



**HAL**  
open science

# Audioprothèse et son 3D : étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive

Olivier Ferber

► **To cite this version:**

Olivier Ferber. Audioprothèse et son 3D : étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive. Médecine humaine et pathologie. 2015. hal-01825610

**HAL Id: hal-01825610**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01825610v1>**

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)

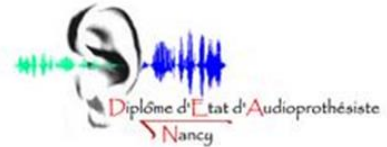
<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



UNIVERSITÉ  
DE LORRAINE



FACULTÉ  
DE PHARMACIE



UNIVERSITE DE LORRAINE

FACULTE DE PHARMACIE

**Audioprothèse et son 3D :**  
**Etude et application du son binaural à un**  
**dispositif de rééducation auditive**

Mémoire en vue de l'obtention du  
Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

Vu le Maître de Mémoire

Le 10 octobre 2015

Eric HANS

A handwritten signature in blue ink, appearing to be 'Eric Hans', with a stylized flourish at the end.

## Remerciements

Je souhaite en premier lieu remercier les patients qui ont gracieusement accepté de tester la rééducation, en prenant sur leur temps libre. Sans eux, cette étude n'aurait tout simplement pas vu le jour.

Je remercie également :

- Monsieur Éric HANS, mon maître de mémoire et de stage, pour sa confiance, la mise à disposition du matériel du laboratoire et du matériel de prêt nécessaires à la rééducation en son binaural, ainsi que pour ses renseignements et ses conseils,
- Monsieur Marcel MATTEUCCI, mon maître de stage de deuxième année qui m'a autorisé à effectuer des tests avec certains de ses patients et qui a également mis à ma disposition le matériel du centre auditif,
- Monsieur Sébastien BILDÉ, mon maître de stage de première année, pour m'avoir communiqué une première image très positive de la profession d'audioprothésiste,
- Le service O.R.L. de Madame le Professeur Cécile PARIETTI-WINKLER, du C.H.U de l'Hôpital Central de Nancy, qui m'a accueilli lors de mon stage clinique en première année et pour ses enseignements précieux à l'école d'audioprothèse,
- Madame le Docteur Bettina MONTAUX-VERIENT, pour ses enseignements passionnants à l'école d'audioprothèse et au C.H.U,
- Madame Rachel LEDORÉ, audioprothésiste régleuse d'implants et audiométriste clinicienne, pour m'avoir accompagné lors de mon stage clinique de première année,
- Monsieur Joël DUCOURNEAU qui, tout au long de cette étude m'a fait bénéficier d'un accompagnement pédagogique de grande qualité, d'un enseignement remarquable et d'un soutien moral quand le KEMAR était au plus bas,
- Monsieur DADE, informaticien de la Faculté, qui m'a conseillé pour la mise en page des tableaux illustrant ce travail,
- Madame le Professeure Pascale FRIANT-MICHEL pour ses conseils d'analyse de l'étude de rééducation auditive,
- Monsieur Pierre-Louis JARDEL qui m'a fourni le matériel nécessaire à la finalisation de ce mémoire,
- Annie, Papa, Soo Jee, pour votre soutien et votre patience, MERCI.

# Table des matières

<b>Introduction</b> .....	<b>1</b>
<b>PARTIE THÉORIQUE</b> .....	<b>3</b>
<b>I. L'audition binaurale</b> .....	<b>4</b>
<b>A. La localisation auditive</b> .....	<b>4</b>
1. Les différences interaurales de temps (ITD) .....	6
2. Les différences interaurales de phase (IPD) .....	7
3. Les différences interaurales de niveau (ILD) .....	8
a. L'effet d'ombre de la tête .....	9
b. Duplex Theory .....	10
4. Les informations spectrales .....	10
<b>B. Limites de la localisation auditive</b> .....	<b>15</b>
1. Minimum Audible Angle (MMA) .....	15
2. Cônes de confusion .....	15
3. Immobilité de l'auditeur .....	16
4. Perception des distances .....	17
<b>II. Le cerveau auditif</b> .....	<b>18</b>
<b>A. Les voies nerveuses auditives</b> .....	<b>19</b>
1. Les voies auditives primaires .....	19
2. Les voies auditives non-primaires .....	21
<b>B. Remarques liées à l'audition binaurale</b> .....	<b>23</b>
<b>C. Mémorisation et plasticité cérébrale</b> .....	<b>24</b>
<b>D. Cognition auditive et multimodalité</b> .....	<b>24</b>
<b>III. L'audition dans le bruit</b> .....	<b>25</b>
<b>A. L'analyse des scènes auditives</b> .....	<b>25</b>
1. Description de l'analyse en flux auditifs .....	26
2. Processus de groupement/ségrégation simultané .....	26
3. Processus de groupement/ségrégation séquentiel .....	27
<b>B. Démasquage binaural</b> .....	<b>28</b>
1. Démasquage en champ libre .....	29
2. Variations selon la fréquence .....	31
3. Variations selon l'azimut .....	31
<b>C. Remarques liées à la compréhension de la parole dans le bruit</b> .....	<b>32</b>
<b>IV. Audition binaurale et surdité</b> .....	<b>34</b>
<b>A. Exploitation amoindrie des indices de localisation spatiale</b> .....	<b>34</b>
1. Baisse de la discrimination des ITD .....	34
2. Baisse de la discrimination des ILD .....	34

3. Baisse de l'analyse des indices spectraux.....	35
<b>B. Conséquences de l'appareillage sur la localisation spatiale .....</b>	<b>35</b>
1. Dégradation des indices de localisation.....	35
2. Réhabilitation des indices de localisation auditive .....	38
<b>C. Appauvrissement de l'efficacité des processus centraux .....</b>	<b>38</b>
1. En lien avec les défaillances périphériques.....	39
a. Perte de la sélectivité fréquentielle.....	39
b. Dégradation de l'analyse fréquentielle .....	40
2. En lien avec les défaillances centrales liées au vieillissement .....	40
3. Lié à la baisse de l'asymétrie fonctionnelle hémisphérique .....	41
4. En lien avec la cognition multimodale .....	41
<b>D. Conséquences sur la compréhension de la parole dans le bruit .....</b>	<b>42</b>
1. Déficiences dans l'analyse des scènes auditives.....	42
2. Baisse du démasquage .....	43
3. Spécificités liées aux pertes asymétriques.....	43
4. Dégradation de la compréhension de la parole dans le bruit .....	44
<b>V. Méthodes de rééducation auditive .....</b>	<b>46</b>
<b>A. Exercices réalisables par les patients en autonomie ne nécessitant pas de matériel spécialisé .....</b>	<b>47</b>
1. La rééducation auditive par l'appareillage .....	47
2. La rééducation auditive à domicile avec outils accessibles.....	48
<b>B. Exercices réalisés avec un professionnel ou en autonomie, nécessitant du matériel spécialisé ou l'outil informatique .....</b>	<b>50</b>
1. Matériel numérique .....	50
2. Exercices de lecture labiale et de rééducation auditive.....	52
3. La méthode Eco-Pragmatique .....	52
<b>VI. Description de certaines méthodes de spatialisation sonore .....</b>	<b>54</b>
<b>A. La stéréophonie .....</b>	<b>54</b>
<b>B. Le multicanal .....</b>	<b>55</b>
<b>C. Le multicanal au casque .....</b>	<b>56</b>
<b>D. La synthèse de champs acoustiques.....</b>	<b>57</b>
<b>VII. Le son binaural.....</b>	<b>59</b>
<b>A. Définition.....</b>	<b>59</b>
<b>B. Explications.....</b>	<b>60</b>
<b>C. Historique des procédés de captation binaurale .....</b>	<b>61</b>
<b>D. KEMAR.....</b>	<b>64</b>
<b>E. La synthèse binaurale .....</b>	<b>66</b>
<b>F. Algorithmes HRTF personnalisés .....</b>	<b>67</b>
1. Mesures HRTF par système 5.1 .....	67
2. Mesures HRTF tridimensionnelles individualisées.....	68
<b>G. Les applications et la recherche en son binaural .....</b>	<b>69</b>
1. Applications du son binaural.....	70

a. Musique .....	70
b. Audio-visuel.....	70
c. Jeux vidéo.....	70
d. In Ear-monitor .....	71
e. Robotique.....	71
f. Sons ASMR .....	72
g. Réalité virtuelle thérapeutique.....	72
h. Réalité virtuelle thérapeutique et acouphènes .....	73
i. Audioprothèse.....	74
2. Recherche en son binaural.....	76
a. Effet du son 3D sur le cerveau .....	76
b. Le projet BiLi.....	77
<b>PARTIE PRATIQUE .....</b>	<b>80</b>
<b>I. Le concept.....</b>	<b>81</b>
<b>A. La mise en œuvre.....</b>	<b>82</b>
<b>B. Protocole commun aux différents enregistrements en son binaural .....</b>	<b>82</b>
1. Local utilisé .....	82
2. Matériel utilisé .....	83
3. Installation .....	84
a. Réglage des niveaux de diffusion .....	86
b. Réglage des niveaux de captation .....	87
4. Paramétrage des appareils auditifs destinés aux enregistrements.....	93
a. Réglage des gains .....	94
b. Réglage des fonctions de traitement du signal .....	95
5. Installation des appareils sur le KEMAR.....	97
<b>C. Enregistrements des fichiers sonores liés aux tests de localisation spatiale en son binaural .....</b>	<b>99</b>
1. Explications .....	99
2. Protocole.....	100
<b>D. Enregistrements des fichiers sonores liés aux tests rotatoires en son binaural.....</b>	<b>103</b>
1. Explications .....	103
2. Protocole.....	103
<b>E. Enregistrements des fichiers sonores liés aux épreuves de discrimination spatiale en son binaural.....</b>	<b>104</b>
1. Explications .....	104
2. Protocole d'enregistrement .....	106
<b>F. Enregistrements des fichiers sonores liés à la rééducation auditive en son binaural .....</b>	<b>107</b>
1. Explications .....	107
2. Protocole.....	108
<b>G. Choix du matériel sonore .....</b>	<b>109</b>



1. Signaux sonores issus des épreuves vocales audioprothétiques.....	109
a. Les phrases.....	110
b. Les mots sans signification.....	113
c. Le bruit.....	115
d. Choix du bruit.....	119
2. Signaux sonores s’inspirant des scènes auditives et des audio-livres.....	122
a. Signaux sonores s’inspirant des scènes auditives.....	123
b. Signaux sonores s’inspirant des audio-livres.....	126
<b>H. Edition et mixage des scènes auditives et des contes.....</b>	<b>127</b>
<b>I. Structuration et agencement des pistes du CD.....</b>	<b>132</b>
<b>J. Réalisation de l’outil de rééducation auditive.....</b>	<b>135</b>
1. CD de rééducation auditive en son binaural.....	135
2. Livret d’accompagnement.....	135
<b>II. Etude clinique.....</b>	<b>136</b>
<b>A. Actions préalables au déroulement de l’étude.....</b>	<b>136</b>
1. Critères de sélection des patients.....	136
2. Panel de patients participant à l’étude.....	139
3. Matériel de diffusion sonore utilisé.....	140
<b>B. Mise en place des tests/retests d’audiométrie vocale dans le bruit.....</b>	<b>141</b>
1. Matériel utilisé.....	141
2. Calibration de la cabine.....	142
3. Signaux sonores utilisés.....	142
4. Protocole de passation des AVB.....	143
<b>C. Déroulement de l’étude.....</b>	<b>144</b>
1. Actions réalisées lors du premier rendez-vous.....	144
2. Paramétrage des appareils pour l’écoute en son binaural.....	145
<b>D. Actions réalisées lors du rendez-vous post-rééducation.....</b>	<b>147</b>
<b>E. Questionnaire post-rééducation.....</b>	<b>147</b>
1. Objectifs.....	147
2. Réalisation.....	148
<b>F. Utilisation des questionnaires pour identifier des biais.....</b>	<b>148</b>
<b>G. Analyse des réponses au questionnaire post-rééducation auditive.....</b>	<b>149</b>
<b>H. Analyse des AVB pré-post rééducation.....</b>	<b>152</b>
1. Identification des biais.....	152
2. Résultats.....	155
<b>III. Etude du son binaural.....</b>	<b>159</b>
<b>A. Matériel nécessaire.....</b>	<b>159</b>
<b>B. Protocole de réalisation.....</b>	<b>160</b>
1. Personnes testées.....	160
2. Mise en place du groupe normo-entendants.....	160

3. Mise en place du groupe appareillés .....	161
<b>C. Test rotatoire en son binaural .....</b>	<b>161</b>
1. Consignes .....	161
2. Résultats du groupe normo-entendants .....	162
3. Résultats du groupe appareillés .....	162
<b>D. Test de localisation en son binaural.....</b>	<b>163</b>
1. Consignes .....	163
2. Résultats groupe normo-entendants .....	163
3. Résultats du groupe appareillés .....	165
<b>E. Test de discrimination spatiale en son binaural.....</b>	<b>168</b>
1. Consignes .....	168
2. Résultats du groupe normo-entendants .....	168
3. Résultats du groupe appareillés .....	171
<b>IV. Réflexion quant aux actions et choix effectués.....</b>	<b>172</b>
<b>Conclusion.....</b>	<b>175</b>
<b>SOURCES ET RÉFÉRENCES .....</b>	<b>178</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>188</b>

# Introduction

La difficulté à comprendre dans le bruit est un problème fréquemment rencontré par les malentendants, y compris par ceux qui portent des appareils auditifs. L'altération de la compréhension en présence de bruit est souvent mentionnée comme l'un des premiers signes liés à une défaillance du système auditif.

Nous savons aujourd'hui que le système auditif central est au cœur des mécanismes de compréhension dans le bruit et, si on l'observe dans son ensemble, avec ses relais neuronaux de traitement et d'analyse des informations sonores, on voit bien qu'il n'a pas de central que sa position au milieu des oreilles.

Ne peut-on réhabiliter les organes sensoriels auditifs périphériques, qu'en y amenant des informations sonores de mieux en mieux adaptées, par le biais d'appareils de plus en plus perfectionnés ? Ce fantastique organe cortical dont nous sommes tous pourvus ne surpasse-t-il pas la plus performante des puces et la plus puissante des plateformes ?

Que faire lorsque le patient, appareillé dans les règles de l'art, se dit satisfait de ses appareils auditifs et de leurs réglages, mais ajoute que sa compréhension dans le bruit reste malgré tout difficile ?

Autant de questions qui nous ont amené à nous intéresser à la rééducation auditive et aux mécanismes liés à l'audition centrale. Cette étude qui conjugue audioprothèse et techniques de diffusion sonore dites "3D", a pu conduire à la création d'un dispositif de rééducation auditive basé sur la spatialisation sonore visant à l'amélioration de la compréhension dans le bruit. Le centre de formation en audioprothèse à la faculté de Nancy ayant fait l'acquisition d'un KEMAR, il semblait dès lors possible de faire bénéficier les malentendants appareillés d'une écoute en son binaural. Sachant que le son binaural fonctionne à partir d'une illusion générée par le cortex auditif, il nous est apparu que la stimulation du cortex auditif à partir du son binaural serait plus importante que lors d'une écoute naturelle en champ libre. Nous avons ainsi choisi de mobiliser temps, énergie et travail à la rédaction d'un mémoire de fin d'études consacré à la réalisation d'un outil de rééducation auditive en son binaural.

Le présent mémoire est constitué d'une partie théorique et d'une partie pratique. La première décrit tout d'abord les mécanismes liés à l'audition binaurale, comme la localisation auditive et l'audition dans le bruit. Nous mentionnerons ensuite les conséquences de la surdité sur ces mécanismes et les méthodes de rééducation auditive associées. Ce mémoire ayant pour thématique le son "3D", nous présenterons certaines méthodes de spatialisation sonore et plus particulièrement celle liée au son binaural. Dans la partie pratique, nous expliquerons le concept lié à la rééducation auditive en son binaural et à l'étude de cette méthode de spatialisation sonore sur des individus normo et malentendants. En premier lieu seront détaillées les modalités d'enregistrements utilisées pour réaliser un CD de rééducation auditive et des fichiers sonores de tests en son binaural. En second lieu, nous décrirons la mise en place et les résultats de l'étude clinique liée à la rééducation auditive, puis le déroulement et les conclusions concernant l'étude du son binaural pour des normo-entendants et des malentendants appareillés.

# PARTIE THÉORIQUE

# I. L'audition binaurale

L'audition binaurale signifie le fait d'entendre avec deux oreilles. Equipés d'une paire d'oreilles placées respectivement de chaque côté du crâne, les êtres humains possèdent donc une audition binaurale. Par rapport à une audition monaurale, cette capacité d'écoute binaurale est fondamentale car elle permet la localisation auditive et, via les analyses effectuées par le cerveau auditif, améliore nettement la compréhension dans le bruit, thématiques majeures explorées dans ce mémoire.

## A. La localisation auditive

La localisation auditive « se réfère à la capacité d'un auditeur à identifier l'emplacement ou l'origine d'une source sonore ainsi que sa direction et son éloignement » [1].

Cette localisation spatiale permet la construction d'espaces sonores subjectifs en repérant la provenance des sources acoustiques environnantes. Le repérage spatial d'un son est caractérisé par les paramètres suivant :

- ④ La direction du son, indiquée par son azimut (espace horizontal) et sa hauteur (espace vertical),
- ④ la distance séparant l'auditeur de la source sonore (profondeur).

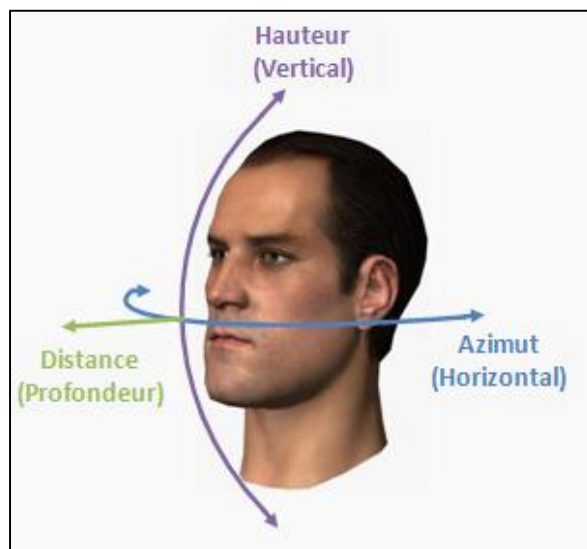


Figure 1 : Schéma représentatif de l'espace auditif tridimensionnel [2].

L'auditeur, naturellement placé dans un champ acoustique sphérique tridimensionnel composé de multiples sources sonores pouvant être en mouvement, peut identifier et suivre la position de chaque source sonore en s'appuyant sur le caractère binaural de son système auditif. Pour cela, le cerveau auditif compare les signaux perçus binauralement en utilisant les indices acoustiques binauraux suivant :

- ④ Les différences interaurales de temps (ITD pour Interaural Time Differences),
- ④ les différences interaurales de phase (IPD pour Interaural Phase Differences),
- ④ les différences interaurales de niveau (ILD pour Interaural Level Differences),
- ④ les informations spectrales.

L'ensemble de ces différences interaurales constitue les fonctions de transfert crânien (HRTF pour Head Related Transfer Function). Les caractéristiques morphologiques (distance interaurale, forme et volume du buste et du crâne, dimensions et reliefs des pavillons et des conduits auditifs) n'étant pas les mêmes d'une personne à une autre, les HRTF varient selon les individus (Figure 2). Dans les pages suivantes, nous présenterons les différents indices acoustiques binauraux.

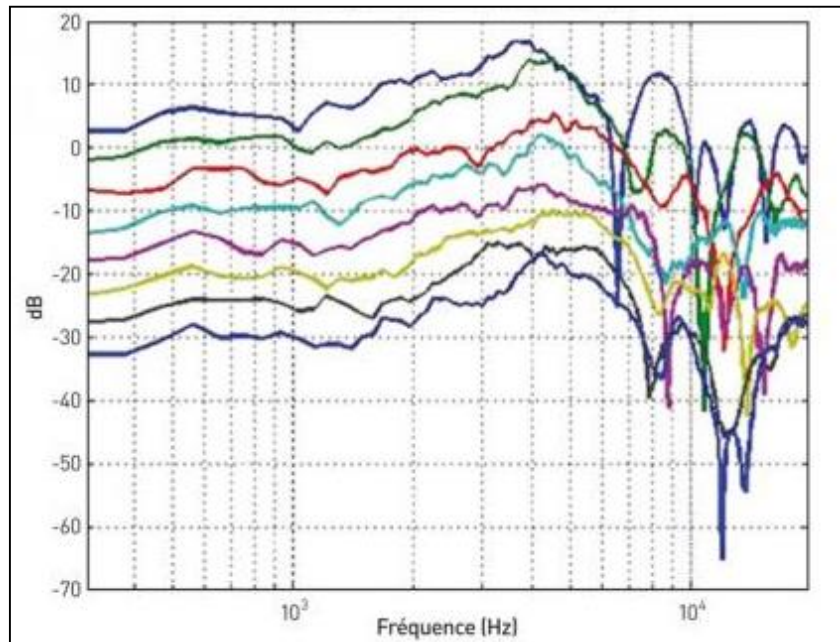


Figure 2 : HRTF, entre un signal présenté à  $-45^\circ$  et à  $0^\circ$ , relevés au tympan pour 8 individus [3].

Toutes les courbes de cette figure démarrent normalement à 0dB. Elles ont été décalées afin de rendre compte de leurs variations relatives qui deviennent significatives à partir de 4kHz et majeures au-dessus de 8kHz : dans les mêmes conditions d'écoute, l'audition de chacun est différente.

## 1. Les différences interaurales de temps (ITD)

Lorsqu'une source acoustique émet un son, celui-ci n'est pas capté instantanément par les oreilles car le son se propage à la vitesse de 340 m/s. Il y a donc un délai entre l'émission du son et sa réception.

- ⊗ Lorsque la source acoustique est placée à égale distance des oreilles (donc en face de l'auditeur, soit à  $0^\circ$ , ou dos à l'auditeur, soit à  $180^\circ$ ), ce délai est le même pour les deux oreilles : l'ITD est alors nulle. (figure 4),
- ⊗ en revanche, lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance des oreilles, ce délai varie d'une oreille à l'autre puisque l'oreille la plus proche de la source captera le signal sonore la première : l'ITD est alors positive (figure 3 et 4).

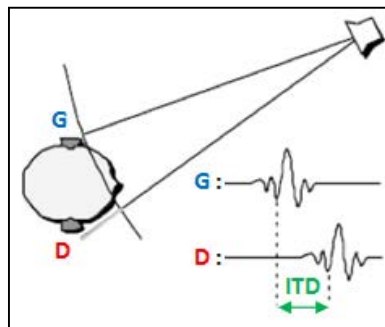


Figure 3 : Différence interaurale de temps.

La valeur de l'ITD change donc en fonction de l'azimut de la source. Ces variations ont été modélisées par Feddersen et al (1957) :

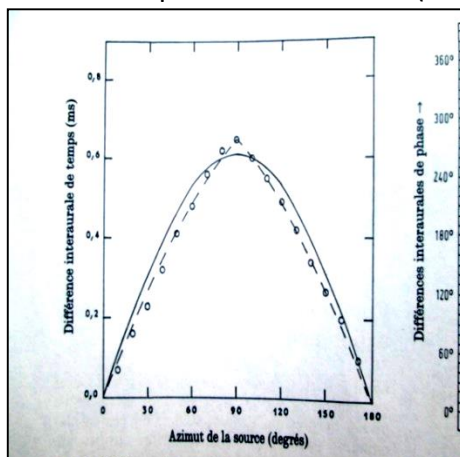


Figure 4 : Différence interaurale de temps entre les oreilles, en fonction de l'azimut de la source [4].  
(o o o) : valeurs expérimentales de Feddersen et al  
(—) : formule de Von Hornbostel et Wertheimer (1920)  
(- - -) : formule de Woodworth (1938)

Sur ce graphique, on voit que l'ITD vaut environ 0.6 ms pour une source placée à  $90^\circ$  de l'auditeur. Cela correspond à une différence de distance parcourue d'environ 19 cm (distance moyenne séparant les deux oreilles d'un individu)

[Les ITD sont des indices acoustiques utilisés dans la localisation azimutale du son](#)



## 2. Les différences interaurales de phase (IPD)

Les différences interaurales de temps entraînent des différences de phase. Toutefois, alors que les différences interaurales de temps ne varient pas suivant que le son soit grave ou aigu (la célérité du son étant la même pour toutes les fréquences), les différences de phase dépendent de la fréquence des sons. Rappelons ici que  $\lambda=c/f$  (avec  $\lambda$  la longueur d'onde,  $c$  la célérité du son et  $f$  la fréquence).

Sachant que la distance interaurales moyenne est de 21 cm et que  $c=340$  m/s, la durée maximale qu'un son met pour passer d'une oreille à l'autre est de 0.6 ms environ. Cette durée correspond donc bien à l'ITD maximale mesurée expérimentalement (figure 4).

Rappelons également que  $f=\frac{1}{T}$  (avec  $T$  la période).

Pour l'ITD maximale, on a donc  $f\approx 1600$  Hz ( $T=6.10^{-4}$ s)

Cette donnée permet donc l'affirmation suivante : les sons de fréquences inférieures à 1600Hz ont des longueurs d'ondes supérieures à la distance interaurale.

Lorsqu'un son de longueur d'onde supérieure à la distance interaurale passe d'une oreille à l'autre, il en résulte une différence de phase interaurale (figure 5). Ces calculs corroborent les données expérimentales de MILLS (1958) sur l'IPD.

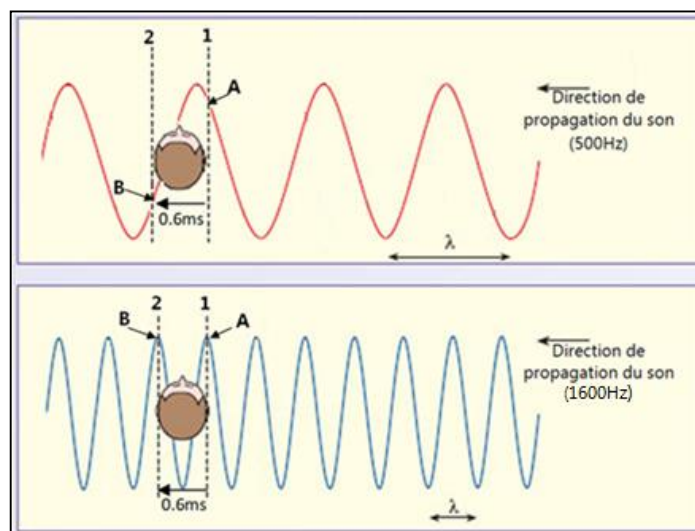


Figure 5 : illustration de la différence de phase [5].

Les deux sons purs (500 Hz et 1600 Hz) sont émis en même temps à 90° de l'auditeur (l'ITD est donc maximale et vaut 0,6 ms). La vitesse de propagation du son dans l'air étant indépendante de la fréquence, ces deux sons arrivent en même temps à l'oreille droite (temps 1), puis en même temps à l'oreille gauche (temps 2). Pour le son de 1600 Hz, on remarque que la phase au temps 1 (point A) est la même que celle au temps 2 (point B). En revanche, pour le son de

500 Hz, la phase au temps 1 (point A) n'est pas identique à celle au temps 2 (point B) : il y a donc une différence de phase.

### Les IPD sont liées aux ITD

### Les IPD sont utilisées dans la localisation azimutale

### Les IPD sont présentes pour les basses fréquences (au-dessous de 1,6kHz)

## **3. Les différences interaurales de niveau (ILD)**

Les ILD sont également appelées "Différences interaurales d'intensité", "Différences interaurales de pression" ou "IID" (Interaural Intensity Differences). Les ILD sont les différences de niveau sonore perçues entre les deux oreilles.

Lorsqu'une source acoustique émet un son, le niveau sonore de celui-ci diminue au fur et à mesure de sa propagation sonore dans l'air. En condition de champ libre, le niveau sonore diminue par exemple de 6 dB à chaque doublement de distance entre la source et l'auditeur. Il y a donc une différence de niveau entre le son émis et le son reçu en fonction de la distance séparant la source de l'auditeur.

- ⊙ Lorsque la source acoustique est placée à égale distance des oreilles, le niveau sonore perçu est le même pour les deux oreilles : l'ILD est alors nulle,
- ⊙ en revanche, lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance des oreilles, le niveau sonore perçu varie d'une oreille à l'autre puisque les oreilles sont distantes l'une de l'autre. Ainsi, l'oreille la plus proche de la source percevra un niveau sonore plus important : l'ILD est alors positive.

Toutefois, la distance interaurale n'est pas suffisamment importante pour que la différence de niveau soit flagrante. En effet, sur la figure 6 page suivante, on voit que celle-ci n'est que de 2 dB pour un son de 250Hz lorsque la source est placée à 90°. En revanche, on observe une forte variation de l'ILD selon la fréquence : cela s'explique par l'effet d'ombre de la tête (ou head shadow effect).

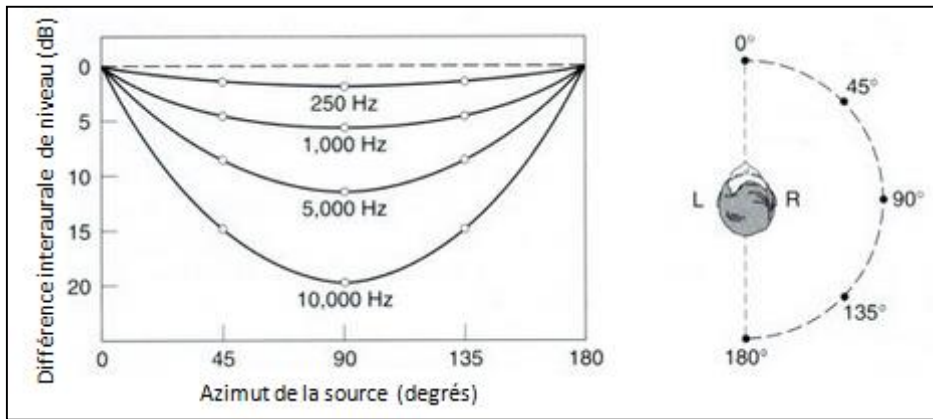


Figure 6 : différences interaurales de niveau pour un signal sinusoïdal de 70 dB SPL émis à différentes fréquences et à différents azimuts à 2m autour du crâne (GULICK et al, 1989) [6].

**a. L'effet d'ombre de la tête**

La tête interfère avec les ondes sonores en projetant l'équivalent sonore d'une ombre du côté opposé à la source acoustique (figure 7). Cette ombre acoustique fait baisser l'intensité du son arrivant à l'oreille controlatérale. L'effet d'ombre de la tête n'est pas présent dans les basses fréquences (grandes longueurs d'onde) puisque le crâne et l'épiderme agissent sur les sons avec un coefficient d'absorption acoustique qui augmente avec la fréquence : la tête agit comme un filtre passe bas et l'ILD augmente avec la fréquence (Figure 8).

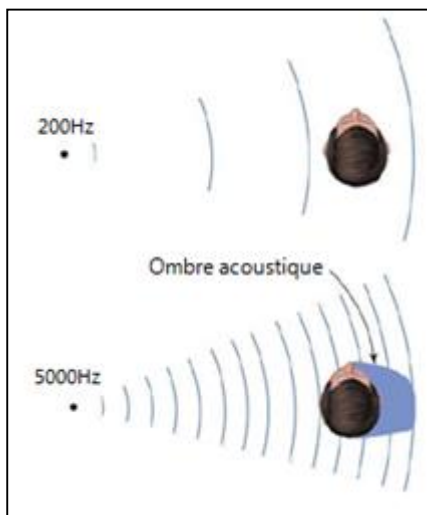


Figure 7 : l'effet d'ombre de la tête est absent pour un son à 200 Hz mais présent à 5000 Hz [7].

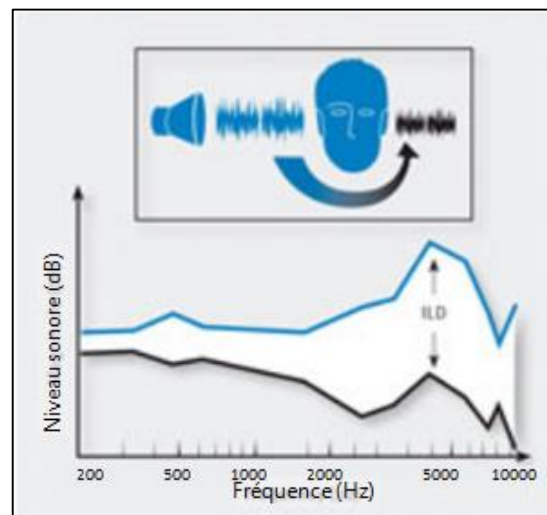


Figure 8 : différence interaurale de niveau (ILD) en fonction de la fréquence [8].

**Les ILD sont utilisées dans la localisation azimutale**

**Les ILD sont présentes pour les hautes fréquences (au-delà de 1,6 kHz)**

## b. Duplex Theory

Nous pouvons remarquer que les ILD et ITD sont tous deux liés à la localisation horizontale, avec l'ILD pour les hautes fréquences et l'ITD, via l'IPD, pour les basses fréquences. Les ILD et ITD fonctionnent donc en tandem : c'est la "Duplex Theory" proposée par RAYLEIGH dès 1907. Cependant, pour un stimulus large bande, on remarque une prépondérance du rôle des ITD dans la localisation azimutale [9].

## 4. Les informations spectrales

Les caractéristiques anatomiques et morphologiques du crâne, des oreilles externes et du buste modifient les spectres des ondes sonores environnant l'auditeur. Ces modifications fournissent des informations spectrales qui interviennent dans les processus de localisation au niveau du plan vertical (figure 9).

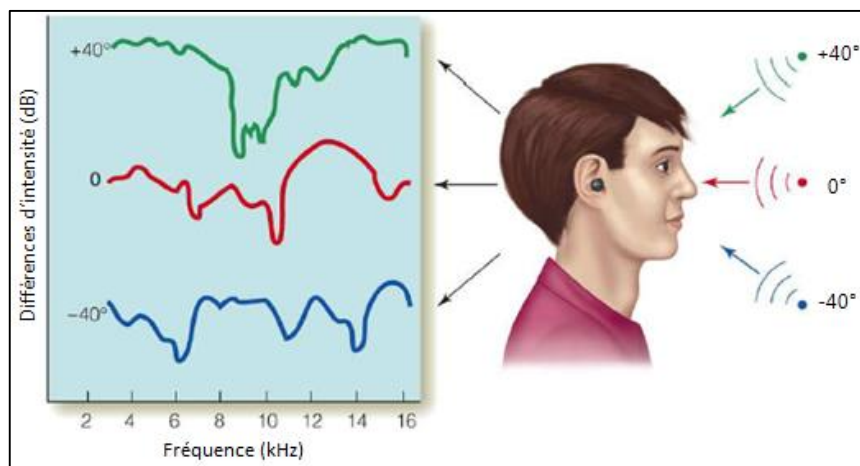


Figure 9 : Influence de la localisation verticale de la source sonore sur l'intensité du signal mesurée au conduit en fonction de la fréquence [10].

Cette figure représente trois sources sonores (verte, rouge et bleue) placées à différentes hauteurs qui diffusent le même signal sonore. L'auditeur est muni de sondes microphoniques intra-auriculaires et on analyse les sons captés par les microphones. En fonction de la hauteur des sources sonores, on observe des différences d'intensités des signaux captés qui correspondent à des pics et creux spectraux.

Les pics spectraux donnant des indications précises sur l'origine verticale de la source sonore sont regroupés en intervalles de fréquences appelés « bandes directives » [11]. Ainsi, « *il est prouvé que la direction apparente d'une source dépend plus du spectre d'émission de cette*

source que de sa position réelle dans le plan vertical [...] pour qu'un son soit localisé correctement, il doit posséder un spectre riche, notamment au-dessus de 7 kHz et la présence d'un pavillon est nécessaire » [12].

En effet, les ondes sonores d'incidences verticales sont réfléchies, diffractées et filtrées au contact du buste et du crâne, mais ce sont surtout les pavillons qui jouent un rôle essentiel dans la localisation verticale (FISCHER et FREEDMAN, 1968) [13]. Nous détaillerons donc ici uniquement l'effet pavillonnaire.

### L'effet pavillonnaire

L'action du pavillon commence à intervenir dans la localisation des sons à partir de 2 kHz et s'accroît pour des fréquences supérieures. En effet, « pour des bandes de bruits centrées sur 2, 3 et 10 kHz, les taux d'erreurs de localisation sont respectivement de 70, 25 et 15% » [14].

L'oreille externe, composée d'un pavillon et d'un conduit auditif se prolongeant jusqu'à la membrane tympanique, peut être assimilée à un ensemble de résonateurs. Les mesures In-Vivo ont permis de mettre en évidence les fréquences de résonance de l'oreille externe.

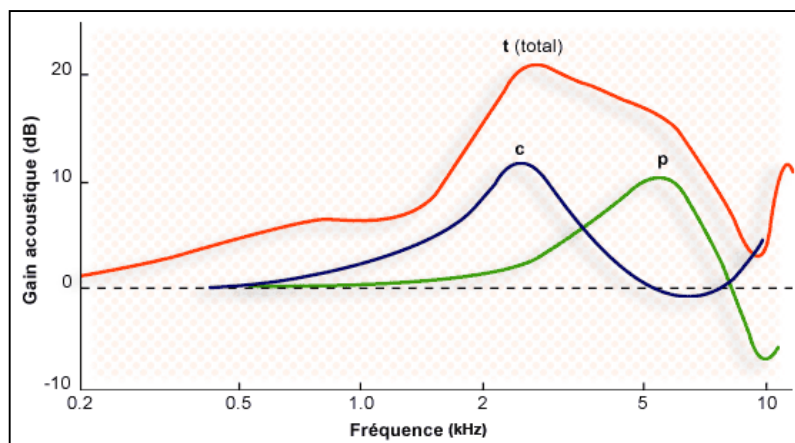


Figure 10 : Effet du pavillon (p, vert), du conduit auditif externe (c, bleu) et de l'ensemble de l'oreille externe, donc pavillon+conduit (t, rouge), sur l'amplitude de la vibration sonore [15].

La figure 10 illustre le gain acoustique, également appelé "gain étymotique" ou "fonction de transfert" de l'oreille externe. Précisons que le son est ici présenté à 45° dans le plan horizontal. Ce graphique simplifié ne présente pas l'ensemble des pics et creux spectraux observables, notamment ceux dans les hautes fréquences (voir figure 11 ci-dessous).

Le conduit auditif peut être assimilé à un résonateur de Helmholtz avec une résonance principale allant de 1,5 à 4 kHz et atteignant un peu plus de 10 dB à 3000 Hz. Quant au pavillon, il crée une résonance sur une bande fréquentielle de 3 à 8 kHz avec un pic de près de 10 dB à 5 kHz. L'oreille externe dans son ensemble (pavillon+conduit) crée une résonance allant de 1,5 kHz à 8 kHz avec un gain étymotique de plus de 20 dB à 3 kHz.

Comme l'indique la figure 11 le pavillon a un effet sur un signal sonore incident correspond à celui d'un filtre en peigne : des pics et creux spectraux se forment et varient en fréquences en fonction de l'incidence verticale de la source sonore. Ces modifications spectrales fournissent donc des indications précises sur l'emplacement de la source : ce sont les bandes directives donnant des indices spectraux utilisés pour la localisation verticale. Ces résultats ont été confirmés par BLAUERT (1983) [16] et nous pouvons facilement observer ces pics et creux spectraux dans notre pratique professionnelle lors de la réalisation des mesures In-Vivo.

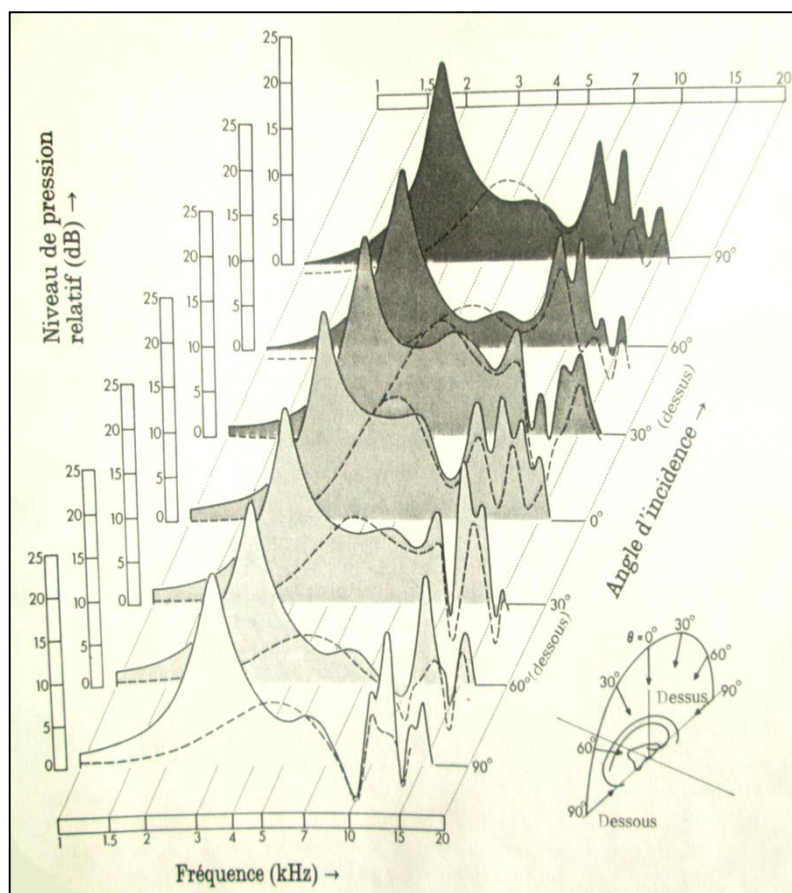


Figure 11 : Niveau de pression acoustique dans le conduit auditif en fonction de la fréquence, pour diverses incidences. (—) : au voisinage du tympan ; (- - -) : à l'entrée (2 cm) du conduit auditif « obturé » (SHAW et TERANISHI, 1968) [17].



Le pavillon, avec tous ses reliefs étonnants (figure 12), peut également être assimilé à un système de réflecteurs multiples (WRIGHT et coll., 1974) [18]. En effet, les différentes portions du pavillon réfléchissent les hautes fréquences (longueurs d'ondes inférieures aux dimensions du pavillon) et la latence de ces réflexions vers le conduit auditif varie selon la portion de pavillon impactée par l'onde sonore (figure 12). En fonction de l'angle d'incidence de l'onde (et donc de la source sonore) ces latences sont modifiées et sont perçues « *comme des changements de direction d'un même signal* » [19] qui fournissent des indices utilisés dans la localisation de la source sonore.

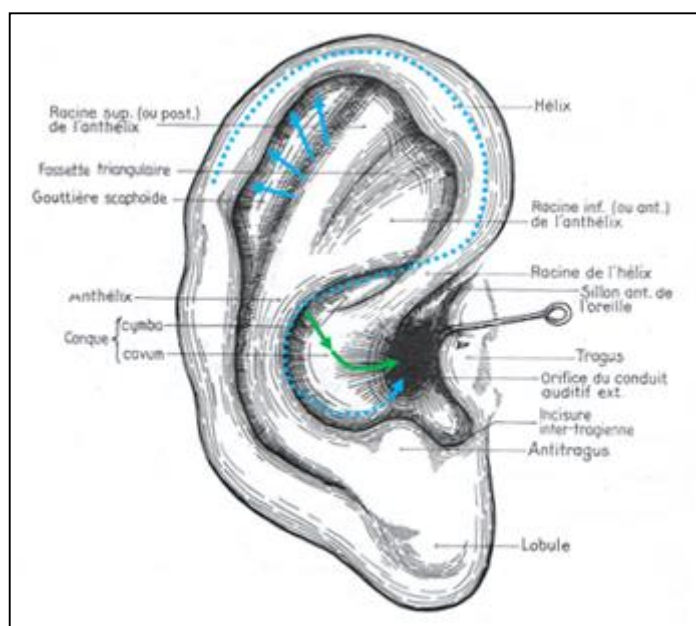


Figure 12 : Propagation par vibration des ondes sonores sur le pavillon [20].

En fonction de leurs fréquences et de leurs angles d'incidences, les ondes sonores vont se propager par vibrations jusqu'au conduit auditif en empruntant des chemins différents. Le chemin bleu étant plus long que le chemin vert, la vibration sonore l'empruntant mettra plus de temps à arriver au conduit auditif que la vibration empruntant le chemin vert : il y a une latence de réflexion vers le conduit.

Comme le montre la figure 13, la morphologie de l'oreille externe peut fortement varier d'un individu à l'autre. Ainsi, les indices spectraux ne seront pas exactement les mêmes chez deux personnes : ils s'apparentent donc à une empreinte digitale auditive.

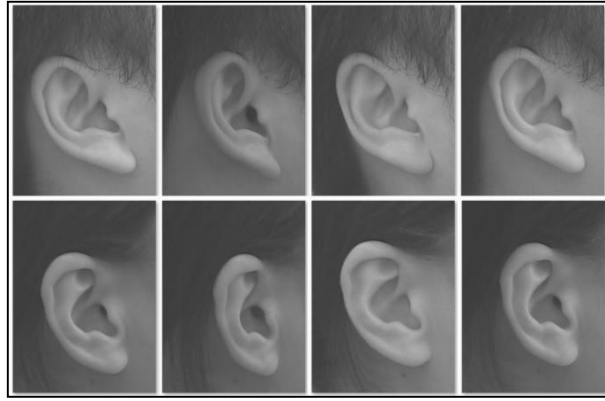


Figure 13 : Différentes formes et dimensions de pavillons droits [21].

De plus, de légères variations morphologiques sont également observables entre l'oreille droite et l'oreille gauche d'un même individu. Ainsi, les pics et creux spectraux ne seront pas les mêmes : certains indices spectraux proviennent donc de l'asymétrie pavillonnaire (figure 14) et leur comparaison bilatérale aide à la localisation spatiale.

