étudier la question afin de savoir si cette adaptation était possible en comparant ce procédé avec le système CROS aérien conventionnel.

Pour ce type de surdité, beaucoup d'appareillages restent monauraux. Ceci étant dû parfois à la mauvaise acceptation du transfert des informations du côté cophotique au côté sain mais également au coût du microphone, appelé système CROS, non remboursé à ce jour. C'est pourquoi trouver une solution alternative procurant plus d'avantage de connectivité, de liberté de manipulation mais également plus économique via un accessoire, est pour moi une idée intéressante afin de répondre aux différentes attentes, de certains patients comme l'efficacité.

#### MOTS CLES

SURDITE	UNILATERALE	CROS AERIEN	MINI-MICROPHONE
ALTERNATIVE	COMPREHENSION	BRUIT	TRANSFERT
BINAURALE	STEREOPHONIE	MONAURALE	

Directeur de thèse	Intitulé du laboratoire	nature
Mélanie MANI	VIVA'SON avenue de la République	Expérimentale