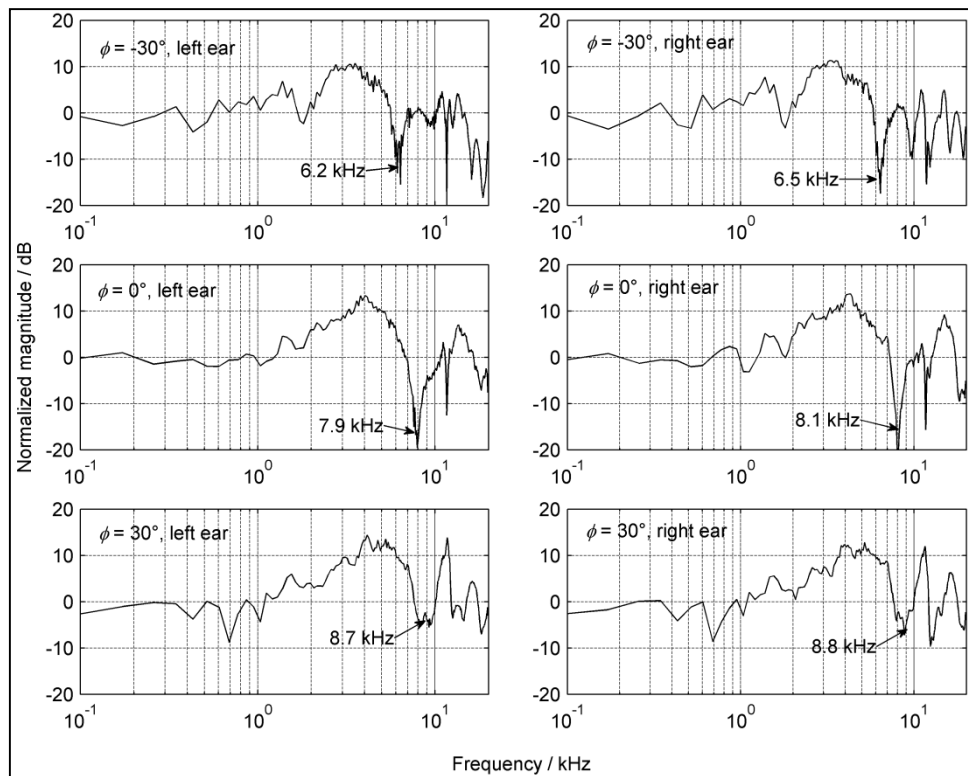


Figure 14 : Comparaison des spectres fréquentiels entre l'oreille gauche et l'oreille droite d'un même individu. La source sonore est déplacée suivant l'axe vertical [22].

**Les indices spectraux sont utilisés dans la localisation verticale**

**Les indices spectraux sont présents dans les hautes fréquences**



## **B. Limites de la localisation auditive**

Avant d'aborder la partie suivante, nous tenons à apporter quelques précisions quant aux limites de la localisation auditive.

### **1. Minimum Audible Angle (MMA)**

Tout d'abord, notons que le pouvoir séparateur spatial du système auditif ne peut pas identifier des déplacements angulaires trop petits. En effet, il existe un déplacement minimal appelé "Minimum Audible Angle" (MMA) défini et mesuré par MILLS (1958) [23] pour plusieurs fréquences et azimuts (pour un bruit blanc émis dans l'espace horizontal, le MMA est de  $\pm 3,6^\circ$  à  $0^\circ$ ,  $\pm 5,5^\circ$  à  $180^\circ$ ,  $\pm 9,2^\circ$  à  $90^\circ$  et  $\pm 10^\circ$  à  $270^\circ$ ) [24].

### **2. Cônes de confusion**

Rappelons que les différences interaurales de temps (ITD) et d'intensité (ILD) sont générées par une source sonore étant plus proche d'une oreille que de l'autre. De ce fait, plus les distances séparant la source des oreilles sont petites et identiques, plus les ITD et ILD seront faibles et identiques. De même, plus les distances séparant la source des oreilles seront grandes et identiques, plus les ITD et ILD seront grandes et identiques. Ainsi, seuls les indices spectraux fournissent des renseignements sur la position de la source, ce qui rend sa localisation imprécise. Cela est symbolisé par un cône de confusion de longueur indéfinie généré à partir du crâne, dont le diamètre varie en fonction de la distance de la source (voir figure 15) Toutes sources situées à l'intérieur de ce cône ne seront pas localisables de manière précise en utilisant seulement les ITD et les ILD.

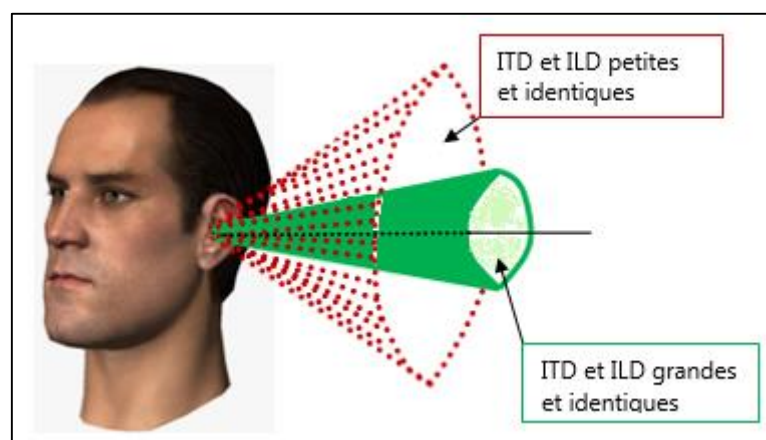


Figure 15 : Représentation de deux cônes de confusion (d'après Plack, 2005) [25].

Les confusions les plus fréquentes sont liées aux inversions avant/arrière. Afin de réduire ces confusions, le cerveau auditif utilise les informations spectrales. En effet, les différences spectrales interaurales et les HRTF associés peuvent aider à résoudre les ambiguïtés de localisation, que la source sonore soit dans le plan vertical ou dans le cône de confusion. Cependant, si le son présenté n'est pas riche spectralement dans les aigus, l'effet pavillonnaire ne sera pas utilisable. L'auditeur doit alors tourner légèrement sa tête afin de faire varier les ITD et les ILD.

### 3. Immobilité de l'auditeur

L'immobilité de l'auditeur est donc une limite dans la localisation auditive puisque la rotation de la tête reste la meilleure façon de résoudre les ambiguïtés de localisation avant/arrière (figure 16). Cette remarque aura toute son importance lors de l'analyse des tests de rotations effectués en sons 3D comme nous le verrons plus tard. L'inclinaison de la tête permet quant à elle de résoudre les ambiguïtés de localisation haut/bas (les chiens utilisent fréquemment ces fonctions).

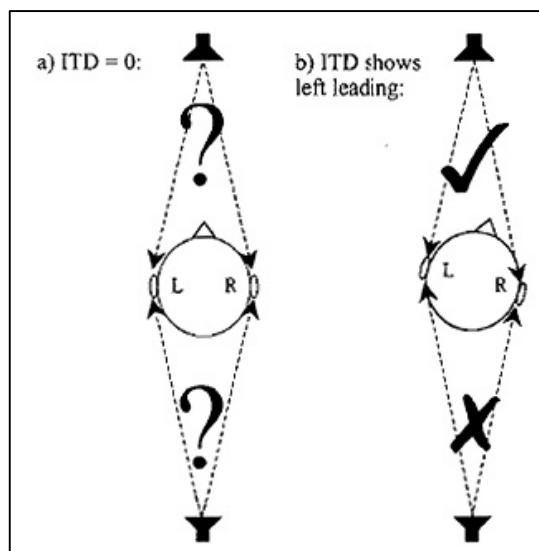


Figure 16 : La rotation de la tête permet de résoudre les confusions de localisation avant/arrière [25].

Dans cet exemple, seul le haut-parleur face à l'auditeur émet le son. Dans la première situation (a), la source sonore est placée à égale distance des deux oreilles : l'ITD est nulle et l'auditeur ne peut identifier si le son vient de l'avant ou de l'arrière. Dans la deuxième situation (b), la

rotation de la tête sur le côté droit fait que la source sonore n'est plus placée à égale distance des deux oreilles : cela entraîne une différence interaurale de temps qui permet à l'auditeur d'identifier le son comme venant de l'avant.

#### **4. Perception des distances**

Le système auditif ne peut agir à la manière d'un télémètre et la perception des distances est une limite pour la localisation en profondeur. L'éloignement d'une source sonore est tout de même caractérisé par certaines spécificités acoustiques qui, dans certains cas, permettent de se faire une idée plus ou moins précise de la distance séparant la source de l'auditeur.

Tout d'abord, nous avons déjà tous remarqué qu'un son lointain est moins bruyant qu'un son proche dans un environnement extérieur. En effet, son niveau de pression acoustique sera moins important (perte de 6 dB par doublement de distance) : c'est le rôle des variations d'intensité. Par ailleurs, son spectre sera déformé (un son distant contient moins d'aigus qu'un son proche) car celui-ci rencontre des obstacles qui jouent le rôle de filtres passe-bas (par exemple, la vapeur d'eau dans l'air, qui absorbe les hautes fréquences) : c'est le rôle des variations spectrales.

Dans un environnement plus couvert, le son lointain subit plus de réflexions et l'auditeur perçoit davantage le champ réverbéré que le champ direct : c'est le rôle du champ réverbéré.

Enfin, il est important de préciser que plus la source sera familière à l'auditeur, plus celui-ci pourra comparer les caractéristiques spectrales du signal afin de définir l'éloignement de la source : c'est le rôle de la mémorisation auditive.

##### Remarque :

Certaines limitations dans la localisation auditive peuvent être dépassées afin d'améliorer ses capacités de localisation jusqu'à des niveaux très élevés (réduction du MMA et précision de la perception des distances). En effet, certaines personnes ont développé la capacité à utiliser la technique de l'écholocalisation. « *Pour certains animaux [comme les chauves-souris], l'écholocalisation sert à caractériser des proies. Dans certaines circonstances, l'homme s'en sert aussi pour éviter des obstacles ou sonder la structure spatiale d'un lieu. On a rapporté le cas de marins qui utilisent des sifflets pour se diriger à l'écho vers l'entrée du port. Les aveugles*

caractérisent les espaces et s'orientent en leur sein, en utilisant l'écho du bruit de leur canne, de leurs pas, ou de clics produits par leur bouche. » [26]. C'est le cas de Ben Underwood ou de Daniel Kish, surnommé "Batman", qui enseigne l'écholocalisation et l'appelle la "mobilité perceptuelle". Ces personnes aveugles utilisent donc leur audition comme un sonar et sont ainsi capables d'éviter des obstacles et de se déplacer en vélo dans un environnement urbain.

**Les capacités auditives peuvent être développées par l'entraînement auditif, la mémorisation auditive et des processus de cognition** que nous allons présenter dans la partie suivante.

## II. Le cerveau auditif

Le cerveau auditif, aussi appelé cortex auditif ou cortex auditif central, est au cœur des traitements auditifs binauraux (figure 17). Dans la partie précédente, nous avons mentionné les processus de comparaison temporelle, fréquentielle et d'intensité interaurale, ainsi que celui de la mémorisation auditive, nécessaires à la localisation binaurale. Nous allons donc à présent aborder les structures et les processus centraux intervenant dans le cadre de l'audition binaurale.

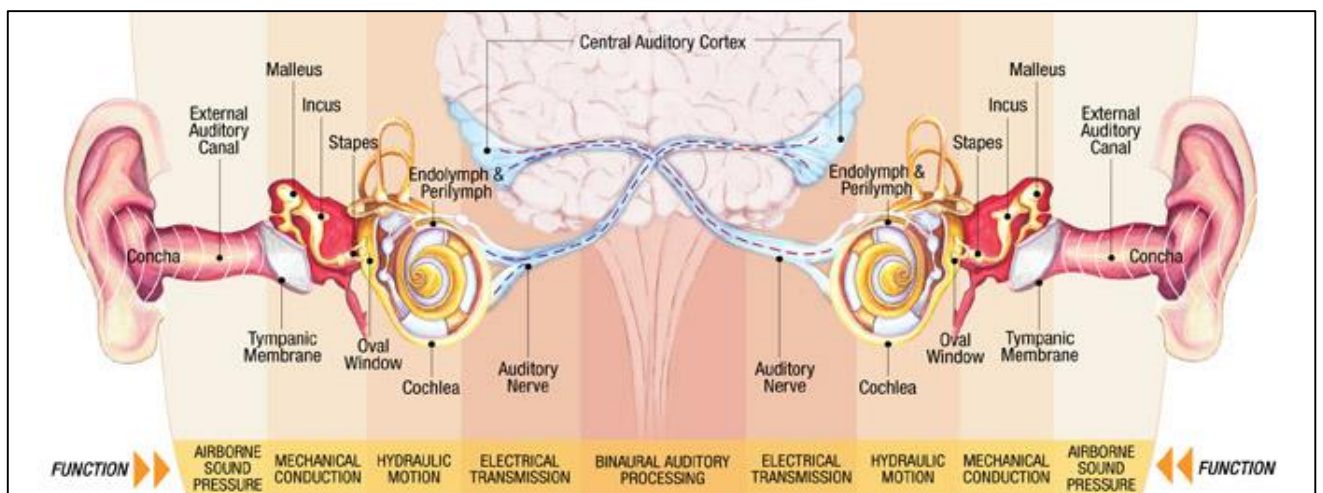


Figure 17 : le système auditif binaural est piloté par des centres corticaux interdépendants recevant les informations nerveuses périphériques [27].

## A. Les voies nerveuses auditives

Chaque hémisphère reçoit les informations de chaque oreille. De plus, les voies transversales ou intra corticales permettent l'interconnexion ou la communication des deux hémisphères cérébraux. Cette connexion, qui en assure la complémentarité fonctionnelle, est indispensable aux fonctions d'analyse binaurales. Les voies nerveuses auditives se classent en deux catégories : les voies auditives primaires et les voies auditives non-primaires (ou réticulaires) [28].

### 1. Les voies auditives primaires

Bilatérales, elles sont constituées d'un ensemble de relais neuronaux (figure 18) transmettant les trains de potentiel d'action, qui correspondent aux informations sonores codées par la cochlée, du tronc cérébral jusqu'au cortex auditif primaire. Ce sont donc des voies ascendantes, reliant les organes sensoriels (les deux cochlées en périphérie) aux centres nerveux. Ces voies sont courtes, transmettent les influx nerveux rapidement (fibres très myélinisées) et assurent donc notamment les fonctions d'alertes auditives. Par ailleurs, les voies auditives primaires mettent en jeu des relais permettant :

- ⊙ l'analyse du codage fréquentiel et temporel,
- ⊙ la sensation de sonie,
- ⊙ la **sélectivité fréquentielle** et la **compréhension dans le bruit** (mécanismes d'“Up-Down regulation”, voir page 21 et phénomènes actifs, voir page 23),
- ⊙ la **localisation spatiale des sons**,
- ⊙ les premières étapes de **l'analyse des scènes auditives** (voir page 25).

Note : les fonctions indiquées en gras, déjà présentées en amont ou présentées plus loin, sont celles directement liées aux thématiques de ce mémoire (localisation et discrimination spatiale, compréhension dans le bruit, rééducation auditive).

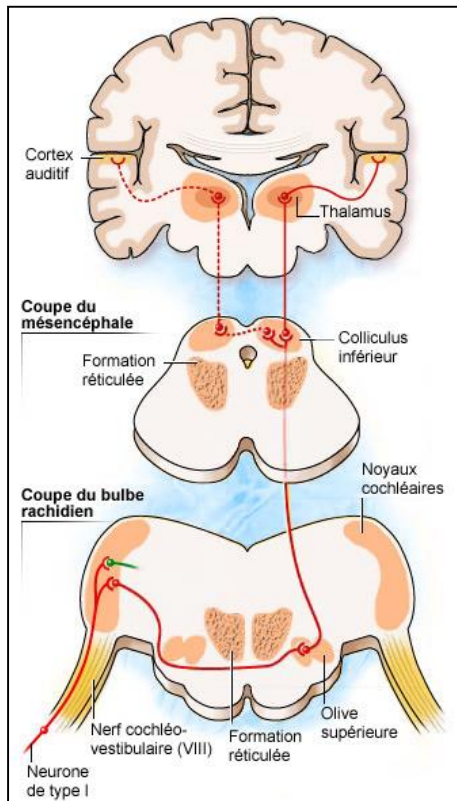


Figure 18 : Voie auditive primaire (en rouge) reliée à la cochlée gauche et ses différents relais neuronaux (lecture de bas en haut) [29].

Relais neuronaux	Locus	Fonctions
Noyaux cochléaires	Tronc cérébral (bulbe rachidien)	Décodage de base du message : <b>durée, intensité, fréquence</b> et mécanisme d’ <b>“Up-regulation”</b> (noyaux cochléaires dorsaux)
Olive supérieure médiane	Complexe olivaire supérieur (Tronc cérébral)	<b>Analyse des différences interaurales de temps (ITD)</b>
Olive supérieure latérale		<b>Analyse des différences interaurales de niveau (ILD)</b>
Colliculus inférieur	Mésencéphale	<b>Localisation du son</b> et mécanisme de <b>“Down-regulation”</b>
Corps genouillé médian	Thalamus (Cortex)	Travail d’intégration préparant les réponses motrices (vocale et <b>réflexes d’orientation, comme la rotation de la tête</b> )
Cortex auditif primaire	Cortex latéral	<b>Reconnaissance (discrimination) et mémorisation</b> du message

Tableau 1 : Locus et fonctions des relais neuronaux des voies auditives primaires [30], [31].

## Les mécanismes de “Up” et “Down regulation”

Les influx nerveux auditifs, présents sous la forme de train de potentiel d'action (spike), peuvent être :

- ⊕ Augmentés par l'“Up regulation” (des récepteurs cholinergiques) : le noyau cochléaire dorsal agit comme un amplificateur en élevant le nombre de spike,
- ⊖ diminués par la “Down regulation” (des récepteurs gabaergiques) : le colliculus inférieur freine les trains de potentiels d'action, via le neurotransmetteur gamma, en réduisant le nombre de spike.

Ces mécanismes permettent au système nerveux de s'adapter aux stimuli issus des cochlées afin de compenser la presbycusie, d'éviter l'hyperacusie et de **filtrer les sons non porteurs de sens** (sélectivité fréquentielle centrale). L'“Up-Down regulation” est possible grâce à la plasticité cérébrale auditive (voir page 24) [31].

### 2. Les voies auditives non-primaires

Elles sont aussi appelées « réticulaires » car elles empruntent la substance réticulée, commune à toutes les modalités sensorielles. Bilatérales, elles sont constituées d'un ensemble de relais neuronaux (figure 19) transmettant les influx nerveux du cortex au tronc cérébral. Ce sont donc des voies descendantes, reliant les centres nerveux aux organes sensoriels. Ces voies mettent notamment en jeu des relais permettant la sélection de l'information à traiter en priorité, mécanisme important par rapport à la compréhension dans le bruit.

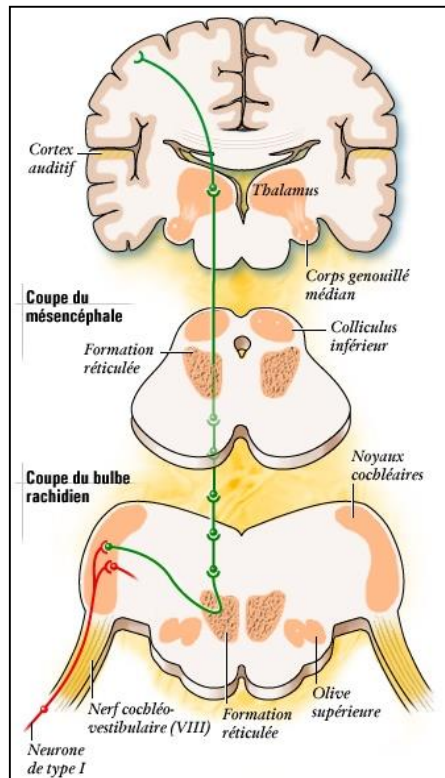


Figure 19 : Voie auditive non-primaire (en vert) reliée à la cochlée gauche et ses différents relais neuronaux (lecture de haut en bas) [29].

Relais neuronaux	Locus	Fonctions
Du thalamus non spécifique, du cortex polysensoriel, de l'hypothalamus et des centres végétatifs	Cortex non spécifique, cortex limbique, hypothalamus	<b>Perception consciente</b> , éveil, <b>émotions</b> <sup>1</sup> , motivations, réactions végétatives
De la formation réticulée	Mésencéphale et tronc cérébral	<b>Sélection de l'information à traiter en priorité</b> par le cerveau
Noyaux cochléaires	Tronc cérébral (bulbe rachidien)	Transmission des <b>influx nerveux liés aux phénomènes actifs</b> <sup>2</sup> (de petites fibres connectent les voies ascendantes et descendantes)

Tableau 2 : Locus et fonctions des relais neuronaux des voies auditives non-primaires [29].



**1** : les émotions jouent un rôle dans les processus de compréhension dans le bruit. En effet, certaines personnes associent le bruit à des émotions négatives (peur, anxiété, angoisse...) pouvant aller jusqu'à la phonophobie et l'hyperacousie.

**2** : Les phénomènes actifs mettent en jeu les cellules ciliées externes qui, de par leurs électromotilité, interviennent pour augmenter la sensibilité et la sélectivité de la mécanique cochléaire. Les phénomènes actifs sont donc déterminants dans la capacité à comprendre dans le bruit [31].

## **B. Remarques liées à l'audition binaurale**

Les voies nerveuses auditives peuvent être monaurales ou binaurales, directes (homolatérales : relie l'oreille au demi-cerveau correspondant) ou croisées (controlatérales : relie l'oreille au demi-cerveau opposé). Les voies nerveuses primaires et non-primaires ne cheminent donc pas indépendamment vers les centres nerveux supérieurs, mais « *elles se rencontrent, s'agencent, agissent les unes sur les autres, pour aboutir à un résultat différent de la simple addition des messages. Il y a donc un effet de facilitation ou sommation, si les fréquences des vibrations sont voisines ou identiques ; ou un effet d'inhibition si elles sont différentes.* » [32]. Ces interactions sont fondamentales dans les processus de comparaisons interaurales nécessaires à la localisation spatiale et à l'analyse des scènes auditives.

De plus, certains auteurs évoquent aussi une spécialisation hémisphérique, le cortex auditif primaire gauche étant plus sensible aux variations de temps et le droit aux variations de fréquence. En effet, « *selon D. POEPEL et al, 2001 le cortex auditif échantillonne le signal acoustique avec une fenêtre temporelle différente à droite et à gauche. La fenêtre temporelle serait de 20 ms à gauche et de 200 ms à droite.* » [33]. De ces caractéristiques découle une spécificité hémisphérique :

Hémisphère gauche (recevant principalement les informations de l'oreille droite) : traitement des aspects verbaux et non verbaux, analyse rapide (20 ms) privilégiant les contrastes phonétiques, la détection des changements rapides et complexes des consonnes et des transitions formantiques.

Hémisphère droit (recevant principalement les informations de l'oreille gauche) : fenêtre d'analyse plus large (200 ms) favorisant l'analyse « *des éléments prosodiques et émotionnels de la parole, des sons simples, des transitions simples, des voyelles ; l'hémisphère droit devient prédominant dans le bruit.* » [34].

### **C. Mémorisation et plasticité cérébrale**

Les processus de mémorisation et de plasticité cérébrale devraient jouer un rôle dans l'action de la rééducation auditive en son 3D (son binaural). En effet, la rééducation auditive met en jeu des mécanismes centraux (précédemment décrits) nécessitant la mémorisation et la plasticité cérébrale. Nous pensons que cette rééducation devrait être possible car la plasticité cérébrale « est encore marquée à l'âge adulte » s'il y a des apprentissages et « l'apprentissage du cerveau auditif reste performant, tant que les messages cochléaires lui parviennent normalement ». [35]

Toutefois, la mise en place de ces processus de mémorisation et de plasticité cérébrale auditive se fait progressivement car « *la connectivité effective et fonctionnelle [de l'ensemble des réseaux neuronaux] varie au cours du temps, c'est-à-dire à l'épreuve des expériences sensori-motrices* ». En effet, l'interprétation des messages sensoriels requiert « *la comparaison du signal acoustique entendu aux connaissances (traces mnésiques élaborées par l'exposition préalable à l'environnement)* » [36]. Ainsi, l'interprétation des HRTF permettant l'illusion auditive du son binaural (voir page 59) et la rééducation auditive qui en résulte nécessiterait une écoute régulière et prolongée.

### **D. Cognition auditive et multimodalité**

Par ailleurs, la cognition auditive, dont le centre de compréhension de la parole est localisé dans l'aire de Wernicke, fait intervenir de nombreuses structures corticales et sous corticales : elle est multimodale. En effet, les signaux sonores sont fréquemment associés à la vision. Exemples :

- © La lecture labiale associée à l'audition va favoriser la compréhension de la parole (notamment dans le bruit),

- ④ l'identification visuelle d'une source sonore permet une intégration plus rapide des indices liés à la localisation spatiale,
- ④ l'étude visuelle de l'environnement améliore l'analyse des scènes auditives.

Par ailleurs, les capacités attentionnelles « *vont également conditionner la compréhension d'un message sonore et la capacité d'extraction d'un son d'un bruit de fond* » [36]. De plus, les fonctions motrices sont également corrélées à la cognition auditive puisque les mouvements de rotation et d'inclinaison de la tête permettent :

- ④ La résolution des confusions spatiales,
- ④ le démasquage binaural (voir page 28) : l'émergence acoustique d'une source sonore mêlée à d'autres (cas typique d'une situation de cocktail party où l'on va "tendre l'oreille", au sens propre comme au figuré, en direction de la personne que l'on souhaite écouter afin de mieux la comprendre).

## III. L'audition dans le bruit

Les relais neuronaux et les fonctions cérébrales précédemment décrits sont activés et mis en place dans le contexte de l'audition dans le bruit, dont nous allons présenter certains processus. Lorsqu'ils sont pris dans leur ensemble, ces processus agissent en synergie et permettent la fonction dénommée "ABONSO" par Mead KILLION (Automatic Brain-Operated Noise Suppression Option), qui est nécessaire à la compréhension dans le bruit.

### A. L'analyse des scènes auditives

Les environnements sonores sont, la plupart du temps, composés de sources multiples qui composent une "mixture" parvenant aux oreilles. Afin de traiter ces informations acoustiques pour en déterminer la présence, la position et la nature, l'auditeur met en place une organisation perceptive inconsciente de ces informations : c'est l'analyse des scènes auditives (ASA) (A.S. BREGMAN, 1990 [37]), dont la théorie est analogue à celle de l'analyse des environnements visuels définie par GESTALT.

L'ASA procède par groupement/ségrégation de différents composants sonores (temporels ou spectraux) afin de les séparer en flux auditifs différents. Cette décomposition met en place des mécanismes liés aux schémas (attentionnels) et des mécanismes primitifs (automatiques).

## **1. Description de l'analyse en flux auditifs**

L'ensemble des éléments acoustiques perçus est analysé par le système auditif afin de :

- ⊕ Les fusionner (groupement) en un flux commun si les signaux sonores sont reconnus comme appartenant à une même source,
- ⊕ les séparer (ségrégation) en différents flux si les signaux acoustiques sont identifiés comme appartenant à des sources différentes.

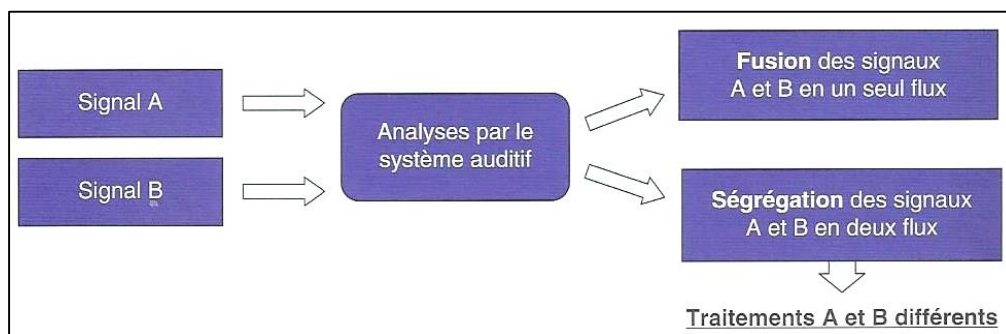


Figure 20 : Principe de traitement en flux par le système auditif [38].

L'analyse en flux auditifs est notamment pratiquée pour améliorer la compréhension de la parole dans le bruit, particulièrement en situation de cocktail party, où l'auditeur doit focaliser son écoute et son attention sur une voix particulière mêlée à d'autres voix perturbatrices. (CHERRY, 1953 [39]). En effet, l'analyse va regrouper en un seul flux auditif l'ensemble des phonèmes identifiés comme étant prononcés par un locuteur que l'on souhaite écouter, et séparer en flux distincts les phonèmes émis par les autres locuteurs.

## **2. Processus de groupement/ségrégation simultané**

Ce processus intervient lorsque deux événements sont simultanés (par exemple deux voyelles concurrentes émises par deux locuteurs en même temps) : le système auditif regroupe les différents composants fréquentiels en deux éléments distincts. Dans le cadre de la compréhension dans le bruit, le groupement (ou fusion perceptive) simultané doit permettre de réunir les différentes composantes spectrales d'une même voix. En complément, la

ségrégation perceptive doit permettre la séparation des composantes spectrales d'une voix et d'un bruit de fond, ou de plusieurs voix différentes (cocktail party).

Les processus de groupement/ségrégation simultanée font appel aux indices suivants :

- ④ L'harmonicité : lorsqu'un ensemble de sons présente des fréquences harmoniques (multiples entiers de la fréquence fondamentale), celles-ci sont regroupées en un flux commun. Ce processus « *consiste plus en l'annulation d'un masque harmonique plutôt qu'en l'extraction d'une cible harmonique* » [40],
- ④ la spatialité : « *le système auditif tend à grouper les éléments acoustiques de même provenance spatiale et à séparer ceux qui proviennent d'azimut différents* » [41]. Le système auditif utilise donc les processus de localisation décrits précédemment pour l'analyse des scènes auditives ; la spatialité s'avère être un indice majeur dans l'acte d'écoute d'un individu entouré d'autres personnes conversant,
- ④ le synchronisme des attaques et des chutes : les sources concurrentes sont rarement synchrones (sons commençant, variant et se terminant simultanément). Ainsi, deux sons complexes (comme deux voix) ayant des attaques séparées de seulement quelques dizaines de millisecondes seront analysés en deux flux distincts,
- ④ le synchronisme de modulation : quand plusieurs sources simultanées sont concurrentes, les sons modulés en amplitude et/ou en fréquence de façon identique sont regroupés. « *Ce mécanisme consiste plus en l'annulation d'un fond modulé plutôt qu'en la sélection d'une cible modulée.* » [40].

### **3. Processus de groupement/ségrégation séquentiel**

Ce processus intervient lorsque deux événements appartenant à deux sources se succèdent (par exemple les syllabes successives de deux locuteurs) : le système auditif regroupe les événements appartenant à la même source. Les indices temporels sont donc mobilisés dans ce processus qui s'établit suivant les modifications des propriétés acoustiques des événements acoustiques au cours du temps. Les tâches de streaming sont utilisées pour l'étudier (GRIMAULT et al, 2010 [42]) : des événements de fréquences différentes (une aiguë et une grave) sont joués alternativement de façon répétée. "*Lorsque la séquence est jouée*

*lentement, on perçoit un seul flux (un galop). Lorsque la séquence est jouée rapidement, deux flux sont perçus (une suite de sons aigus et une suite de sons graves)" [40].*

Les processus de groupement/ségrégation séquentiel présentent également les caractéristiques suivantes :

- ④ Proximité de hauteur tonale : si deux sons purs A et B ont un écart suffisant de fréquences, cette information fréquentielle peut permettre la ségrégation perceptive en deux flux (VAN NOORDEN, 1975 [43]). La ségrégation est également présente dans le cas des sons complexes si l'écart des fréquences fondamentales est suffisamment important,
- ④ proximité de hauteur spectrale : *"les sons complexes et bruits dont les hauteurs spectrales (barycentres spectraux) sont éloignées sont plus facilement séparés en deux flux que les sons dont les hauteurs spectrales sont proches "* [44]. Cet éloignement conduit en effet à la perception de timbres différents,
- ④ proximité d'intensité : plus l'écart d'intensité entre deux sons est important, plus ils seront facilement séparés en deux flux et vice versa,
- ④ position commune dans l'espace : les indices issus de l'audition binaurale sont exploités et deux événements séparés dans l'espace seront plus facilement séparés en flux distincts que deux événements rapprochés.

A l'analyse des scènes auditives vient s'ajouter la fonction de démasquage binaural, qui joue elle aussi un rôle fondamental dans les processus favorisant la compréhension de la parole dans le bruit.

## **B. Démasquage binaural**

La capacité à détecter des signaux de parole dans le bruit peut être améliorée par la comparaison interaurale des sons reçus par chaque oreille (LICKLIDER, 1948 [45]). En effet, si un signal de parole mélangé à du bruit est envoyé dans une oreille, le fait d'envoyer le même bruit dans l'oreille controlatérale facilite considérablement la compréhension du signal de parole : c'est le phénomène de démasquage (figure 21).

Celui-ci, exprimé en dB, permet « l'abaissement du seuil masqué ou, si l'on préfère, l'amélioration du rapport signal sur bruit [et] n'est possible qu'en écoute dichotique (informations sonores différentes dans les deux oreilles). Par définition, c'est la différence entre le seuil (d'intelligibilité de la parole ou de perception de sons tests) masqué en écoute monorale ou diotique (informations sonores identiques dans les deux oreilles) et le seuil masqué en écoute dichotique. » [46].

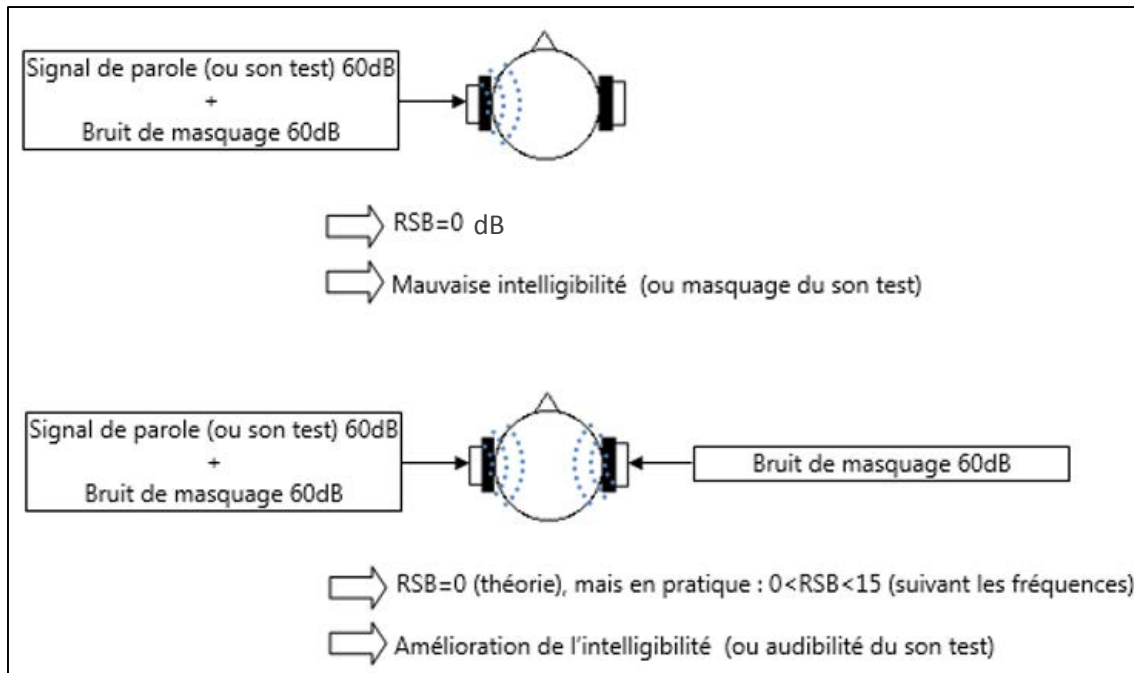


Figure 21 : Phénomène de démasquage avec une écoute au casque [47].

## 1. Démasquage en champ libre

Le phénomène de démasquage est également présent lors d'une écoute en champ libre, ce type de situation correspondant à l'écoute en environnement naturel. Lorsque les sources sonores diffusant un signal et du bruit masquant sont situées face à l'auditeur, le bruit masquant va nuire à l'audibilité et à la compréhension du signal. En revanche, lorsque les sources sonores sont séparées dans l'espace, la compréhension et l'audibilité du signal sont améliorées (figure 22).

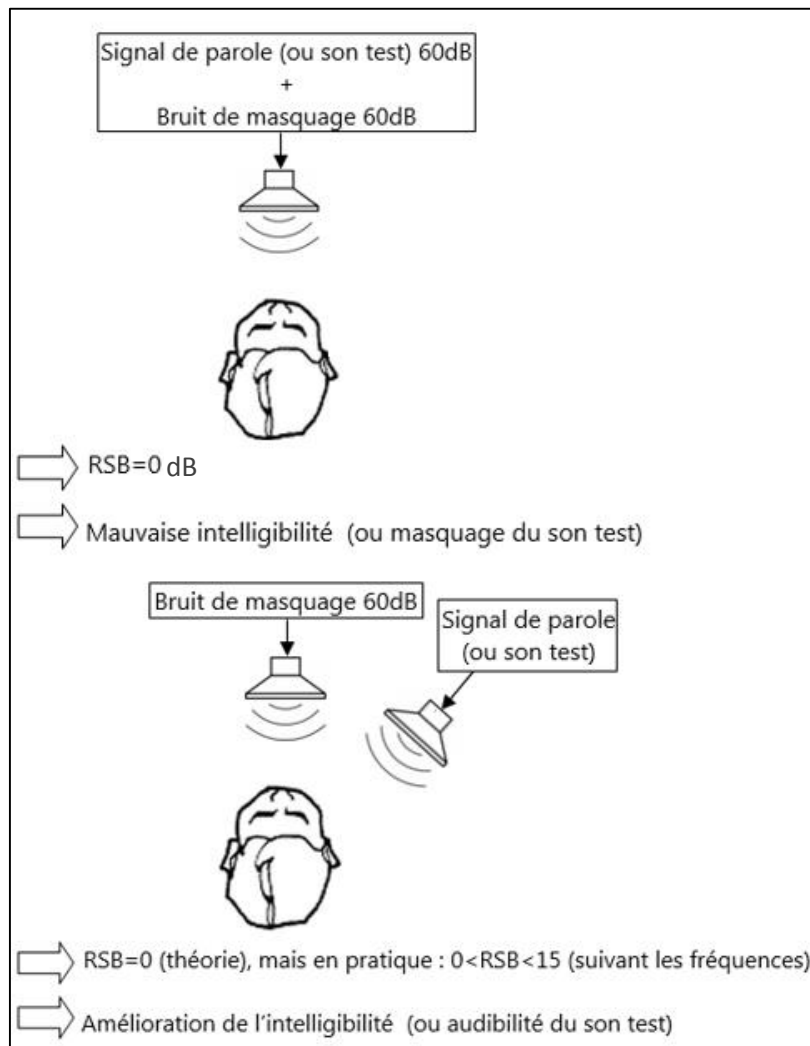


Figure 22 : Phénomène de démasquage avec une écoute en champ libre [47].

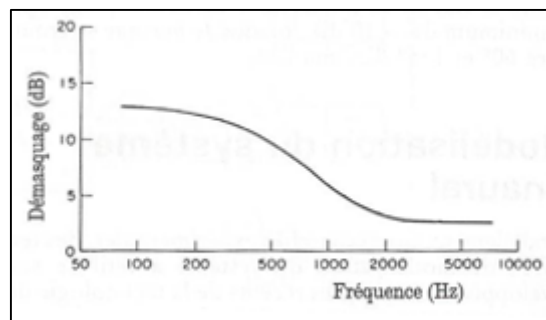
Ce phénomène déjà observable en écoute au casque est, dans le cas du champ libre, amplifié par les indices de localisation spatiale ci-dessus mentionnés et peut donc être affiné par les mouvements de rotation de la tête. La compréhension dans le bruit étant augmentée de 20% et les seuils d'intelligibilité abaissés de 10 dB en moyenne (HIRSCH, 1950 [48]), ce phénomène de démasquage est majeur dans les processus liés à l'amélioration de la compréhension dans le bruit. Notre mémoire présentera donc une étude concernant le démasquage en écoute "au casque", via les écouteurs des appareils auditifs diffusant, par streamer interposé, des fichiers en son binaural permettant la reproduction des mécanismes de l'écoute en champ libre.

Le démasquage est plus ou moins efficace et varie selon les fréquences et les azimuts des signaux et des bruits.



## **2. Variations selon la fréquence**

Le démasquage est plus important pour des signaux de basses fréquences (figure 23). De plus, « *il augmente avec le niveau spectral du bruit, surtout si le bruit est au même niveau sur les deux oreilles.* » [46]. Le démasquage peut alors atteindre 15 dB. Les bruits ambiants sont le plus souvent spectralement bas et perçus au même niveau par les deux oreilles, le démasquage en est donc facilité.



**Figure 23 :** Valeur moyenne du démasquage binaural en fonction de la fréquence du signal [46] (courbe établie à partir des résultats de plusieurs études d'après DURLACH et COLBURN, 1978 [49]).

## **3. Variations selon l'azimut**

Nous avons vu que le seuil d'intelligibilité de la parole en présence de bruit est diminué lorsque les sources de voix et de bruits sont séparées dans l'espace. Précédemment, nous avons évoqué les modifications de différences interaurales de temps, de phase, de niveaux et de spectre fréquentiel liées à la rotation de la tête. Ces modifications apportent des indices au système auditif qui permettent notamment l'émergence de la parole en présence de bruit. A ce sujet, HENNEBERT [50] note que l'auditeur placé dans une ambiance bruyante et cherchant à écouter un interlocuteur ne "tend pas le nez" vers l'auditeur (action réalisée pour identifier la provenance d'une source sonore dans l'espace), mais "tend l'oreille" vers l'interlocuteur pour mieux le comprendre [51]. Les travaux de SANTON en 1986 (voir figure 24) ont démontré que cette compréhension de la parole dans le bruit variait selon l'azimut de la source pour être optimale de 60° à 90°.

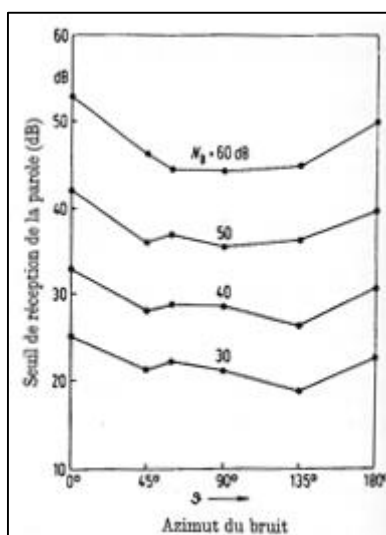


Figure 24 : Seuil de réception de la parole en fonction de l'azimut d'un bruit masquant sur 6 patients.  $N_B$  correspond au niveau de bruit (bruit blanc). (SANTON, 1986) [52].

### **C. Remarques liées à la compréhension de la parole dans le bruit**

Dans le bruit, le niveau moyen de la parole doit être supérieur de plus de 5 dB à celui d'un bruit continu simultané (rapport signal sur bruit, ou S/B, ou RSB, supérieur à 5 dB) pour assurer une intelligibilité parfaite chez un auditeur normo-entendant. Pour un RSB de -5, le taux d'intelligibilité de mots chute à 50%. Cela se traduit par la compréhension d'un mot sur deux seulement. La baisse de l'intelligibilité en fonction du RSB se fait rapidement : une baisse de 1dB du RSB entraîne une baisse d'environ 10% du taux d'intelligibilité. On nomme SRT (Speech Reception Threshold), le seuil nécessaire à l'obtention d'une intelligibilité vocale de 50% de phrases reconnues. En présence d'un bruit de fond continu dont le spectre est similaire au LTASS de la parole, une élévation du SRT de 1 dB peut entraîner une baisse d'intelligibilité de 14 à 19% autour du seuil à 50% (MOORE, 1995 [53]).

Dans le cadre de son mémoire de fin d'études en audioprothèse, F. GOUJON a réalisé des courbes de références en mesurant la compréhension dans le bruit de 33 normo entendants

suivant l'utilisation de différents signaux vocaux, comme l'illustre la figure suivante :

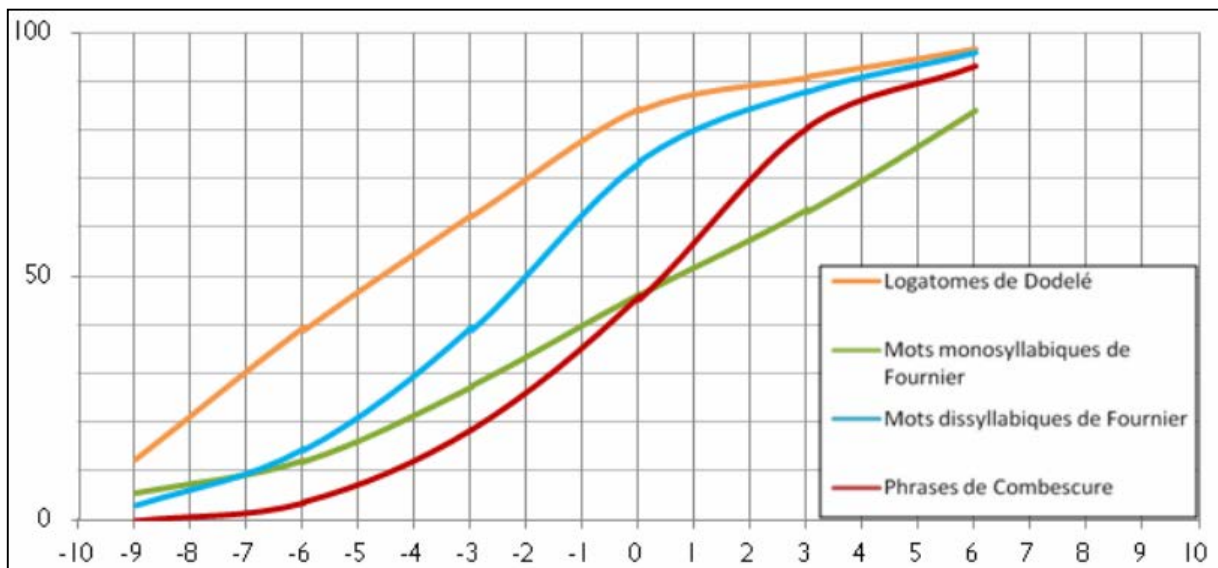


Figure 25 : Intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant selon le matériel vocal utilisé et à différents RSB [54].

Remarquons également que dans une situation de cocktail party, où le bruit est composé d'une accumulation de signaux de parole, les différents locuteurs vont inconsciemment augmenter le niveau de la parole qu'ils émettent afin d'en assurer la bonne intelligibilité et, par là même, augmenter le niveau sonore général dans lequel ils se trouvent...jusqu'à atteindre les niveaux de saturation de la voix parlée. Ce mécanisme est appelé « *réflexe de Lombard, du nom d'Etienne Lombard, lequel a découvert au début du XX<sup>e</sup> siècle que les gens haussent la voix dans un environnement bruyant afin de compenser la dégradation qui menace l'intelligibilité de leurs messages* » [55]. Ce mécanisme est également mis en jeu dans le test de dépistage de simulation audiométrique du même nom.

La baisse de l'intelligibilité dans le bruit est souvent la première conséquence de la perte d'audition. Dans la partie à venir, nous présenterons les effets de la perte auditive sur l'ensemble des fonctions et mécanismes auditifs évoqués et explicités en amont, liés aux thématiques de ce mémoire.

## IV. Audition binaurale et surdité

La surdité impacte de nombreuses fonctions associées à l'audition binaurale. Les différentes conséquences physiologiques, psychoacoustiques et cognitives qu'elle entraîne provoquent les dégradations des fonctions et mécanismes qui ont été mentionnés et détaillés ci-avant. (On trouvera donc rappels aux pages les concernant). Ces détériorations fonctionnelles sont souvent cumulatives et conduisent à une baisse voire à une impossibilité de compréhension dans le bruit.

### A. Exploitation amoindrie des indices de localisation spatiale

#### 1. Baisse de la discrimination des ITD

Celle-ci peut être causée par différentes anomalies liées à la surdité :

- Ⓢ Elévation des seuils : la discrimination des ITD chez des sujets normaux entendants se dégrade considérablement lorsque la source émet à un niveau inférieur à 20 dB environ (HAUSLER, COLBURN et MARR, 1983 [56]). Chez le malentendant, l'élévation des seuils conduit donc à une discrimination des ITD amoindrie si le niveau sonore du signal, bien qu'audible, n'est pas suffisamment important,
- Ⓢ temps de conduction sonore tympan/oreille interne différent entre les deux oreilles,
- Ⓢ temps de décharge nerveuse (mécanisme de différence de potentiel et de création de potentiel d'action) et temps de parcours des trains de potentiel d'action différents entre les deux cochlées (RUGGERO, RICH et RECIO, 1993 [57]).

#### 2. Baisse de la discrimination des ILD

Elle peut également avoir de multiples causes :

- Ⓢ Elévation des seuils et asymétrie (voir plus bas),
- Ⓢ modification de la sonie : le codage anormal de l'intensité va modifier la sensation du niveau sonore et la réduire la dynamique perceptionnelle.

Il en résulte un affaiblissement des différences de niveau interaurales, notamment si le codage de l'intensité n'est pas symétrisé.

### **3. Baisse de l'analyse des indices spectraux**

Certains sujets ne peuvent pas correctement utiliser les indices spectraux en raison de :

- ⊗ L'inaudibilité de ceux-ci : les indices spectraux utilisés étant regroupés en bandes directives localisées dans le haut du spectre sonore (page 12), la perte d'audition les rend souvent imperceptibles,
- ⊗ la baisse de dynamique : les indices étant caractérisés par des pics et creux spectraux, la baisse de dynamique va lisser ces reliefs et empêcher leur analyse.

Les études montrent que les sujets ayant une perte symétrique présentent parfois une capacité de localisation quasi normale pour des sources large bande. En revanche, celle-ci diminue plus que la normale pour des signaux à bande étroite. Cela corrobore les études menées sur les normo-entendants et relève de la Duplex Theorie de Rayleigh (voir page 10).

Notons que les résultats des études ayant trait à la localisation chez les malentendants sont parfois difficiles à interpréter. Il est en effet complexe de faire la distinction entre les erreurs de localisation normalement présentes chez les normo-entendants et celles présentes chez les sujets malentendants (DURLACH, THOMSON et COLBURN, 1981 [58]), notamment dans le cas des confusions avant/arrière.

## **B. Conséquences de l'appareillage sur la localisation spatiale**

### **1. Dégradation des indices de localisation**

Le port d'appareils auditifs peut améliorer la localisation en fournissant l'audibilité préalablement nécessaire à l'identification spatiale d'une source sonore. Cependant, on observe fréquemment une dégradation de la localisation générée par l'utilisation d'appareils dès lors que l'auditeur est testé à des niveaux supraliminaires (l'audibilité du signal n'entraîne pas nécessairement la perception des indices nécessaires à l'analyse spatiale).

En effet, les confusions avant/arrière sont plus nombreuses chez les malentendants appareillés que chez les non-appareillés [59]. Cela est compréhensible dès lors que l'on sait que « les

indices pavillonnaires sont terriblement altérés ou complètement éliminés par les aides auditives [dans le cas des BTE et des RITE]. Les appareils auditifs altèrent les patterns spectraux au niveau du tympan et généralement [n'ont pas une bande passante suffisamment étendue ou] n'amplifient pas les sons dans l'intervalle de fréquence au-dessus de 6 kHz, où les indices pavillonnaires sont les plus importants. » [60]. La figure 26 illustre cela en comparant les indices de directivité (ID) et les spectres fréquentiels au tympan dans différents cas : sans appareil, avec BTE et micro-directionnel, avec BTE et algorithme directionnel et spectral de compensation pavillonnaire (Pavillon virtuel de Widex Dream).

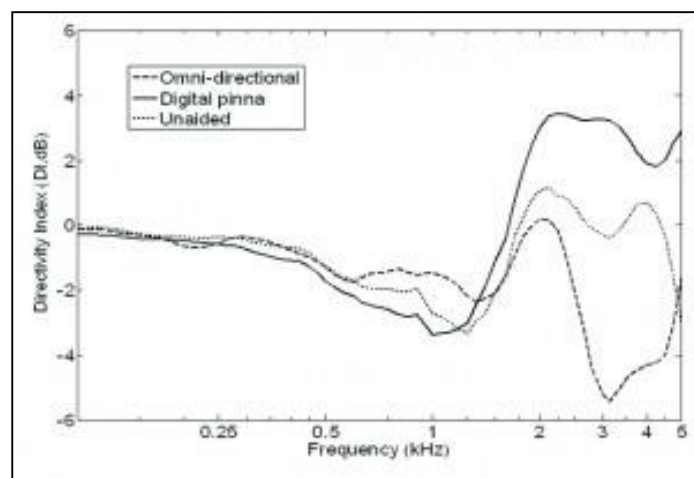


Figure 26 : Index de directivité In-Situ pour une oreille non-appareillée, avec BTE et micro omnidirectionnel et BTE avec compensation pavillonnaire [59].

On constate sur cette figure que le port d'un BTE avec un microphone omnidirectionnel fait chuter de 5 dB l'ID à 3 kHz. Cela signifie qu'un son de 3 kHz venant de l'arrière peut être perçu 5 dB plus fort que s'il provenait de l'avant. En revanche, un BTE muni d'un algorithme de pavillon virtuel permet d'améliorer l'ID de près de 4 dB. Une étude a montré que cet algorithme a permis d'améliorer les capacités de localisation avant/arrière de 30 à 60% par rapport à l'utilisation d'un mode omnidirectionnel (F. KUK et al, 2013 [61]).

Par ailleurs, les appareils ne bénéficiant pas de communication interaurale de données de type e2e permettant des fonctions de type Spatial Sound conduisent à une dégradation profonde des indices issus de la différence interaurale de niveau. En effet, l'effet d'ombre de la tête entraîne une baisse du niveau sur l'oreille controlatérale à la source sonore et l'appareil y applique donc un gain plus important. Il peut en résulter un niveau de sortie plus important

sur l'oreille éloignée de la source que sur l'oreille proche de la source et donc une inversion des ILD conduisant à une localisation erronée.

En conséquence, l'appareillage doit respecter plusieurs critères afin de ne pas porter préjudice à la bonne perception des indices de localisation spatiale :

- Ⓢ Appareillage bilatéral en cas de surdité bilatérale symétrique ou asymétrique, avec équilibrage binaural des gains prothétiques : condition sine qua non à la localisation auditive (et à de nombreux processus de compréhension dans le bruit),
- Ⓢ appareils bénéficiant d'échanges de données permettant une compression interaurale ("Inter-ear compression, Spatial Sound, e2e"...): quand le son reçu sur un appareil est supérieur à celui reçu par l'appareil controlatéral, les gains sont ajustés de manière à conserver cet écart de niveau sonore en sortie des appareils,
- Ⓢ restauration des indices spectraux pavillonnaires : ces indices sont mieux conservés à des niveaux supraliminaires dans le cas d'un appareillage ouvert. Ces informations sont naturellement présentes dans le cas d'appareils intra-auriculaires ou à microphones placés contre l'anthélix (type LEX ou VIBE) contrairement aux appareils de type BTE et RITE. Pour ce type d'appareils, il est nécessaire de recourir à l'utilisation de directivité pavillonnaire (voir figure 26),
- Ⓢ utilisation d'une compression lente : ce type de compression permet de mieux préserver la structure fine du signal et donc les pics et creux spectraux comparés avec la différence interaurale de niveau. L'usage de ce type de compression est d'ailleurs recommandé dans les situations de parole dans le bruit,
- Ⓢ bande de fréquence étendue et adaptation en Open: la captation et la restitution des indices spectraux situés à plus de 6 kHz nécessite des appareils ayant une bande de fréquence étendue si ces indices ne sont plus perçus naturellement à des niveaux infraliminaires. L'adaptation en open sur dôme (ou embout avec large diamètre d'évent) assure la captation de ces indices à des niveaux supraliminaires ainsi que la conduction naturelle des basses fréquences, utile à l'analyse des ITD et IPD (voir en amont pages 6 et 7), si la perte auditive le permet.

## **2. Réhabilitation des indices de localisation auditive**

Ces conditions techniques pourraient être complétées et renforcées par des outils de rééducation auditive permettant aux patients appareillés d'intégrer plus rapidement les modifications apportées par les appareils dans leurs perceptions des indices de spatialisation. Wright et Zhang [62] ont compilé des informations suggérant la possibilité d'apprentissage ou de réapprentissage des mécanismes d'analyses liés à la localisation. En effet, « *les données examinées ont indiqué que des sujets adultes peuvent réajuster et affiner l'utilisation des indices de localisation. Des sessions d'entraînements peuvent être suivies pour améliorer les performances de localisation chez les individus présentant des capacités de localisation affaiblies.* » [59] (en anglais dans le texte).

Cette notion de réhabilitation est importante dans le cadre du dispositif de rééducation en sons 3D que nous développerons plus loin.

Les dégradations d'analyse des indices spatiaux sont cumulatives et favorisent ainsi la formation de cônes de confusion volumineux. Par ailleurs la perte auditive impacte également des processus centraux nécessaires à la localisation et à l'intelligibilité dans le bruit.

## **C. Appauvrissement de l'efficacité des processus centraux**

« *Le vieillissement auditif s'intègre dans un processus plus général de vieillissement touchant à la fois l'organe sensoriel périphérique, le système auditif central et les processus cognitifs* » : au-delà du déficit audiométrique caractérisant la presbycousie, les causes des troubles auditifs liés à l'âge « *englobent l'ensemble des processus physiologiques et pathologiques survenant au cours du vieillissement* » [63].

Ainsi l'on constate l'apparition de perturbations des traitements centraux de l'information auditive, qui sont préalablement liées à une défaillance périphérique et renforcées par des perturbations spécifiquement centrales.



## **1. En lien avec les défaillances périphériques**

Les défaillances périphériques vont entraîner une perturbation des processus centraux si les relais neuronaux reçoivent des messages nerveux dégradés et appauvris par un codage et une analyse périphérique de mauvaise qualité. Celle-ci peut être liée à la presbyacousie et elle sera différemment dégradée suivant que la presbyacousie soit (selon SCHUKNECHT, 1993 [64]) :

- ⊗ Striale ou métabolique : elle est liée à une micro angiopathie et/ou à une dégénérescence localisée ou diffuse de la strie vasculaire permettant le potentiel électrique et la charge de potassium à l'organe de Corti (destruction des cellules marginales de Hansen et de Deiters). Elle est caractérisée par un audiogramme tonal relativement plat, légèrement descendant dans les basses et hautes fréquences et un audiogramme vocal où la compréhension n'est pas affectée pour des niveaux supraliminaires,
- ⊗ neurale : elle est consécutive notamment à une atteinte des synapses entre les cellules ciliées et les neurones afférents puis, dans un second temps, les neurones efférents. Elle entraîne de fait une mauvaise conduction nerveuse, se caractérise par un audiogramme en pente douce sur les fréquences aiguës et s'accompagne de distorsions provoquant une dégradation de l'intelligibilité de la parole aux niveaux supraliminaires. Les PEA sont désynchronisés mais les otoémissions sont normales et les CCE sont présentes,
- ⊗ sensorielle : elle est caractérisée par une atteinte des cellules ciliées. Liée à la surexposition et aux traumatismes sonores accumulés au cours des ans, elle se traduit par une courbe audiométrique en pente de ski avec un scotome marqué à 4 et 6 kHz. Pour ce type de presbyacousie, les CCE sont plus rapidement et plus massivement détruites que les CCI et les otoémissions ne sont donc pas présentes.

Ces différents types de presbyacousie sont cumulatifs (notons que les dysfonctionnements de la strie vasculaire rendent les CC prématurément vulnérables à l'excitotoxicité ce qui conduit à la destruction des synapses et à l'apoptose des CC) et provoquent alors une dégradation de l'analyse centrale qui sera d'autant plus importante que les origines sont neurales et sensorielles.

### **a. Perte de la sélectivité fréquentielle**

Une des conséquences majeures de la mauvaise conduction nerveuse (presbyacousie neurale) et la destruction des CCE (presbyacousie sensorielle) est la perte de sélectivité fréquentielle.

En effet, ces anomalies tendent à rendre impossible le phénomène actif lent (adaptation de la compliance de la membrane basilaire via les 95% de fibres efférentes des CCE et rétrocontrôle inhibiteur ou stimulant issu des 5% de fibres afférentes des CCE).

Ces mécanismes étant nécessaires à la sélectivité fréquentielle, les noyaux cochléaires ne seront en mesure d'effectuer une discrimination fréquentielle précise.

Cette mauvaise résolution d'analyse spectrale se traduit par un élargissement des bandes critiques qui peut devenir conséquent (2 à 4 fois plus large que la normale) à partir d'une élévation des seuils supérieure à 30 dB (MOORE [65]). Ainsi, au lieu d'avoir par exemple une largeur normale de 160 Hz pour la bande critique autour de 1000 Hz, celle-ci peut s'élargir pour atteindre 640 Hz. La perte de la sélectivité fréquentielle aura donc pour conséquence notable des problèmes majeurs de compréhension de la parole dans le bruit ainsi que d'analyse des indices spectraux et de phases nécessaire à la localisation dans l'espace.

#### **b. Dégradation de l'analyse fréquentielle**

Les dégradations liées à la presbyacousie neurale affectent « *de manière dramatique la manière dont les potentiels d'action sont véhiculés, et entraînent a priori des troubles majeurs du synchronisme des messages* » [66].

Comme nous l'avons mentionné, ce type de neuropathie auditive entraîne des dégradations de l'intelligibilité de la parole aux niveaux supraliminaires et une importante discordance tonal/vocal est observable. La baisse de l'analyse temporelle conduit donc à dégrader fortement l'intelligibilité de la parole dans le bruit mais également la capacité à analyser les ITD pour la localisation spatiale.

## **2. En lien avec les défaillances centrales liées au vieillissement**

Nous avons mentionné en page 21 que les mécanismes d'Up-Down Regulation permettent la compensation de la presbyacousie et qu'ils sont liés à la plasticité cérébrale. Toutefois, lorsque celle-ci est à "bout de souffle", ces mécanismes ne sont plus opérants et la presbyacousie "apparaît" à l'audiométrie. Le mécanisme de down-regulation étant utile pour filtrer les sons non-porteurs de sens, son absence nuit à la discrimination de l'information sonore par le cortex auditif et dégrade la compréhension dans le bruit.

### 3. Lié à la baisse de l'asymétrie fonctionnelle hémisphérique

Nous avons exposé en page 23 les caractéristiques fonctionnelles asymétriques et spécialisées des deux hémisphères du cortex auditif. Ces spécificités sont fondamentales car « *l'audition binaurale naît de ce fonctionnement asymétrique* » [67]. Cependant, le vieillissement tend à symétriser le fonctionnement de ces deux hémisphères, comme nous le montre la figure 27, et donc dégrader les processus de comparaison inter-hémisphérique nécessaires aux fonctions binaurales auditives.

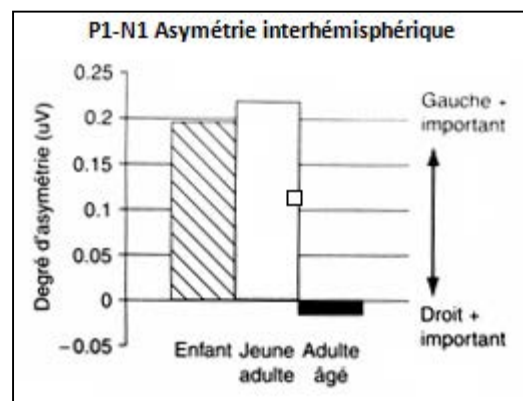


Figure 27 : Effet de l'âge sur le degré d'asymétrie des réponses dans le lobe temporal, à l'aide de l'onde P1-N1 peak to peak amplitude (T.J. BELLIST, et al., 2000) [68].

### 4. En lien avec la cognition multimodale

Nous avons vu en page 24 que l'analyse auditive est souvent corrélée à la vision. Des recherches ont montré que « *la mesure couplée des capacités visio-auditives (sensibilité auditive et acuité visuelle) était plus fortement corrélée à la dégradation des capacités cognitives liée à l'âge que la mesure de la vitesse de traitement cognitif (temps de réaction)* (P.BALTES, Berlin Aging Study, 1990 [69]) » [70]. Il y a bien une dégradation cognitive multimodale qui intervient avec le vieillissement.

Des études ont permis de mesurer l'implication du facteur attentionnel dans la baisse des performances auditives liées à l'âge. « *La diminution des ressources attentionnelles et/ou des capacités d'attention sélective auditive seraient susceptibles de conduire à une dégradation des performances [...] en présence d'un distracteur* » [71].

Une étude de 1997 menée par CHAO et KNIGHT (voir figure 28) demandait à des sujets jeunes et âgés d'identifier un son pur précis dès qu'il était présenté (niveaux supralimaires). Dans un premier temps, le son était présenté alternativement avec des phases de silence (sans distracteur). Dans ces conditions, les performances des sujets jeunes et âgés sont globalement similaires. Dans un second temps, le stimulus était présenté alternativement avec des sons présents à la place des phases de silence (avec distracteur). En présence d'un distracteur, on observe une diminution des performances des sujets âgés dès lors que les délais interstimulus sont supérieurs à 8 s.

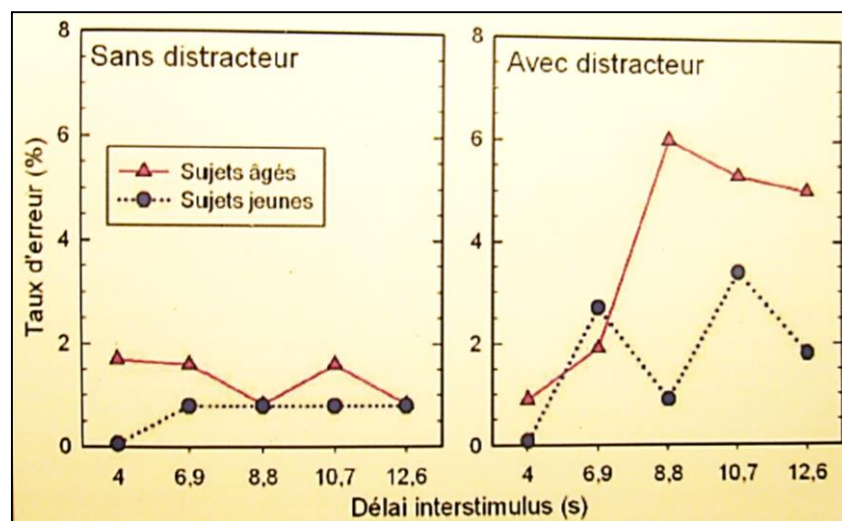


Figure 28 : Implication du facteur attentionnel dans la dégradation de la perception auditive avec l'âge (CHAO et KNIGHT, 1997) [72].

L'appauvrissement des processus auditifs centraux génère une déficience de l'analyse des scènes auditives.

## **D. Conséquences sur la compréhension de la parole dans le bruit**

### **1. Déficiences dans l'analyse des scènes auditives**

La perte d'audition d'origine endocochléaire provoque une altération du mécanisme de groupement simultané lié au synchronisme des attaques et des chutes (voir en amont page 27). En effet, ce mécanisme requiert un codage de la cochlée fournissant les informations temporelles nécessaires à l'analyse par les noyaux cochléaires et ce codage est dégradé lors d'une surdité perceptionnelle (LORENZI, 2006 [73]). De plus, le groupement simultané est

également dégradé par l'altération de l'analyse fréquentielle des indices permettant la spatialité.

On retrouve cette altération dans le mécanisme de groupement séquentiel (voir en amont page 27) où elle concourt aussi à l'affaiblissement des capacités de groupement séquentiel lié aux proximités de hauteur tonale et fréquentielle (STAINSBY, 2004 [74]). De la même façon, le groupement séquentiel est amoindri par la modification de sonie liée à la perte d'audition qui impacte l'analyse de proximité d'intensité.

## **2. Baisse du démasquage**

Nous avons évoqué l'exploitation amoindrie des indices spatiaux qui provoque une dégradation de la capacité à localiser. Ces indices étant également utiles au processus de démasquage binaural, les malentendants présentent souvent des difficultés pour séparer un signal sonore d'un bruit masquant (PEISSIG et KOLLEIER, 1997 [75]). Ce phénomène a été étudié via l'analyse des différences de niveau de masquage binaurales (DNMs) chez des sujets atteints de surdité perceptionnelle. En effet, la DNM binaurale correspond à l'amélioration de la détection d'un signal dans un bruit se produisant lorsque le signal et le bruit ont des ITD ou des ILD différentes (MOORE, 1989 [76]). L'ensemble des études menées à ce sujet indique que les pertes auditives entraînent une réduction des DNMs, et conduisent à un amoindrissement des capacités de démasquage. De ce fait, « *les sujets porteurs de pertes auditives cochléaires sont généralement moins à même que les normo-entendants de tirer avantage de la séparation spatiale de la parole et d'un bruit gênant* » [63].

## **3. Spécificités liées aux pertes asymétriques**

Les sujets ayant une perte asymétrique ou unilatérale présentent des MMA élargis (Minimum Audible Angle, voir en amont page 15) et nécessitent des ITD et ILD supérieurs à la normale pour déterminer l'azimut d'une source sonore (GABRIEL, KOEHNKE et COLBURN, 1992 [77]).

Par ailleurs, l'asymétrie dégrade également les capacités de démasquage. En effet, la différence de niveau de masquage binaurale (voir paragraphe précédent) étant liées aux ITD et aux ILD, celle-ci tend à décroître lorsque croît l'asymétrie de la perte (JERGER et al, 1984 [78]).

L'ensemble des dysfonctionnements et des baisses de performances des mécanismes et processus précédemment décrits conduisent nécessairement à une baisse de la compréhension de la parole dans le bruit.

#### **4. Dégradation de la compréhension de la parole dans le bruit**

Les malentendants ont des SRT (Speech Recognition Threshold, seuil de reconnaissance de la parole) plus élevés que les normo-entendants. L'élévation des SRT est, en moyenne, de 2,5 dB pour les pertes moyennes et de 7 dB pour des pertes plus sévères (PLOMP, 1994 [79]). Comme nous l'avons indiqué précédemment, une élévation du SRT de 1 dB peut entraîner une baisse d'intelligibilité de la parole en présence de bruit de 14 à 19% autour du seuil à 50% et la baisse de l'intelligibilité en fonction du RSB se fait rapidement. La compréhension de la parole dans le bruit est donc bien plus limitée chez les personnes présentant une déficience auditive que chez les normo-entendants et, comme l'indique le tableau 3, plus cette déficience est importante, moins le malentendant est à même de comprendre dans le bruit.

<b>Perte auditive moyenne (dB HL)</b>	<b>Perte de rapport signal sur bruit (dB)</b>
30	4
40	5
50	6
60	7
70	9
80	12
90	18

Tableau 3 : Comparaison entre la perte auditive et la perte RSB. Résultats obtenus avec un stimulus sonore de 83 dB SPL (KILLION, 1997 [80]).

A l'inverse, chaque décibel récupéré sur le rapport signal sur bruit (par exemple passer de RSB=0 à RSB=1) « permet d'améliorer sensiblement l'émergence du signal dans le bruit. On peut ainsi définir qu'en situation bruyante, 1 dB d'amélioration du RSB permet d'améliorer d'environ 10 points la compréhension de la parole » [81].

De plus, les malentendants éprouvent autant de difficulté de compréhension dans un bruit fluctuant que continu, tandis que les normo-entendants ont des SRT plus faibles (de 7 à 18 dB) lorsque le bruit est fluctuant que lorsqu'il est continu car ils peuvent exploiter les trous temporels et spectraux du bruit fluctuant (HYGGE et al, 1992 [82]).

La dégradation de la compréhension dans le bruit n'est pas seulement liée à la baisse de l'audibilité. En effet, un signal de parole émis à un fort niveau dans le bruit et étant audible par un malentendant, sera pourtant rarement compréhensible par celui-ci. Là où l'intelligibilité dans le silence est particulièrement liée aux seuils de perception absolue, l'intelligibilité dans le bruit est essentiellement liée aux seuils de discrimination fréquentielle, à la sensation de sonie, à l'analyse temporelle des signaux de parole et de bruit (la structure fine de la parole), à la largeur des filtres cochléaire et des bandes critiques...et donc à des fonctions auditives supraliminaire dégradées chez les malentendants et pas nécessairement corrigées avec l'appareillage (AREHART, 1998 [83]). Par conséquent, l'action commune des réducteurs de bruit et de la directivité microphonique améliore effectivement le RSB au niveau du tympan du patient, mais celui-ci n'est ensuite plus aidé par les appareils, et il est souvent bien seul pour redévelopper ses capacités de compréhension dans le bruit et sa confiance vis-à-vis de ce type de situations.

La gêne sociale liée à la mauvaise compréhension dans le bruit, l'appareillage précoce et les demandes d'amélioration de compréhension en situations bruyantes sont et seront de plus en plus fréquentes. Il est donc d'un intérêt croissant de proposer et développer des outils de rééducation auditive adaptés aux malentendants appareillés afin de stimuler et d'entraîner les fonctions et processus centraux qui ont fait l'objet de notre propos.

## V. Méthodes de rééducation auditive

Comme nous l'avons mentionné précédemment (page 24 et 38), la plasticité cérébrale permet une rééducation auditive :

- ② Qui se fait d'elle même lorsque le malentendant presbyacousique appareillé est confronté aux diverses situations sonores et visuelles qu'il rencontre dans son quotidien: **ce sont les exercices d'écoute spontanée dans le bruit,**
- ② qui peut être réalisée avec des outils et des professionnels (orthophonistes, audioprothésistes) spécialisés afin de potentialiser et d'accélérer cette rééducation "naturelle". Par ailleurs, le nombre de personnes malentendantes isolées et angoissées à l'idée d'être confrontées aux situations sociales bruyantes desquelles le manque de compréhension sonore les exclue allant croissant, il s'avère nécessaire d'**avoir recours à des logiciels d'entraînement** et de mettre en place un **projet thérapeutique en rééducation orthophonique.**

Il a y beaucoup à faire dans le domaine de la rééducation auditive : « *de la lecture labiale aux suppléances mentales, en passant par l'éducation auditive lors des premiers contacts avec les appareils, sans oublier la sollicitation des motivations et le travail à réaliser en général pour apprendre aux presbyacousiques à comprendre avec "une autre oreille"* » [84].

Selon J-P. PAILLER et Y. DUMONT [85], la rééducation auditive comporte cinq objectifs :

- ② Relancer l'état de vigilance et l'attention auditive,
- ② lutter contre les troubles d'intégration,
- ② travailler les facultés cognitives et mnésiques pour favoriser la suppléance mentale des patients,
- ② contrôler l'habituatation progressive à l'appareillage,
- ② sensibiliser la famille.

La rééducation auditive fait donc « *appel à un ensemble de processus (audition mémoire, cognition, suppléance mentale...) que le malentendant ne peut pas mettre en jeu de façon*



*spontanée s'il n'est pas encadré et sensibilisé» [85] et notamment s'il n'entretient pas quotidiennement d'échanges dans des situations sonores complexes. Une prise en charge orthophonique permet d'accompagner le patient malentendant en lui proposant des exercices concrets qui, effectués avec ses appareils auditifs, s'avèrent indispensables pour optimiser leurs utilisation. En effet, selon le Dr. L. VERGNON, à l'initiative du GRAPsanté à qui l'on doit l'étude AcouDem, « alors que l'audioprothésiste grâce au réglage des aides auditives a pu améliorer la capture du son, l'orthophoniste va conjointement permettre au patient d'agir sur [le Système de Traitement Neuronal des Informations Perçues Auditives (STNIP A), c'est-à-dire sur les mécanismes décrits dans la partie "Le cerveau auditif" à partir de la page 19]. Si le premier adapte les appareils au patient, le second adapte donc le patient à ses appareils » [86]. Il nous a semblé intéressant de présenter ici les différentes solutions de rééducation auditive pouvant être conseillées, proposées et "adaptées" aux patients.*

## **A. Exercices réalisables par les patients en autonomie ne nécessitant pas de matériel spécialisé**

### **1. La rééducation auditive par l'appareillage**

Dans un premier temps, ces exercices sont proches de l'écoute spontanée et sont le plus souvent encadrés par l'audioprothésiste qui exerce une guidance dans le processus d'habituation aux nouveaux sons et timbres apportés suite à l'appareillage. Il pourra par exemple conseiller :

- ④ Une imprégnation progressive via l'accoutumance aux bruits du lieu de vie quotidien, en allant des pièces les plus calmes aux plus bruyantes. La présence d'un proche ayant une audition correcte est recommandée car les personnes nouvellement appareillées sont souvent à la recherche de bruits qui sont perçus mais dont la source sonore peut rester mystérieuse pendant longtemps car elle ne résulte pas d'un acte accompli par le malentendant. Le proche pourra alors indiquer l'origine du son (frigo, chaudière, ventilation, tic-tac d'horloge, bruit de canalisation, sons provenant de l'extérieur ou du voisinage...) et ainsi éviter à l'appareillé bien des questionnements (est-ce un bruit de l'appareil, de l'oreille, normal, anormal ?) à caractère anxiogène à l'égard de ces appareils,

- ④ la lecture à voix haute pour apprendre à s'écouter afin de s'habituer à l'autophonie présente suite à l'occlusion du conduit auditif. Répété quotidiennement, cet exercice favorise la maîtrise de la nouvelle perception de sa propre voix.

## **2. La rééducation auditive à domicile avec outils accessibles**

Dans un second temps, l'audioprothésiste investi dans une démarche de rééducation auditive auprès de son patient pourra, afin de réactiver et développer les mécanismes nécessaires à la compréhension dans le bruit, lui proposer les exercices suivants :

- ④ Écouter les "disques de sa jeunesse", comportant du texte en français, afin de faire travailler la mémoire du timbre, d'apporter du plaisir auditif et de faire émerger le chant et les paroles. L'écoute de ces musiques connues pourra se faire tout d'abord avec la lecture des paroles, puis sans les textes. Le patient pourra également jouer sur le volume du lecteur CD lors de cet "exercice",
- ④ écouter des audio-livres, choisis selon ses centres d'intérêt et préférences, en accompagnant cette écoute de la lecture du livre papier correspondant à l'audio-livre. Cet exercice, est un excellent moyen de réhabilitation et de réafférenciation cognitive, surtout si l'audio-livre est lu par différents acteurs de manière vivante et s'il contient des bruitages.

Cet exercice est à compléter par :

- ④ L'ajout d'un fond sonore perturbateur. Celui-ci peut être constitué du son des parasites de la radio réglée entre deux stations, de la diffusion de musique instrumentale, ou d'ambiances sonores issues de CD (type relaxation avec paysages sonores type forêts, rivages, pluie etc...) ou de sites internet (comme le remarquable site [mynoise.net](http://mynoise.net) qui présente de multiples enregistrements de qualité modulables en fréquence et en intensité). Afin d'optimiser les processus de différenciation spatiale décrits précédemment, on proposera idéalement au patient de se placer face ou au centre des haut-parleurs diffusant l'audio-livre et de placer la source perturbatrice derrière lui ou sur le côté,
- ④ l'ajout d'un fond sonore constituant un discours concurrentiel. Le patient peut alors écouter / lire l'audio-livre tandis que la télévision ou la radio diffuse une émission

composée majoritairement de parole, ou que sont diffusées des musiques contenant du chant en français. Cet exercice permet l'entraînement auditif et développe les processus attentionnel.

Par ailleurs, au fur et à mesure des séances d'écoute / lecture, on demandera au patient de focaliser son attention de plus en plus exclusivement sur l'écoute et de ne plus effectuer de lecture.

L'audioprothésiste peut également proposer au patient :

- ④ D'écouter la télévision avec les sous-titres disponibles pour malentendants. Ceux-ci sont disponibles depuis 2010 sur l'ensemble des chaînes et programmes disponibles. Le site du CSA (Conseil Supérieur de l'Audiovisuel) propose un référencement de ces disponibilités et moyens d'activation [87],
- ④ d'ajouter au son de la télévision une source sonore parasite ou concurrentielle comme indiqué pour les audio-livres. Au fur et à mesure de son entraînement, on demandera au patient de ne plus lire les sous-titres et de se concentrer sur les voix et les bouches des orateurs afin de stimuler sa lecture labiale.

Les sources sonores parasites ou concurrentielles diffusées par haut-parleurs ont l'avantage de pouvoir être réglées au niveau du volume, contrairement à celles naturelles mais aléatoires issues par exemple d'une fenêtre ouverte. Le volume des signaux de "bruit" sera tout d'abord très faible, puis augmenté au fur et à mesure par le patient, suivant sa motivation et ses capacités.

La mise en place effective de ces pratiques de rééducation auditive est bien entendu soumise à la volonté du patient ; ce dernier peut être découragé par la difficulté de mise en place convenable des dispositifs et l'absence de conseils et d'approbation lors de sa pratique rééducative à domicile. En effet, la présence d'un professionnel permet une prise en charge et un réel accompagnement, éléments incontournables pour effectuer un travail efficace de rééducation auprès de la personne malentendante.

## **B. Exercices réalisés avec un professionnel ou en autonomie, nécessitant du matériel spécialisé ou l'outil informatique**

### **1. Matériel numérique**

Il existe plusieurs logiciels, CD/DVD, applications et plateformes numériques de rééducation auditive :

- Ⓢ Amplilog est un programme développé et distribué exclusivement par la société Amplifon pour les patients suivis dans les centres auditifs du réseau. Il est composé d'un CD audio contenant des exercices d'entraînements auditifs et d'un livret à compléter par le patient, qui sert de lien entre celui-ci et l'audioprothésiste. Le CD contient des pistes sonores destinées à sensibiliser les patients appareillés à certains environnements sonores et à développer la compréhension dans le bruit,
- Ⓢ Laara est également édité et distribué par Amplifon. Il a pour objectif de faciliter l'adaptation audio-prothétique. Cependant, les systèmes d'exploitation informatiques actuels ne permettent plus son utilisation,
- Ⓢ Audiolog 4 est un logiciel de stimulation et de rééducation auditive et phonologique édité en France par Créasoft. Cette version remplace les précédentes et est utilisable sur tous les systèmes d'exploitation actuels. Le CD-ROM contient de nombreux exercices et est *« conseillé aussi bien pour les enfants à partir de 4 ans, que pour les adultes nécessitant une rééducation particulière parce qu'ils souffrent d'une lésion en rapport avec la perception auditive comme par exemple une lésion et déficience de la perception auditive »* [88]. Nous remarquerons que ce logiciel dispose d'exercices de localisation sonore étudiés pour une diffusion avec quatre haut-parleurs,
- Ⓢ Audivimedia, société créée par A. VINET, audioprothésiste, est très impliquée dans le développement d'outils multimédia destinés aux audioprothésistes, aux orthophonistes et aux ORL, notamment dans la pédiatrie et l'enfance (VideoShow, Le monde sonore d'Otto, La souris bleue, La vache et le chevalier...). Certains outils sont appropriés pour les adultes devenus sourds (La Terrasse, Digivox) mais ils sont davantage destinés à une utilisation en centre d'audioprothèse qu'à une rééducation auditive à domicile [89],

- ④ le matériel de rééducation auditive de G. Laboulais repris par M. Janus, créé en 2007 puis repris en 2008, se compose d'un CD audio accompagné d'un livret présentant les consignes et les exercices à compléter qui est le fruit de mémoires en orthophonie de l'école de Nancy. Pour C. VANTOMME, étudiante en dernière année d'orthophonie en 2014, *«Ce matériel très complet est à notre sens un des plus performant de ceux existants. Malheureusement sa non-commercialisation ne permet pas d'en faire bénéficier le grand public.»* [90],
- ④ L'IFIC, l'Institut Francilien d'Implantation Cochléaire, est un réseau de santé Ville/Hôpital destiné au suivi à long terme des personnes implantées cochléaires. Le site internet de l'IFIC, plateforme d'exercices auditifs, propose également de nombreux conseils appropriés à la rééducation auditive, dont peuvent aussi bénéficier les malentendants non-implantés porteurs d'appareils auditifs. L'accès au site est gratuit et ne demande qu'une simple inscription préalable. Le matériel disponible sur le site est très diversifié et mis à jour régulièrement par des orthophonistes spécialisés dans le domaine de la rééducation auditive. On y trouve notamment des exercices mobilisant l'attention et la perception, ainsi que la discrimination, mettant en jeu des discours concurrents et de la compréhension dans le bruit [91],
- ④ L'application "Hear Coach" de Starkey permet de travailler la compréhension vocale à travers plusieurs tests (mots cible, répétiteur Matrix), pour plusieurs niveaux de difficulté et avec différents bruits perturbateurs. Cette application est gratuite et disponible en français mais uniquement sur les produits Apple (dès iOS 5.1, iPhone, iPad, iPod touch) [92],
- ④ Le logiciel eARena de Siemens propose un logiciel de rééducation auditive sur 20 jours, à raison de 30 minutes d'utilisation quotidienne. *«Ces exercices sont conçus pour développer les sens auditifs comme la perception de sons de la vie quotidienne, la reconnaissance des mots, la discrimination fréquentielle et l'intelligibilité dans le bruit.»* [93],
- ④ La plateforme de réhabilitation auditive Neurelec (Oticon Medical) réalisée par Créasoft, est disponible en français. Toutefois, des identifiants d'accès fournis par Oticon Medical sont nécessaires pour s'y connecter [94].

## **2. Exercices de lecture labiale et de rééducation auditive**

Certains exercices font travailler la multimodalité et la lecture labiale :

- Ⓢ “La lecture labiale” de B. Carbonnière (Orthophoniste) est un logiciel d’apprentissage de la lecture labiale destiné à l’adulte devenu sourd. Ce logiciel est édité chez Gerip [95],
- Ⓢ LABIOCOM et LABIOROM de V. Maillet et S. Orel repris par S. Brocandel et D. Padys puis V. Blocquel et R. Di Gennaro constituent un programme d’entraînement à la lecture labiale. Ces outils ont été réalisés en 2000 dans le cadre de mémoires de fin d’études d’étudiants en orthophonie de l’école de Nancy. D’abord édité en VHS puis en CD-ROM, ce matériel très complet n’est malheureusement plus compatible avec les systèmes d’exploitation actuels,
- Ⓢ la plateforme LLéa, actuellement en cours de réalisation, cette plateforme se développe suite aux travaux menés par des étudiantes en orthophonie de Nancy dans le cadre de leur mémoire de fin d’études (C.VANTOMME, 2014 [90]). Cet outil de Lecture Labiale et d’Education Auditive est destiné à la rééducation de la parole chez des déficients auditifs. Nous en avons eu connaissance par l’intermédiaire de Mme. DUTEL, orthophoniste du CHRU de Nancy. Par la suite, nous avons eu l’opportunité de participer en tant qu’acteur à une session de captation sonore et vidéo destinée au contenu de cette plateforme.

## **3. La méthode Eco-Pragmatique**

Comme le mentionnaient G. BESCOND et F. LEFÈVRE, respectivement orthophoniste et audioprothésiste, lors des EPU d’audioprothèse de 2013 sur “Le Bruit”, *«il est important de rappeler que l’utilisation des logiciels d’entraînement est un outil temporaire et pas une fin en soi. Ceux-ci s’inscrivent dans un projet thérapeutique global.»* [96]. G. BESCOND y présentait la “Méthode Eco-Pragmatique”, de plus en plus présente dans les pratiques des spécialistes du domaine de la surdité.

En se basant sur des situations réalistes du quotidien, cette méthode offre au malentendant la possibilité de développer des « habiletés sociales » afin d’améliorer son appréhension et ses attitudes et de prendre conscience de ses propres limites en condition de communication difficile.

Cette méthode de rééducation « *cherche à renforcer les connexions entre des aires cérébrales, non seulement entre les deux hémisphères, mais également dans les différents cortex auditifs qui interprètent les différents paramètres sonores (intensité, fréquence, rythme, tempo, mélodie, harmonie) et leurs transpositions. Ce travail permet également une activation de la partie corticale spécifique à l'identification de la voix humaine et des aires du langage lors de la reconnaissance de la parole.* » [96].

La rééducation consiste en la détection et la compréhension de la parole dans un environnement bruyant contrôlé. Subdivisée en quatre stades, elle occasionne :

- ④ Dans un premier temps l'accommodation aux bruits, avec la réalisation d'un travail d'analyse de scènes auditives convoquant les mécanismes de groupement/séparation (voir pages 26-27),
- ④ dans un second temps, la parole est introduite à l'environnement bruyant. Les objectifs sont alors la détection et la recherche de la voix parlée,
- ④ l'étape suivante est celle de la compréhension de la parole dans le bruit,
- ④ le quatrième stade cherche à potentialiser les stratégies mises en place par le malentendant dans les situations de compréhension difficile, tout en établissant des normes acceptables au regard des difficultés rencontrées et de sa surdité.

Nous remarquerons que certains exercices sont à effectuer en face à face, à une distance de 2 à 2,5 mètres ou sur le côté. Ainsi, la Méthode Eco-Pragmatique fait intervenir une spatialisation sonore permettant un travail d'analyse des indices spatiaux.

En conclusion de cette présentation (non exhaustive) des différents outils de rééducation auditive disponibles pour le patient et l'équipe thérapeutique l'accompagnant (médecin ORL, orthophoniste, audioprothésiste), nous pensons que bon nombre d'exercices et de fichiers sonores pourraient être développés en utilisant le son 3D, plus précisément le son binaural, car celui-ci permet, comme nous allons le montrer à présent, une expérience de réalité virtuelle stimulant l'ensemble des mécanismes de compréhension dans le bruit.

En effet, nous avons constaté à quel point la spatialisation sonore, et l'analyse binaurale des indices acoustiques qui en résultent sont fondamentales dans ces mécanismes (analyse des scènes auditives, démasquage...).

En conséquence, la suite de notre travail s'attachera tout d'abord à présenter les méthodes de spatialisation existantes, puis le fonctionnement et les applications du son binaural actuelles et à venir.

L'audition binaurale et le traitement cognitif qui en résulte sont à l'origine de notre capacité à percevoir le son de manière spatialisée. Afin de générer des environnements sonores pouvant bénéficier de cette faculté auditive, les développements technologiques en matière de sonorisation et de diffusion sonore spatialisée ont connu de multiples évolutions à travers le temps.

## **VI. Description de certaines méthodes de spatialisation sonore**

Le champ auditif n'est pas restreint en largeur comme l'est le champ visuel. Ainsi, nous percevons les sons qui nous entourent à 360°, au-dessus et au-dessous de nous, comme si une sphère sonore nous entourait.

L'histoire de la captation et de la diffusion sonore a vu se succéder différentes technologies qui tendent à spatialiser le son de manière à pouvoir reproduire cette sphère auditive. Nous en ferons ici une brève et non-exhaustive présentation.

### **A. La stéréophonie**

De monophonique, ou mono, (un canal de diffusion sonore, voir figure 30), le son est passé à double monophonique (deux canaux de diffusion comportant les mêmes informations sonores, voir figure 31) puis à stéréophonique (deux canaux de diffusion sonore, voie gauche et voie droite, ne comportant pas les mêmes informations, voir figure 32), ce qui a permis une



écoute binaurale plus riche et plus subtile. Le système de diffusion stéréophonique permet notamment de déplacer une source sonore dans le plan frontal de l'auditeur. Pour cela, on diffuse le son sur deux enceintes séparées et on introduit par exemple une différence de volume entre les deux haut-parleurs. Sur la figure 32 on voit que le haut-parleur droit diffuse la source sonore à un volume plus élevé. Ainsi, le son sera perçu par l'auditeur comme étant à l'avant droit (arc de cercle bleu). Il existe des algorithmes (Dolby, Surround, Enhancer, Widening...) qui permettent d'élargir l'arc de cercle de perception sonore, mais celle-ci reste frontale. Sur les schémas suivants, l'arc de cercle bleu correspond à la sensation de localisation du son :

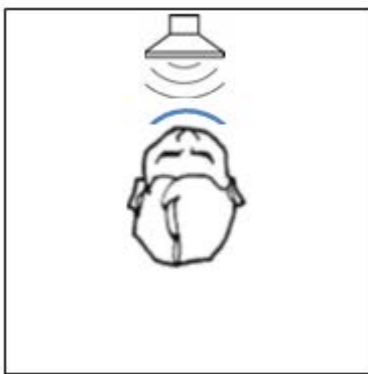


Figure 30 : monophonie



Figure 31 : double mono ou stéréophonie

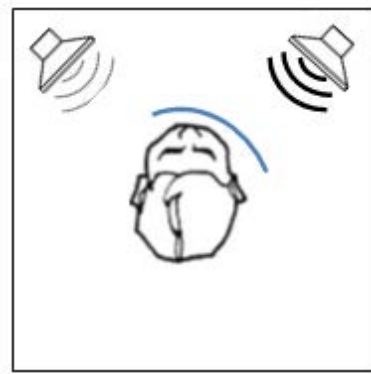


Figure 32 : stéréophonie

## **B. Le multicanal**

La stéréophonie peut être considérée comme du multicanal, mais la diffusion et la captation du son se sont ensuite développées, donnant par exemple le classique 5.1 (5 haut-parleurs pour les mediums et aigus, 1 caisson de basse, voir figure 32). Avec ce système de diffusion, le son est entendu de face, sur le côté et à l'arrière de l'auditeur / spectateur.

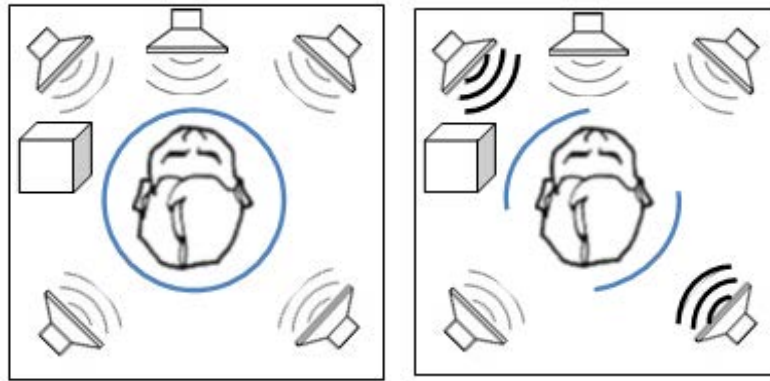


Figure 33 : Système de diffusion multicanal 5.1

En mixant les différents canaux correspondant aux différents haut-parleurs de façon à faire varier leurs niveaux sonores, on peut positionner les sons à différents endroits autour de l'auditeur, comme le montre la figure 33.

L'évolution de ces systèmes de diffusion a conduit à une multiplication du nombre de canaux de diffusion, avec par exemple le 11.1 du format Auro-3D ou le 12.4 du cinéma Omnimax. Les systèmes stéréophoniques et multicanaux ont plusieurs limites :

- ⊙ Le champ d'audition reste limité au plan horizontal,
- ⊙ la spatialisation des sons n'est possible que si l'auditeur est correctement placé par rapport aux haut-parleurs (cette zone réduite est appelée le "sweet spot"),
- ⊙ les espaces inter haut-parleurs (gap) ne permettent pas un déplacement précis du son d'un point à l'autre,
- ⊙ l'accentuation de la précision spatiale est soumise à l'augmentation du nombre de haut-parleurs (comme par exemple avec le procédé Dolby Atmos équipant certaines rares salles de cinéma), ce qui génère des contraintes de places disponibles dans les lieux d'écoute et des contraintes budgétaires non négligeables.

### **C. Le multicanal au casque**

Il existe des casques audio permettant une écoute "3D" surround correspondant aux systèmes de diffusion multicanal. Les casques audio traditionnels sont composés de deux haut-parleurs correspondant aux voies gauche et droite d'un système stéréo classique. Des algorithmes sont également utilisés pour élargir le champ de perception sonore mais ceux-ci ne permettent pas la perception sur les côtés ou à l'arrière. Pour y remédier, les fabricants de matériel audio et

Hi-Fi se sont inspirés des technologies multicanal de diffusion en champ libre déjà existantes, telles que le célèbre 5.1 décrit précédemment. Le principe est donc d'insérer non plus un mais plusieurs haut-parleurs dans les coques du casque. L'écoute au casque d'un film, d'un album ou d'un jeu vidéo produit et mixé en multicanal type 5.1 rend alors possible une immersion très réaliste au cœur de la bande son et des effets sonores du média. On notera que l'appareil de lecture (par exemple un lecteur DVD) doit bien évidemment comporter des connectiques 5.1 pour y brancher le casque. La figure 34 présente un casque multicanal, le KY-100 de Kinyo avec les transducteurs apparents.



Figure 34 : Casque 5.1/3D KY-100 de Kinyo [97].

Du fait de la proximité des transducteurs, le déplacement des sons d'un point à l'autre de l'espace horizontal est plus précis qu'en champ libre. De plus, l'auditeur portant le casque directement sur les oreilles, la notion de "sweet spot" n'a plus lieu d'être.

Les limites de ces systèmes d'écoute sont les suivantes :

- ⊙ L'écoute est individuelle, à moins de disposer de multiples sorties 5.1 ou d'un dispatcheur 5.1 afin d'y brancher plusieurs casques, ce qui n'est pas le cas sur les équipements destinés au « grand public »,
- ⊙ la connectique utilisée nécessite de brancher le casque sur un équipement disposant de sorties 5.1., ce qui rend impossible l'écoute d'un contenu 5.1 sur tablette ou baladeur avec ce type de casque.

#### **D. La synthèse de champs acoustiques**

Afin de contourner certaines contraintes de la diffusion multicanale telles que la limitation au champ horizontal, la restriction d'écoute au sein du "sweet spot" et l'imprécision des déplacements, une nouvelle technologie a été développée. Il s'agit de la synthèse de champs

acoustiques, aussi appelée WFS (Wave Field Synthesis) ou “holophonie” (par analogie avec les hologrammes). Cette technologie novatrice permet de recréer physiquement l’espace sonore tel qu’il a été capté lors de l’enregistrement. En effet, Olivier Warsfel, chercheur à l’IRCAM de Paris (Institut de Recherche et Coordination Acoustique/Musique) explique que « la synthèse de champs acoustiques recrée des sources sonores à l’intérieur de la salle : vous avez physiquement l’impression qu’elles sont à côté de vous, alors qu’il n’y a pas de haut-parleurs à cet endroit-là » [98]. L’avantage majeur de ce système est de pouvoir s’affranchir de la notion de “sweet spot”. En effet, le WFS permet « à un auditoire de plusieurs centaines de personnes d’entendre strictement le même son spatialisé dans une zone étendue, et cela même lorsque ces personnes se déplacent » [98]. Cette technologie nécessite l’utilisation d’un réseau de 32 à plusieurs centaines de petits haut-parleurs très proches les uns des autres (Figure 36).

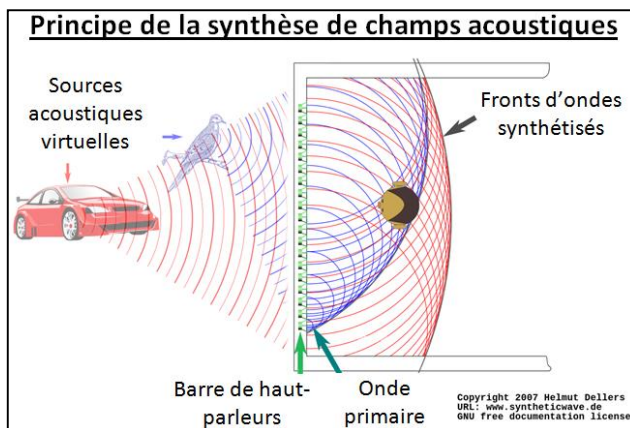


Figure 35 : Principe de l’holophonie (WFS) [99].

Figure 36 : Auditeur placé au centre du réseau de haut-parleurs holophonique de Sivantos (Siemens Audiologie) [100].

L’auditeur est placé face/sous un véritable mur/plafond (ou longues barres) de haut-parleurs. Chaque haut-parleur diffuse un signal identique, mais des algorithmes sont appliqués afin de faire varier les niveaux sonores et les délais de diffusion d’un haut-parleur à l’autre. Lors de la diffusion du signal, il est créé un front d’ondes qui reproduit ou simule celui d’une source sonore virtuelle. Ce type de traitement des signaux était déjà appliqué à la diffusion multicanale que l’on trouve dans les concerts où sont suspendus plusieurs haut-parleurs assemblés en grappes, appelés line-array. Ce système permet notamment aux auditeurs de recevoir environ le même niveau sonore, qu’ils soient proches ou éloignés de la scène (on s’affranchit du “sweet spot”). La grande nouveauté apportée par le WFS consiste en la possibilité de générer des sources acoustiques là où il n’y a pas de haut-parleurs, et cela tout

autour de chaque auditeur, comme le montre les figures 37 et 38. Si le lieu de diffusion dispose d'une barre de haut-parleurs en WFS sur un mur et sur un plafond et que les signaux diffusés sont mixés pour la diffusion façade et plafond séparément, les auditeurs pourront alors percevoir une sphère sonore tout autour d'eux et percevront les sons horizontalement et verticalement à 360°.

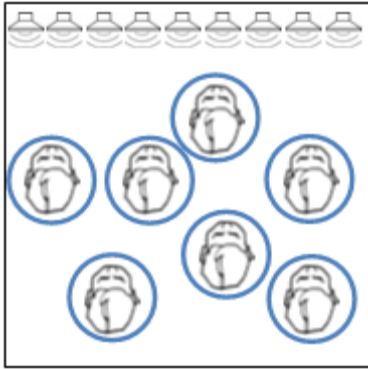


Figure 37 : Les auditeurs peuvent tous percevoir les sons autour d'eux.

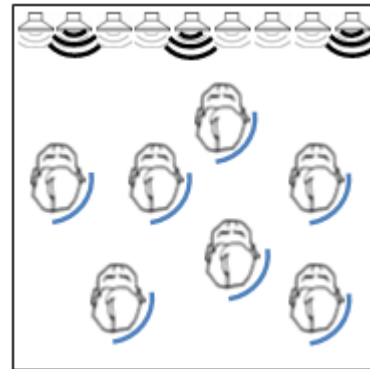


Figure 38 : Les auditeurs peuvent tous percevoir une source sonore localisée en un point de l'espace.

Ce procédé de diffusion 3D du son présente néanmoins des limites :

- Ⓢ L'équipement nécessite un espace suffisant pour être intégré dans la pièce,
- Ⓢ la sphère sonore est complète seulement si des barres d'enceintes WFS sont présentes horizontalement et verticalement,
- Ⓢ les installations ont un coût trop important pour une utilisation « grand public ».

Les systèmes que nous venons de présenter ont tous leurs particularités, avec leurs avantages et inconvénients. Nous allons maintenant aborder le système que nous avons utilisé pour l'élaboration des tests et du CD de rééducation auditive : le son 3D enregistré et diffusé via la méthode binaurale.

## VII. Le son binaural

### A. Définition

Le son binaural est une technique de spatialisation qui nécessite une écoute avec un casque ou des écouteurs. Littéralement, le terme "binaural" signifie « ayant trait aux deux oreilles ». L'audition binaurale s'applique donc à tous les êtres vivants disposant de deux oreilles. Comme

nous l'avons expliqué dans la partie "L'audition binaurale" de ce mémoire (page 4), les oreilles droite et gauche étant séparées, les signaux auditifs captés binauralement possèdent aux tympans des signatures acoustiques et temporelles suffisamment différentes pour permettre une analyse conduisant à la détermination de la direction d'origine des sons.

Habituellement, l'écoute d'un fichier audio stéréophonique avec un casque ne permet pas d'immersion sonore réaliste car la spatialisation reste limitée. En effet, si les effets de volume, de balance et de panoramique permettent une localisation latéralisée, les sons sont toutefois souvent perçus au milieu de la tête, ne sont localisables ni à l'avant, ni à l'arrière et ils semblent être proches de l'auditeur (cela est en parti lié à l'extrême proximité des sources sonores et à la formation de cône de confusion, voir page 15). En revanche, l'écoute d'un fichier audio binaural, avec un casque ou des écouteurs, peut permettre une véritable immersion tridimensionnelle de l'auditeur dans un paysage sonore où le relief et la profondeur des sons perçus font preuve d'un réalisme saisissant. L'auditeur entend des sons tout autour de lui, provenant de distances différentes et de toutes les directions : il est en immersion sonore.

## **B. Explications**

En effet, en s'appuyant sur certaines caractéristiques psychophysiologiques de l'oreille humaine, le binaural permet d'enregistrer et d'écouter des environnements sonores de la façon la plus naturelle possible, et permet la restitution de scènes auditives dans l'espace tridimensionnel (hauteur, largeur et profondeur). L'image sonore perçue est en effet une copie en 3 dimensions de l'image sonore issue de la réalité et elle interprétée comme telle par le cerveau. « *C'est en ce sens que le binaural apparaît relever de la psychoacoustique. Il ne s'agit plus d'entendre avec les oreilles, mais avec le cerveau* » [101].

Pour ce faire, cette technologie s'appuie sur les quatre indices acoustiques résultants de l'audition binaurale.

- ④ Les différences interaurale de niveaux (ILD),
- ④ les différences interaurale de temps (ITD),
- ④ les différences interaurale de phase (IPD),
- ④ les informations spectrales.

L'ensemble de ces indices forme la "Fonction de transfert crânien", également appelée "Head Related Transfer Function" ou HRTF (voir page 5).

La restitution d'une scène auditive réelle en son binaural consiste donc à reproduire simultanément ces 3 paramètres afin de virtualiser les spécificités de l'audition binaurale humaine. Un canal droit émet ce que capterait l'oreille droite et un canal gauche émet ce que capterait l'oreille gauche.

L'écoute simultanée de ces deux canaux engendre un "artefact perceptionnel" auditif et cognitif qui leurre le cerveau (comme dans le cas des images 3D et des illusions visuelles), et la restitution parfaite d'un paysage sonore en trois dimensions est alors rendue possible : le cerveau "entend" ce que les oreilles perçoivent dans la réalité en interprétant comme tel les indices acoustiques contenus dans les signaux sonore diffusés via les deux canaux.

Pour que l'écoute en son binaurale soit efficace, il est donc nécessaire de bien séparer les canaux droit et gauche. De même, il est indispensable d'écouter le canal droit avec l'oreille droite et le canal gauche avec l'oreille gauche. Ainsi, le matériel nécessaire à l'écoute d'un son binaural est simplement un casque ou des écouteurs. Pour ces raisons, l'écoute d'un son binaural ne donnera pas d'effet 3D sur des enceintes sans traitement spécifique (la technique transaurale, avec le "crosstalk cancellation" le permet).

Par ailleurs, pour une reproduction fidèle et une spatialisation tridimensionnelle précise, les HRTF ayant servis à la captation binaurale (voir paragraphe suivant), ou à l'élaboration d'une synthèse binaurale (voir page 66) doivent correspondre à ceux de la personne qui écoute. Comme nous allons le découvrir dans les pages suivantes, la prise de son destinée à une écoute binaurale est connue depuis des décennies.

### **C. Historique des procédés de captation binaurale**

Le premier dispositif d'enregistrement et de diffusion binaural date de 1881 : il s'agit du Théâtrophone (figure 39). Créé par l'ingénieur français Clément ADER, ce dispositif utilisait les récents réseaux téléphoniques privés de Paris. Deux microphones de téléphones, placés de part et d'autre de la scène étaient utilisés pour capter les sons d'une pièce de théâtre ou d'opéra. Le Théâtrophone relié au réseau et composé de deux écouteurs téléphoniques à placer sur chaque oreille permettait d'écouter les pièces en direct tout en restant chez soi. Le son étant capté par deux microphones séparés et diffusé par deux écouteurs portés sur chaque oreille individuellement, on peut définir le Théâtrophone comme le premier dispositif binaural connu. Ancêtre du streaming live, ce système s'exporta rapidement mais son développement



fut freiné par des problèmes liés aux droits d'auteur du compositeur Giuseppe VERDI. La compagnie cessa ses activités en 1932.

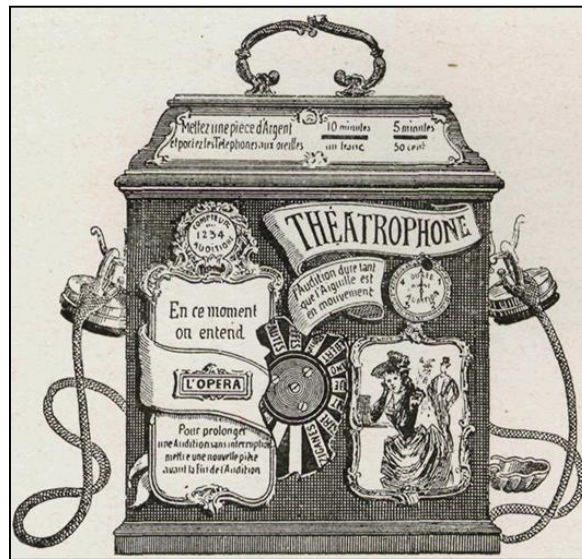


Figure 39 : Boîtier d'écoute du Théâtrophone [102]

En 1933, la société de téléphonie américaine AT&T surprit le public de la Foire Internationale de Chicago en présentant le premier système de tête artificielle acoustique permettant une captation et une écoute binaurale. Cet automate acoustique nommé Oscar possédait un microphone de téléphone positionné sur chaque tempe (Figure 40) et le public muni de casques audio pouvait écouter ce qu'entendait le mannequin.

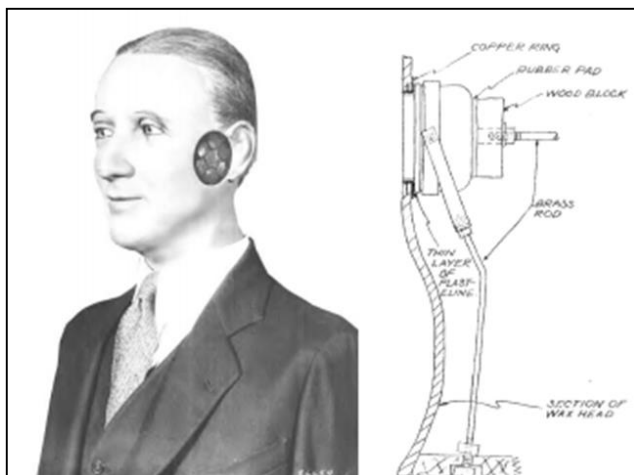


Figure 40 : Mannequin acoustique Oscar de la société AT&T avec schéma des microphones intégrés dans la tête [103].

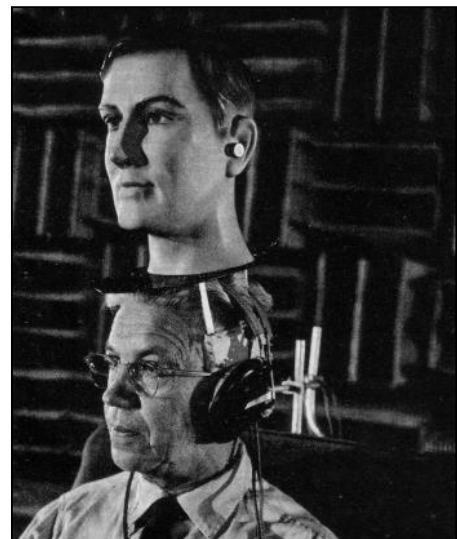
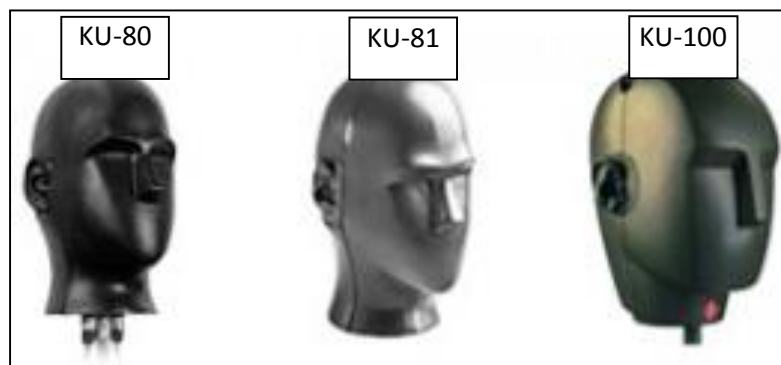


Figure 41 : Tête acoustique Oscar II de la société AT&T en cours de test [103].



La tête artificielle connut une amélioration avec le modèle Oscar II (Figure 41), mais, au cours des années qui suivirent, le binaural perdit de l'intérêt de par son manque de qualité sonore et le développement du multicanal et de la prise de son rapprochée avec un microphone par source sonore.

Ce n'est qu'en 1972 que le son binaural fit son grand retour lors de l'Exposition Internationale de Radio et Télévision à Berlin. La société allemande Neumann, célèbre pour ses microphones de qualité, y présenta la première génération de tête artificielle à microphones commercialisée : le KU-80 (figure 42). Cette tête acoustique possédait deux petites capsules microphoniques de très grande qualité, placées au fond des conduits auditifs artificiels, en lieu et place des tympanes. Cette position microphonique présentait une précision spatiale bien plus aboutie puisque la restitution des différences spectrales en devint de fait plus proche de celle présente lors d'une écoute binaurale naturelle. Neumann développa ensuite le KU-81, puis le KU-100 (figure 42) en 1992. Ce dernier modèle de tête acoustique possède deux microphones omnidirectionnels appairés et permet une captation binaurale de très grande qualité.



Figures 42 : Evolution des têtes artificielles Neumann [104].

Ces têtes acoustiques sont positionnables sur des pieds de microphone et sont davantage destinées à la production sonore radiophonique, télévisuelle et musicale qu'à l'étude acoustique. Elles sont parfois utilisées en laboratoire mais elles ne peuvent y supplanter les mannequins de mesure.

## D. KEMAR

Le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research-IEC60118-8) est le plus connu des mannequins de mesure acoustique. Développé en 1972 par le fabricant Knowles pour simuler la présence d'un porteur d'aides auditives, il a été conçu afin de reproduire le plus fidèlement possible certaines caractéristiques physiologiques humaines :

- Ⓢ Le mannequin est composé d'un torse et d'une tête (Figure 43),
- Ⓢ la taille du mannequin correspond à une moyenne de 5000 hommes et femmes de l'US Air Force (Figure 43),
- Ⓢ les oreilles externes anthropométriques aux reliefs parfaitement dessinés sont fabriquées en silicone 55 shore et reproduisent la souplesse et l'élasticité des oreilles humaines. Deux paires d'oreilles sont disponibles, correspondant respectivement aux tailles moyennes pour les hommes et pour les femmes,
- Ⓢ des coupleurs de Zwislocki (Figure 44) ou des simulateurs d'oreilles occluses sont utilisés pour simuler les conduits auditifs externes (Figure 45),
- Ⓢ des extensions de simulateurs de conduit sont disponibles pour faire varier la taille de la cavité résiduelle lors de l'insertion d'une aide auditive.

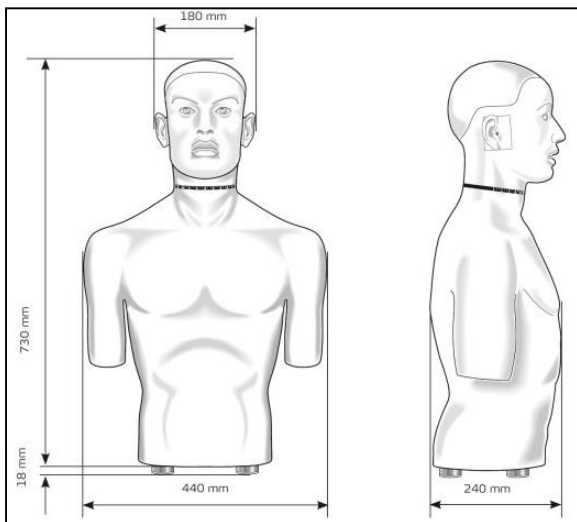


Figure 43: Dimensions du KEMAR Head and Torso Simulator 45BB de G.R.A.S IEC 60318-7: 2011 [105].



Figure 44 : Coupleur de Zwislocki [106].



Figure 45 : Simulateur d'oreille occluse GRAS IEC 60318-4 [107].

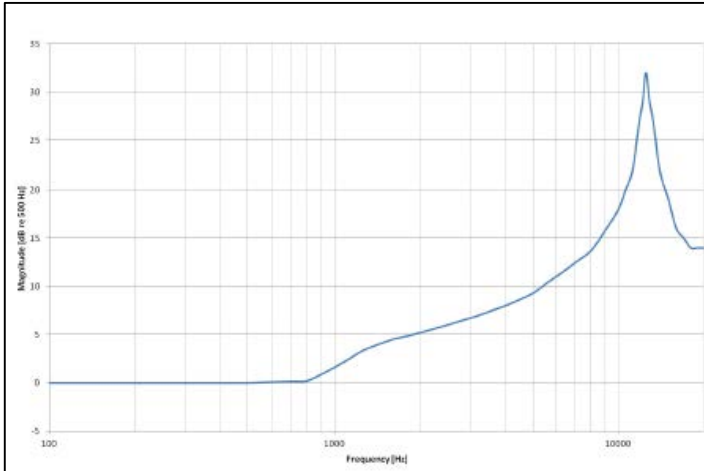


Figure 46: Réponse en fréquence du simulateur d'oreille occluse [107].

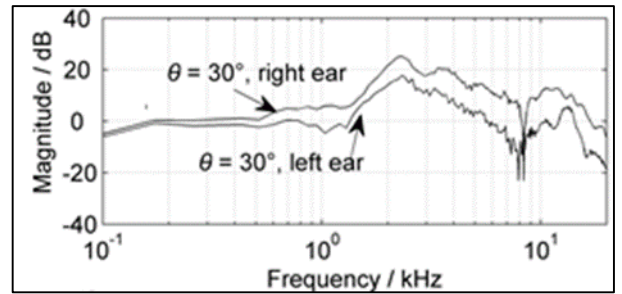


Figure 47 : HRTF gauche et droit du KEMAR 45BB-7 pour une source horizontale à 30° [108].

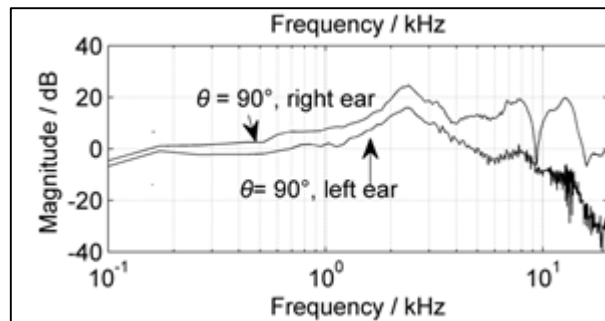


Figure 48 : HRTF gauche et droit du KEMAR 45BB-7 pour une source horizontale à 90° [108].

En 2005, la société G.R.A.S., spécialisée dans la fabrication de microphones de laboratoire, devint la détentrice des droits d'exploitation et de développement des mannequins KEMAR. Les microphones G.R.A.S. étaient déjà utilisés en 1995 pour capter les variations de pression acoustique à la sortie des coupleurs de Zwislocki. Cette société a mis en place des simulateurs d'oreille occluse (figure 45) pour remplacer les coupleurs de Zwislocki. Différents types de microphones sont utilisables ( $1/2$  ou  $1/4$  de pouce, voir figure 49), un simulateur vocal et un bras de maintien de téléphone sont disponibles en option pour les études dans le domaine des télécommunications.



Figure 49 : microphone G.R.A.S. 40AG  $1/2$  pouce [109].

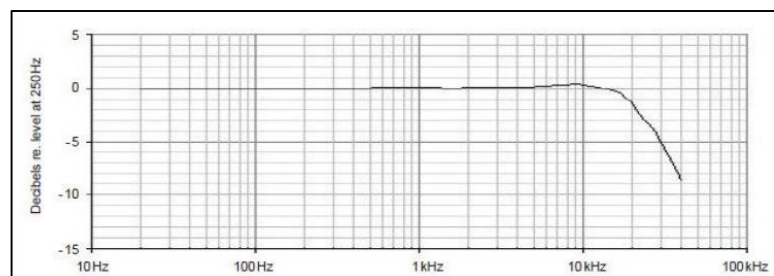


Figure 50 : Réponse en fréquence du microphone [109].

En audiologie, ce mannequin acoustique est utilisé pour effectuer des mesures in-situ d'appareils auditifs, et notamment pour étudier leurs directivités. Ce type de mannequin est également utilisé pour réaliser des algorithmes de synthèse binaurale permettant l'externalisation sonore et la spatialisation lors de l'écoute au casque.

## **E. La synthèse binaurale**

Il est important de différencier la synthèse binaurale de l'enregistrement binaural. En effet, la synthèse binaurale permet de virtualiser des sources sonores en les plaçant dans un espace 3D via un logiciel appliquant des filtres HRTF aux différents canaux sonores disponibles avant le mixage. Cette synthèse permet donc de passer d'un contenu multicanal de type 5.1 à un contenu bicanal mixé en son binaural et présentant à son écoute une spatialisation des sources sonores correspondant à celle du média diffusé en 5.1. La synthèse binaurale est utilisée dans certains logiciels de cartes sons externes (par exemple le CMSS-3D de la carte son Xmod de Creative) et dans certaines applications ou lecteurs en ligne de contenu audio-visuel (voir le site internet [nouvOson](#) [110] et la figure 51).

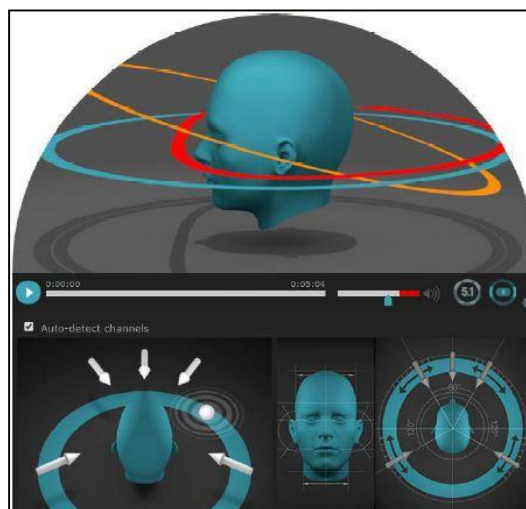


Figure 51 : Test de localisation du lecteur nouvOson développé par la société DMS [111].

Pour réaliser ces outils de synthèse binaurale, les développeurs utilisent des algorithmes basés sur des mesures HRTF standardisées, comme celles issues d'un mannequin KEMAR ou d'une tête acoustique Neumann. Des signaux tests sont émis en direction du matériel d'enregistrement binaural à différents azimuts. Chaque signal est enregistré et on analyse les différences acoustiques entre les signaux diffusés et les signaux résultant de la captation binaurale. A partir des résultats de cette analyse, on peut modifier les caractéristiques d'un

son donné de manière à l'associer à un azimut de diffusion. Ce procédé, dénommé convolution acoustique, est à la base des logiciels de synthèse binaurale.

Toutefois, comme ce type de mannequin est dimensionné par rapport à une moyenne d'individus, il possède des caractéristiques de type HRTF moyennées (Head-Related Transfer Fonctions).

Pour que la synthèse binaurale permette une restitution la plus réaliste possible d'une scène auditive via son écoute au casque en son binaural, le logiciel de synthèse doit disposer des mesures des fonctions de transfert de la tête de l'auditeur (mesures HRTF). En effet, pour une personne ayant des traits anatomiques légèrement différents de ceux du mannequin acoustique utilisé pour réaliser les HRTF des algorithmes de synthèse binaurale, l'écoute ne saura être optimale et la localisation spatiale ne pourra pas être très précise (notamment dans la différenciation des sons avant / arrière). Selon Matthieu Parmentier, directeur du projet Binaural Listening (BiLi, voir page 77) « Le son binaural non personnalisé procure entre 30 et 40% d'impression d'externalisation. Avec les HRTF personnalisées, on atteint 70% de réalisme » [112]. Différents systèmes ont donc été développés pour personnaliser l'écoute binaurale en 3D.

## **F. Algorithmes HRTF personnalisés**

### **1. Mesures HRTF par système 5.1**

La personne qui mesure ses HRTF se place au milieu d'un système 5.1 préalablement calibré. Des microphones intra-auriculaires encapsulés dans une coque sont placés dans ses conduits auditifs et dirigés vers l'extérieur, tout comme des appareils auditifs intra canal. Les enceintes du système 5.1 émettent l'une après l'autre des signaux de tests pendant quelques minutes, et les microphones intra-auriculaires vont transmettre les signaux reçus à un système audionumérique d'analyse tel que le Smyth Realiser A8. Une fois le processus de test terminé, des algorithmes (ou "codecs") HRTF individualisés sont créés. Ceux-ci sont mémorisés et, lors de l'écoute au casque d'un fichier son en 5.1, celui-ci est modifié par les algorithmes afin que l'auditeur puisse entendre les sons spatialisés en binaural. Ce type de dispositif présente néanmoins certains "défauts" :

- Ⓢ Lors de la mesure des HRTF, les sons captés sont modifiés spectralement par l'acoustique de la pièce et le type d'enceintes utilisées,
- Ⓢ les sons tests étant diffusés par des enceintes de 5.1, ceux-ci ne proviennent que du plan horizontal. Le son n'est donc pas complètement "3D",
- Ⓢ les espaces entre les 5 haut-parleurs créent des "gaps", des trous spatiaux, lors de la restitution binaurale, ce qui se traduit par une imprécision dans le déplacement des sources sonores,
- Ⓢ afin d'obtenir une spatialisation personnalisée réellement tridimensionnelle et une immersion sonore totale, il est possible d'utiliser la méthode de mesures HRTF multipoint tridimensionnel de certains laboratoires de recherche.

## 2. Mesures HRTF tridimensionnelles individualisées



Figure 52 : Mesures des HRTF au centre de recherche néerlandais TNO [113].



Figure 53 : Mesures des HRTF axe vertical [112].

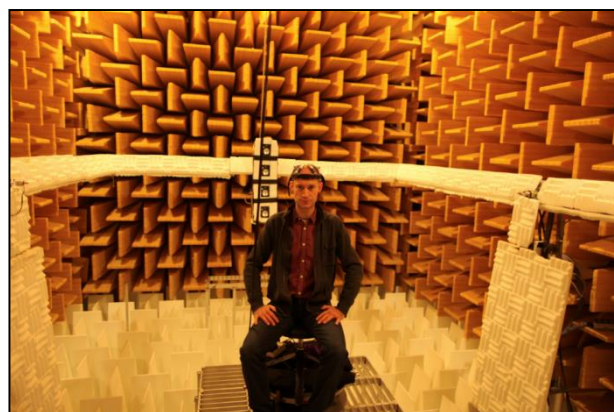


Figure 54 : Mesures des HRTF au centre de recherche l'IRCAM à Paris dans le cadre du projet BiLi [114].

Le sujet dont on veut mesurer les HRTF est placé sur une chaise pivotante au centre d'une chambre anéchoïque. Une paire de microphones ayant une courbe de réponse en fréquence linéaire est placée dans les conduits auditifs du sujet. A deux mètres de celui-ci, des haut-parleurs sont montés sur un bras articulé motorisé qui permet de les orienter dans différentes directions. Orange Labs et le projet BiLi ont défini le protocole suivant :

- ④ Les 4 haut-parleurs se positionnent successivement à 7 hauteurs différentes, en conservant la même distance de 2 mètres entre la tête du sujet et les haut-parleurs,
- ④ la chaise pivote successivement par pas de 6° jusqu'à faire un tour complet (60 pas),
- ④ les haut-parleurs diffusent l'un après l'autre un signal test (Sweep sinusoïdal effectuant un balayage sur l'ensemble du spectre audible),
- ④ la séance de mesure dure une heure et demi : en effet, 1680 points de mesures sont effectués (7 pas verticaux x 4 HP x 60 pas horizontaux).

On note que sur les figures 52, 53 et 54, les sujets portent un casque muni de capteurs. En effet, pour que les mesures soient fiables, la personne dont on mesure les HRTF ne doit pas bouger la tête. On réalise donc un "tracking" de son crâne : chaque capteur est suivi par une caméra et le plus petit mouvement est ainsi repéré afin d'en prendre compte lors de la mesure,

- ④ les signaux sont captés et enregistrés via la paire microphonique intra-auriculaire puis sont analysés afin de créer les algorithmes HRTF de convolution binaurale (via le logiciel Matlab par exemple). A partir de ceux-ci, n'importe quels sons mixés en multicanal et diffusés via un casque ou des écouteurs pourront être écoutés en sons 3D par le sujet. Les algorithmes HRTF tridimensionnels personnalisés doivent permettre la meilleure restitution binaurale et donc l'immersion sonore la plus complète et la plus précise possible.

## **G. Les applications et la recherche en son binaural**

Depuis une dizaine d'année, le son binaural, son étude, et la synthèse binaurale se développent rapidement. En effet, pour certains ingénieurs, comme Rozenn Nicol de Orange Labs, « *le monde de l'audio vit aujourd'hui une révolution, car nous sommes restés très longtemps sur le son stéréophonique* » pour les applications « grand public » [113].



Avec le développement des smartphones et des tablettes, les programmes et les documents audio-visuels sont de plus en plus visionnés de façon “nomade” sur des écrans miniatures qui ne disposent pas de connectiques multicanal comme le 5.1. Le son binaural 3D va donc permettre une spatialisation et une immersion des auditeurs/spectateurs jamais égalées avec ce type de supports. Actuellement, les enregistrements binauraux capturent le son de façon à reproduire des environnements sonores réalistes. La synthèse binaurale permet de créer des environnements sonores virtuels, avec des effets sonores de déplacements de sources et de spatialisation 3D totalement novateurs.

Voici une présentation de certaines applications du son “3D” via l’écoute binaurale.

## **1. Applications du son binaural**

### **a. Musique**

En musique, la captation et le mixage en binaural sont utilisés pour la création studio (Radiohead, 3D Music de Ears [115], et de nombreux autres artistes, avec par exemple cet enregistrement du groupe Two Bunnies Love disponible sur le site nouvOson [116]) et la captation live (“Hello, Again” de Beck, Vêpres de Monteverdi à Versailles...). Par ailleurs, tous les fichiers mixés en 5.1. peuvent et pourront être écoutés en binaural via les codecs en cours de création dans différents laboratoires du monde (voir page 77 et le site nouvOson).

### **b. Audio-visuel**

En production sonore audio-visuelle, des algorithmes de synthèse binaurale sont utilisés par les ingénieurs du son afin de mixer en multicanal via une écoute binaurale lorsqu’ils travaillent en cars-régie (France Télévisions lors de Roland Garros par exemple). Par ailleurs, de plus en plus de courts-métrages et de fictions sonores sont tournés et réalisés avec des têtes acoustiques [117]. De plus, les productions multicanal pourront également être visionnées et écoutées en son binaural avec des écouteurs.

### **c. Jeux vidéo**

En ce qui concerne les jeux vidéo, l’intérêt du son binaural est également majeur. Les jeux étant déjà mixés en 5.1, voir en 7.1, les algorithmes binauraux vont permettre l’écoute spatialisée à partir d’un simple casque ou d’une paire d’écouteurs. L’impact du son binaural est même tellement important que des jeux de tablettes et smartphones sont créés exclusivement pour l’écoute binaurale. Par exemple, dans le jeu “A Blind Legend” [118], le joueur dirige le héros



non pas en regardant son écran, mais en utilisant son ouïe comme moyen de repérage et de prise de décision. Ces types de jeux auditifs en son binaural sont donc appropriés aux malvoyants et sont amenés à se développer via l'essor des jeux vidéo accessibles aux personnes en situation de handicap [119].

#### **d. In Ear-monitor**

Les Ear-monitors (écouteurs intra-auriculaires de retour sonore utilisés notamment par les musiciens lors des concerts) peuvent également bénéficier des algorithmes de spatialisation binaurale. Ainsi, le musicien peut entendre les autres musiciens tels qu'ils sont positionnés sur la scène. Il en découlerait un confort et une acuité auditive améliorée puisque les sons provenant des différents instruments sont séparés spatialement avec le traitement binaural. Un mémoire à ce sujet a été réalisé par Antoine GOUNY [120].

#### **e. Robotique**

Les techniques de captation binaurale sont de plus en plus utilisées dans la recherche en robotique. Ces techniques permettent une meilleure localisation des sources sonores et rendent possible l'analyse des scènes auditives. Les développeurs appliquent donc des solutions de démasquage binaural aux robots actuellement en cours de développement (Figure 55) afin d'améliorer leur reconnaissance des bruits et de la parole [121].

Le groupe de recherche franco-japonais BINAHR (BINaural Active Audition for Humanoid Robots) est pleinement porteur de ces développements technologiques [122].

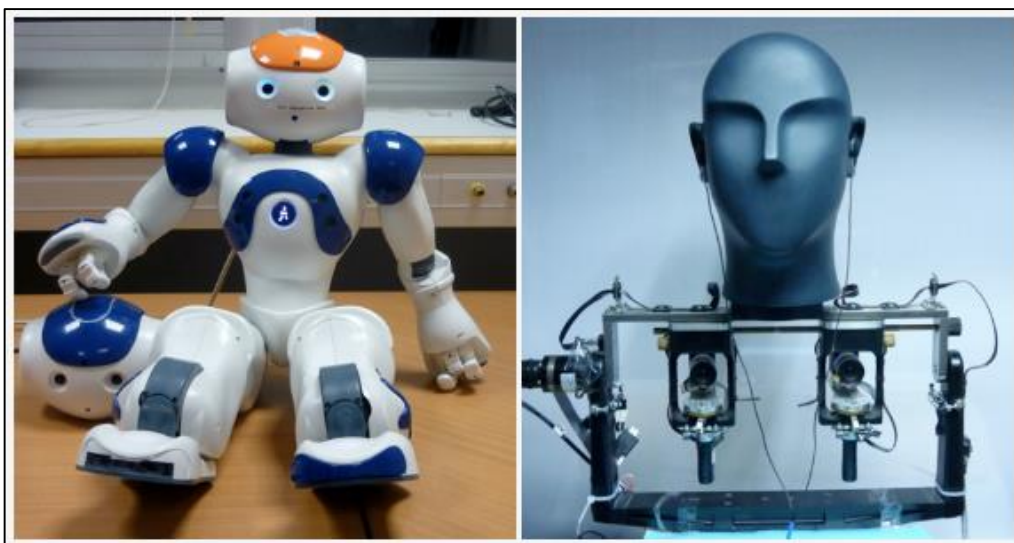


Figure 55 : Robots NAO (à gauche) et POPEYE (à droite) permettant une captation et un traitement binaural des sons [123].

Le POPEYE, munis de 2 caméras, rend-possible une interaction et une fusion audition-vision.

#### **f. Sons ASMR**

Le son binaural est également employé pour la création des “sons ASMR” (néologisme et acronyme signifiant “Autonomous Sensory Meridian Response”, soit en français “réponse autonome sensorielle du méridien”). Le concept de méridien est issu de la médecine chinoise holistique : les méridiens sont les canaux par lesquels circule l'énergie vitale du corps. Les ASMR correspondent aux phénomènes de fourmillements, picotements et frissons ressentis aux régions périphériques du corps qui sont déclenchés par certaines stimulations sensorielles (visuelles, auditives...). De nombreuses personnes ont des ASMR, avec une variabilité inter-individuelle, à l'écoute de certains sons qui peuvent être très variés (frottement d'un crayon en train d'écrire, ciseaux découpant du papier, son du passage du peigne dans les cheveux, chuchotements, bruits de machine à laver, harmonies musicales...). Il existe donc des enregistrements à écouter pour les personnes qui recherchent le déclenchement de ces réactions nerveuses. Les enregistrements binauraux sont alors utilisés afin d'augmenter le réalisme sonore et donc la réactivité à ces sons [124].

#### **g. Réalité virtuelle thérapeutique**

Un autre domaine d'application du son binaural est la réalité virtuelle, non pas ludique (cf jeux vidéo page 70) mais thérapeutique. En effet, « *les environnements sonores réalistes dans des scènes de réalité virtuelle offrent de nouveaux moyens thérapeutiques pour certains troubles psychiatriques et perceptifs* » [125].

La réalité virtuelle est un terme qui désigne l'ensemble des techniques et des interfaces permettant l'immersion et l'interaction d'un utilisateur au sein d'un environnement virtuel. La réalité virtuelle thérapeutique est couramment utilisée dans le monde pour traiter des troubles anxieux comme l'arachnophobie, la claustrophobie... Certains médecins et praticiens de santé y ont également recours afin d'inhiber les sensations de membre fantôme post-opératoires. Ces applications de réalité virtuelle stimulent principalement la vision, mais les stimulations virtuelles associant vision et audition sont de plus en plus nombreuses car elles améliorent les résultats via l'intégration multisensorielle.

Les techniques de sonorisation se sont donc développées et le son binaural est actuellement utilisé dans la création de scènes auditives virtuelles en 3D, par exemple dans le traitement de

la phobie des chiens où le sujet peut désormais entendre des chiens arriver en courant derrière lui. On peut remarquer que «*la peur est plus intense lorsque le chien virtuel est vu et entendu que lorsque le chien est seulement vu ou entendu, démontrant l'effet de potentialisation de l'information lorsque celle-ci est présentée dans plusieurs modalités sensorielles simultanément* » [125].

#### **h. Réalité virtuelle thérapeutique et acouphènes**

Nous avons pris connaissance de l'utilisation de la réalité virtuelle dans le cadre de la prise en charge des patients acouphéniques lors des conférences données dans le cadre de la Semaine du Son à Paris en 2011, auxquelles nous avons assistés [126].

Le Dr Alain Londero, ORL à l'Hôpital Georges Pompidou de Paris, y présentait une étude concernant l'application des techniques de réalité virtuelle aux acouphènes chroniques invalidants. Le Dr Londero et une équipe composée notamment de chercheurs acousticiens de l'IRCAM (Institut de Recherche et Coordination Acoustique/Musique) ont en effet réalisé un outil de réalité virtuelle appelé A(c)vatar qui associe vision et audition en son binaural.

Un son correspondant à l'acouphène de chaque patient a été créé (acouphénométrie et reproduction de l'acouphène avec un outil de type Tinnitomètre [127]). Ce son a ensuite été enregistré à l'IRCAM en binaural sous différents azimuts. Lors des séances de thérapie en réalité virtuelle, le patient muni d'une baguette à capteurs cinétiques, d'un visiocasque et d'écouteurs, peut manipuler ce son dans un espace audio-visuel en trois dimensions (figure 56). En manipulant la baguette, le patient peut «*interagir avec l'acouphène [représenté visuellement par une gerbe d'étincelles], en le déplaçant d'une oreille à l'autre, l'atténuer en l'éloignant, le masquer en s'approchant d'autres sons...*». Cette étude n'est pas encore validée mais les résultats bruts «*montrent que la Réalité Virtuelle fait au moins aussi bien que la TCC (Thérapie Comportementale et Cognitive)*» [128].



Figure 56 : un patient acouphénique équipé du dispositif A(c)vatar est immergé dans un espace de réalité virtuelle audio-visuel en son binaural [125].

En levant la baguette, le son de l'acouphène de synthèse augmente. En déplaçant la baguette latéralement, il se déplace dans l'axe horizontal grâce à sa diffusion en son binaural

#### **i. Audioprothèse**

Les appareils auditifs utilisent déjà depuis quelques années des algorithmes liés à *l'audition binaurale* permettant notamment :

- ⊗ La coordination binaurale et l'échange de données (Speech In Wind, Duo Phone de Phonak, Ear-toEar de Resound...),
- ⊗ l'accentuation de certains indices acoustiques comme la différence interaurale de niveau (Spatial Sound, Gestion spatiale du bruit d'Oticon, AudioScape de Starkey, Crosslink de Resound, la mise en évidence interaurale de la parole chez Widex...),
- ⊗ la directivité multipolaire (Stéréo Zoom de Phonak),
- ⊗ le renforcement d'indices spectraux (Real Ear Sound de Phonak, TrueEar de Siemens...).

Nous aborderons dans les pages suivantes les algorithmes liés au son binaural.

Le son 3D de type surround commence à être utilisé dans le développement des appareils auditifs. En effet, à la sortie des appareils Agil d'Oticon en 2010, on pouvait remarquer la présence d'une nouvelle fonctionnalité dénommée "Music Widening". Cette fonction, disponible uniquement en appareillage binaural et lors de l'écoute via le streamer Connect Line, permet d'améliorer le rendu sonore : une fois le streamer connecté à une source audio

externe (Chaîne Hi-Fi, télévision, ordinateur...), la fonction "Music Widening" permet à l'utilisateur de percevoir un son plus spatialisé.

En effet, la société AM3D (implanté au Danemark, au Japon et en Corée du Sud) a développé pour Oticon un algorithme basé sur un logiciel de traitement audio 3D. Cet algorithme va permettre une sensation stéréophonique à partir d'un signal monophonique (le streamer Connect Line est monophonique). Le site de la société AM3D indique en effet que la fonction "Music Widening" va « *créer des sources sonores virtuelles qui seront perçues comme étant placées au-delà [des appareils auditifs]. Ainsi, un son "scénique" bien plus étendu et plus naturel sera perçu.* » [129].

En 2014, lors du Congrès Français d'Acoustique (CFA) de la Société Française d'Acoustique (SFA), a été présenté un travail de recherche intitulé "Implémentation d'un Algorithme de Localisation Binaurale sur Audioprothèses : Contraintes et Perspectives" [130].

Des chercheurs de l'École Polytechnique de Lausanne, G.Courtois, P. Marmaroli, H. Lissek, Y. Oesch, W. Balade, en partenariat avec la firme Phonak, ont en effet étudié l'application aux aides auditives des possibilités de localisation binaurale offertes par les algorithmes utilisant les indices interauraux (ITD et ILD) et les filtres HRTF. Plusieurs algorithmes de ce type existaient déjà dans la recherche acoustique et audiolgique. Certains utilisent une méthode statistique et d'autre une méthode calculatoire, dont voici des exemples :

- ② Méthode du filtre inverse [131] : une fonction de transfert inverse (HRTF inverse) est déterminée afin de rendre analogues les signaux provenant de la gauche et ceux provenant de la droite,
- ② algorithme d'annulation de source [131] : le quotient du signal gauche sur le signal droit est comparé à une série de HRTF résultant de multiples incidences sonores,
- ② l'algorithme de MacDonald [132]: le signal de droite est filtré avec la fonction de transfert gauche et inversement, jusqu'à l'obtention de signaux identiques à droite et à gauche. Dans ces trois algorithmes, la paire d'HRTF (HRTF gauche et HRTF droit) correspondant le plus aux calculs effectués sert à estimer l'azimut du son.

Toutefois, les algorithmes de localisation binaurale existants ne peuvent être implémentés dans les puces d'appareils auditifs pour plusieurs raisons :

- Ⓢ Contraintes acoustiques : les algorithmes sont prévus pour fonctionner dans des environnements de laboratoires d'acoustique anéchoïques et silencieux qui ne seront pas du tout ceux rencontrés par l'utilisateur d'aides auditives,
- Ⓢ contraintes matérielles : les puces des appareils et les capacités énergétiques ne sont pas assez puissantes pour supporter le stockage, les calculs et les échanges contrôlatéraux des données nécessaires à l'application de ces algorithmes. Par ailleurs, les microphones bilatéraux n'étant pas appariés entre eux, les calculs peuvent être faussés par une déviation liée aux différences de sensibilité électrique et de réponse en fréquence.

Afin contourner ces limitations pratiques et technologiques, l'équipe de chercheurs a eu l'idée d'utiliser le système FM Roger à microphone déporté pour évaluer non plus l'ITD mais la latence entre la réception du signal FM démodulé et celle des signaux captés par les microphones des appareils. Les valeurs de ces délais sont ensuite comparées binauralement puis soustraites via un algorithme afin d'obtenir l'ITD. L'algorithme de localisation binaurale ainsi réalisé « *se révèle être robuste vis-à-vis du bruit ambiant, mais souffre d'une sensibilité excessive à la réverbération. La prochaine étape consiste à optimiser cet algorithme afin de réduire son coût de calcul et de stockage en mémoire* » [130].

## **2. Recherche en son binaural**

### **a. Effet du son 3D sur le cerveau**

En 2005, une étude finlandaise conduite par magnétoencéphalographie (MEG) a mis en évidence l'effet du son binaural sur le cortex auditif [133].

La MEG est utilisée pour enregistrer l'activité magnétique des neurones induite par leur activité électrique et cette méthode de mesure avait déjà permis de mettre en évidence la relation entre la perception des informations spatiales et les réponses nerveuses de type "N1m". Cette étude a permis d'analyser et de comparer, pour dix individus, les réponses "N1m" provoquées par l'écoute de fichiers sonores correspondant à 8 azimuts :

- Ⓢ En son binaural avec HRTF personnalisés,
- Ⓢ en son binaural avec HRTF génériques (tête acoustique),
- Ⓢ en son stéréophonique n'intégrant que des ILD, des ITD ou un mélange des deux.

Les résultats indiquent que les sons binauraux en HRTF personnalisés et génériques ainsi que le signal stéréo mélangeant ITD et ILD provoquent des réponses N1m plus nombreuses, aux dynamiques plus larges et mieux réparties suivant l'azimut de stimulation, que les sons ne présentant que des ILD ou des ITD.

De plus, pour les stimulations en son binaural personnalisé et générique, les locus des réponses N1m de l'hémisphère droit étaient antérieurs à ceux enregistrés pour des stimulations en son stéréophonique intégrant un mélange d'ILD et d'ITD. Les réponses nerveuses ne se font donc pas au même endroit selon que la stimulation est faite en son binaural ou en son stéréo : les informations spectrales contenues dans le son binaural font intervenir des zones spécifiques du cortex auditif.

Une partie de l'étude traitant du comportement a montré que les performances comportementales sont corrélées aux amplitudes des réponses N1m enregistrées par magnétoencéphalographie.

#### **b. Le projet BiLi**



Figure 57 : Logo du projet [134].

Comme nous avons pu le constater à la lecture des pages précédentes, de nombreuses équipes internationales réalisent des recherches et développent des technologies liées au son binaural. Il nous semblait important de présenter ici l'équipe française du projet BiLi (Binaural Listening) [134]. Démarré en 2013, le projet associe France Télévision, Radio France, Orange Labs (Téléphonie), l'IRCAM (Institut de Recherche et Coordination Acoustique Musique), le LIMSI (Laboratoire d'informatique pour la mécanique et les sciences de l'ingénieur), le CNSMDP (Conservatoire National Supérieur de Musique et de Danse de Paris) et des acteurs du monde de l'audio (A-Volute, Arkamys, Trinnov).

Le projet se doit, d'ici 2016, de « *relever quatre défis technologiques* :

- Ⓢ *Définition d'une méthodologie pour évaluer la qualité d'expérience des auditeurs,*
- Ⓢ *acquisition des HRTFs d'un individu,*
- Ⓢ *rédaction d'un standard d'échange scalable de ces données HRTFs individuelles,*
- Ⓢ *réalisation de processeurs d'écoute binaurale temps réel multiplateforme* » [134].

Pour cela, le groupe de recherche doit mener à bien 6 sous-projets [135] :

- ④ Définir et évaluer la qualité d'expérience binaurale,
- ④ réaliser des contenus de référence en son binaural,
- ④ acquérir et générer des HRTFs individualisées,
- ④ standardiser les HRTFs en créant des fichiers de caractérisation des HRTFs,
- ④ mettre en place des démonstrateurs restituant du son binaural, personnalisables via les fichiers de caractérisation des HRTFs,
- ④ valoriser, promouvoir et développer l'usage de ces outils et du son binaural.

Les deux premiers sous-projets sont actuellement en cours de réalisation, avec notamment un document sonore de présentation du son binaural situé au bas de la page internet concernant l'écoute binaurale [136].

Le projet n°3 a été réalisé avec les séances, décrites en page 68, des mesures des filtres HRTFs de 50 personnes. Comme il est impossible de faire passer 60 millions de Français en chambre sourde, on comprend la nécessité du projet n°4. Matthieu Parmentier, de France Télévision et directeur de Bili, explique que le projet « *se dirige vers la capture morphologique, qui consiste à comparer un scan 3D de votre visage avec ceux des personnes dont on connaît déjà les HRTF* ». [112]. Il est possible également d'envisager la possibilité de trouver le profil HRTF nous correspondant le plus au travers d'un jeu interactif où l'auditeur passe d'un profil HRTF à l'autre.

Le sous-projet n°5 prend forme avec la conception d'une application/logiciel permettant d'implémenter le profil HRTF sélectionné à un décodeur capable de transformer des signaux 5 ou 7.1 en son binaural. De cette manière, n'importe quel lecteur audio et vidéo pourra intégrer les HRTF correspondant à l'auditeur afin de lui permettre une écoute spatialisée en son binaural adaptée à ses caractéristiques morphologiques (dimension du crâne et du buste, forme des oreilles...). Une première monture de cette application est disponible en tant que lecteur sur le site internet Nouvoson de Radio France qui participe à l'avancée du sous-projet n°6 [110].



Le projet Bili devra présenter les résultats de ses recherches et les nouveaux outils concernant le son binaural en 2016. De nombreux autres groupes de recherche dans le monde (Etats-Unis, Angleterre, Japon, Corée, Russie, Nouvelle-Zélande, Danemark...) sont également à pied d'œuvre pour trouver la méthode d'individualisation du son 3D binaural. Le son binaural devient le thème emblématique de bon nombre de conférences internationales, ses applications sont pléthoriques, il révolutionne l'écoute individuelle et ouvre des fenêtres sur de nouvelles perspectives d'application et de nouveaux outils à développer. Chercheurs, acousticiens, producteurs, ingénieurs du son, musiciens, responsables média, nombreux sont ceux qui l'affirment : « D'ici quelques années, il sera partout ».

Les sujets abordés dans cette partie théorique nous permettent de mieux comprendre les mécanismes liés à l'audition binaurale, au cerveau auditif et nécessaires à la présentation du son binaural et de son mode de fonctionnement. Au regard de notre étude, il était également important de développer dans cette partie les données liées à l'audition dans le bruit, les conséquences de la surdité sur l'audition binaurale et les méthodes de rééducation auditive déjà existantes.

L'ensemble de ces données théoriques nous permet d'aborder la partie pratique de ce mémoire, avec les connaissances nécessaires à l'élaboration et à la mise en place :

- ④ d'un dispositif de rééducation auditive en son binaural destiné aux malentendants appareillés,
- ④ d'une étude du son binaural chez des individus normo-entendants et malentendants appareillés.

# Partie pratique

# I. Le concept

Nous avons eu l'idée d'appliquer le son 3D (plus spécifiquement le son binaural) à l'audioprothèse, afin de créer un outil de rééducation auditive permettant la spatialisation des sons dans l'espace horizontal et convoquant des mécanismes (analyse des scènes auditives, démasquage) nécessaires à la compréhension de la parole dans le bruit.

Cette spatialisation en son binaural étant issue d'une illusion sonore générée par le cerveau auditif qui extrapole les indices acoustiques de localisation et les filtrages spectraux issus de la fonction de transfert crânienne (HRTF), nous avons pensé qu'elle pourrait faciliter la stimulation et l'analyse de ces mécanismes.

Nous avons vu que le port d'appareils auditifs modifiait les indices spatiaux et génèrait un décalage cognitif entre les indices habituels, servant de repères à l'analyse centrale, et leur modification par les appareils. Nous savons que ce décalage s'amenuise avec l'intégration des nouveaux indices acoustiques, acquisition rendue possible par le port quotidien des appareils et les expériences visuo-auditives quotidiennes.

Pour prendre en compte les indices acoustiques présents chez une personne appareillée, nous avons réalisé les enregistrements en son binaural avec un KEMAR muni d'appareils auditifs. Les fichiers sonores ainsi enregistrés, et intégrant ces indices acoustiques modifiés, sont donc adaptés aux patients appareillés et devraient faciliter l'acquisition de ces indices. Ainsi, l'utilisation de l'outil de rééducation auditive en réalité sonore virtuelle pourrait permettre l'immersion du patient dans des espaces sonores propices au développement des capacités de compréhension dans le bruit.

L'écoute du son binaural étant possible par le simple usage d'une paire d'écouteurs stéréo, nous avons voulu utiliser les accessoires audioprothétique de communication sans fil permettant d'envoyer des informations sonores issues de sources externes (Chaîne Hifi, baladeur, ordinateur, télévision...) directement dans les appareils auditifs, de manière à les utiliser comme une paire d'écouteurs. Equipé de ces systèmes de diffusion sans fil (Streamer, émetteurs Bluetooth) et munis d'un CD de rééducation auditive comportant des sons enregistrés en binaural avec des appareils auditifs placés sur un KEMAR, le malentendant

appareillé peut réaliser des exercices de rééducation auditive en son binaural à son domicile. Ce type de rééducation diffère de celles réalisées avec des fichiers stéréo 2 canaux ou 5.1, puisque le son binaural stimule les HRTF des patients via une illusion auditive de spatialisation générée par le cortex auditif.

## **A. La mise en œuvre**

Ce mémoire détaille la réalisation de deux études destinées à comparer, chez des sujets normo-entendants et des sujets malentendants appareillés :

- ④ La localisation sonore en son binaural,
- ④ le démasquage en son binaural.

Nous avons également mis en place un dispositif de rééducation auditive en son binaural et étudié l'impact de cette rééducation sur :

- ④ Les capacités de compréhension dans le bruit via une méthode de test/re-test,
- ④ le ressenti des patients par l'élaboration d'un questionnaire.

Afin de créer les outils nécessaires à ces études, nous avons réalisé, au cours de plusieurs sessions, des enregistrements en son binaural dont voici le protocole commun.

## **B. Protocole commun aux différents enregistrements en son binaural**

### **1. Local utilisé**

Pour réaliser l'ensemble des enregistrements, nous avons occupé une salle du Centre de formation en Audioprothèse à la Faculté de Pharmacie de Nancy dédiée à certains travaux pratiques, dont ceux liés à l'étude de la directivité. Ce local est traité acoustiquement et répond aux normes de l'article D. 4361-19 du Code de la Santé Publique. De plus, cette salle est suffisamment spacieuse pour y placer le matériel nécessaire aux enregistrements.

## 2. Matériel utilisé

Les enregistrements ont été effectués en utilisant le matériel suivant :

- ④ Mannequin acoustique : KEMAR 45BB-7 de G.R.A.S. (IEC 60318-7 : 2011) monté sur pied, avec T-Shirt et oreilles de taille large en silicone 55 Sh, simulateurs d'oreille occluses G.R.A.S. (IEC 60318-4), microphones G.R.A.S. 40AG puce, préamplificateurs et connectiques LEMO 2 canaux. Déjà décrit en page 64, ce simulateur de tête et torse est spécifiquement conçu pour l'étude In-Situ des appareils utilisant des fonctions binaurales,

- ④ module d'alimentation conditionneur 12AQ 2 de G.R.A.S. (figure 58). Ce conditionneur permet principalement d'amplifier de façon totalement transparente les signaux électriques issus des microphones du KEMAR et d'adapter leur impédance. Il fait ainsi la liaison entre le KEMAR et la carte son externe,



Figure 58 : 12AQ 2 de G.R.A.S.

- ④ carte son externe RME Fireface : elle permet de connecter le KEMAR et les haut-parleurs à l'ordinateur. On a recours à une interface de contrôle numérique pour contrôler et assigner chaque canal sonore à une sortie,
- ④ ordinateur avec logiciel d'émission sonore (BioSoundSystem), d'acquisition (Audacity) et de contrôle de la carte son,
- ④ cinq haut-parleurs Klein & Hummel O-110 montés sur pieds à hauteur de la tête du KEMAR: ces haut- parleurs deux voies actifs professionnels dits de "monitoring" sont neutres et ont une courbe de réponse en fréquence linéaire de 60 Hz à 22 kHz,
- ④ sonomètre étalonné,
- ④ deux appareils auditifs Phonak Audéo Q90 avec écouteur standard et double dôme obturant,

Ⓜ logiciel de réglage Phonak Target,

Ⓜ chaîne de mesure Unity 2 de Siemens.

### 3. Installation

Les haut-parleurs sont disposés à 1.80 m autour du KEMAR, selon un schéma de diffusion multicanal 5.1 circulaire. Chaque haut-parleur est donc placé à égale distance du KEMAR. L'ensemble du matériel est disposé et connecté selon le synoptique suivant, l'installation étant observable avec les figures 60 et 61 :

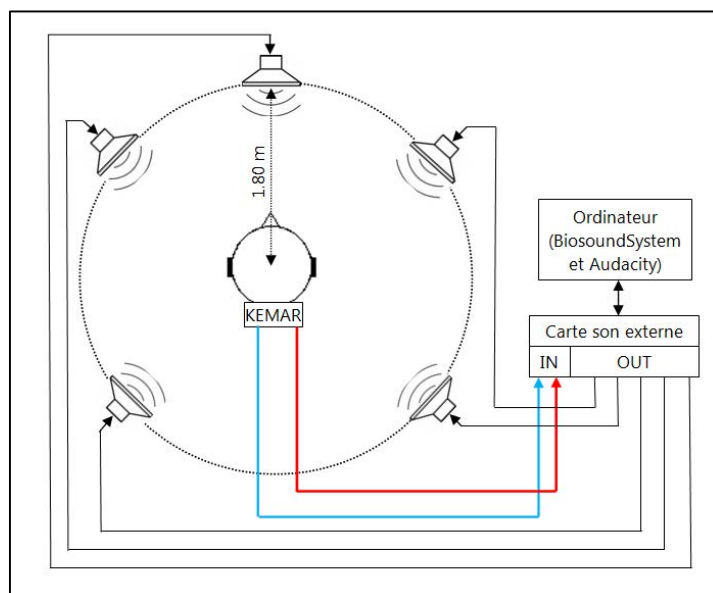


Figure 59 : Synoptique de câblage de l'installation en diffusion multicanal et enregistrement binaural.



Figure 60 : Photographie de l'installation avec KEMAR face au HP central.



Figure 61 : Photographie de l'installation avec KEMAR dos au HP central (pour la photo).

Une fois le matériel installé et convenablement branché, il nous a fallu vérifier l'affectation des cinq canaux de diffusion présents dans l'interface de BioSoundSystem (BSS) aux cinq haut-parleurs (HP) placés autour du KEMAR. En effet, ce logiciel développé par Y. LASRY permet une diffusion multicanal ; chaque haut-parleur y est représenté visuellement (figure 62) afin d'y affecter le canal droit ou le canal gauche des pistes stéréo présentes dans la bibliothèque sonore du software ou les canaux des pistes stéréo personnelles que l'on peut y ajouter.

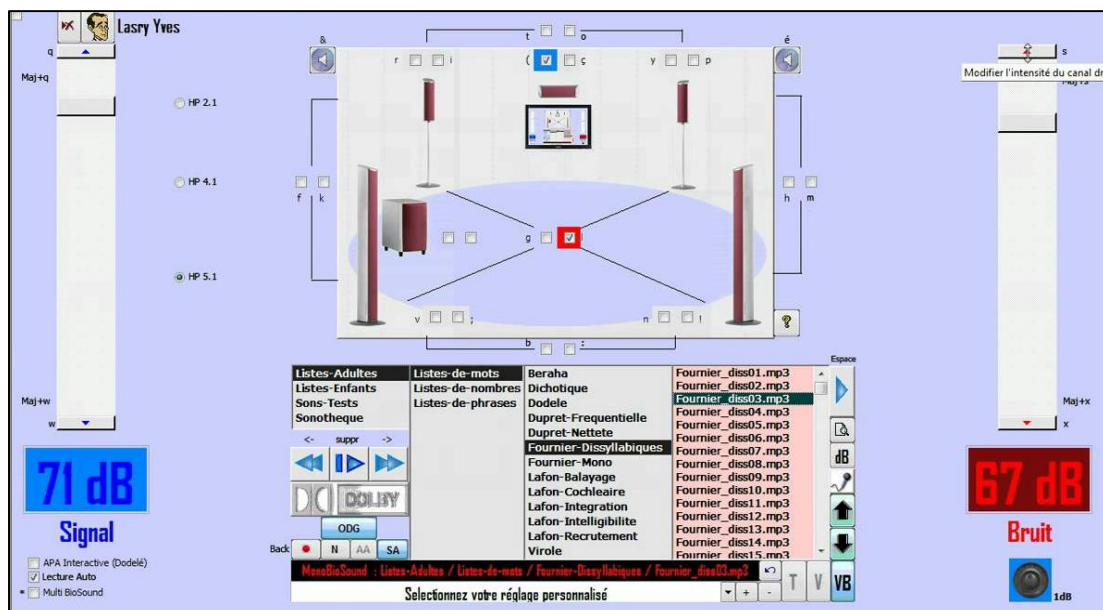


Figure 62 : Interface logiciel Bio Sound System.

Sur la figure 62, on peut observer :

- ④ Au centre, la représentation des 5 HP,
- ④ à gauche, le niveau sonore du canal gauche (listes vocales),
- ④ à droite, le niveau sonore du bruit (Onde Vocale Globale, OVG, de L.DODELÉ).

Dans l'exemple présenté, le signal (canal gauche, liste vocale de mots dissyllabiques de Fournier) est diffusé sur le HP central à 71 dB, tandis que le bruit (canal droit, OVG) est diffusé sur les quatre autres HP à 67 dB. Le rapport signal sur bruit est donc ici de +4 dB pour un auditeur placé au centre du cercle de diffusion.

Ainsi, nous avons vérifié le bon assignement des signaux ("Paramétrer le routing des hardwares"), chaque HP de l'interface du logiciel devant correspondre à celui de l'installation autour du KEMAR. Une fois ces vérifications effectuées, nous avons ajusté les différents niveaux sonores.

#### **4. Calibration des niveaux sonores**

##### **a. Réglage des niveaux de diffusion**

Nous procédons à un calibrage des niveaux de diffusion dans le but de vérifier la concordance entre les niveaux sonores indiqués par BioSoundSystem, et ceux reçus aux oreilles artificielles du KEMAR. Nous avons donc réalisé des mesures au sonomètre afin de calibrer les niveaux d'émission de chaque haut-parleur (figure 63). Ces réglages sont importants afin de garantir la concordance entre les rapports signal / bruit que l'on veut émettre, et ceux qui sont obtenus concrètement lors de l'émission sonore.

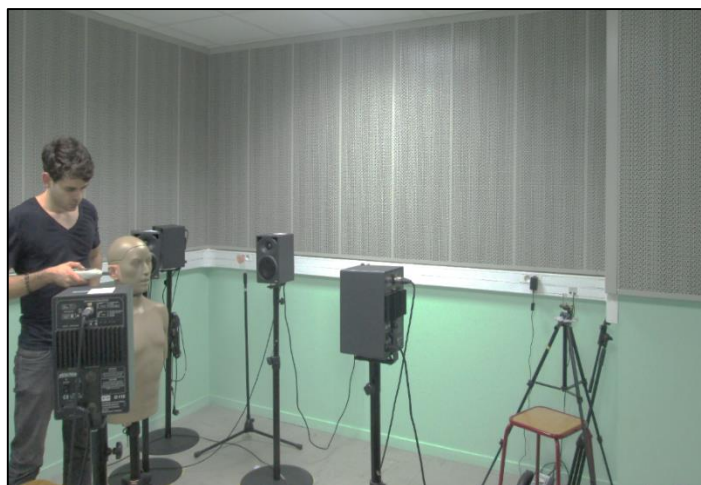


Figure 63 : Calibration de chaque haut-parleur.



Pour ces mesures, nous avons utilisé le bruit de calibration correspondant à cet effet dans le logiciel BSS (bruit blanc large bande) et des sons wobulés (500, 1000, 2000, 4000 Hz). Au cours du travail, nous avons constaté que la diffusion simultanée sur deux et quatre HP générait un niveau supérieur à celui indiqué par le logiciel (par exemple, un signal diffusé sur un HP à 70 dB émet un niveau de 70 dB mesuré au KEMAR, mais ce même signal diffusé sur 2 HP émet un niveau de 72 dB et un niveau de 73 dB lorsqu'il est diffusé sur quatre HP). Théoriquement, BSS réduit les niveaux de diffusion en fonction du nombre de HP d'émission ; toutefois, nous avons utilisé une ancienne version de ce logiciel, et non la version 3, qui a bénéficié de nombreuses mises à jour concernant notamment la calibration en multidiffusion (comme nous le verrons plus loin en page 142, avec la calibration de la cabine utilisée pour les tests / retests en présence des patients).

En pratique, suite aux mesures effectuées nous avons donc pris en compte la nécessité de baisser de 3 dB, sur BSS, le niveau d'émission du canal droit (canal des signaux de bruit) lors de son émission sur quatre HP. De cette manière, nous nous assurons du respect des rapports signal sur bruit.

Remarque : lors de ces mesures, nous avons repéré un bruit parasite provenant de l'armature en métal d'une fixation de néon au plafond ; en ayant identifié l'origine, nous avons réussi à solutionner ce problème.

#### **b. Réglage des niveaux de captation**

Après avoir effectué la calibration des niveaux de diffusion, nous avons procédé au réglage des niveaux captés par le KEMAR. En effet, ceux-ci dépendent de la sensibilité des microphones, des préamplificateurs intégrés (que nous ne pouvons modifier) et du gain apporté par le module d'alimentation électrique (page 83) que nous pouvons régler pour les deux microphones (channel 1 & 2).

Afin de ne pas modifier les signaux après leur captation via les microphones, nous avons réglé les filtres du conditionneur sur "Lin". Or, en plaçant les potentiomètres de gain sur 0 dB, nous obtenions des signaux de très faible intensité entrant dans la carte son. De ce fait, les signaux enregistrés sur le logiciel Audacity étaient de faible amplitude.

Nous avons alors augmenté le gain du conditionneur, le passant de 0 à 50 dB afin que le signal entrant dans l'ordinateur ait une amplitude suffisante. Toutefois, dès lors que le niveau

d'émission dépasse 70 dB SPL, le signal entrant dans la carte son sature et est écrêté. En outre, le son du ventilateur de l'unité centrale de l'ordinateur était trop audible.

Lors de nos enregistrements, il nous faudra émettre des niveaux de plus de 70 dB SPL. En conséquence, nous avons baissé le gain du préamplificateur à 40 dB et augmenté de 10 dB le gain interne de la carte son, pour les canaux entrants issus du conditionneur. Ainsi, nous obtenons des niveaux suffisamment élevés dans le logiciel d'enregistrement, avec une modulation n'entraînant pas de saturation et un bruit de fond (souffle) correct.

Une fois ces réglages effectués, nous avons procédé à des enregistrements de sons tests afin d'analyser les signaux issus du KEMAR :

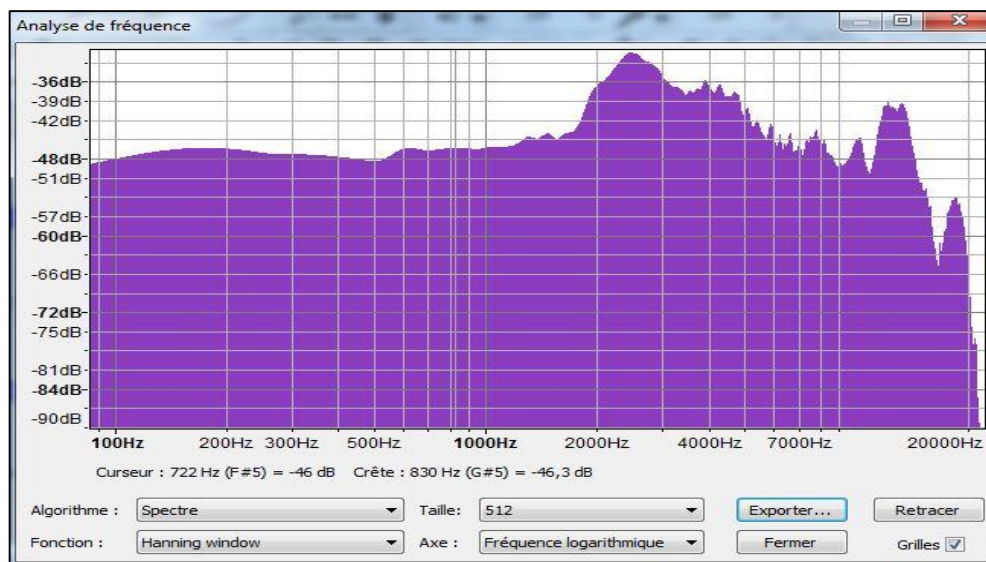


Figure 64 : Spectre fréquentiel du bruit blanc large bande enregistré par le KEMAR à 0°.

Nous retrouvons les caractéristiques spectrales d'une oreille réelle, avec une augmentation de 2 kHz à 6 kHz environ, et un pic à 2500 Hz correspondant au gain acoustique apporté par l'oreille artificielle, gain similaire à celui apporté par une oreille externe naturelle (voir page 11). On remarque également la présence de pics et de creux spectraux au-delà de 6 kHz. Ces caractéristiques spectrales correspondent aux diffractions et réflexions du son sur le pavillon artificiel, caractéristiques également présentes sur un pavillon réel (voir page 12).

Les niveaux de captation “oreilles nues” du KEMAR étant correctement ajustés, nous avons paramétré les appareils auditifs que nous allons utiliser pour réaliser les enregistrements via le KEMAR “oreilles appareillées”.

## **5. Choix des appareils auditifs destinés aux enregistrements**

Pour réaliser les enregistrements sur le mannequin appareillé, nous avons choisi d'utiliser des appareils à écouteurs déportés (RITE/RIC). En effet, la forme des appareils utilisés pour l'enregistrement doit correspondre à celle des appareils qui seront portés par les patients participant à l'étude ; ceux-ci seront plus susceptibles de porter des RITE que des BTE ou des intra-auriculaires et ce pour les raisons suivantes :

- Ⓢ Les patients “jeunes”, maîtrisent les outils nécessaires à la rééducation (lecteur CD, ordinateur et streamer),
- Ⓢ les patients correspondant à ce profil sont plus fréquemment appareillés en RITE ou intra qu'en BTE (standard ou slim tube),
- Ⓢ les appareillages en RITE sont prépondérants par rapport aux appareillages en intra, notamment au laboratoire auditif dans lequel se déroulera l'étude (Laboratoire HANS à Montbéliard),
- Ⓢ les appareils nécessitent une compatibilité avec les streamer,
- Ⓢ ils doivent donc disposer d'une antenne HIBAN, Bluetooth ou d'une bobine magnétique (donc exclusion des intra CIC ou IIC chez la plupart des fabricants).

En procédant de cette manière, les fichiers audio en son binaural issus de l'enregistrement sur le KEMAR incorporent les HRTF du KEMAR appareillé, et ceux-ci correspondent donc aux HRTF moyens des patients appareillés en RITE.

## **6. Objectifs et principes de la captation via KEMAR appareillé**

*Rappel* : Afin de bénéficier du son binaural, les sons enregistrés seront diffusés directement via les écouteurs des appareils, par le biais de streamer, et non en champ libre.

Le but étant de reproduire les modifications spectrales (bande passante réduite et non linéaire) des appareils auditifs, ainsi que les indices de localisation sonore modifiés par une captation sonore rétro pavillonnaire (utilisation de RITE, voir paragraphe suivant), il est nécessaire :

- ④ D'utiliser les appareils de manière à ce que l'origine de captation des signaux sonores soit les microphones des appareils et non les microphones du KEMAR. Pour cela, on obturera les conduits artificiels de la tête acoustique,
- ④ de paramétrer les réglages des appareils afin qu'ils fonctionnent comme une "porte" d'entrée (microphones) et une "porte" de sortie (écouteurs) les plus "transparentes" possible. Les signaux sonores ne seront donc ni amplifiés, ni atténués par le gain de l'appareil, mais seulement modifiés spectralement par l'action cumulée des bandes passantes des microphones et des écouteurs, ainsi que par un algorithme de directivité pavillonnaire (voir " Paramétrage des appareils auditifs destinés aux enregistrements" page 93).

Une fois les fichiers en son binaural enregistrés, ils seront diffusés par le biais des appareils via des programmes de diffusion qui seront des copies des programmes de base. Ainsi, les courbes de réponse, et donc les gains des réglages des appareils, viendront se rajouter au signal "de base" des enregistrements, diffusé et amplifié à la source (outil de lecture), en le modifiant spectralement et en lui donnant les caractéristiques d'amplification fréquentielle et de compression propres à chaque réglage. De ce fait, chaque patient bénéficie d'une écoute en son binaural adaptée à sa surdité et s'approchant le plus possible de sa façon de percevoir au quotidien les sons issus de ses appareils.

Les figures suivantes représentent les différentes étapes de captation / diffusion, et les modifications spectrales qu'elles engendrent.

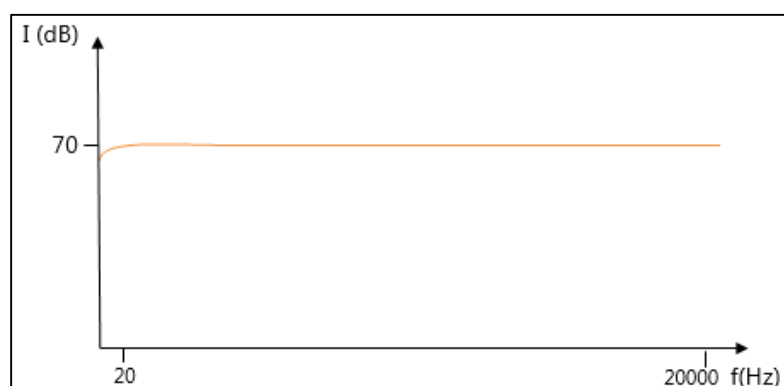


Figure 65 : Spectre fréquentiel d'un bruit blanc émis par un HP face au KEMAR est mesuré à proximité d'une de ces oreilles artificielles.

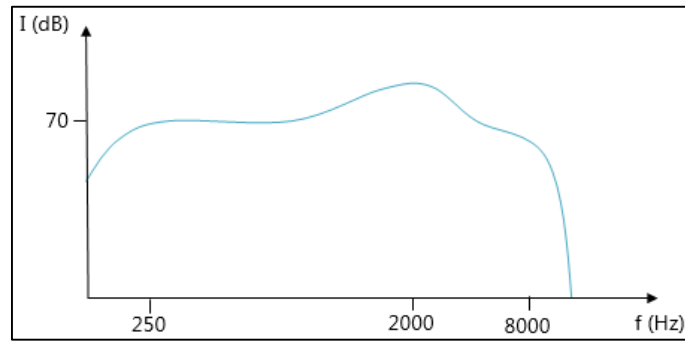


Figure 66 : Modifications liées à l'appareil auditif du KEMAR (exemple avec algorithme de directivité pavillonnaire activé et un stimulus présenté face au KEMAR).

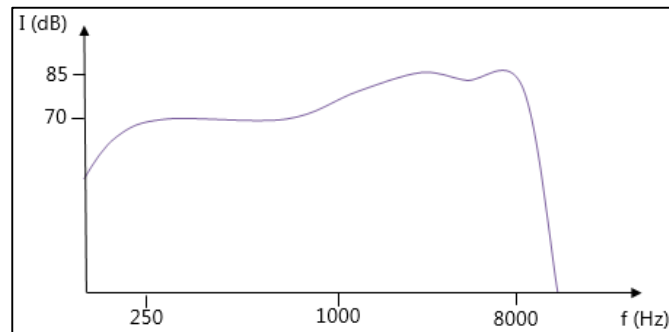


Figure 67 : Modifications liées au simulateur d'oreille occluse IEC 60318-4 du KEMAR.

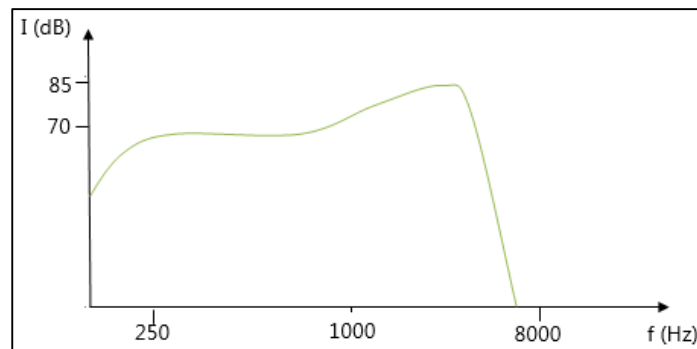


Figure 68 : Modifications liées à la bande passante d'une connexion sans fil (exemple, avec ici : ISM 2.4 GHz et INC), voir page 138.

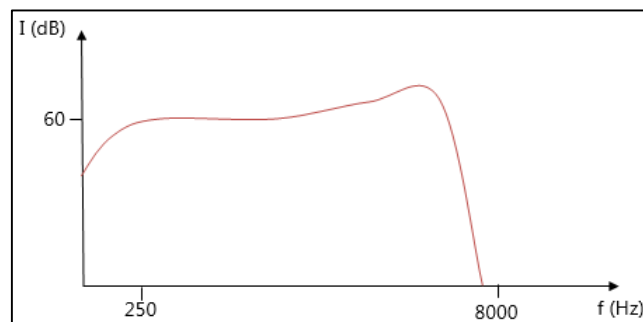


Figure 69 : Modifications liées au volume de diffusion (ordinateur, lecteur CD, borne de diffusion, streamer...) avec une baisse de volume présentée ici en exemple.

*Remarque* : Le volume peut être modifié par les amplifications inhérentes et différentes suivant les systèmes de lecture utilisés. Le volume doit donc être ajusté par les patients, de manière à rendre le niveau d'écoute confortable et adapté à la sensibilité de chacun.

Les fichiers sonores devant être écoutés à des niveaux supraliminaires et les rapports signal sur bruit n'étant pas altérés par une modification du niveau sonore général (en le baissant/montant, les signaux de parole et les bruits baissent/montent proportionnellement), ces modifications de volume n'ont pas d'incidences sur les études réalisées.

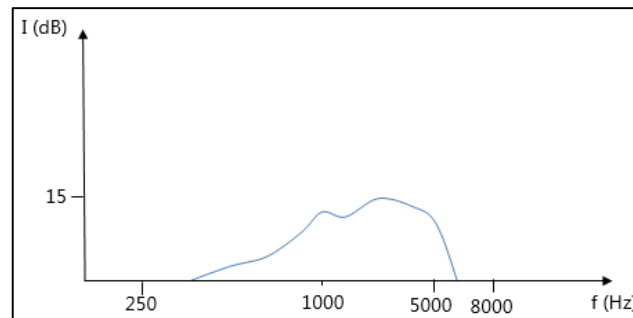


Figure 70 : Réglages de gain du programme de base de l'appareil d'un patient (exemple avec ici le gain des sons moyens).

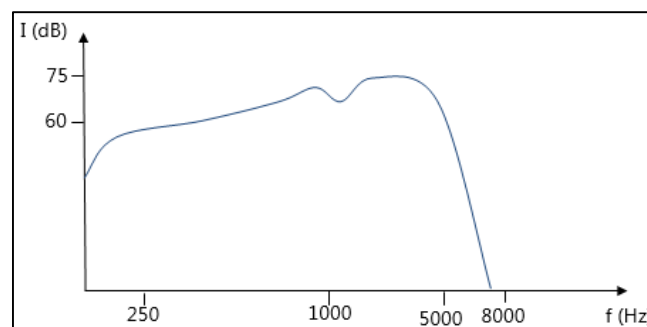
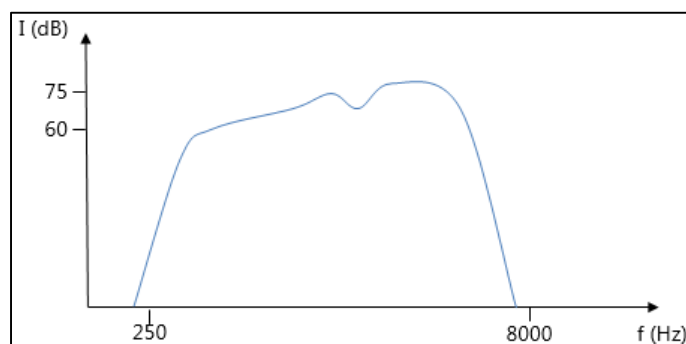


Figure 71 : Modifications liées au gain de l'appareil (gain du programme de diffusion copié sur le gain du programme de base).

*Remarque* : Les courbes de réponse en fréquence du programme de diffusion, bien que copiées sur celles du programme de base (universel, automatique, P1...), peuvent présenter certaines variations spectrales caractéristiques. En effet, les logiciels de réglage augmentent automatiquement les basses fréquences lors de la mise en place d'un programme de diffusion (afin de compenser les sons non-perçus naturellement lors d'une écoute en champ libre) et ces modifications sont parfois non modifiables.



**Figure 72 :** Modifications liées aux événements, dômes ouverts, conduit auditif...

*Remarque :* les adaptations ouvertes agissant comme un filtre passe haut sur les sons reçus au tympan, et les fichiers n'étant pas diffusés en champ libre, une altération du signal est présente dans les basses fréquences. Afin de faire correspondre le plus précisément possible les sons reçus au tympan au quotidien par le patient et les sons reçus au tympan lors de l'écoute des sons diffusés via streamer, il aurait fallu réaliser des mesures In-Vivo pour chaque patient en procédant de la sorte : REAR (réponse oreilles appareillées) en champ libre avec les réglages patients, puis REAR avec le signal de test, préalablement enregistré sur KEMAR appareillé, diffusé via streamer. Ainsi, nous aurions pu modifier les courbes de réponse en fréquence du programme de diffusion afin de faire correspondre les sons perçus au quotidien (son direct + son de l'appareil) et les sons perçus lors de l'émission via streamer (son de l'appareil seul). A notre grand regret, nous ne disposons pas du temps et d'un agencement matériel nécessaire à ces mesures, comparaisons et ajustements de réglages.

#### **4. Paramétrage des appareils auditifs destinés aux enregistrements**

Les enregistrements ont été réalisés avec les appareils RITE suivants, fournis par l'école de Nancy et Phonak : paire de Phonak Audio Q90 avec écouteur standard (bande passante mesurée sur simulateur d'oreille : 100 Hz – 8800 Hz)

Nous avons choisi des appareils haut de gamme afin de pouvoir ajuster le plus précisément possible les courbes de réponse en fréquence avec un maximum de canaux de réglages. Les appareils devant être les plus transparents possibles, les différents algorithmes présents chez l'ensemble des fabricants ne nous étaient pas utiles (hormis les fonctions de pavillon artificiel).

En effet, nous avons indiqué précédemment la nécessité d'avoir une modification spectrale neutre, avec des réglages les plus transparents possibles : si un son est généré à 40 dB en entrée, l'appareil devra également délivrer en sortie un niveau de 40 dB. Cette transparence devra être présente sur l'ensemble pour l'ensemble des fréquences de la bande passante et pour toutes les intensités sonores. Ces spécificités seront toutefois modifiées délibérément par l'activation d'un algorithme de pavillon artificiel dénommé Real Ear Sound chez Phonak.

A cet effet, les deux appareils sont réglés de façon à ce que le gain soit linéaire et nul (de 0 dB) sur l'ensemble des fréquences.

#### **a. Réglage des gains**

Pour que le gain soit linéaire et nul, il nous faut assurer une correspondance entre les niveaux d'entrée et de sortie indiqués sur le logiciel, et les niveaux en entrée des appareils et en sortie des coupleurs acoustiques du KEMAR.

Le calcul des gains réalisés à partir d'un coupleur 2cc était donc à proscrire puisque cet outil normé en 1973 (EN 60126) correspond au volume d'un écouteur boîtier.

Comme le KEMAR utilisé possède des coupleurs de type "simulateur d'oreille occluse", nous avons tout d'abord pensé que les gains calculés à partir d'un "simulateur d'oreille" (aussi appelé "coupleur 1,26 cc") assureraient une juste correspondance, mais ce ne fut pas le cas : le "simulateur d'oreille" est un outil normé en 1981 (EN 60711) qui correspond au volume d'un tube associé à une cavité résiduelle définie par un embout s'arrêtant au 1<sup>er</sup> coude d'un conduit moyen. En conséquence, nous avons renoncé à l'emploi de ce type de coupleur pour définir le gain des appareils.

Ayant appris par P. LANTIN que le gain correspondant à des mesures effectuées sur un KEMAR est le "gain d'insertion" (REIG), et que celui-ci prend compte en partie du type de coupleur acoustique employé (embout et différents diamètres d'évents, types de dôme, embout d'écouteur déporté). C'est donc ce paramètre que nous avons sélectionné dans le logiciel de réglage Phonak Target, et les figures 73 et 74 illustrent les réglages effectués.

Une observation des niveaux de sortie des appareils a ensuite été opérée avec la chaîne de mesure Unity 2 (figure 75 et 76).



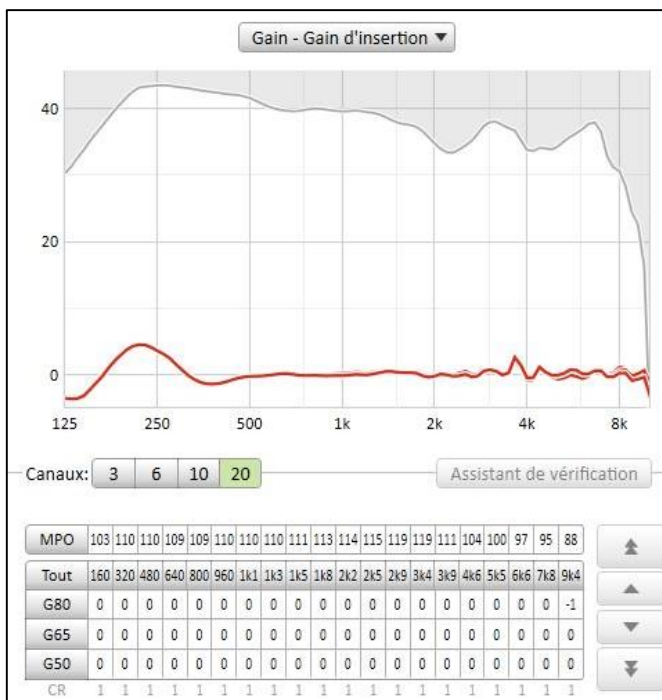


Figure 73 : Courbe de réponse en fréquence et gains d'insertion implantés dans les appareils (les réglages de l'ACA droit présenté ici sont identiques à ceux de l'ACA gauche).



Figure 74 : Courbe de réponse en fréquence et gains d'insertion pour les sons faibles (les réglages de l'ACA droit présenté ici sont identiques à ceux de l'ACA gauche).



Figure 75 : Appareil placé dans le caisson de la chaîne de mesure Unity 2.

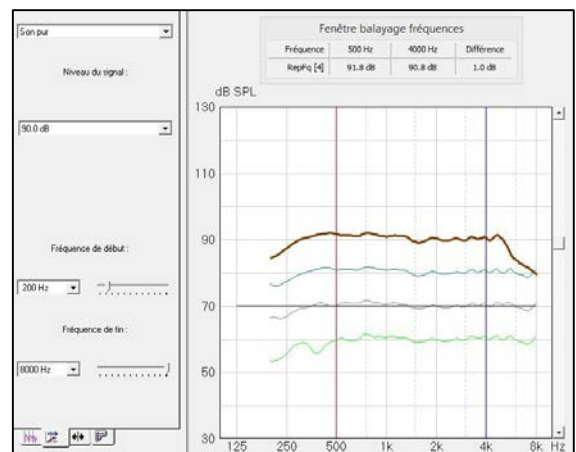


Figure 76: Niveaux de sortie correspondant à des niveaux d'entrée de 60, 70, 80 et 90 dB SPL. On observe une adéquation entre les niveaux en entrée et ceux en sortie correspondant à la linéarité des réglages et au gain de 0 dB de 500 à 6000 Hz.

## b. Réglage des fonctions de traitement du signal

Afin d'assurer un traitement du signal le plus neutre possible, nous avons désactivé l'ensemble des algorithmes accessibles dans Target (anti-larsen "LarsenBloc", réducteur de bruit

stationnaire “NoiseBloc”, réducteur de bruit de vent “WindBloc”, atténuateur de réverbération “EchoBloc”, réducteur de bruit impulsionnel “SoundRelax”, compression non-linéaire de fréquence “SoundRecover”).

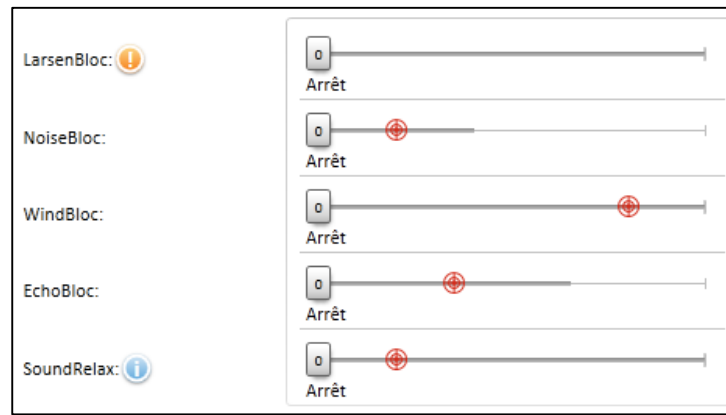


Figure 77 : Capture d’écran de l’onglet “Options de programmes” de Target.

Le mode de directivité microphonique a été réglé sur “Real ear sound” afin de générer une directivité correspondant à celle d’un pavillon d’une oreille externe (pavillon virtuel). En effet, nous souhaitons que les sons provenant de l’arrière du KEMAR soient atténués, de manière à permettre une différenciation avant/arrière lors des tests de localisation en son binaural et lors de la rééducation auditive. Il eût été possible également d’avoir recours à une directivité cardioïde standard, mais les remarques concernant la localisation appareillée (quand les microphones sont placés en dehors du pavillon de l’oreille, les indices naturels de localisation avant/arrière et verticale peuvent être perdus) et l’activation par défaut des algorithmes de pavillon virtuel en programme de base étant de plus en plus répandue dans les logiciels « fabricants », nous avons choisi le mode “Real ear sound” pour réaliser les enregistrements afin que la localisation des sons soit restaurée de manière optimale et que la perception sonore soit plus naturelle.



Figure 78 : Capture d’écran de l’onglet “Options de programmes” de Target.

Pour que ces réglages demeurent identiques tout au long des séances d'enregistrement, nous avons également désactivé la fonction de programme automatique suivant les environnements sonores perçus ("SoundFlow") et activé uniquement un seul programme correspondant à l'ensemble des réglages ci-dessus évoqués.

Par ailleurs, nous voulions empêcher que les appareils communiquent entre eux, de manière à éviter toute fonctionnalité d'adaptation binaurale de gain ou de directivité microphonique (technologie "Binaural Voice Stream" chez Phonak) en fonction de l'origine de la source sonore principale. Le réglage du gain effectué précédemment étant linéaire, l'effet d'ombre de la tête et les modifications des différences interaurales de niveau seront de toute manière correctement retranscrits par les deux appareils. Pour éviter tout échange de données interaural, nous avons paramétré les appareils individuellement au sein de deux sessions différentes. Ainsi, les appareils ne sont pas appairés et ne se "reconnaissent" pas.

## **5. Installation des appareils sur le KEMAR**

Nous souhaitons que seuls les signaux captés par les microphones des appareils soient transmis aux microphones du KEMAR. Il fallait donc isoler ces derniers de tout signal sonore pouvant pénétrer directement par les méats des oreilles artificielles. Dans un premier temps, nous avons adapté les écouteurs des RITE dans les oreilles artificielles au moyen de doubles dômes obturant (figure 79 et 80). Ces derniers présentent également l'avantage de maintenir l'écouteur lors de la fixation du pavillon en silicone à la tête acoustique.



Figure 79 : écouteur inséré avec double dôme (vue externe)



Figure 80 : écouteur inséré avec double dôme (vue interne)

Cependant, des mesures de vérification, en diffusant du bruit blanc à 75 dB et appareils éteints, ont montré que les microphones du KEMAR enregistraient tout de même un reliquat de signaux sonores. Nous avons pensé à une possible sorte de conduction “transcrânienne” du KEMAR et nous avons obturé les méats avec de la gomme tackante (type Patafix). Suite à cela, nous avons renouvelé les mesures et constaté qu’aucun signal n’était capté par les microphones. Les doubles dômes ont donc été renforcés et les méats bouchés par la gomme adhésive comme le montre la figure 81.



Figure 81 : appareil mis en place et ouverture du conduit artificiel obturé

Afin de comparer les spectres en absence ou en présence d’appareils, nous avons réalisé des enregistrements KEMAR non appareillé / KEMAR appareillé dont voici les analyses spectrales :

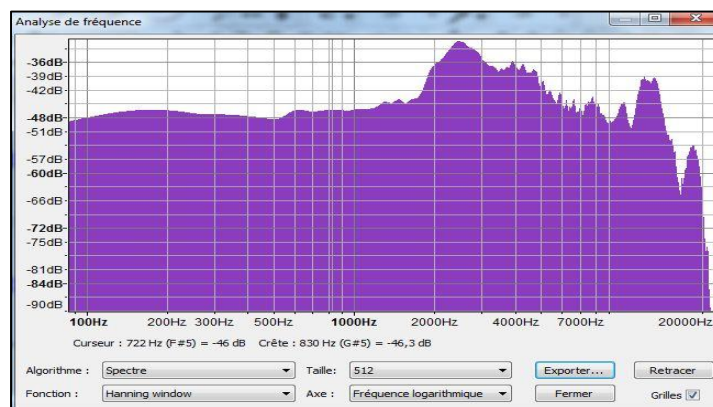


Figure 82 : Spectre fréquentiel du bruit blanc large bande enregistré à 0° par le KEMAR non-appareillé.

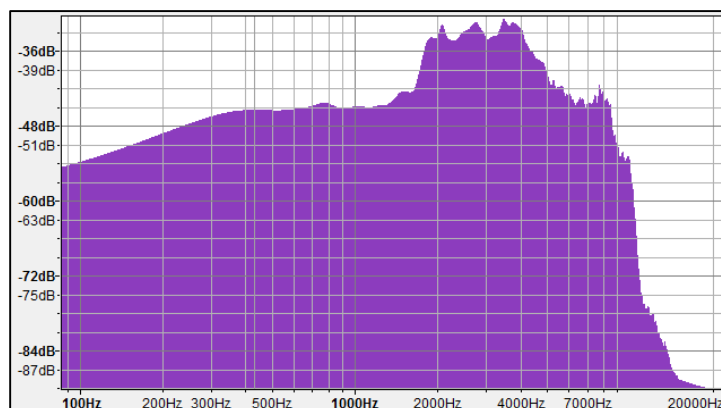


Figure 83: Spectre fréquentiel du bruit blanc large bande enregistré à 0° par le KEMAR appareillé.

Au protocole commun des différents enregistrements effectués viennent s'ajouter des protocoles spécifiques, correspondant à la mise en place de chaque type d'étude. Nous allons à présent les détailler.

### C. Enregistrements des fichiers sonores liés aux tests de localisation spatiale en son binaural

Nous avons réalisé des enregistrements dans le but de mesurer la capacité à localiser des sources sonores lors d'une écoute en son binaural avec des HRTF non-individualisés issus du KEMAR. Rappelons que cette capacité de localisation sera mesurée :

- ⊗ Sur des normo-entendants,
- ⊗ sur des malentendants appareillés bilatéralement.

Les enregistrements seront donc réalisés avec le KEMAR oreilles nues puis oreilles appareillées.

#### 1. Explications

Le test de localisation spatiale en son binaural se base sur un test de localisation spatiale en champ libre déjà existant. Il s'agit des "épreuves stéréaudiométriques de localisation sonore spatiale dans le silence" décrites par DECROIX et DEHAUSSY (1961) [137]. Le patient testé est installé au centre d'un stéréauditorium composé de 7 haut-parleurs qui forment entre eux des angles de 30° (figure 84).

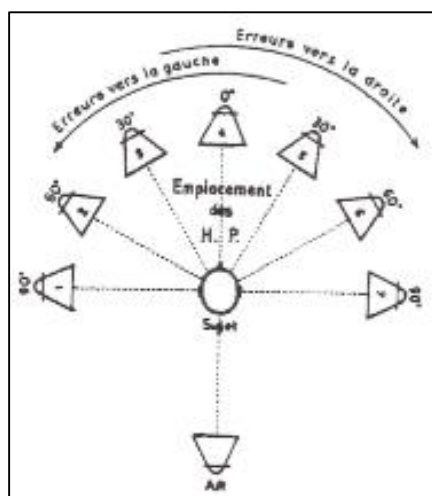


Figure 84 : Stéréauditorium de DECROIX et DEHAUSSY [137].

Les stimuli utilisés peuvent être du bruit blanc, un bruit de cocktail-party ou du bruit blanc filtré par bande d'octave (BB de VEIT). L'émission doit se faire à des niveaux supraliminaires. Le but de ces épreuves étant d'étudier la localisation sonore, le patient doit indiquer la direction d'où lui semble provenir le son. Notons que celui-ci est autorisé à bouger la tête. Les résultats du test sont indiqués sur un graphique adapté.

Notre étude s'inspire de ces épreuves mais procède différemment comme l'indique notre protocole.

## 2. Protocole

Dans un premier temps, des fichiers sonores sont enregistrés en son binaural.

Pour cela, nous utilisons l'installation décrite en page 84 selon les modalités suivantes :

Seul le haut-parleur central est utilisé (celui face au KEMAR sur le synoptique)

Ce haut-parleur émet, via BioSoundSystem, un bruit blanc discontinu spécifiquement créé (Importation d'un son de BB sur Audacity. Silence inséré toutes les 500 ms, de façon à générer une pulsation de BB de 500 ms alternée avec 500 ms de silence (figure 85). Exportation du fichier en WAVE et importation de celui-ci dans la bibliothèque sonore personnelle de BSS afin de le diffuser). Le niveau d'émission se fait à 60 dB SPL.

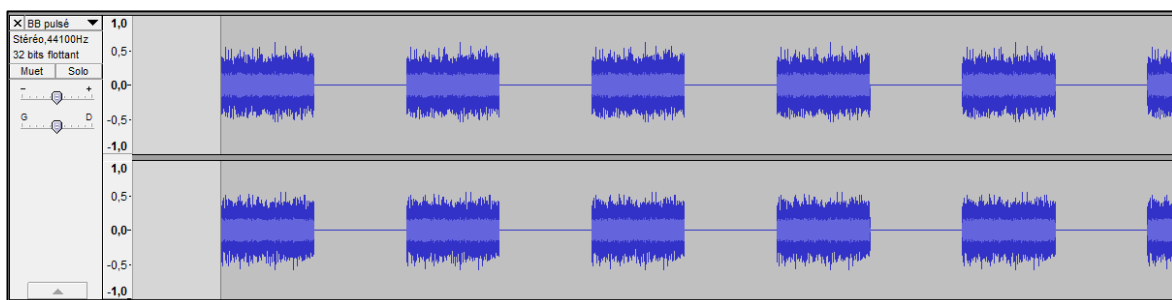


Figure 85 : Bruit Blanc pulsé créé via le logiciel Audacity.

- ④ Pour les tests visant les normo-entendants, le KEMAR est pivoté sur son axe (rotation sens horaire) par pas de 30°,
- ④ pour les tests visant les malentendants appareillés, le KEMAR appareillé est pivoté sur son axe (rotation sens horaire) par pas de 45°.

On ne déplace donc pas la source sonore mais le KEMAR, ce qui revient au même lors de la diffusion en son binaural.

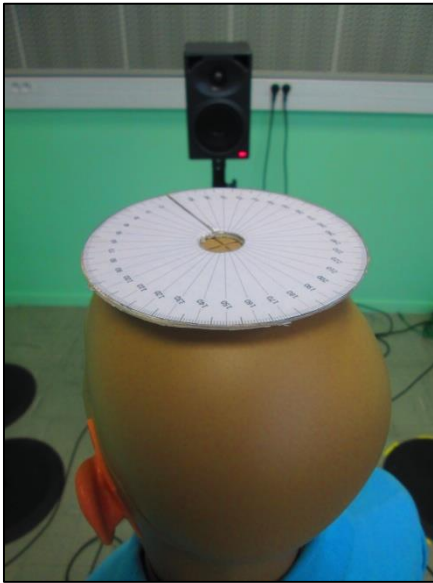


Figure 86 : KEMAR non appareillé positionné à un azimuth de 30° par rapport à la source sonore (le rapporteur utilisé est retiré de la tête du KEMAR avant chaque enregistrement).

A chaque angle de captation, on enregistre une nouvelle piste en son binaural (donc deux canaux) via le logiciel Audacity. Nous exportons ces pistes individuellement au format WAVE.

On obtient ainsi :

- ④ Pour les normo-entendants : douze fichiers en son binaural correspondants à chaque azimuth de captation (0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150°, 180°, 210°, 240°, 270°, 300°, 330°),
- ④ pour les malentendants appareillés : huit fichiers en son binaural correspondants à chaque azimuth de captation (0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315°).

Dans un second temps, lors des tests de localisation, chaque fichier sera émis l'un après l'autre, via écouteurs (normo-entendants) ou streamer stéréo (patients appareillés), dans un ordre aléatoire. Ainsi, on recrée un stéréoauditorium virtuel via la spatialisation en son binaural.

#### Remarques :

Nous n'avons pas utilisé de bruit blanc à bande étroite (procédé VEIT-BIZAGUET) car les modifications d'intensité et de spectre fréquentiel liées à l'enregistrement binaural sont plus importantes avec un signal large bande. En effet, ce type de signal comporte des basses fréquences (<1500 Hz) permettant l'ITD et l'IPD, des hautes fréquences (>1500 Hz) permettant l'ILD et des hautes fréquences (>6000 Hz) comportant les indices spectraux permettant notamment les discriminations avant/arrière (voir pages 10 et 16). Ainsi, afin de fournir un maximum d'indices acoustiques nécessaires à la localisation en son binaural, nous avons

enregistré des signaux de bruit blanc large bande, dont le spectre fréquentiel et l'intensité des canaux droit et gauche varient suivant l'azimut de la source sonore.

De plus, nous avons choisi d'émettre un bruit blanc pulsé car les pulses sont plus réactogènes que les sons continus et permettent un comparatif entre les perceptions sans stimulus et avec stimulus.

Pour des raisons pratiques, nous avons utilisé un pas de 30° pour les normo-entendants et un pas de 45° pour les malentendants. En effet, nous anticipions les contraintes pour réaliser les tests en centre d'audioprothèse (durée du rendez-vous, fatigabilité), et nous avons pensé qu'il serait plus raisonnable de ne présenter "que" huit pistes aux patients. En revanche, les tests effectués avec des sujets normo-entendants pouvaient durer plus longtemps car nous n'aurions pas les mêmes contraintes pour les réaliser. Nous avons également souhaité pouvoir mesurer la localisation avec une angulation plus précise en choisissant un pas de 30°. Avec le recul, nous avons regretté ce choix car l'analyse comparative de localisation en son binaural normo/malentendants n'a pas pu se faire sur tous les azimuts.

Nous avons mentionné le fait que dans une épreuve de localisation traditionnelle, les sujets sont autorisés à bouger la tête. Ils peuvent ainsi "tendre l'oreille" et réaliser des processus de comparaison interaurale facilitant la localisation de la source sonore (pages 16 et 30). Dans le cas de notre épreuve de localisation en son binaural, la rotation de la tête n'apportera aucune information.

A nouveau, avec le recul, nous pensons que l'utilisation d'un bruit blanc continu se déplaçant dans un secteur angulaire donné (par exemple de 30° autour d'un azimut central), faciliterait nettement la localisation de la source sonore. En effet, en procédant ainsi, on fait en sorte de reproduire les légers mouvements de rotation de la tête, et on fournit au système auditif central des modifications d'indices acoustiques (ILD, ITD, et les pics et creux spectraux) favorisant les mécanismes de localisation spatiale.



## **D. Enregistrements des fichiers sonores liés aux tests rotatoires en son binaural**

### **1. Explications**

Nous avons réalisé ces enregistrements dans le but d'observer la présence ou l'absence de sensation de rotation sonore lors d'une écoute en son binaural avec des HRTF non-individualisés issus du KEMAR. Ces observations seront faites préalablement au test de localisation. De nouveau, les tests seront effectués :

- ④ Sur des normo-entendants,
- ④ sur des malentendants appareillés bilatéralement.

Les enregistrements seront donc également réalisés avec le KEMAR oreilles nues puis oreilles appareillées.

Nous avons décidé de faire passer ce test rotatoire aux personnes participant à l'étude car il s'est avéré que, lors de l'écoute en son binaural, il est plus facile de suivre les changements de position d'un son qui se déplace dans l'espace que de localiser un son qui ne se déplace pas. En effet, les confusions de localisation (notamment celles liées aux erreurs avant/arrière) sont moins nombreuses lorsque le système auditif peut comparer et suivre les modifications des indices acoustiques (ILD, ITD, et les pics et creux spectraux) d'un azimut à l'autre sans interruptions de diffusion ni "gap" entre les positions des sources sonores. Nous verrons d'ailleurs que certaines personnes testées ont une nette sensation de rotation de la source autour de leur tête, avec un suivi de la source en temps réel correspondant au déplacement effectif de celle-ci, mais de mauvais résultats au test de localisation lorsque les sons sont présentés aléatoirement d'un azimut à l'autre.

### **2. Protocole**

Dans un premier temps, des fichiers sonores sont enregistrés en son binaural.

Pour cela, nous utilisons l'installation décrite précédemment avec les modifications suivantes :

- ④ Le haut-parleur central est utilisé (celui face au KEMAR sur le synoptique),
- ④ ce haut-parleur émet, via BioSoundSystem, un bruit blanc continu à 60 dB SPL,

- Ⓢ pendant la diffusion du bruit blanc, on démarre l'enregistrement sur Audacity et le KEMAR oreilles nues est pivoté manuellement sur son axe de manière à :
  - Réaliser un tour complet sur la droite,
  - Réaliser un tour complet sur la gauche.

On ne bouge donc pas la source sonore mais le KEMAR, ce qui revient au même lors de la diffusion en son binaural, mais présente un avantage pratique majeur (cela dispense de tourner autour du KEMAR en portant le haut-parleur...). Nous avons bien évidemment veillé à ce que ces manipulations n'entraînent aucun son parasite (transmissions des vibrations de l'axe de maintien du KEMAR ou bruit de contact des mains au bas du torse artificiel) :

- Ⓢ On place les appareils auditifs sur le KEMAR et on réitère l'opération afin d'obtenir un second enregistrement,
- Ⓢ les enregistrements sont exportés individuellement au format WAVE.

On obtient ainsi :

- Ⓢ Un fichier test de rotation en son binaural destiné aux normo-entendants,
- Ⓢ un fichier test de rotation en son binaural destiné aux malentendants.

## **E. Enregistrements des fichiers sonores liés aux épreuves de discrimination spatiale en son binaural**

Nous avons réalisé des enregistrements dans le but de mesurer la capacité de discrimination de la parole dans le bruit lors d'une écoute en son binaural avec des HRTF non-individualisés issus du KEMAR. Comme pour les autres tests, cette capacité de discrimination sera mesurée :

- Ⓢ Sur des normo-entendants,
- Ⓢ sur des malentendants appareillés bilatéralement.

Les enregistrements seront donc là encore réalisés avec le KEMAR oreilles nues puis oreilles appareillées.

### **1. Explications**

L'épreuve de test de discrimination spatiale en son binaural se base sur un test de discrimination en champ libre déjà existant. Il s'agit de "l'épreuve stéréaudiométrique de

discrimination spatiale ” décrite par HIRSCH puis codifiée par DECROIX et DEHAUSSY [137]. Cette épreuve a pour but l'évaluation des possibilités de discrimination de la parole dans le bruit.

La “discrimination spatiale” correspond au mécanisme de démasquage en champ libre déjà décrit et schématisé en page 30 dans la partie théorique de ce mémoire : nous ne reviendrons donc pas sur les processus mis en jeu dans cette épreuve.

L'épreuve se déroule en deux temps :

- ④ Dans un premier temps, un haut-parleur situé face au patient émet simultanément :
  - un son perturbant (“cocktail party”, OVG) d'intensité constante ( $I=65$  dB SPL et signal écrêté),
  - des signaux de parole (listes vocales) calibrés en intensité à 65 dB SPL.
- ④ Dans un second temps, on utilise deux haut-parleurs :
  - le premier, situé face au patient, émet le son perturbant décrit précédemment,
  - le second, situé à un azimut de  $60^\circ$  par rapport au patient, émet les signaux de parole.

Dans les deux temps, on demande au patient de répéter les signaux de parole entendus

Si la fonction binaurale du sujet est normale (sujet normo-entendant) ou restaurée prothétiquement (sujet malentendant pouvant notamment présenter une perte d'audition asymétrique), « *le pourcentage moyen de mots correctement répétés au cours de chaque temps de l'épreuve [...] est supérieur de 10 à 25% lorsque les sources de voix et de son perturbant sont **séparées** dans l'espace* » [137]. Dans ce cas, on constate le bon fonctionnement du mécanisme de démasquage binaural.

Au contraire, si la fonction binaurale du sujet malentendant n'est pas rétablie (mauvais équilibrage stéréaudiométrique et non- restauration de la fonction binaurculaire), les scores de répétition de mots sont similaires pour les deux temps de l'épreuve : la fonction de démasquage binaural ne fonctionne pas.

Dans notre étude, nous reproduisons cette épreuve réalisée en champ libre afin de la transposer pour une écoute en son binaural. Ainsi, nous serons en mesure d'observer si la fonction de démasquage fonctionne également lors d'une écoute en son binaural. Si les

résultats chez les sujets malentendants indiquent la présence de ce démasquage, la validité de l'utilité d'un entraînement auditif en son binaural, destiné à améliorer ce processus fondamental pour comprendre la parole dans le bruit, sera confirmée.

## 2. Protocole d'enregistrement

On modifie le protocole d'enregistrement commun de la façon suivante :

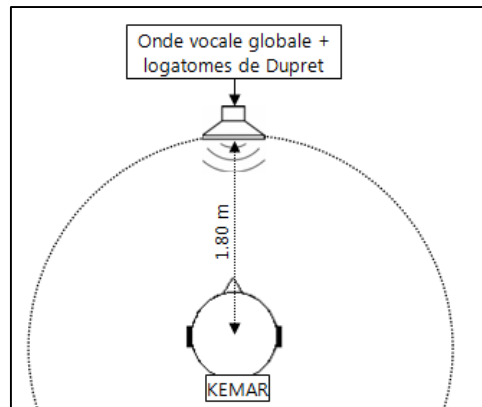


Figure 87 : Disposition correspondant aux enregistrements du premier temps de l'épreuve.

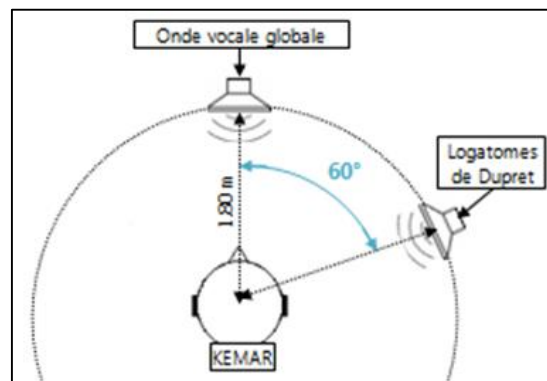


Figure 88 : Disposition correspondant aux enregistrements du second temps de l'épreuve.

Les signaux sont diffusés via BSS sur les haut-parleurs aux intensités suivantes :

- Ⓢ L'OVG est toujours diffusée à 65 dB SPL,
- Ⓢ les logatomes sont diffusés à des niveaux variant d'une liste à l'autre : 74, 71, 68, 65, 62 et 59 dB SPL.

Ainsi, on obtient des enregistrements, via KEMAR non appareillé puis appareillé, avec des rapports signal sur bruit allant de +9 dB à -6 dB, par paliers de 3 dB.

Une fois les enregistrements réalisés, on les exporte au format WAVE et nous obtenons :

- ④ Pour les tests destinés aux normo-entendants :
  - quatre fichiers en son binaural (RSB de 6, 0, -3, -6 dB), correspondants au premier temps de l'épreuve de discrimination,
  - quatre fichiers en son binaural (RSB de 6, 0, -3, -6 dB), correspondants au second temps de l'épreuve de discrimination.
- ④ Pour les tests destinés aux malentendants appareillés :
  - quatre fichiers en son binaural (RSB de 9, 6, 3, 0 dB), correspondants au premier temps de l'épreuve de discrimination,
  - quatre fichiers en son binaural (RSB de 9, 6, 3, 0 dB), correspondants au second temps de l'épreuve de discrimination.

Avec l'ensemble de ces fichiers sonores, nous pouvons mesurer les capacités de démasquage en son binaural chez des normo-entendants et des malentendants appareillés, pour différents rapports signal sur bruit.

*Remarque* : nous avons choisi des RSB qui diffèrent selon la catégorie de sujets testés puisque les normo-entendants sont censés avoir moins de difficulté pour comprendre dans le bruit que les patients appareillés.

Nous avons fait le choix de varier l'intensité du signal plutôt que celle du bruit. L'inverse aurait également été possible, et les deux méthodes sont utilisées en audiométrie vocale dans le bruit (AVB) puisque seuls les RSB importent.

## **F. Enregistrements des fichiers sonores liés à la rééducation auditive en son binaural**

### **1. Explications**

L'idée de rendre possible l'écoute en son binaural pour des personnes malentendantes appareillées nous a très rapidement incité à développer un outil de rééducation auditive basé sur cette technologie. Le son binaural et son analyse par le système auditif central permettent une spatialisation sonore réaliste et immersive, en faisant intervenir des mécanismes de

comparaison interaurale liés aux deux hémisphères du cortex auditif (voir partie théorique, L'audition binaurale, Le son binaural et Le cerveau auditif). Nous avons vu que ces mécanismes sont également nécessaires au bon fonctionnement des processus liés à la compréhension de la parole dans le bruit, tels que le démasquage et l'analyse des scènes auditives (voir partie théorique, La compréhension dans le bruit).

L'idée est donc de stimuler l'audition centrale des personnes malentendantes appareillées, via l'écoute quotidienne adaptée de fichiers en son binaural intégrant des HRTF spécifiques liés au port d'appareils auditifs (enregistrement binaural avec un KEMAR appareillé), de manière à provoquer l'activation et le développement des processus liés à la compréhension de la parole dans le bruit.

Afin de permettre une rééducation auditive progressive et adaptée aux difficultés de compréhension de chaque patient, l'outil de rééducation auditive présente plusieurs niveaux de difficulté, correspondant à des rapports signal sur bruit allant de +6 à -6 dB.

## **2. Protocole**

Nous utilisons la disposition et les matériels décrits dans le protocole commun à l'ensemble des études (page 82) et les spécificités suivantes y sont apportées :

- ④ Les signaux de parole sont diffusés sur le haut-parleur central (celui face au KEMAR dans la figure 59 de la page 84),
- ④ les signaux de bruit sont diffusés simultanément sur les quatre autres haut-parleurs,
- ④ le niveau sonore des signaux de bruits est maintenu à 65 dB SPL,
- ④ les niveaux sonores des signaux de parole sont modifiés d'un niveau de difficulté à l'autre, par paliers de 3 dB :
  - Niveau 1 : 71 dB SPL donc RSB=+6 dB,
  - Niveau 2 : 68 dB SPL donc RSB=+3 dB,
  - Niveau 3 : 65 dB SPL donc RSB=0 dB,
  - Niveau 4 : 62 dB SPL donc RSB=-3 dB,
  - Niveau 5 : 59 dB SPL donc RSB=-6 dB.

Remarque : Comme pour le test de discrimination, nous avons choisi de modifier les intensités du signal de parole plutôt que celles du bruit.

- 🕒 le KEMAR appareillé est soit laissé face au haut-parleur central, soit pivoté sur lui-même en fonction des fichiers enregistrés.

Les mouvements de rotation du KEMAR se font en étant borné de  $-90^\circ$  à  $+90^\circ$  de manière à être reproductibles d'un enregistrement à l'autre : suivant la durée des signaux de parole diffusés, nous avons calculé le nombre de quarts de tour à effectuer.

Remarque : Ces mouvements rotatoires permettent à la source sonore diffusant le signal significatif de se déplacer dans l'espace sonore virtuel, et l'auditeur doit donc la suivre en focalisant son attention à cet effet. Lors de ces rotations, les quatre sources de bruit se déplacent aussi : c'est donc l'ensemble du paysage sonore qui effectue une rotation, comme si l'auditeur tournait sur lui-même. Comme nous le verrons, certains patients ont d'ailleurs ressenti une forte sensation de tournis en pratiquant cette rééducation auditive.

Suite à l'établissement de ce protocole d'enregistrement, il nous fallait définir quel matériel sonore nous allions utiliser pour réaliser le CD de rééducation auditive en son binaural.

## **G. Choix du matériel sonore**

En proposant un mélange cohérent et homogène de pistes sonores présentant d'une part un aspect technique avec une approche de travail auditif, et d'autre part un contenu plus divertissant développant l'attention, la curiosité et, nous l'espérons, le plaisir des auditeurs, l'outil de rééducation auditive peut former un ensemble à la fois studieux et ludique, favorisant l'écoute active des patients.

Afin que le CD de rééducation auditive en sons 3D suscite de l'intérêt pour le patient et pour le praticien audioprothésiste, nous avons souhaité y présenter un contenu audio diversifié, comportant des "épreuves" auditives déjà utilisées et reconnues par la profession, ainsi que des fichiers sonores s'inspirant des audio-livres et des scènes auditives.

### **1. Signaux sonores issus des épreuves vocales audioprothétiques**

L'objectif principal de l'outil de rééducation auditive étant d'améliorer la compréhension de la parole dans le bruit, le matériel sonore "conventionnel" se devait d'être issu de tests

audioprothétiques effectués en présence de bruit. De cette façon, on pouvait s'assurer du respect des paramètres sonores suivants liés à la qualité vocale du locuteur et à celle de l'enregistrement de sa voix :

- ④ calibration en intensité : les différents fichiers auront un niveau sonore équivalent au sein d'une même liste et d'une liste à l'autre,
- ④ calibration en fréquence : le locuteur sera le même et le spectre à long terme de la parole sera constant d'une liste à l'autre,
- ④ caractéristiques perceptives de la prosodie : la mélodie, le rythme, l'intonation de la parole et un débit similaires d'un item à l'autre et d'une liste à l'autre,
- ④ caractéristiques audionumériques : captation sonore de qualité avec un microphone professionnel de studio, un bruit de fond inaudible et un format audio non compressé (.WAV ou .FLAC).

En respectant ces paramètres, on obtient un enregistrement de référence d'un message vocal (série complète d'items), que l'on appelle enregistrement maître, « *précisément défini qui représente le message vocal et qui sert à sa validation et à son application* » [138].

Nous nous sommes employé à rechercher quels tests étaient communément utilisés dans la profession, afin de les intégrer dans le CD de rééducation auditive en sons 3D.

Comme l'indique le protocole d'enregistrement de ce CD, le matériel sonore allait être diffusé via le logiciel BSS3. Il convient de rappeler ici que la banque de fichiers présente dans ce logiciel est notamment constituée de l'ensemble des disques d'audiométrie vocale édité par le Collège National d'Audioprothèse. Ces enregistrements maîtres sont donc directement disponibles et peuvent être diffusés en multicanal avec un signal de bruit de parole (l'Onde Vocale Globale) via le logiciel BSS3.

Il est également possible d'intégrer des fichiers sonores externes mais ils doivent être édités préalablement afin de contenir uniquement le signal de parole sur le premier canal et le bruit sur le second canal du fichier stéréo.

#### **a. Les phrases**

Dans un premier temps, nous souhaitions mettre à la disposition des patients du matériel sonore constitué de phrases plutôt que de mots, ceci pour des raisons syntaxiques et



sémantiques qui mettent en avant la suppléance mentale et vont susciter l'intérêt des auditeurs. En effet, les phrases « *présentent des informations susceptibles d'une utilisation centrale comme le rythme, la prosodie, la mélodie et la suppléance mentale* » [139]. Par ailleurs, les phrases ayant des durées plus longues que les mots, elles s'inscrivent mieux dans une démarche attentionnelle et stimulent la mémoire à court terme des malentendants, ce qui n'est pas à négliger dans un dispositif de rééducation auditive.

### Test HINT

Il existe plusieurs types de phrases utilisées dans les épreuves vocales en présence de bruit. Le test HINT (Hearing In Noise Test) est souvent cité dans la littérature concernant ce sujet. Comme son nom l'indique, ce test est d'origine anglo-saxonne ; et les phrases sélectionnées ont été traduites en français par une équipe du Québec, et éditées sur CD par le Collège National d'Audioprothèse au sein de la collection des CD d'audiométrie vocale ; elles sont présentes dans le logiciel BSS3. Toutefois, nous n'avons pas retenu ce matériel sonore car le vocabulaire utilisé nous a semblé trop enfantin et les phrases trop simplistes dans leur construction syntaxique. En effet, « *le matériel vocal du HINT est dérivé d'un large corpus de phrases courtes précédemment conçues pour une utilisation avec des enfants britanniques* » [140].

### Test de phrases de FOURNIER

Sur le disque 3 de la collection d'audiométrie vocale du Collège, on trouve également des listes de phrases de FOURNIER, Professeur précurseur et pionnier des bonnes pratiques audioprothétiques. Ces phrases ont une syntaxe constante, de type "article-sujet-verbe-complément", utile pour l'analyse en cabine mais, à notre sens, trop prévisible et répétitive pour une utilisation quotidienne appliquée à une démarche de rééducation auditive.

### Test Framatrix

Le test d'audiométrie vocale Framatrix (French Matrix Test) est un test novateur où le signal vocal utilisé est une phrase dont la structure syntaxique est fixe (nom+verbe+nombre+objet+-adjectif) mais dont la sémantique varie. Le niveau de bruit (cocktail party) est adapté de façon automatique par le logiciel, en fonction des réponses du patient.

Ce test est par conséquent un bon outil interactif pour les épreuves vocales dans le bruit en cabine mais, tout comme les phrases de FOURNIER, il nous est apparu que le matériel lexical utilisé serait trop répétitif et lassant pour une écoute journalière dans le cadre d'une rééducation auditive.

#### Test de phrases de COMBESURE

Les 20 listes de P.COMBESURE sont composées de 10 phrases chacune. Ces listes ont été proposées en 1981 dans la Revue d'Acoustique avec l'accord du Groupement des Acousticiens de Langue Française. En effet, les phrases utilisées dans ce test ont été étudiées de façon à ce que l'occurrence fréquentielle phonémique soit représentative de la langue française dans son ensemble.

Ces listes phonétiquement équilibrées sont présentes sur le 3<sup>ème</sup> disque d'audiométrie vocale du Collège. Les structures syntaxiques de ces phrases sont diversifiées et le vocabulaire utilisé, bien que parfois trop soutenu voire démodé, a l'avantage de présenter des champs lexicaux et des registres de langage variés, alternant la simplicité ("Ce petit canard apprend à nager") et la complexité ("A la hâte, le métayer ensilait ses récoltes avant l'hiver").

L'objectif n'étant pas de mesurer l'intelligibilité, mais de susciter l'intérêt des auditeurs, ces déséquilibres d'une phrase à l'autre n'ont pas d'importance ici. Au contraire, ces phrases peuvent revêtir un aspect divertissant de par leur diversité tant syntaxique que lexicale, qui, dans un contexte d'écoute studieuse et attentive, s'avère souvent bienvenu. Par ailleurs, ces phrases ont été utilisées pour obtenir des courbes de référence de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant à l'occasion d'un mémoire d'Audioprothèse par F. GOUJON [54].

De plus, 10 listes sont présentes dans la banque de donnée du logiciel BSS3. Comme le CD de rééducation auditive en sons 3D allait contenir 5 niveaux de difficulté, cela pouvait permettre de placer 2 listes par niveau tout en évitant les doublons sur l'ensemble du disque. Notons que 3 types de locuteurs étaient disponibles (Voix d'homme, de femme et d'enfant) sur les CD du Collège et BSS3. Nous avons choisi la voix d'homme et avons souhaité la garder sur tous ces enregistrements afin de maintenir une continuité dans le matériel sonore utilisé d'un niveau de difficulté à l'autre du CD de rééducation auditive.

**Pour toutes les spécificités et les avantages précités, les phrases de COMBESURE ont retenu notre attention et ont trouvé leur place dans le CD de rééducation auditive en sons 3D.**

## **b. Les mots sans signification**

Le choix de matériel sonore issus des épreuves vocales audioprothétiques ne pouvait se limiter aux tests de phrases. En effet, en utilisant des phrases, on met en jeu des fonctions éloignées du décodage acoustico-phonétique. Inversement, en utilisant des items courts et précis, on inhibe la suppléance mentale et on stimule les capacités liées au décodage acoustico-phonétique. Afin de stimuler ces capacités de décodage acoustico-phonétique et d'inhiber la suppléance mentale au maximum, nous utiliserons des logatomes (mots sans signification) plutôt que des mots mono ou dissyllabiques signifiants. « *On peut légitimement arguer que l'usage de logatomes, en enlevant effectivement un facteur sémantique, rajoute par contre des facteurs neuropsychologiques, comme l'attention sélective* » [141]. Ce matériel permet également de focaliser l'auditeur dans une dynamique attentionnelle studieuse qui nous semble importante lors de la réalisation de certains exercices de rééducation auditive et qui corrobore l'investissement personnel des patients.

Ainsi, on trouvera sur le disque des listes vocales quantitatives (items=phrases) et des listes vocales qualitatives (items=logatomes).

### L'A.T.E.C.

L'Audiological Temporal Envelopes Comparison (A.T.E.C) à été présenté en 2004 par F. LEFEVRE. Ce test a été conçu pour étudier l'enveloppe temporelle des syllabes afin d'analyser les erreurs et confusions phonémiques des malentendants.

Ce logiciel utilise des logatomes enregistrés (des trisyllabes, comme "papapa"), et une analyse de sa praticité dans le bruit a été réalisée par J.CORBIN [54]. Le matériel sonore utilisé correspondrait donc à nos critères de sélection. Cependant, le dispositif de rééducation auditive mis en place ne cherchant pas à étudier l'enveloppe temporelle de la parole, et les logatomes de l'A.T.E.C. étant absents de la base de données du logiciel BSS3, nous n'avons finalement pas retenu ce matériel sonore.

### Test AV<sub>f</sub>B

Le Test AV<sub>f</sub>B (Test d'Audiométrie Verbo-fréquentielle en présence de Bruit) de DODELÉ a été présenté pour la première fois en 1999 [142]. Il est composé de 5 listes de 17 logatomes de 3

phonèmes de type VCV (exemple : "aifa"). Le signal de bruit est l'Onde Vocale Globale (OVG) créée par DODELÉ, qui sera explicitée ultérieurement. Pour chaque logatome, L. et D. DODELÉ et F. LEFEVRE ont mesuré l'Indice Statistique de Difficulté correspondant. De plus, de par leur conception, les listes peuvent être analysées horizontalement afin de repérer facilement les erreurs récurrentes. Contrairement aux listes de l'A.T.E.C., les listes de l'AVfB sont présentes dans la le logiciel BSS3. Par ailleurs, ces logatomes ont été utilisés pour obtenir des courbes de référence de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant à l'occasion du mémoire d'Audioprothèse de F. GOUJON précité.

Toutes ces caractéristiques font que les listes de logatomes de L. ET D. DODELÉ auraient pu convenir pour le CD de rééducation auditive et celles-ci ont d'ailleurs été enregistrées avec KEMAR à différents RS/B. Malgré cela, nous n'avons finalement pas inclus ces enregistrements dans le CD pour trois raisons :

Les 5 listes pouvaient sembler insuffisantes (on aurait eu une seule liste par niveau de difficulté, à moins de séparer les listes en deux), même si le risque de mémorisation de mots sans signification est peu probable.

Le CD allait être testé par les patients du laboratoire d'Audiologie E. HANS à Montbéliard et les logatomes de J.P. DUPRET y sont couramment utilisés, J.P. DUPRET étant le fondateur de ce laboratoire.

Pour le développement de l'AVfB, « *les listes de mots sans signification de DUPRET [...] auraient pu convenir, mais les auteurs ont choisi d'utiliser des listes qu'ils utilisaient depuis plusieurs années* » [143].

Les listes de logatomes de DODELÉ ont donc été écartées du CD de rééducation auditive au profit des logatomes de J.P. DUPRET. Ces mots sans signification sont répartis dans deux tests différents.

#### Logatomes de J.P. DUPRET [144]

##### Test fréquentiel

Les listes de logatomes de ce test établies en 1980 sont caractérisées par leur organisation en trois zones fréquentielles de reconnaissance, organisation définie par un seul phonème caractéristique pour chaque logatome. Ce test présente donc l'intérêt de repérer les plages fréquentielles sur lesquelles sont réalisées les erreurs.

Les 9 listes de 10 logatomes de ce test sont présentes dans le 5<sup>ème</sup> disque de la collection d'audiométrie vocale du collège et donc dans la banque de données du logiciel BSS3.

Les listes sont lues de façon à couvrir les 3 zones fréquentielles de reconnaissance. Ainsi, chaque liste est équilibrée en fréquence.

Ce test aurait pu convenir pour le CD de rééducation auditive mais on a préféré retenir les logatomes du test de netteté.

#### Test de netteté

Ce test comprend 20 listes de 11 logatomes, chacun constitué de 3 phonèmes de structure : Consonne – Voyelle – Consonne (CVC) ou Voyelle – Consonne – Voyelle (VCV). Le nombre réduit de logatomes par liste (par rapport à d'autres tests comme l'AVfB cité précédemment) est intéressant car il permet de limiter la fatigabilité de l'auditeur. De plus, ces listes étant équilibrées acoustiquement et phonétiquement, les variétés phonémiques ainsi que leurs degrés de perception sont identiques d'une liste à l'autre. Cependant, il n'est pas indiqué d'Indice Statistique de Difficulté. En relation avec notre objectif de rééducation auditive dans le bruit, signalons que ce test est également utilisable en écoute binaurale avec un bruit masquant.

Les listes de logatomes de ce test sont présentes dans le 5<sup>ème</sup> disque de la collection d'audiométrie vocale du collège et donc dans la banque de données du logiciel BSS3. Tout comme pour les listes de phrases de Combescure, le nombre suffisant de listes de logatomes de DUPRET nous permettra de placer deux listes par niveau de difficulté du CD de rééducation, soit 10 listes au total.

**Ce sont donc les logatomes du test de netteté de J.P. DUPRET que nous avons choisi d'enregistrer et de faire figurer dans le CD de rééducation auditive en sons 3D.**

#### **c. Le bruit**

Le dispositif d'entraînement auditif visant à améliorer la compréhension dans le bruit, les listes de phrases de COMBESCURE et les listes de logatomes de DUPRET se devaient d'être mêlées à des signaux de bruit et il nous fallut choisir quel type de bruit nous allions utiliser pour réaliser le CD de rééducation auditive.

## Les caractéristiques du bruit

La norme Afnor NF530-105 définit le bruit de la façon suivante : «*toute sensation auditive désagréable ou gênante, tout phénomène acoustique produisant cette sensation, tout son ayant un caractère aléatoire qui n'a pas de composantes définies* » [145]. Le bruit est donc un phénomène sonore aléatoire, ayant pour caractéristique majeure une sensation auditive qualifiée de gênante, perturbante, désagréable voire insupportable.

D'un point de vue acoustique, il n'y a aucune distinction physique entre un son et un bruit. Les sources du bruit sont innombrables et celui-ci peut donc revêtir des aspects très variables dans ses caractéristiques acoustiques.

- ④ Analyse temporelle : le bruit peut être continu, fluctuant, intermittent ou impulsionnel (durée inférieure à une seconde),
- ④ analyse fréquentielle : grande variabilité et diversité.

On peut toutefois distinguer trois grandes catégories de bruits :

- ④ Les bruits d'impacts : sons impulsionnels dont la durée n'excède pas une seconde,
- ④ les bruits stationnaires non vocaux : sons continus (exemple : Bruit Blanc, Bruit Rose),
- ④ les bruits complexes à majorité conversationnelle.

On retiendra que la principale caractéristique physique du bruit est de ne pas être agencée de manière régulièrement harmonique. Néanmoins, cette caractéristique n'est valable que de façon théorique. En effet, si on prend l'exemple de la musique, bien que celle-ci soit par définition un ensemble de sons organisés harmoniquement, elle pourra tout de même être perçue comme du bruit par un auditeur qui sera dérangé à son écoute pour des raisons toutes personnelles et situationnelles.

Il est donc important de souligner le caractère hautement subjectif que peuvent revêtir les sons qualifiés de bruit. En effet, prenons l'exemple des sons complexes à majorité conversationnelle comme les sons de parole. Ceux-ci peuvent être perçus comme un signal vocal non-signifiant dans un cas, et comme un message vocal signifiant dans l'autre cas. Cette bivalence se fera de façon tout à fait subjective, en fonction de la situation et de l'attention portée au(x) locuteur(s) et à leur(s) parole(s). Si un message vocal non-signifiant entre en

concurrence avec un message signifiant, le message vocal non-signifiant pourrait alors être considéré comme du bruit par l'auditeur.

Imaginons le cas concret de deux personnes assises dans un canapé en train de regarder et d'écouter le journal télévisé. Si une personne pose une question à sa voisine et que celle-ci préfère porter son attention sur la question posée plutôt que sur les informations, les voix du présentateur ou du journaliste seront perçues comme des signaux de paroles faisant obstacle à la bonne intelligibilité de la question. Les voix provenant du téléviseur seront alors perçues comme du bruit pour la voisine.

A l'inverse, si cette personne est captivée par les nouvelles télévisées, la voix de la personne posant la question pourra nuire à la bonne compréhension du présentateur. Dans cette situation, la voix de la personne assise à côté sera perçue comme du bruit. Par ailleurs, la perception négative de la voix et son assimilation à du bruit sera d'autant plus importante que les capacités auditives, attentionnelles et de concentration de la personne seront affectées.

Par ce simple exemple, on se rend bien compte que le cerveau est le plus efficace des "réducteurs de bruits" via ses capacités multimodales (audition et vision) de démasquage et de traitement des flux auditifs dans l'analyse de scènes auditives. Nous pensons qu'il est important de stimuler ces capacités chez les personnes malentendantes, et les exercices de rééducation auditive visant à les développer sont des outils qui ont toute leur place en sus de la rééducation auditive réalisée au travers des actes de la vie quotidienne.

#### Les spécificités du signal de bruit à utiliser

Afin de présenter aux utilisateurs un bruit correspondant aux situations de gêne les plus couramment rencontrées, et pour lesquelles les réducteurs de bruit des appareils sont les moins performants, nous avons choisi d'utiliser un signal calibré représentatif du brouhaha vocal (bruit complexe à majorité conversationnelle). Pour cela, le bruit perturbant devait être représentatif du spectre de la parole à long terme, discontinu et non reconnaissable :

🌀 Représentatif du spectre de la parole à long terme : afin de correspondre au LTASS (Long Term Average Speech Signal), le signal de bruit peut être composé de paroles. En effet, en mixant les voix de plusieurs locuteurs, on obtient un bruit perturbant représentatif du

spectre de la parole à long terme, similaire au brouhaha vocal auquel peuvent être exposés les patients dans des situations du quotidien,

Ⓢ discontinu : nous avons vu précédemment que les bruits stationnaires non vocaux étaient continus. En revanche, les bruits complexes à majorité conversationnelle sont discontinus. La parole est en effet constituée d'intervalles de silence de durée variable allant de quelques secondes (pause vocalique entre deux phrases par exemple) à quelques millisecondes (espace articulaire inter-syllabique, avec par exemple dans le mot papa un intervalle de 50 ms de silence présent entre les deux stimulations sonores : "pa-silence-pa" comme on le voit en grisé dans le signal temporel ci-dessous.)

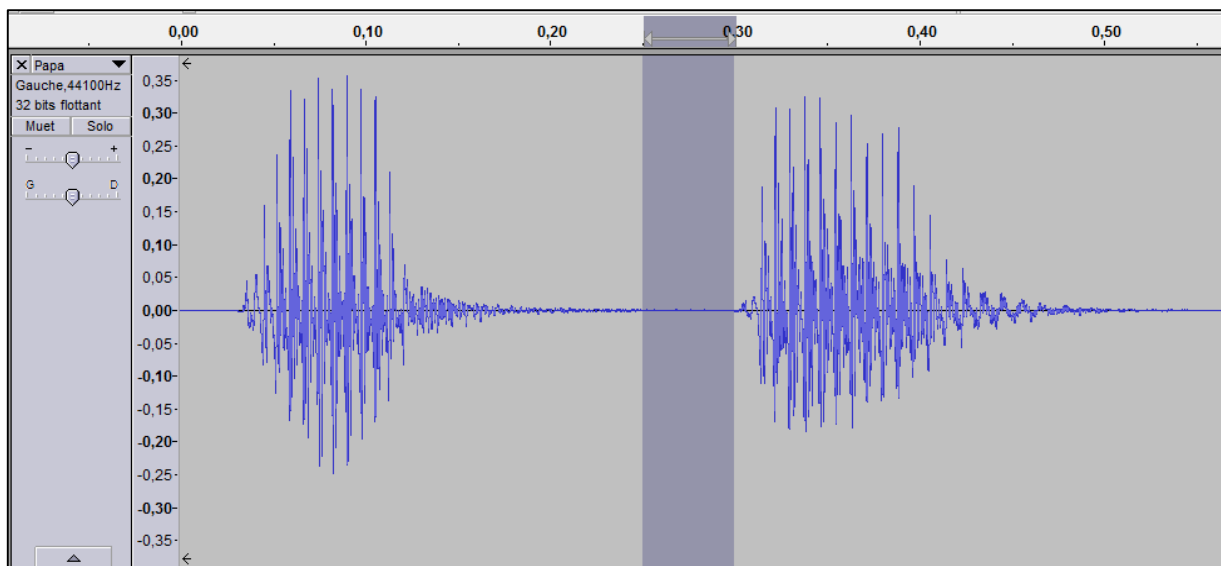


Figure 89 : Analyse temporelle du mot "papa" issu de la 4<sup>ème</sup> liste pour enfant de J.-C. Lafon du CD n°4 d'Audiométrie Vocale du Collège.

L'enveloppe temporelle de la parole est également constituée de pics et de creux constituant des vallées, aussi appelés trous acoustiques.

Nous avons vu en page 27 que le système auditif utilise ces discontinuités temporelles pour identifier et comprendre un signal de parole parmi d'autres. De plus, les réducteurs de bruits ne sont pas performants avec les sons discontinus. On utilisera donc un signal discontinu comme bruit perturbateur,

Ⓢ non reconnaissable : si le bruit perturbateur était porteur de sens, les paroles le composant pourraient être perçues et donc confondues avec le signal vocal de test, comme



c'est le cas par exemple avec des tests dichotiques. Cela n'est pas notre objectif puisque l'on souhaite obtenir un brouhaha vocal. Les composantes vocaliques du bruit doivent donc être non reconnaissables.

Tout comme le niveau sonore des listes, le niveau sonore du signal perturbateur devait pouvoir être calibré et précisément ajusté en intensité via le logiciel BSS3, indépendamment des signaux de parole. Afin de satisfaire à ces spécificités, le bruit perturbant devait donc être écrêté et séparé du signal :

Ⓢ Ecrêté : le niveau sonore du bruit perturbateur doit être stable, son intensité ne devant fluctuer que légèrement autour d'une valeur moyenne fixée. En effet, on devra obtenir des rapports signal sur bruit bien définis. Il est donc important que des pics sonores (par exemple un éclat de voix) ne soient pas présents afin de ne pas fausser le rapport signal sur bruit. Le signal de bruit devra donc avoir été traité audio-numériquement avec un compresseur de qualité, afin de réduire l'amplitude de ses modulations,

Ⓢ séparé du signal : le bruit étant séparé du signal, on peut faire varier les niveaux sonores du bruit et du signal de façon totalement indépendante. L'obtention de différents rapports signal sur bruit est alors aisée. Par ailleurs, avec un signal de bruit séparé du signal de test, on peut positionner les signaux de l'espace de manière tout à fait indépendante en les affectant à des sorties et à des haut-parleurs différents. Ces dispositions étant nécessaires aux processus de comparaison et de démasquage inter-auriculaires, le bruit utilisé devra être séparé du signal.

#### **d. Choix du bruit**

##### Norme audiométrique Pr NF EN ISO 8253-3

La Norme audiométrique Pr NF EN ISO 8253-3 indique certains éléments de l'audiométrie vocale en présence de bruit, et notamment la nature du bruit de fond, avec la « *Recommandation d'utiliser un bruit aléatoire pondéré* ». Il est également précisé que « *L'utilisation d'un signal vocal type OVG de Dodelé est admise* » [146].

Plusieurs types de signaux de bruit complexe à majorité conversationnelle répondant aux 5 critères et à la norme précités sont disponibles et utilisés en audioprothèse.

#### Le bruit de cocktail party

Ce type de bruit correspond à l'enregistrement d'un groupe de personne en situation de cocktail ou de restaurant. Il présente donc une superposition de conversations de plusieurs locuteurs d'âge et de sexe différent. En effet, il existe plusieurs bruits de cocktail party, suivant le matériel utilisé et les sonothèques employées, qui seront nommés « cocktail party » sans détails les concernant et donc non-standardisés. Ainsi, le nombre et la langue des locuteurs peuvent varier, de même que les bruits de couverts qui seront plus ou moins importants, voire absents. Nous n'avons pas retenu ce type de bruit pour le mixer aux signaux sonores issus des épreuves vocales audioprothétiques.

#### Le bruit ICRA

Le signal ICRA est un bruit non-stationnaire dont l'amplitude varie dans le temps. Il est composé de signaux modulés en amplitude et en fréquence et son spectre à long terme correspond à celui de la parole. Ce type de bruit correspond aux caractéristiques citées précédemment, cependant, nous ne l'avons pas retenu car il n'est pas présent par défaut dans le logiciel BSS3. Il nous aurait alors fallu mixer tous les fichiers correspondant aux signaux de paroles avec du bruit ICRA

De même, il existe d'autres bruits comme le signal "Pseudo-Parole" de DODELE, "RaSTI" "Babble-modulated Noise" et divers signaux appelés "Speech Noise" (qui, comme le "cocktail party", ne sont pas standardisés) mais leur exploitation aurait été complexe. Nous n'avons pas choisi ces bruits, mais l'Onde Vocale Globale.

#### L'OVG

L'Onde Vocale Globale (OVG) de DODELÉ est un bruit complexe à majorité conversationnelle qui est discontinu, proche du spectre à long terme de la parole, non reconnaissable, écrêté et séparé du signal. En effet, ce stimulus est constitué de l'enregistrement des voix de 2 couples, l'un parlant en français et l'autre en anglais. L'auteur explique que « *Le mixage de ces 4 voix, écrêté et stabilisé à l'aide d'un compresseur numérique, a permis d'obtenir une stimulation bien*

stable et bien adaptée ». Par ailleurs, M.DODELÉ signale que « selon LEHMAN (1969), "le masquage maximum apparait dès que l'on mélange 4 voix" » [147].

L'OVG présente toutefois des irrégularités par rapport au spectre à long terme de la parole (LTASS, Long Time Average Speech Signal) comme le montre le graphique suivant :

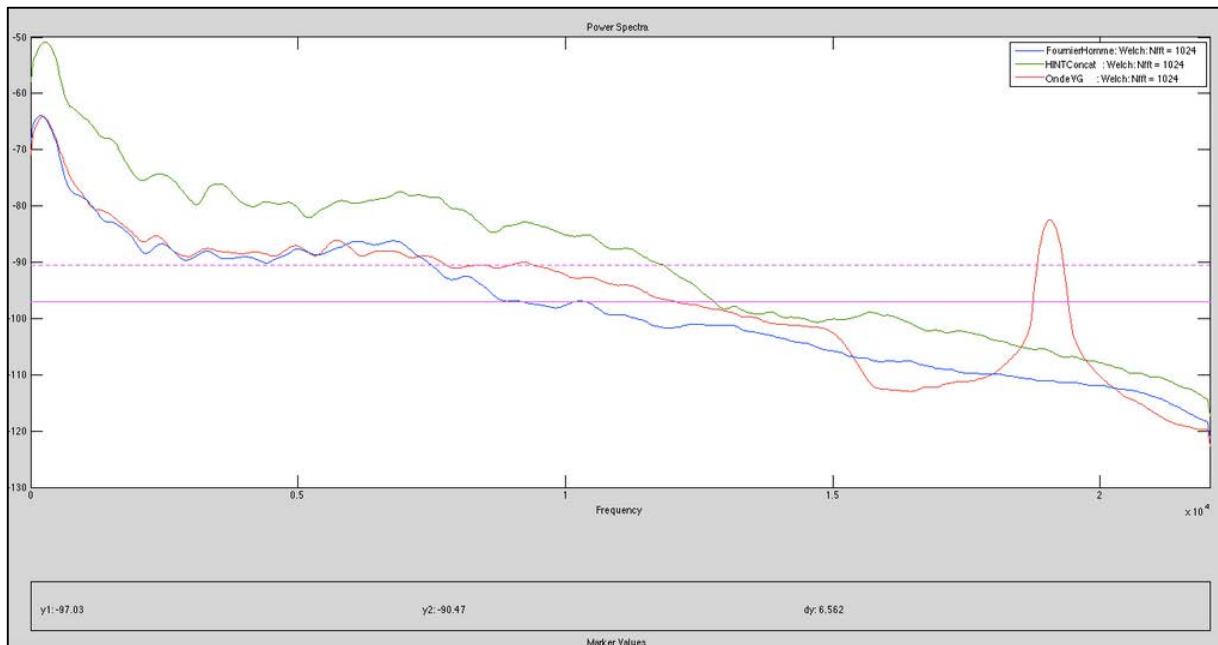


Figure 90 : Comparaison de signaux de test et de l'OVG [148].

On observe sur ce graphique les densités spectrales de niveau des signaux suivants :

- ④ Courbe verte : listes de phrases du HINT concaténées (les silences entre les phrases sont supprimés)
- ④ Courbe bleue : Listes dissyllabiques de Fournier, voix d'homme, concaténées
- ④ Courbe rouge : Onde Vocale Globale

A l'écoute de l'OVG, on entend par moment des sons métalliques, qui pourraient être caractéristiques de certains bruits parasites audionumériques (aliasing sonore, bruit de quantification) impactant les fréquences aiguës du signal. La présence de ces sons se traduit graphiquement par le pic à 18 kHz que l'on observe ici. Ce pic n'est toutefois pas audible par une personne hypoacousique. De plus, il est trop aigu pour être capté et restitué par des appareils auditifs. Ce pic n'est donc pas contraignant pour l'utilisation de l'OVG dans le CD de rééducation auditive en sons 3D.

Pour réaliser les spectres, X.DELERCE a aligné le niveau des listes de Fournier sur celui de l'OVG afin d'obtenir un rapport des deux signaux égal à 0 dB pour leur niveau global. Les niveaux sont donc les mêmes des basses fréquences à plus de 5000 Hz. Cependant, on observe un écart d'environ 7 dB à environ 7000 Hz. Par ailleurs, il convient de remarquer que les tests dans le bruit ont été conçus pour être utilisés avec un bruit dont le LTASS est calqué sur le LTASS des listes correspondantes (HINT, Matrix-test...). L'OVG, bien que réalisée, a été conçue pour être utilisée avec les logatomes de DODELÉ et n'a donc pas forcément la même densité spectrale de niveau que la liste issue d'un autre test (c'est le cas dans cet exemple avec le HINT, où l'on voit que son LTASS est supérieur de 10 dB par rapport à celui de l'OVG sur l'ensemble des fréquences conversationnelles. le RSB est donc largement positif alors qu'il est sensé valoir 0). Malgré ces caractéristiques, nous pouvons citer Y. LASRY et M. DEL RIO qui expliquent les raisons de leur utilisation de l'OVG : *« Pendant des années, nous avons cherché le signal qui serait le plus approprié. Aujourd'hui, le plus simple et le plus efficace est pour nous d'utiliser l'OVG de Léon Dodelé. Ce signal est disponible sur les CD d'Audiométrie vocale du Collège National d'Audioprothèse. Il répond aux caractéristiques définies dans la norme [Pr NF EN ISO 8253-3 (voir page 119)], et il permet aujourd'hui d'envisager « enfin » une standardisation du test d'audiométrie vocale dans le bruit »* [149].

Par ailleurs, c'est l'OVG qui est présente par défaut comme signal de bruit dans le logiciel BSS3. De ce fait, en choisissant ce signal, il ne nous était pas nécessaire de créer de fichiers mixant signal de parole et signal de bruit pour obtenir des RSB différents.

**Nous avons donc opté pour l'Onde Vocale Globale de L.DODELÉ (OVG) comme signal de bruit pour les sons issus des tests audioprothétiques.**

## **2. Signaux sonores s'inspirant des scènes auditives et des audio-livres**

Afin de s'approcher le plus possible des situations conversationnelles qu'un individu peut rencontrer dans la vie quotidienne, on a choisi d'intégrer au CD de rééducation des enregistrements s'inspirant des scènes auditives et des audio-livres. Ainsi, nous pouvons fournir aux malentendants du matériel sonore se démarquant de celui utilisé en test audioprothétique tant par sa forme que par son contenu. Nous souhaitons mettre à disposition de cette façon un panel de fichiers sonores diversifié de qualité, et, nous l'espérons, divertissant.

### a. Signaux sonores s'inspirant des scènes auditives

Les sons 3D permettant une spatialisation des signaux sonore à 360° autour de la tête de l'auditeur, nous avons voulu utiliser cette caractéristique afin de proposer des fichiers immergeant l'auditeur dans des scènes auditives. En effet, la simulation d'environnement est souvent utilisée dans les outils basés sur l'usage de la réalité virtuelle (pages 72 et 73) ; nous avons donc réalisé des enregistrements 3D sonores s'inspirant de situations d'écoutes réalistes.

Les fichiers sonores que nous allons enregistrer devaient répondre aux caractéristiques suivantes :

- ② Bonne qualité sonore : on veillera donc à sélectionner des fichiers dont l'écoute montre une absence de distorsion et de parasite, et qui présentent une richesse spectrale et harmonique (chaleur, grain, profondeur du son). Idéalement, on sélectionnera des fichiers dont la spécificité audionumérique est le format WAVE échantillonné à 44,1 kHz,
- ② signaux de paroles séparés des signaux de bruits environnementaux : les signaux de paroles ne doivent pas comporter de bruit de fond ni de signaux de bruit. Ceci nous permettra d'ajuster les différents rapports signal sur bruit avec plus de rigueur et de précision lors de l'enregistrement binaural sur KEMAR,
- ② accessibilité lexicale et sémantique : les signaux de paroles devaient être bien évidemment en français, compréhensibles par les auditeurs, et présenter un registre de langage courant,
- ② intelligibilité et réalisme : une articulation de la parole devait permettre une bonne intelligibilité de celle-ci, tout en étant naturelle de façon à correspondre à la parole conversationnelle,
- ② situations variées : on sélectionnera des voix aux aspects intrinsèques et extrinsèques variés (vitesse, champ lexical, monologue, dialogue) et des bruits d'environnement sonore diversifiés (restaurant, plein air, cours d'école, télévision, cuisine, supermarché...),
- ② locuteurs variés : afin de proposer un large panel vocalique, on utilisera des enregistrements présentant différents locuteurs (hommes, femmes, enfants) dont la prosodie diffère.

Nous basant sur ces critères, nous avons sélectionné les fichiers sonores de signal et de bruit via différentes sonothèques. Les sonothèques des logiciels audioprothétiques sont intéressantes. Cependant, les fichiers sonores sont souvent intégrés dans les logiciels (Oticon Genie, Starkey Inspire...) et ils possèdent une extension numérique de type .dll qui empêche leur exploitation dans un lecteur ou un éditeur audionumérique. De même, le logiciel BSS contient une importante sonothèque de qualité, mais nous n'avons pas pu l'exploiter car les fichiers sons ne peuvent être exportés ou copiés dans un format audionumérique.

En revanche, certains logiciels (Siemens Connexx, GN Resound Aventa, Otometrics Aurical) utilisent les fichiers depuis une base de données en WAVE ou MP3 et on peut donc les copier et les utiliser indépendamment du logiciel de réglage. On notera que certains fichiers MP3 sont hélas fortement compressés avec des taux de 80 kbs. Toutefois, pour les fichiers de paroles seules, l'écoute ne montre pas de dégradation sonore trop importante pour les exclure de nos choix.

On sélectionnera par exemple dans Connexx (dossier "Fitting/media/fr") les fichiers S202,S203,S205..., dans Aventa (dossier "HL Sim/Fr-FR/MediaSoundFiles") la piste 38..., dans Aurical la piste "livingroom-voices only" ...

En plus de logiciels audioprothétiques, nous étions en possession d'une sonothèque personnelle issue d'enregistrements réalisés par le passé avec du matériel professionnel de captation (microphones Shoeps, AKG, Beyer Dynamic, mixette SoundDevice, enregistreur audionumérique Tascam DAT DA-P1 et Nagra). Nous avons donc sélectionné ces bruitages et ambiances sonores que nous avons à notre disposition pour les ajouter et les mixer aux sons de paroles.

**Les fichiers sonores que nous avons sélectionnés sont les suivants :**

Fichiers de signaux de parole	Durées	Fichiers d'ambiances sonores correspondantes
Conversation homme-femme-enfant (garçon) lors d'une réception	0 :55	Bruits types cocktail party
Femme disputant son chien qui monte sur son canapé	0 :31	Bruits de fritures de sa cuisine
Homme récitant un discours de mariage	0 :36	Bruits de pas et murmures dans une cathédrale avec rumeur urbaine de l'extérieure
Conversation homme-femme à propos d'un voyage en train et annonce (homme) de départ au micro	0 :52	Ambiance quai de gare avec rumeur de ville train lointain et bruits de travaux ferroviaires
Conversation homme-femme à propos de la nourriture espagnole	0 :54	Ambiance de restaurant avec voix et bruits de couverts et de cuisine
Conversation homme-femme à propos des courses du supermarché, annonce promotion au micro et caissière	0 :51	Ambiance de supermarché avec paroles distantes, cris d'enfant, bruits de sachets plastiques
Enseignante qui lit un conte	0 :30	Ambiance de cour d'école avec cris et rires d'enfants
Conversation cliente et marchand de poisson	0 :25	Ambiance marché extérieur
Conversation téléphonique femme-homme	0 :34	Musique
Fille qui cherche et appelle sa maman	0 :22	Bruits types cocktail party
Garçon qui raconte une histoire à sa maman	0 :23	Ambiance de piscine avec eau des douches et de la piscine, cris et rires d'enfants
Homme préparant un discours	0 :35	Ambiance d'open space avec voix, ventilation, bruits de néons et de feuilles de papier
Conversation homme-femme-enfant (fille) avant départ en voyage	0 :28	Ambiance hall de gare avec voix, annonces distantes et bruit
Conversation entre deux femmes qui se rencontrent	0 :36	Ambiance de rue avec rumeur de ville, bruits de pas et voix
Conversation femme-homme-garçon dans un salon	0 :53	Son de la télévision (match de football)

Tableau 4 : Signaux de paroles et ambiances sonores correspondantes.

Les fichiers d'ambiances sonores ont été édités avec Audicity de manière à :

- Ⓢ Sélectionner les passages ayant une dynamique la plus constante possible en supprimant les "incidents" sonores qui provoquent des pics d'intensité (un son de klaxon dans une ambiance de rue par exemple),
- Ⓢ comprimer la dynamique générale des fichiers de parole et de bruits afin d'avoir des rapports signal sur bruit plus précis,
- Ⓢ correspondre aux durées des fichiers de signaux de parole, avec créations de fade in et fade out pour des enchaînements sonores plus doux entre deux pistes.

#### **b. Signaux sonores s'inspirant des audio-livres**

Nous avons souhaité présenter aux utilisateurs du CD des fichiers sonores s'étalant sur une durée plus importante, propices à raconter une histoire et pas seulement présenter une scène de vie. Ainsi, nous nous sommes inspiré des audio-livres, livres à écouter, dans lesquels les textes sont lus par un ou plusieurs comédiens et qui contiennent aussi des bruitages ou de la musique. L'écoute de fichiers sonores de ce type, associés à du bruit perturbant, est à même de :

- Ⓢ Permettre une attention soutenue sur une durée de plusieurs minutes,
- Ⓢ susciter de l'intérêt et de la curiosité puisque l'on écoute un message ayant du sens, un schéma narratif, voire une intrigue, donc du suspense, ce qui motive et tient en haleine,
- Ⓢ divertir l'utilisateur,
- Ⓢ développer sa compréhension dans le bruit.

Ces fichiers seraient d'une durée d'environ 5 minutes afin de pouvoir s'intégrer aux fichiers précités sur le CD de rééducation auditive. Ainsi, les contes nous ont paru être un média approprié car c'est là leur durée moyenne et ils sont généralement appréciés des lecteurs / auditeurs.

Nous avons en notre possession des contes que nous avons enregistrés par le passé en home studio (microphone AKG C414, carte son externe Focusrite Saffire Pro, logiciel Cubase) pour une bibliothèque sonore associative de malvoyants. Les textes proviennent de contes anciens aux auteurs anonymes collectés à travers le monde et réunis par Henri GOUGAUD dans une collection assez rare trouvée dans une bibliothèque en 2010.



Ces fichiers sont composés de voix de comédiens/lecteurs amateurs, de bruitages, d'ambiances et d'effets sonores correspondant aux actions et situations narrées dans le conte. Cependant, nous n'avions plus à disposition les projets en multipiste sur l'éditeur audionumérique. Nous avons donc utilisé les pistes présentes sur CD en WAVE avec les voix et les bruitages mixés. Ces pistes ont été comprimées afin d'avoir une dynamique relativement stable, tout en autorisant certaines nuances d'intensité de la voix. Nous avons choisis d'utiliser l'OVG comme signal de bruit perturbant pour les raisons déjà citées plus haut.

Les contes que nous avons sélectionnés sont les suivants :

Titre du conte	Durée	Résumé
Jayda	7 :46	Une jeune femme se déjoue du mauvais sort
L'arbre	5 :10	Illustration métaphorique de l'équilibre entre la vie et la mort
La cité des ruses	11 :02	Un marchand apprend à se méfier des ruses pour devenir rusé
La voix des sables	3 :49	Métamorphose d'un fleuve illustrant les cycles de la nature

Tableau 5 : Contes présents sur le CD de rééducation auditive en son binaural.

## **H. Edition et mixage des scènes auditives et des contes**

A l'inverse des fichiers présents dans BioSoundSystem 3, les scènes auditives et les contes devaient être édités et mixés afin d'être importés et diffusés en multicanal via BS3. En effet, ce logiciel utilise des fichiers stéréo avec le canal gauche attribué au canal 1 et le canal droit attribué au canal 2. Ainsi, les listes vocales de la sonothèque du logiciel comportent le signal de parole sur la voie gauche et le signal de bruit (l'OVG) sur la voie droite. De cette façon, les deux canaux sont distincts et indépendants et on peut choisir d'affecter chaque canal sur un ou plusieurs haut-parleurs de manière indépendante.

Nous avons donc réalisé les manipulations suivantes, pour chaque fichier, avec le logiciel Audacity, en vue de leur exploitation future avec BioSoundSystem :

ⓐ Importation du fichier stéréo du signal de parole (et/ou du conte) dans Audacity,

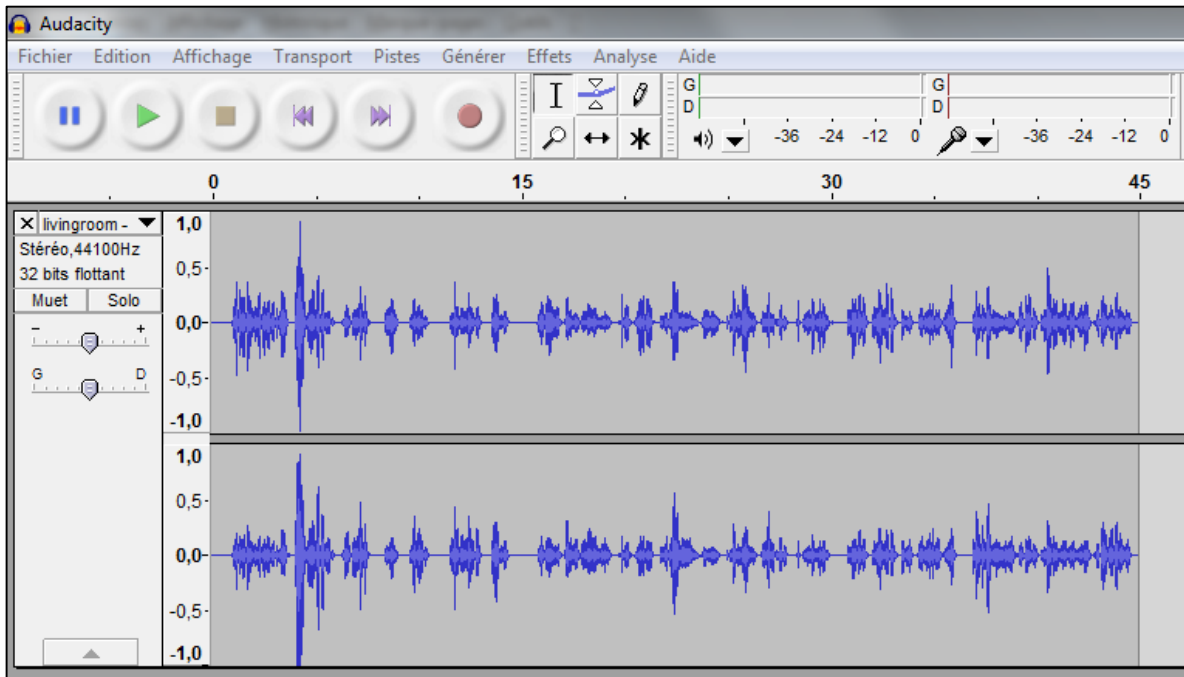


Figure 91 : Piste stéréo de conversation importée dans Audacity.

ⓑ séparation de la piste stéréo : on obtient une piste gauche et une piste droite indépendantes,

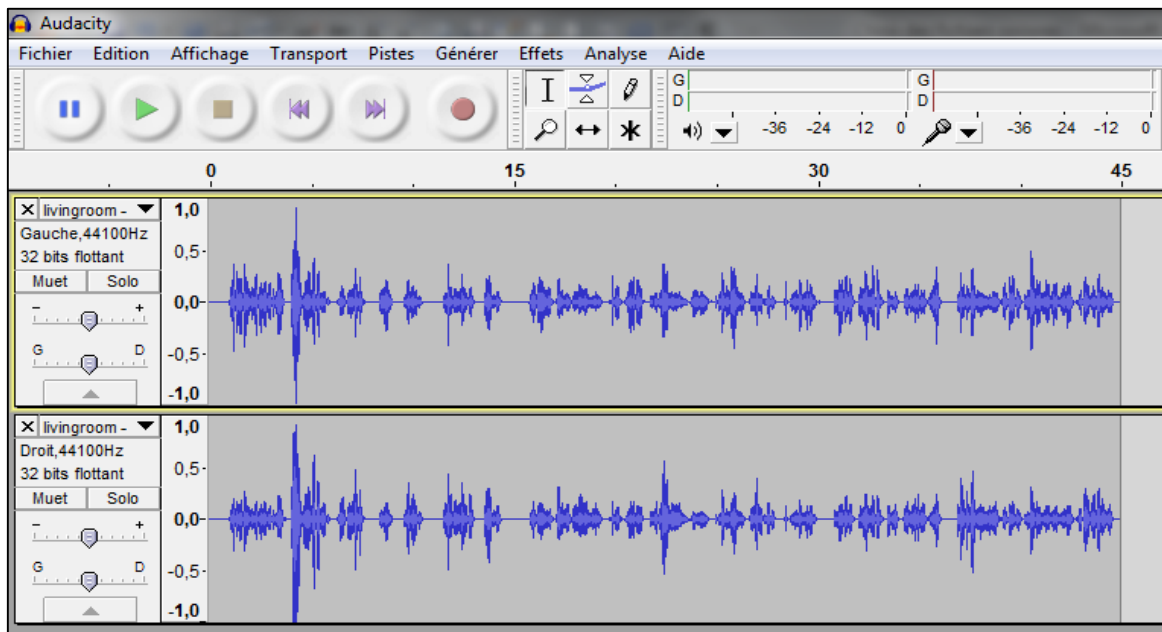


Figure 92 : Séparation en deux canaux.

ⓒ suppression de la piste droite,

ⓐ importation du fichier stéréo du signal d'ambiance sonore (et/ou de l'OVG) préalablement édité,

ⓑ séparation de la piste stéréo,

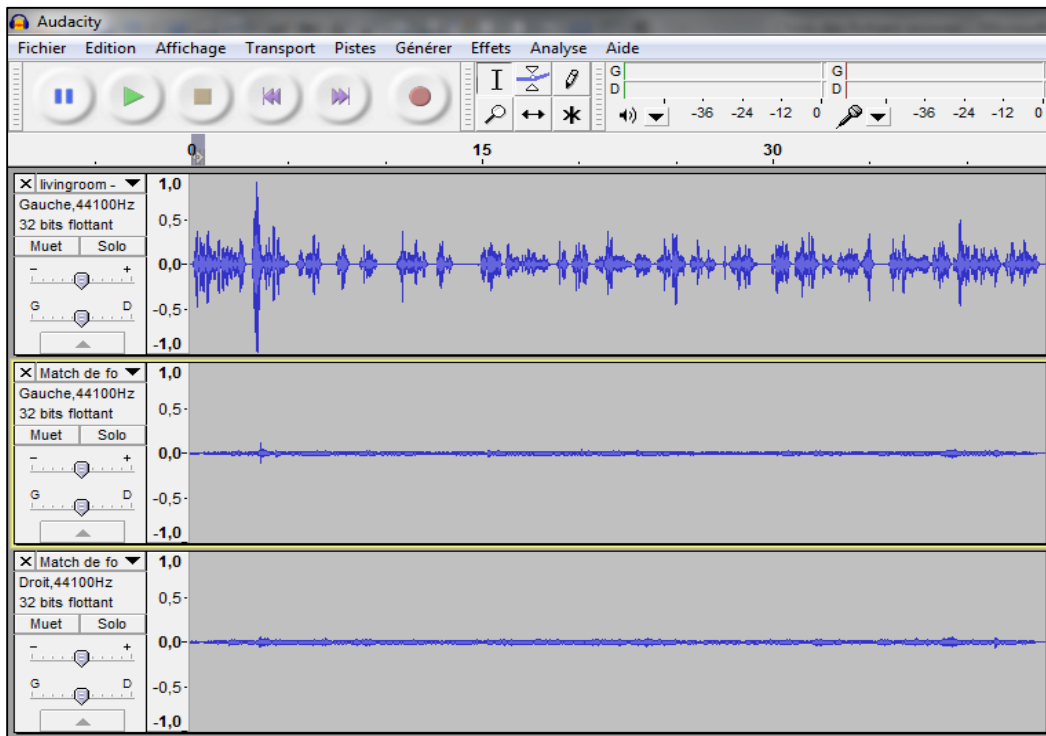


Figure 93 : Piste vocale (gauche) et pistes d'ambiance sonore (droite et gauche séparées).

ⓐ suppression de la piste gauche,

ⓑ analyse comparative des niveaux des pistes gauche et droite (via vumètre et analyse de fréquence),

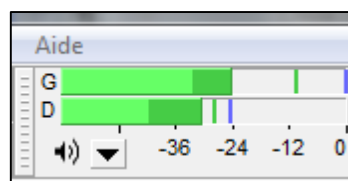


Figure 94 : Vumètre d'Audacity.

- traits bleus=>niveaux maximum enregistrés depuis le début de la lecture
- traits verts=>fluctuation des niveaux maximum
- barre vert foncé=>fluctuation des niveaux forts au temps t
- barre vert clair=>fluctuation des niveaux moyens et faibles au temps t

ajustement des niveaux avec les outils “Amplification” et “Compresseur” afin que les deux pistes aient environ le même niveau : niveau de -12 dB VU au vumètre pour l’OVG, modulation du signal autour de -12 dB VU également pour les signaux de parole et les ambiances sonore, (les niveaux sonores seront également contrôlés au sonomètre lors de la diffusion sur HP dans le local d’enregistrement du KEMAR, afin d’obtenir les bons RSB) et pic à 0 dB VU au maximum sur le vumètre pour éviter l’écrtage et la saturation. On choisit -12 comme niveau moyen afin de laisser une marge de modulation des signaux suffisamment importante pour permettre une dynamique des signaux vocaux d’environ 25 dB (niveau moyen à -12, niveaux forts à 0, niveaux faibles à -24 environ).

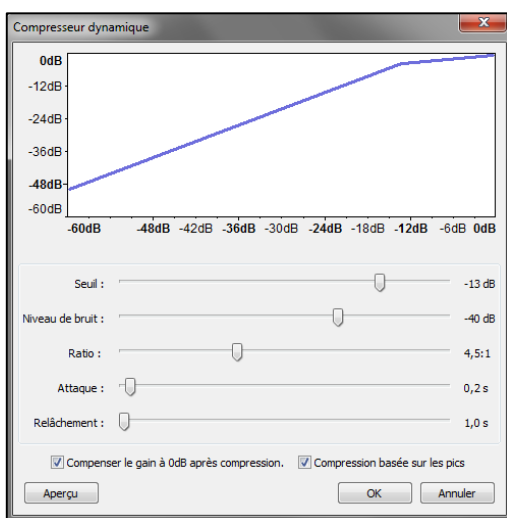


Figure 95 : Compresseur dynamique appliqué sur la piste gauche.

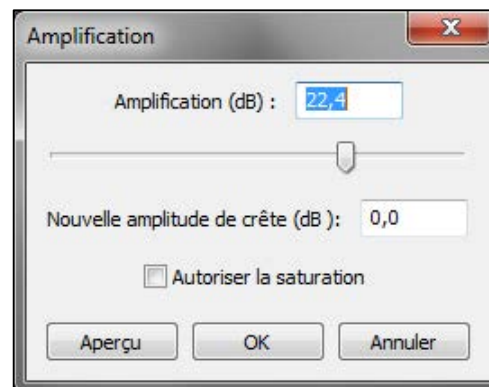


Figure 96 : Amplification appliquée à la piste droite.

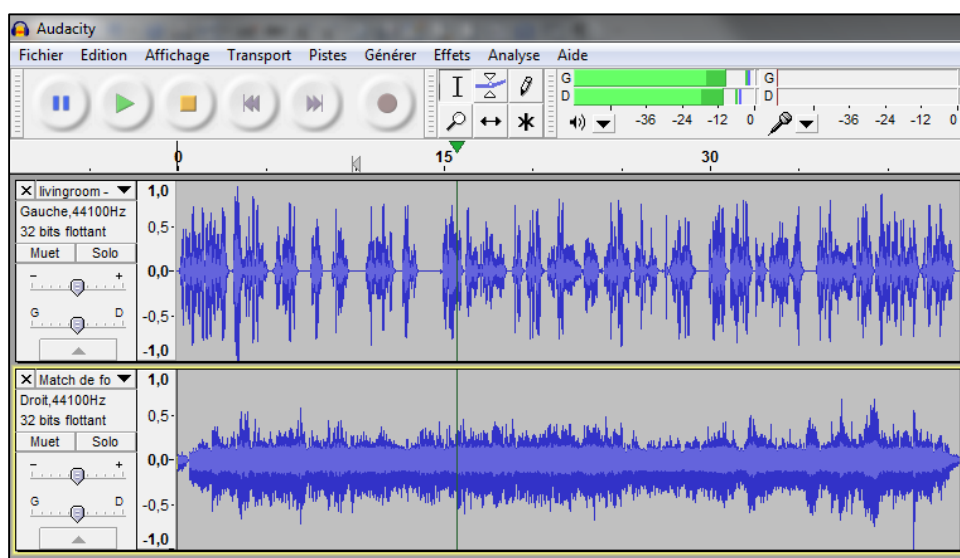


Figure 97 : Pistes après ajustement des niveaux et de la dynamique.

Sur le Vumètre de la figure 97, on voit que les niveaux moyens gauche et droit sont tous deux plus ou moins centrés sur -12 dBVu.

Ces ajustements se font pour chaque fichier de façon individuelle. En effet, les paramètres de compression et d'amplification varient d'un fichier à l'autre, en fonction de la dynamique et des niveaux de départ. Dans l'exemple présenté ici, on voit que l'amplification artificielle ajoutée est importante. Cela est à éviter car on rajoute du souffle au son d'origine, cependant, nous n'avons pas pu procéder autrement car dans le cas contraire, il nous aurait fallu du temps pour réaliser des enregistrements aux caractéristiques de captation communes (étalonnage pré-enregistrement). De même, l'utilisation d'un logiciel d'édition et d'enregistrement audionumérique de meilleure qualité avec des Plugs-in professionnels (amplification, compression multibandes) permettrait une production plus "propre".

Le travail d'édition se poursuit avec les actions suivantes :

- ④ sélection des pistes gauches et droites,
- ④ opération "Joindre en pistes stéréo",
- ④ nommer le fichier stéréo créé,

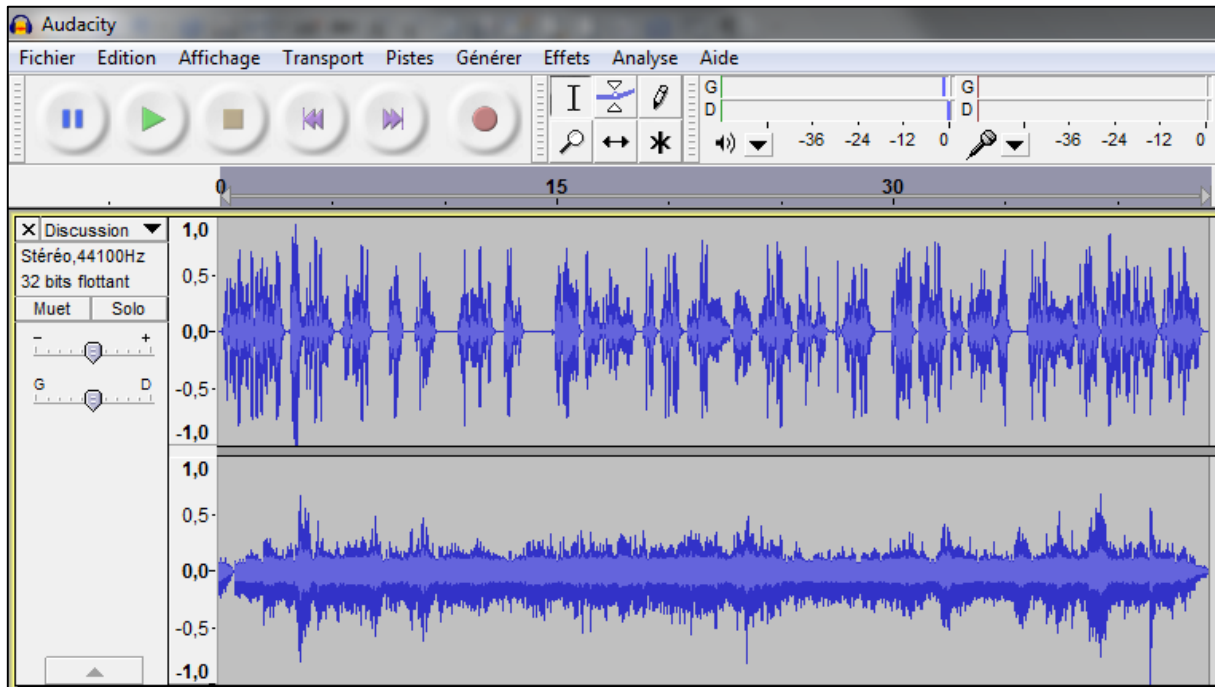


Figure 98 : Pistes gauche et droite jointes en un fichier stéréo renommée "Discussion".

Ⓢ exporter le fichier stéréo au format “WAV (Microsoft) signé 16 bit PCM” dans un dossier dénommé “Sons mixés”,

Ⓢ copier le fichier dans le répertoire BioSoundSystem dénommé “MesFichiersBioSoundSystem” afin de le rendre accessible sur l’interface de contrôle de BS3 depuis la sonothèque.

## **I. Structuration et agencement des pistes du CD**

Après avoir sélectionné et créé les fichiers destinés à l’enregistrement en sons 3D, il nous fallait définir et optimiser le nombre de pistes en fonction de leurs types et de leurs durées. Cette optimisation est nécessaire car nous souhaitons présenter le matériel de rééducation auditive en sons 3D avec pour support un CD audio. Il fallait donc définir et quantifier les durées de chaque piste de manière à les répartir sur le CD de façon équilibrée. En effet, nous avons prévu 5 niveaux de difficulté (correspondant à 5 rapports signal sur bruit variant par paliers de 3 de +6 à -6) et il fallait donc logiquement autant de pistes et de temps d’un niveau à l’autre, sachant qu’un CD audio peut contenir au maximum 80 minutes de données sonores au format WAVE (soit 4800 secondes).

Afin de calculer le nombre de pistes que l’on pourra disposer sur le CD, on répertorie les durées des différents fichiers à enregistrer via le KEMAR :

- Ⓢ Listes de Netteté de Dupret + OVG : t=48s par liste,
- Ⓢ listes de Phrases de Combescure + OVG : t=1min25 par listes soit 85s,
- Ⓢ 15 situations de scènes auditives + bruit ambiant correspondant à la scène : t=38s en moyenne par fichier,
- Ⓢ 4 Contes + OVG :
  - La cité des ruses : t=11min02s soit 662s
  - La voix des sables : t=3min49s soit 229s
  - Jayda : t=7min46 soit 466s
  - L’arbre : t=5min10s soit 310s

Dans un souci d’optimisation et d’équilibre, nous avons retenu la disposition suivante pour chaque niveau de difficulté :

- Ⓢ 2 listes de Dupret donc t=96s,
- Ⓢ 2 listes de Combescure donc t=170s,

- ④ 3 Phrases de scènes auditives donc t=114s,
- ④ 1 conte.

On a ainsi 8 pistes par niveau, avec une durée de 380 secondes (96+170+114) + celle du conte. Il y aura 5 niveaux de difficultés soit 1900 secondes + les durées des quatre contes, c'est à dire :  $1900+662+466+229+310=3567$  secondes. Il reste donc 1233 secondes (4800-3567) de disponibles pour le conte du cinquième niveau de difficulté. On choisit donc le conte le plus long (La cité des ruses).

Au final, on obtient ainsi une **durée totale de 4229 secondes soit environ 70 minutes et 30 secondes.**

Nous avons ainsi une marge de 10 minutes qui sera consacrée aux plages de silence entre les différentes pistes.

Les fichiers issus des tests audioprothétiques seront les premières pistes de chaque niveau car elles présentent un aspect assez studieux et répétitif qui pourrait s'avérer lassant. On présentera tout d'abord les listes de phrases de Combescure qui mettent en jeu la suppléance mentale, puis celles des logatomes de Dupret. Ainsi, l'auditeur ne sera pas confronté d'emblée à des signaux de parole non-signifiants, pouvant revêtir un caractère déstabilisant, voire décourageant.

Les premières listes de phrases et de logatomes seront diffusées face au KEMAR. En revanche, les secondes listes seront diffusées alors que le KEMAR est déplacé avec des mouvements rotatoires. L'écoute de ces listes en sons 3D entraînera alors une rotation des signaux sonores autour de la tête de l'auditeur.

Les fichiers de scènes auditives seront placés après les fichiers issus des tests audioprothétiques afin de redynamiser l'écoute et l'attention des malentendants. De plus, ils présentent sans conteste à l'écoute un aspect plus agréable et divertissant, selon l'adage : *« Après l'effort, le réconfort »*.

Un conte clôturera chaque niveau de difficulté. Le conte présent deux fois sera placé au premier et au dernier niveau de difficulté afin d'être présenté une première fois avec un RSB rendant sa compréhension plus aisée (rappelons que ce conte est le plus long) puis une seconde fois avec un RSB dégradant sa compréhension. Le conte ayant déjà été entendu dans le premier niveau, sa compréhension dans le dernier niveau devrait en être facilitée.

Voici donc de quelle manière s'organisera le sommaire de ce CD de rééducation auditive :

**@ 1<sup>er</sup> niveau (RSB= +6 dB)**

1. Combescure 1
2. Combescure 2 Rotation
3. Dupret 1
4. Dupret 2 rotation
5. Conversation homme femme enfant  
+ ambiance cocktail party
6. Femme dispute son chien  
+ bruits friture cuisine
7. Discours mariage  
+ ambiance cathédrale
8. La cité des ruses

**@ 2<sup>ème</sup> niveau (RSB= +3 dB)**

9. Combescure 3
10. Combescure 4 rotation
11. Dupret 3
12. Dupret 4 rotation
13. Conversation homme femme  
+ ambiance gare
14. Conversation homme femme nourriture  
+ ambiance restaurant
15. Conversation homme femme-annonce-  
caissière + ambiance supermarché
16. Jayda

**@ 3<sup>ème</sup> niveau (RSB= 0 dB)**

17. Combescure 5
18. Combescure 6 rotation
19. Dupret 5
20. Dupret 6 rotation
21. Femme+ambiance cours d'école
22. Conversation femme homme  
+ ambiance marché extérieur
23. Conversation téléphone femme homme  
+ musique
24. La voix des sables

**@ 4<sup>ème</sup> niveau (RSB= -3 dB)**

25. Combescure 7
26. Combescure 8 rotation
27. Dupret 7
28. Dupret 8 Rotation
29. Fille + cocktail party
30. Garçon + ambiance piscine
31. Discours homme  
+ ambiance open space
32. L'arbre

**@ 5<sup>ème</sup> niveau (RSB= -6 dB)**

33. Combescure 9
34. Combescure 2 Rotation
35. Dupret 9
36. Dupret 10 rotation
37. Conversation femme homme fille  
+ ambiance hall de gare
38. Conversation femmes + ambiance rue
39. Conversation femme homme garçon  
+ son match de football
40. La cité des ruses



## **J. Réalisation de l'outil de rééducation auditive**

### **1. CD de rééducation auditive en son binaural**

Suite aux choix des signaux sonores à utiliser et à la conception de la disposition des pistes sur le CD, nous avons procédé à l'enregistrement de ces fichiers sonores suivant le protocole exposé en amont. Ces fichiers ont ensuite été édités, exportés en WAVE et gravés sur des disques audio standards (un disque par patient).

Nous avons également soigné la présentation du CD en réalisant une pochette intégrant une image consultable via le lien [150] et un sommaire. Un exemplaire en est fourni avec notre travail.

### **2. Livret d'accompagnement**

Nous avons également rédigé et imprimé un livret d'accompagnement contenant :

- ④ Une présentation de la méthode de rééducation,
- ④ une description des objectifs de cette rééducation,
- ④ le mode d'emploi pour mettre en place l'écoute en son binaural,
- ④ des conseils liés à l'utilisation de cet outil,
- ④ la retranscription textuelle, piste par piste, de tous les signaux de parole présentés

(hormis les contes). Certains passages comportent des textes à "trous" à compléter par le patient.

Les textes permettent au malentendant, en s'appuyant sur une cognition multimodale, d'associer la lecture à l'audition, afin de faire un lien entre les sons perçus non signifiants (mot non intelligible), le signifié (lecture du mot), et les sons signifiants qui y sont associés.

Nous avons décidé d'insérer quelques "trous" dans les textes pour à la fois pour apporter une dimension ludique à ce travail de rééducation et pour nous assurer que l'écoute sera effectuée dans sa globalité. Par ailleurs, les exercices lacunaires amènent les patients à s'inscrire dans une démarche et une écoute active. Notons ici que nous avons limité le nombre de « trous » afin de conserver une bonne lisibilité et l'aide visuelle apportée par ce livret.

Un exemplaire du livret accompagne ce mémoire.

Muni de l'ensemble des fichiers sonores et documents destinés :

- ② Aux tests de localisation spatiale en son binaural pour normo-entendants,
- ② aux tests de localisation spatiale en son binaural pour malentendants appareillés,
- ② aux tests rotatoires en son binaural pour normo-entendants,
- ② aux tests rotatoires en son binaural pour malentendants appareillés,
- ② aux tests de discrimination spatiale en son binaural pour normo-entendants,
- ② aux tests de discrimination spatiale en son binaural pour malentendants appareillés,
- ② à la rééducation auditive en son binaural des malentendants appareillés,

et débutant notre stage de 3<sup>ème</sup> année en centre d'audioprothèse, nous avons l'opportunité de réaliser l'étude clinique avec des patients et, en parallèle, celle avec des normo-entendants.

## II. Etude clinique

Nous avons effectué l'étude clinique au laboratoire E.HANS à Montbéliard. La première étape consistait à mobiliser des patients qui souhaitent et pouvaient participer aux tests en son binaural et à la rééducation auditive.

### **A. Actions préalables au déroulement de l'étude**

En plus de la création des fichiers de tests, du CD de rééducation auditive et du livret l'accompagnant, il nous a fallu réaliser plusieurs actions de mises en place préalables au déroulement de l'étude. La première action a consisté à établir un groupe de patients participant à l'étude.

#### **1. Critères de sélection des patients**

La mise en place d'une écoute en son binaural et de l'outil de rééducation auditive requérant des conditions bien particulières, nous avons établi plusieurs critères afin de définir un panel de patients susceptibles de convenir à l'étude, ceci avec le concours d'une secrétaire, via le

« fichier client » du logiciel de gestion administrative et financière. La recherche s'est appuyée sur les critères en et les conditions qui suivent :

④ Conditions nécessaires à l'écoute en son binaural :

- Appareillage bilatéral,
- compatibilité avec les systèmes de diffusion sans fil disponibles,
- patients ayant déjà acquis un système de diffusion sans fil,
- perte symétrique préférentiellement.

Important : dans nos critères, nous intégrons tous les systèmes de diffusion sans fil. Toutefois, comme nous allons le voir ci-après, les caractéristiques de diffusion peuvent varier fortement d'un système à l'autre, suivant la technologie sans fil employée. Ainsi, certains émetteurs et streamer ne diffusent pas le son de façon stéréophonique, mais de manière monophonique. Cette particularité est fondamentale par rapport à notre étude puisque la diffusion :

- Stéréophonique envoie le canal sonore droit dans l'appareil de droite et le canal sonore gauche dans l'appareil de gauche,
- monophonique mélange les canaux sonores droit et gauche en un seul et envoie ce dernier sur les deux appareils. L'auditeur a donc une écoute double-mono.

Avec une diffusion monophonique, l'écoute d'un fichier en son binaural ne peut donc permettre aucune sensation de spatialisation puisque l'auditeur reçoit strictement les mêmes signaux sonores pour ses deux oreilles.

Nous avons eu l'idée d'exploiter cette particularité afin d'établir un groupe contrôle, participant à la rééducation mais disposant d'un système de diffusion sans fil monophonique et ne bénéficiant donc pas du son binaural. Les patients bénéficiant du son binaural forment le groupe "binaural". Cela offrait la possibilité de comparer l'impact de la rééducation avec son binaural, par rapport une rééducation utilisant les mêmes fichiers sonores, mais sans spatialisation binaurale. Le groupe contrôle ne réalisera ni les tests de localisation ni ceux de discrimination puisque ceux-ci nécessitent une écoute en son binaural pour être étudiés pertinemment.

- Ⓢ Conditions liées au protocole d'enregistrement (enregistrements réalisés avec des appareils RITE) :
  - Appareils RITE/RIC de préférence,
  - tolérance des appareils BTE en cas de nombre insuffisant de patients en RITE,
  - exclusion de l'ensemble des appareils de type intra-auriculaire.
- Ⓢ Conditions liées à la mise en place du système de rééducation auditive et à la disponibilité des patients :
  - Patients âgés de 18 à 75 ans (nés entre 1939 et 1996),
  - patients résidant préférentiellement dans le secteur de Montbéliard,
  - patients disposant d'un système permettant la lecture des fichiers de rééducation (Lecteur CD, Ordinateur, Lecteur DVD, Téléphone portable compatible, baladeur...).
- Ⓢ Conditions liées à l'ancienneté de l'appareillage : nous ne souhaitons pas inclure de patients bénéficiant d'un premier appareillage datant de moins de 4 mois afin d'éviter un biais d'adaptation prothétique trop récente.

Certains patients potentiels nous ont été conseillés par notre maître de stage, les secrétaires et le technicien. En outre, nous n'avons pas hésité à solliciter les patients de passage au laboratoire.

La liste issue du fichier « clients » nous a conduit à sélectionner 70 patients pouvant participer à l'étude, qui ont été contactés par un courrier explicitant la démarche à réaliser et le but de l'étude (améliorer la compréhension dans le bruit). Ce courrier est consultable en annexe 1 page 189. Suite à l'envoi de ce courrier, nous avons effectué une prise de contact téléphonique avec les patients ne s'étant pas manifestés. Bon nombre de patients ont décliné notre proposition de participer à l'étude pour des raisons personnelles. Notons que certains patients volontaires ne possédaient pas de matériel pour lire les fichiers sonores mais que le laboratoire leur a fourni un lecteur CD afin qu'ils puissent réaliser la rééducation auditive à leur domicile.

## **2. Panel de patients participant à l'étude**

Sur l'ensemble des 70 patients contactés et rencontrés au laboratoire, seuls 25 patients se sont montrés favorables et disponibles pour participer à l'étude. Par ailleurs, 2 de ces patients ne se sont finalement pas présentés à leur rendez-vous et n'ont pas souhaité être recontactés. Néanmoins, certains patients très motivés nous ont rapidement contactés à réception du courrier :

- ④ Nombre de personnes ayant pris part à l'ensemble de l'étude : N=23,
- ④ groupe binaural : n=17,
- ④ équipement : 2 Hansaton, 5 Starkey, 10 Phonak,
- ④ groupe contrôle : n'=6,
- ④ équipement : Oticon.

Pour chaque patient, nous avons renseigné les informations suivantes (voir tableau complet en annexe 2 pages 190):

Age calendaire (ans)	Étiologie de la surdité	Apparition de la g�ne	Appareillé depuis	Dernier renouvellement	Accessoire de communication	Perte tonale moyenne D/G	Seuils moyens avec ACA	Temps de port ACA pré- r�ducation (H/J)
----------------------------	-------------------------------	--------------------------	----------------------	---------------------------	--------------------------------	-----------------------------------	------------------------------	--------------------------------------------------

Suite aux indications fournies par le DATA logging, nous avons été en capacité de renseigner les temps de port des appareils pré-r ducation. Ces informations nous ont conduit à retirer deux patients de l'analyse finale (T.J-P et M.A.), car ils utilisaient leurs appareils moins d'une heure par jour, ce qui aurait causé un biais entre les résultats pré et post r ducation. En effet, ces deux patients étant insuffisamment habitués au port des appareils, l'effet de la r ducation n'aurait pu être réellement quantifié. Nous avons fait apparaître ces biais dans le tableau de l'annexe 2 page 190 en appliquant une surbrillance jaune sur les cellules concern es. Par ailleurs, nous avons analysé les âges des patients. Les graphiques d'analyse sont en suite de l'annexe 2, page 192.

Notons que seuls 7 patients étaient déjà en possession d'un accessoire de communication sans fil. Pour mener à bien cette étude, E.HANS a mis à notre disposition 16 streamer/bornes d'émission. Afin d'en assurer le suivi, et de stipuler la participation effective à l'étude, nous avons réalisé des fiches de prêt de matériel et de consentement de participation à l'étude. Une fiche vierge est consultable en annexe 3 page 193.

### 3. Matériel de diffusion sonore utilisé

Nous avons utilisé le matériel suivant pour diffuser les signaux sonores directement dans les aides auditives :

Fabricant	Streamer (interface)	Emetteur sans-fil	Connexion filaire	Technologie d'émission dans les appareils	Bande passante d'émission	Spécificité
Hansaton	Media / MiniMedia	Non utilisé (Transmitter)	Du lecteur CD au streamer	e2e (Induction Numérique Codée INC)	20Hz-20kHz	Signaux Stéréo
Starkey	Absent	SurfLink Media / Mobile	Du lecteur CD à l'émetteur sans fil	2,4 GHz ISM Bluetooth (profile A2DP)	-	Signaux Stéréo
Phonak	ComPilot / iCom	Non utilisé (TVLinkS)	Du lecteur CD au streamer	Induction numérique codée	-	Signaux Stéréo
Oticon	Connect Line / Pro	Non utilisé (ConnectLine TV)	Du lecteur CD au streamer	Induction numérique codée 3.84 MHz	-	Signal monophonique

Tableau 6 : Matériel audioprothétique de diffusion sonore utilisé.

Nous avons souhaité minimiser l'utilisation des émetteurs (technologie de modulation de fréquence numérique ISM 900MH, ISM 2.4GHz ou ISM 2.4GHz Roger) sans fil pour les raisons suivantes :

- ④ Ajout de plusieurs éléments dans la mise en place du système de diffusion (explications branchements et appairage),
- ④ prêt d'éléments supplémentaires,
- ④ modifications de la bande passante (à titre d'exemple, mais probablement également valable les autres fabricants : chez Siemens, la liaison ISM 2.4 GHz entre le Transmitter et le streamer réduit la bande passante à 125 Hz-7 kHz).

Nous ne mentionnerons pas ici les procédures liées à l'appairage des streamer et émetteurs utilisés, ce mémoire n'en faisant pas l'objet.

Afin de mesurer la compréhension dans le bruit pré et post-rééducation auditive en son binaural, nous allons réaliser des audiométries vocales dans le bruit (AVB) : il fallut alors définir notre méthode d'examens.

## **B. Mise en place des tests/retests d'audiométrie vocale dans le bruit**

### **1. Matériel utilisé**

Nous avons utilisé la cabine d'audiométrie du laboratoire équipée d'un système de diffusion multicanal de 5 haut-parleurs accrochés au plafond, pilotés sur ordinateur depuis le logiciel BioSoundSystem 3 (Figure 99 et 100).

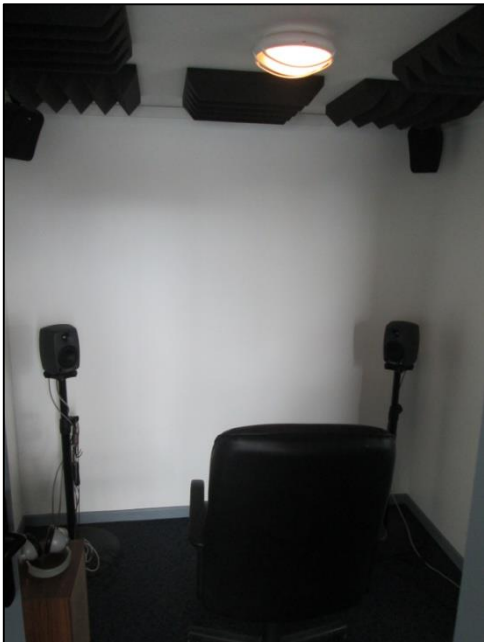


Figure 99 : Intérieur de la cabine (2 des 5 HP sont visibles dans les coins du plafond).



Figure 100 : Poste d'audiométrie correspondant.

Un système de captation sans fil (micro-cravate Phonak, récepteur MyLink et casque audio personnel professionnel BeyerDynamic DT770) permet d'assurer une parfaite intelligibilité des signaux de parole (logatomes) répétés par le patient.

## 2. Calibration de la cabine

Une calibration du système de diffusion a été effectuée par nos soins, avec les conseils de R.SEC de Biotone, personne chargée du suivi technique et de l'installation des logiciels BSS3. A cet effet, nous avons téléchargé la mise à jour (version 3.60) permettant de calibrer chaque HP individuellement. Suite au calibrage de l'ensemble du système, nous avons réalisé des enregistrements (via un sonomètre relié à un ordinateur portable) des signaux tests diffusés dans la cabine. L'analyse spectrale de ces enregistrements nous renseigne sur la signature acoustique de la cabine (figure 101).

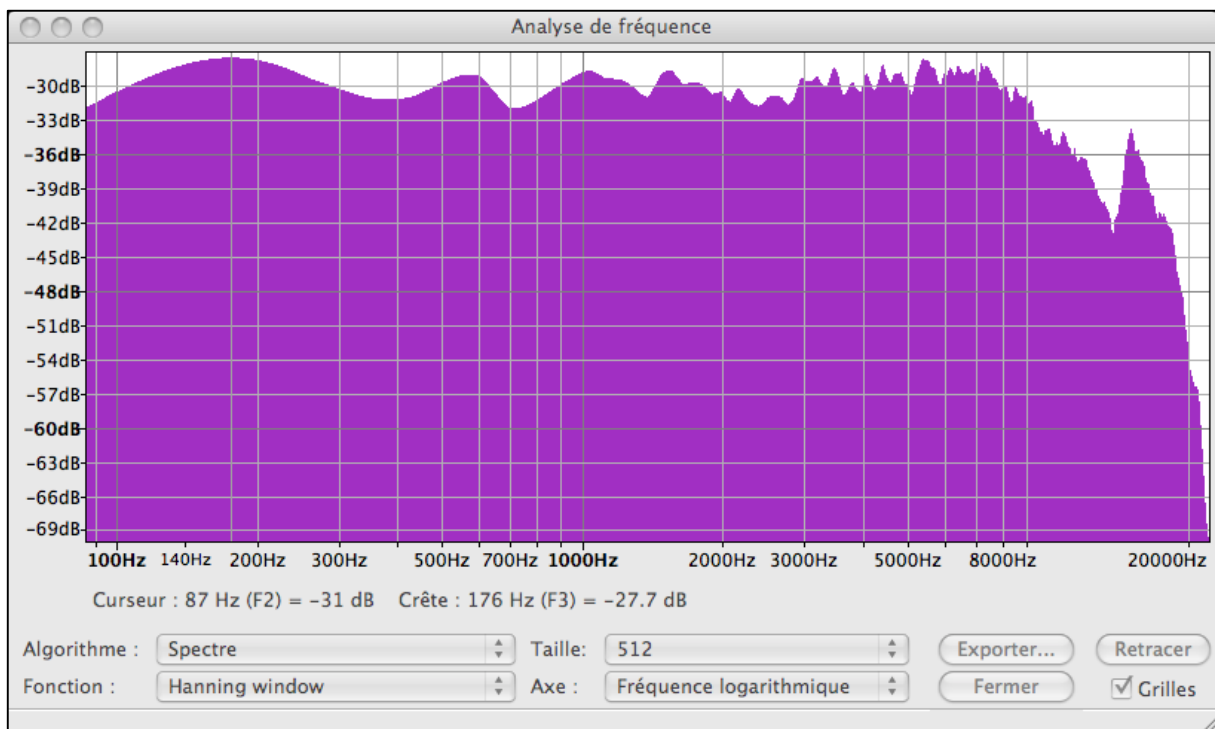


Figure 101 : Analyse spectrale d'un bruit blanc large enregistré au centre de la cabine après égalisation et calibration de l'ensemble du système de diffusion.

## 3. Signaux sonores utilisés

Pour des raisons déjà explicitées dans la partie "Choix du matériel sonore", nous avons réalisé les AVB avec les signaux suivants :

- © Logatomes de Dupret (listes du test de netteté),
- © Onde vocale Globale de Dodelé.

L'ensemble des signaux sont diffusés via BSS3 à partir des fichiers du CNA.



La diffusion est réalisée de la façon suivante :

- Ⓢ Les logatomes sur le haut-parleur central,
- Ⓢ l'OVG sur les quatre autres haut-parleurs (aux angles de la cabine),
- Ⓢ les logatomes à un niveau constant de 65 dB SPL,
- Ⓢ l'OVG à un niveau variant par pas de 3dB de 53 à 68 dB SPL.

**Nous réalisons donc les AVB avec des RSB de 12, 9, 6, 3, 0 et -3 dB.**

#### **4. Protocole de passation des AVB**

Le protocole utilisé en test pré-rééducation est le même que celui effectué post-rééducation :

- Ⓢ Une otoscopie est réalisée afin de vérifier l'absence de bouchon de cérumen,
- Ⓢ les appareils sont nettoyés et contrôlés,
- Ⓢ le programme dans le bruit est activé par le patient si celui-ci en possède un et qu'il a l'habitude de l'utiliser,
- Ⓢ les consignes de tests sont toujours données de la même façon : «Vous allez tout d'abord entendre du bruit autour de vous. Puis, sur le haut-parleur qui est en face de vous (on le désigne), on va diffuser des mots qui ne veulent rien dire. Ne cherchez pas à les interpréter, et répétez simplement à haute voix ce que vous entendez. Si vous n'êtes pas sûr d'entendre correctement un mot, répétez ce que vous pensez avoir entendu et concentrez-vous sur le mot suivant.» (Précisons que les patients suivis au laboratoire sont habitués aux tests utilisant des listes de logatomes car les listes de Dupret y sont utilisées depuis leur création.),
- Ⓢ à chaque RSB correspond une liste de logatomes,
- Ⓢ on commence par la liste 11 (car les listes 11 à 20 ne sont pas présentes dans le CD de rééducation auditive),
- Ⓢ on émet toujours deux listes pour un même RSB afin de moyennner les résultats,
- Ⓢ les changements de RSB s'effectuent toujours dans le même ordre (RSB décroissants),
- Ⓢ aucun logatome n'est répété,
- Ⓢ tous les phonèmes erronés sont comptés, y compris ceux précédant et suivant le logatome (exemple : logatome=ayain, si le patient prononce « layain », on comptabilise le [l] prononcé comme une erreur),

- ④ l'OVG est toujours diffusée pendant 10 secondes avant l'émission de la première liste, afin que les appareils analysent la situation sonore et que les algorithmes éventuellement présents puissent s'activer,
- ④ on passe d'un RSB à l'autre sans marquer de pause,
- ④ un système de captation sans fil (micro-cravate Phonak, récepteur MyLink et casque audio personnel professionnel BeyerDynamic DT770) assure une parfaite intelligibilité des logatomes répétés par le patient,
- ④ le suivi des listes et le marquage phonétique des phonèmes erronés s'effectuent sur papier (voir annexe 4 page 192).

## **C. Déroulement de l'étude**

### **1. Actions réalisées lors du premier rendez-vous**

Nous avons réalisés les actions suivantes pour tous les premiers rendez-vous (dans l'ordre chronologique) :

- ④ Rencontre avec le patient,
- ④ otoscopie,
- ④ nettoyage des appareils,
- ④ passation des AVB pré-rééducation,
- ④ présentation de l'étude et consignes d'utilisation en reprenant les informations décrites dans les deux premières pages du livret de rééducation auditive (joint séparément au mémoire),
- ④ présentation et mode d'emploi du matériel (CD, streamer, matériel de diffusion prêté),
- ④ paramétrage des appareils (appairage et réglage du programme de diffusion sans fil, [voir paragraphe suivant]),
- ④ vérification de la diffusion sans fil,
- ④ vérification de la mise en place du système de diffusion en laissant le patient effectuer les branchements et la connexion sans fil,
- ④ analyse du DATA Logging,

- Ⓢ prise de rendez-vous post rééducation (idéalement un mois après le premier rendez-vous).

Pour effectuer toutes ces actions, nous réalisons des rendez-vous d'environ une heure. Afin de ne pas introduire d'effet de fatigabilité, nous avons effectué les audiométries vocales en début de rendez-vous.

## **2. Paramétrage des appareils pour l'écoute en son binaural**

Nous souhaitons que les patients, à l'écoute du CD de rééducation auditive, aient l'impression d'entendre les scènes auditives comme si ils en étaient témoins. En effet, un de nos objectifs était que les patients entendent les sons du CD, en termes de timbre, tonalité, et volume, de la même façon qu'ils entendent habituellement les sons captés par les microphones de leurs appareils. De plus, les tests de localisation, de rotation et de discrimination devaient être pratiqués en utilisant les courbes de réponse en fréquences propres à chaque réglage d'appareil.

A cet effet, comme nous l'avons explicité plus haut, les enregistrements ont été réalisés de la façon la plus transparente possible, de manière à pouvoir modifier le signal "neutre" avec les réglages des appareils des patients (pages 89 et 93).

Rappelons ici que l'utilisation de tous les équipements sans fil décrits précédemment se fait via l'activation d'un programme de diffusion sans fil généré à partir du programme de base des appareils mais qui le modifie au niveau des paramètres de gain (augmentation des basses fréquences et diminution des aiguës). Le programme de diffusion nécessite donc quelques ajustements pour être aussi proche que possible des réglages/ patients. Ce programme est plus ou moins personnalisable suivant le logiciel fabricant utilisé. Nous avons donc effectué des copies :

- Ⓢ Des programmes de base (P1 / Universel),
- Ⓢ des programmes pour la compréhension dans le bruit lorsqu'ils étaient activés et utilisés,
- Ⓢ ou des programmes de parole dans le bruit si le programme de base est un programme automatique (comme par exemple avec SoundFlow),
- Ⓢ et nous les avons ajustés selon les réglages/ patients.

Par ailleurs, sur le programme de diffusion, nous avons désactivé le fonctionnement des microphones. Ainsi, seuls les signaux émis directement dans les appareils auditifs bénéficient d'une amplification.

Comme nous l'avions mentionné dans la partie liée au protocole de base d'enregistrement des fichiers (page 93), nous pensons qu'il eût été préférable d'opérer des mesures In-Vivo afin d'établir une réelle correspondance entre les sons perçus via streamer et les sons reçus au tympan en temps normal par les patients appareillés.

*Remarque liée à l'équilibrage de la fonction binaurale :*

Afin d'assurer une fonctionnalité optimale des mécanismes d'audition binaurale (localisation, compréhension dans le bruit et sommation de sonie), l'audioprothésiste se doit de veiller à la réhabilitation de l'équilibrage de la fonction binaurale. En effet, en cas d'asymétrie des seuils perceptionnels, il est nécessaire de procéder à des tests d'équilibrage et à des ajustements de réglages afin que le patient retrouve une audition binaurale équilibrée.

Nous ne disposons pas du temps nécessaire à la vérification de l'équilibrage prothétique et notre étude clinique se basant sur une comparaison pré/post-rééducation, nous ne souhaitons pas modifier les réglages des appareils en cas d'éventuel déséquilibre, car cette action aurait faussé les résultats audiométriques post-rééducation.

En effet, nous aurions réalisé les AVB pré-rééducation après avoir ajusté les réglages, mais ces derniers risquaient de n'être intégrés corticalement que plus tardivement. Puisque c'est seulement « *Lorsque le patient est accoutumé [que] le démasquage apporte un gain de 5 dB de RSB* » [151], l'amélioration des mécanismes binauraux, et donc de la compréhension dans le bruit mesurée en post-rééducation, n'aurait pas été uniquement liée à la rééducation auditive.

Suite à ce premier rendez-vous, nous avons parfois recontacté par téléphone certains patients afin de valider la bonne mise en place du dispositif de rééducation, notamment par rapport à la spécificité des branchements, liée au matériel de lecture du CD propre à chaque patient (type de câble selon les lecteurs CD et DVD, "jack" ou "cinch"...)

Deux patients ont repris rendez-vous afin de me présenter leur mode d'emploi et de recevoir un câble adapté à leur matériel.

## **D. Actions réalisées lors du rendez-vous post-rééducation**

Nous avons réalisé les actions suivantes pour tous les rendez-vous post-rééducation (dans l'ordre chronologique) :

- ④ Remise d'un questionnaire et explications quant à son utilité et à la façon de le compléter (voir partie suivante),

Pendant la rédaction des réponses du questionnaire :

- ④ otoscopie,
- ④ nettoyage des appareils et contrôle du fonctionnement,
- ④ analyse du DATA Logging,
- ④ récupération du matériel prêté (Streamer/matériel de diffusion, câbles, CD et livret),
- ④ installation d'une partie de ce matériel pour les tests en son binaural (rotation, localisation, discrimination, voir page 158),
- ④ observation rapide des exercices lacunaires à compléter du livret.

Puis, une fois le questionnaire complété :

- ④ Passation des AVB post-rééducation,
- ④ réalisation des tests en son binaural (voir page 158),
- ④ présentation des résultats de ces tests,
- ④ comparaison des résultats pré-post rééducation (voir page 155),
- ④ remise en l'état des programmes de diffusion modifiés pour la rééducation,
- ④ remerciements au patient pour sa participation à l'étude.

La durée moyenne d'un rendez-vous permettant d'effectuer les actions décrites était d'une heure.

## **E. Questionnaire post-rééducation**

### **1. Objectifs**

Recueillir des données subjectives liées :

- ④ A la qualité d'audition estimée des patients appareillés,
- ④ à la modification éventuelle de celle-ci suite à la rééducation,

- Ⓢ à l'évaluation subjective de l'utilité de la rééducation auditive en général,
- Ⓢ à l'évaluation subjective de l'utilité de l'outil de rééducation auditive en son binaural,
- Ⓢ à l'évaluation subjective de la qualité de l'outil,
- Ⓢ à l'évaluation subjective de la prise en charge du patient,
- Ⓢ à l'intérêt porté à cette méthode de rééducation auditive,
- Ⓢ aux difficultés rencontrées lors de l'écoute du CD,
- Ⓢ à la sensation de spatialisation sonore,
- Ⓢ aux outils de lecture utilisés,
- Ⓢ aux durées et fréquences subjectives de pratique quotidienne de rééducation auditive.

## **2. Réalisation**

Pour la mise en forme de ce questionnaire, nous nous sommes inspiré d'outils existant déjà: le GBI post-opératoire et le GHSI pré et post-opératoire en version française.

En effet, ces questionnaires sont, très accessibles, rapides et simples à compléter car ils présentent un choix de 5 réponses possibles (à titre de comparaison, l'APHAB est un QCM à 7 items).

De plus, ils se basent sur les ressentis pré et post-implantation (qualité de vie, d'écoute...) et nous pouvons nous en inspirer pour recueillir les données pré et post-rééducation précédemment exposées. Par ailleurs, nous avons également pris soin de modifier l'ordre de présentation des réponses afin d'éviter qu'ils soient renseignés de façon machinale.

Toutefois, nous avons créé bon nombre d'items en raison de la particularité de l'étude réalisée (questions spécifiques à la rééducation auditive et à l'outil la rendant possible).

Le questionnaire est consultable en annexe 5 pages 195-197.

## **F. Utilisation des questionnaires pour identifier des biais**

Nous avons mentionné plus haut que l'analyse des réponses visait également à évaluer les durées et fréquences subjectives de pratique quotidienne de rééducation auditive. Ces informations nécessitent un recul du patient sur sa pratique personnelle et sont, de fait, subjectives. Néanmoins, nous pouvons nous appuyer sur les exercices lacunaires, complétés ou non, dans le livret de rééducation, afin de corroborer les réponses du questionnaire

correspondant au niveau de difficulté atteint en fin de rééducation, ce qui nous a permis de savoir si les informations issues du questionnaire étaient cohérentes (niveau atteint, temps de rééducation quotidien) par rapport à la pratique effective de la rééducation (« trous » complétés). Ces comparaisons de données nous ont conduit à identifier un patient susceptible de ne pas avoir pratiqué sérieusement la rééducation auditive.

Par ailleurs, les échanges avec les patients et les suggestions et remarques faites via les questionnaires nous ont également permis d'identifier un patient n'ayant pas effectué la rééducation avec le système de diffusion en son binaural mais écoutant le CD en champ libre. Ces patients sont repérables en surbrillance jaune dans l'annexe 6 pages 198-204.

## **G. Analyse des réponses au questionnaire post-rééducation auditive**

Nous avons procédé au dépouillage des données et les avons mises en forme dans le tableau consultable en annexe 6 pages 198-204.

Les analyses graphiques de ces données sont présentes en annexe 7 pages 205-209.

On peut en retirer les informations suivantes :

- ④ Les patients ayant réalisé l'étude se sentent :
  - Très majoritairement gênés pour comprendre dans le bruit (Items 1, 4) et en situation d'écoute spécifique (items 2 et 3),
  - majoritairement capables de localiser une source sonore (cette information tend à valider l'équilibrage interaural) (Item 5).
- ④ Après la rééducation auditive en son binaural, les patients se sentent :
  - Majoritairement plus à l'aise dans le bruit (Items 6 et 11),
  - plus confiants et capables de comprendre des conversations dans le bruit (Items 7,8 et 10).
- ④ La rééducation auditive en son binaural est jugée :
  - Très majoritairement utile pour l'audition (Item 9),
  - majoritairement plaisante (Item 13) et reconductible (Item 12),
  - majoritairement comme une plus-value dans la prise en charge audioprothétique (Item 14),

- représenter un investissement valable (Item 16),
  - très majoritairement complémentaire à l'acquisition d'appareils auditifs (item 17).
- Ⓢ L'item 15 illustre le manque de connaissance des patients quant à la possibilité et à l'utilité d'une rééducation auditive en cabinet d'orthophonie,
  - Ⓢ les items 18, 19, 20 et 21 mettent en évidence l'utilité de la lecture du livret en complément de l'écoute des fichiers sonores et indiquent très majoritairement des difficultés à comprendre les signaux de parole signifiants à partir du niveau 4 (RSB=-3 dB),
  - Ⓢ les pistes de phrases (Combescure) ont posé moins de problèmes de compréhension et les pistes de contes, de scènes auditives et de logatomes ont également occasionné des difficultés (item 23),
  - Ⓢ les scènes auditives sont jugées les plus intéressantes,
  - Ⓢ les logatomes et les contes sont jugés comme étant les moins intéressants (Item 25) principalement pour les raisons suivantes :
    - Logatomes : absence de signification,
    - Contes : pas de lecture de texte sur laquelle s'appuyer.
  - Ⓢ la mise en place, le fonctionnement et les explications concernant le système de rééducation auditive sont appréciés positivement par l'ensemble des patients (items 26, 27, 28),
  - Ⓢ en revanche, aucun patient ne s'est renseigné sur les sons 3D (item 29),
  - Ⓢ la lecture du CD de rééducation s'est majoritairement effectuée via un ordinateur (Item 31).



Nous reproduisons ici l’histogramme correspondant à l’analyse de l’item 22, faisant référence aux sensations de déplacement sonore éventuellement ressenties à l’écoute du CD de rééducation auditive :

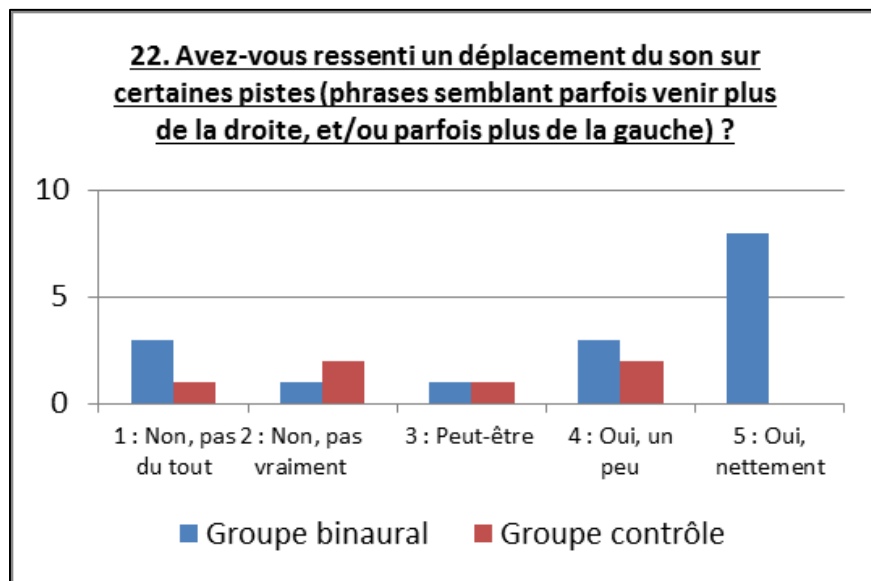


Figure 102 : Réponses données à la question concernant les sensations de déplacement sonore (Item 22).

Il ressort de cette analyse que :

- Ⓢ Les patients du groupe binaural ont très majoritairement senti un déplacement du son,
- Ⓢ les patients du groupe contrôle n’ont pas majoritairement senti de déplacement (Remarquons qu’on ne peut pas établir de comparaisons intergroupes étant donné qu’ils ne sont pas homogènes.).

Ces informations confirment la différenciation des deux groupes liées au type de diffusion (son binaural / son double mono) et la présence d’une nette sensation de déplacement sonore générée par l’écoute du son binaural.

Les descriptions des sensations de déplacement apportées par les patients (annexe 6 page 203, item 22) mentionnent que les sons :

- Ⓢ Tournent autour de la tête (notamment les voix),
- Ⓢ se déplacent de droite à gauche, voire derrière la tête,
- Ⓢ provoquent une sensation de tournis.

## H. Analyse des AVB pré-post rééducation

### 1. Identification des biais

Lors de l'analyse du DATA Logging post-rééducation, nous avons observé :

- Ⓢ Le temps de port quotidien estimé des appareils,
- Ⓢ le pourcentage correspondant à l'activité du programme de diffusion (ce pourcentage, lorsqu'il est indiqué, est calculé par rapport à la durée totale d'utilisation des appareils depuis la dernière vérification de DATA Logging effectuée).

Ces éléments ont été recoupés avec les données issues du questionnaire, et cela nous a conduit à retirer certains patients lors de l'analyse finale car ils occasionnaient des biais dans la comparaison pré/post rééducation. L'annexe 8 page 210 présente l'ensemble de ces éléments et les durées de rééducation estimées par patient. Nous y signalons les trois patients retirés (qui s'ajoutent aux deux précédents) en surbrillance jaune.

L'étude du tableau mentionné ci-avant nous permet la création des graphiques suivants :

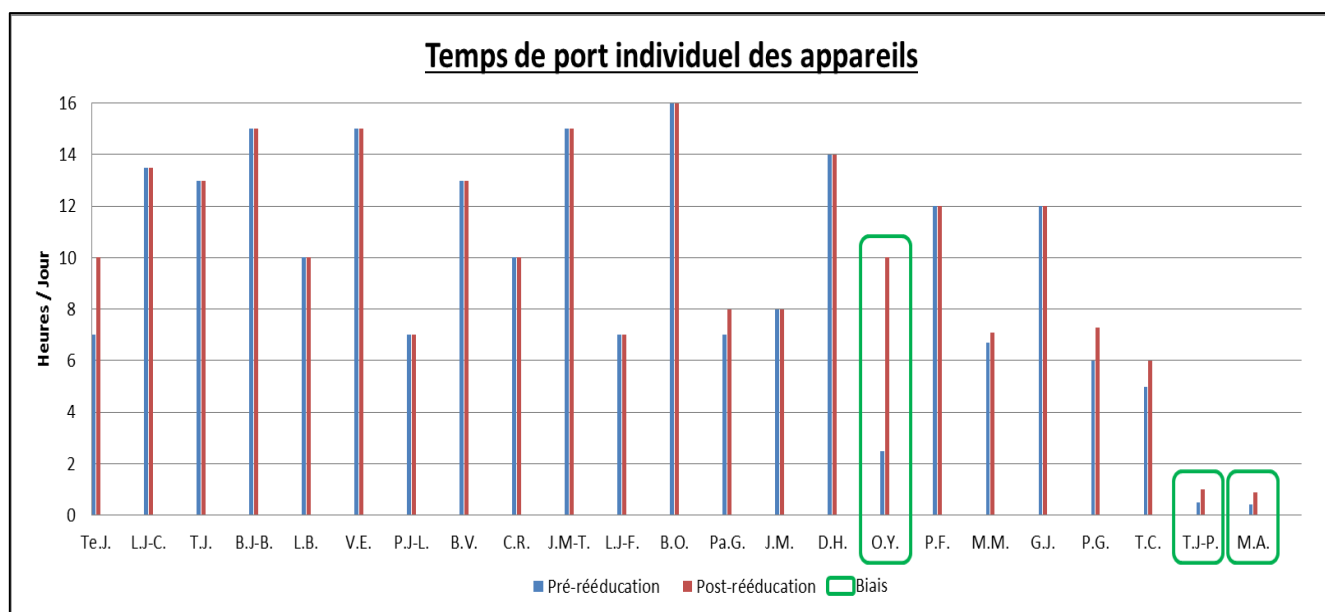


Figure 103 : Analyse du temps de port individuel des appareils, pré et post rééducation avec signalement des biais.

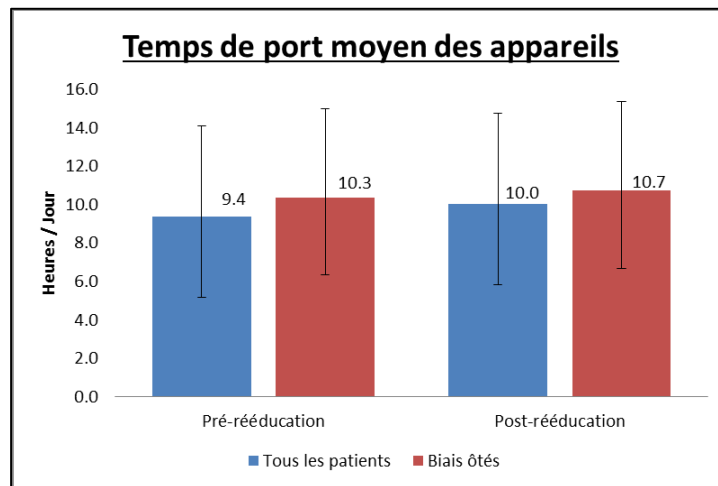


Figure 104 : Moyenne du temps de port des appareils pré et post rééducation, avec et sans biais.

Ces histogrammes permettent de mettre en évidence les faibles écarts de temps de port des appareils pré et post-rééducation. Les résultats obtenus aux AVB post-rééducation ne dépendent donc pas de ce facteur une fois les biais retirés.

Notons que les biais liés à l'implication des patients ne sont plus pris en compte dans la suite de notre étude, ces patients étant retirés lors de l'analyse des données, des tableaux et graphiques réalisés (on compte donc 14 patients dans le groupe binaural et 4 patients dans le groupe contrôle).

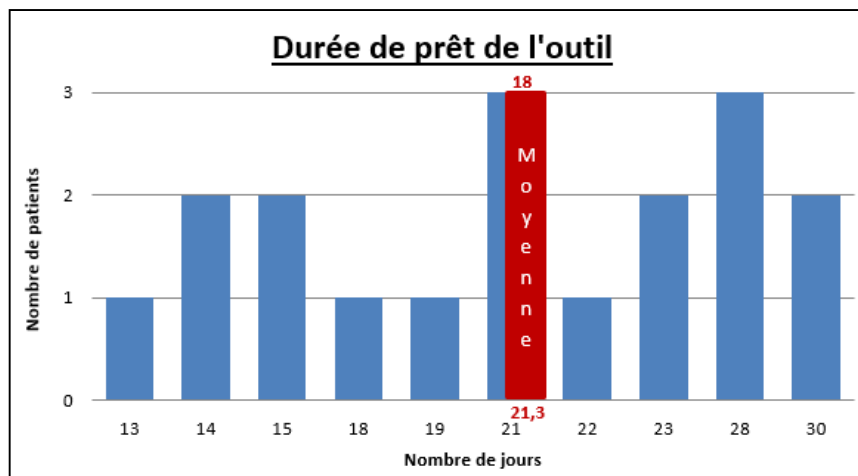


Figure 105 : Nombre de jours de prêt de l'outil par patients et moyenne.

Initialement, nous souhaitons une durée de prêt de l'outil (et a priori de rééducation) de 30 jours pour tous les patients. Pour de nombreuses raisons pratiques, cela n'a pas été possible et l'on constate une moyenne de 21 jours de prêt (biais ôtés) avec prêts allant de 13 à 30 jours.

Par ailleurs, nous avons constaté des variations dans le temps quotidien de rééducation estimé d'un patient à l'autre :

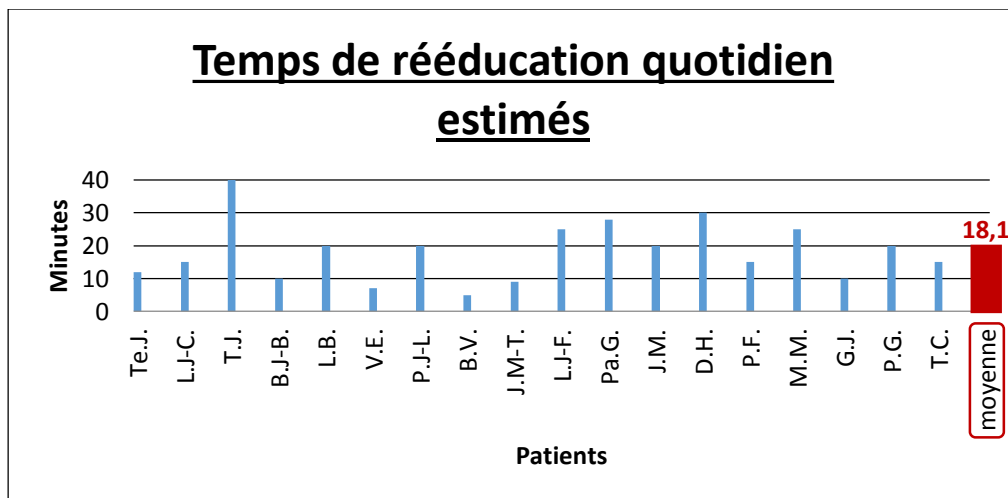


Figure 106 : Temps de rééducation quotidien estimé par patient et moyenné.

Ces données, combinées aux durées de prêt pour chaque patient, aboutissent au graphique suivant :

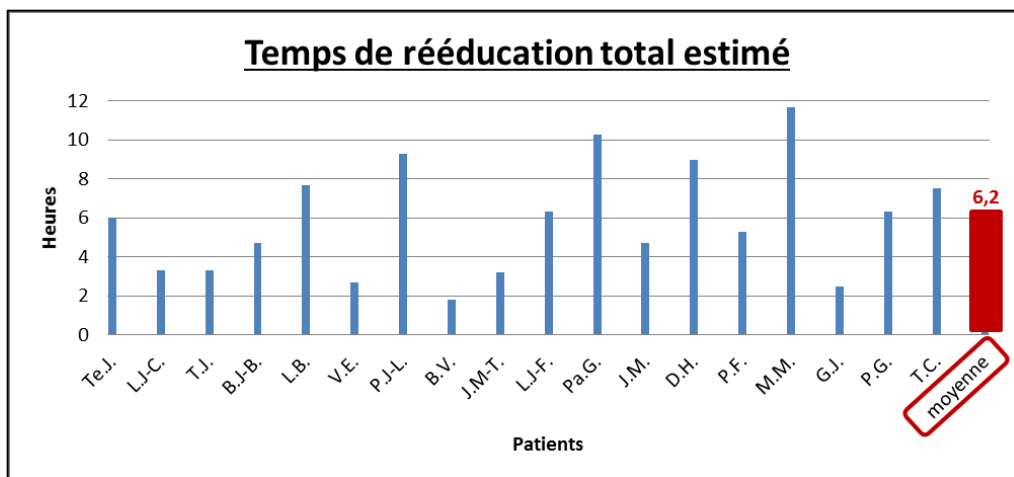


Figure 107 : Temps de rééducation total estimé par patient et moyenné.

Ainsi l'on remarque de nombreuses disparités de temps de rééducation d'un patient à l'autre. Il sera par conséquent intéressant de faire le lien entre le temps passé à écouter le CD de rééducation et les résultats des AVB pré/post rééducation.

## **2. Résultats**

Le tableau indiquant les résultats aux audiométries vocales dans le bruit pré et post-rééducation est consultable en annexe 9 page 212. Rappelons que dans les tests vocaux pratiqués (logatomes du test de netteté de Dupret), ce sont les nombres de phonèmes erronés qui sont dénombrés et que nous comptabilisons également les phonèmes surnuméraires.

On a mentionné pour chaque patient et à chaque RSB :

④ Pré et post-rééducation :

- Le nombre de phonèmes erronés (/ 33),
- la moyenne des deux listes testées au même RSB (/ 33).

④ la différence de la moyenne pré-rééducation et de la moyenne post-rééducation (/33),

④ le pourcentage correspondant à cette différence (/100).

Celui-ci correspond donc au pourcentage d'amélioration de compréhension phonémique du test post-rééducation par rapport au test pré-rééducation.

Nous avons également indiqué, pour chaque RSB :

④ La moyenne pré-rééducation (%) : c'est-à-dire le nombre de fautes pré-rééducation (/100),

④ la moyenne post-rééducation (%) : c'est-à-dire le nombre de fautes post-rééducation (/100).

En conséquence, la différence de ces valeurs nous renseigne sur le pourcentage d'amélioration suite au travail de rééducation auditive effectué par les patients.

Nous avons réalisé les AVB pour les RSB de 9, 6, 3 et 0 dB pour l'ensemble des patients. Les résultats pour ces RSB seront présentés ci-dessous et les résultats incluant les RSB 12 et -3 dB seront présentés en annexe 10 page 214.

Le tableau ci-dessus évoqué nous a permis d'analyser l'évolution de la compréhension de la parole dans le bruit lors des audiométries vocales post-rééducation. En voici l'étude graphique :

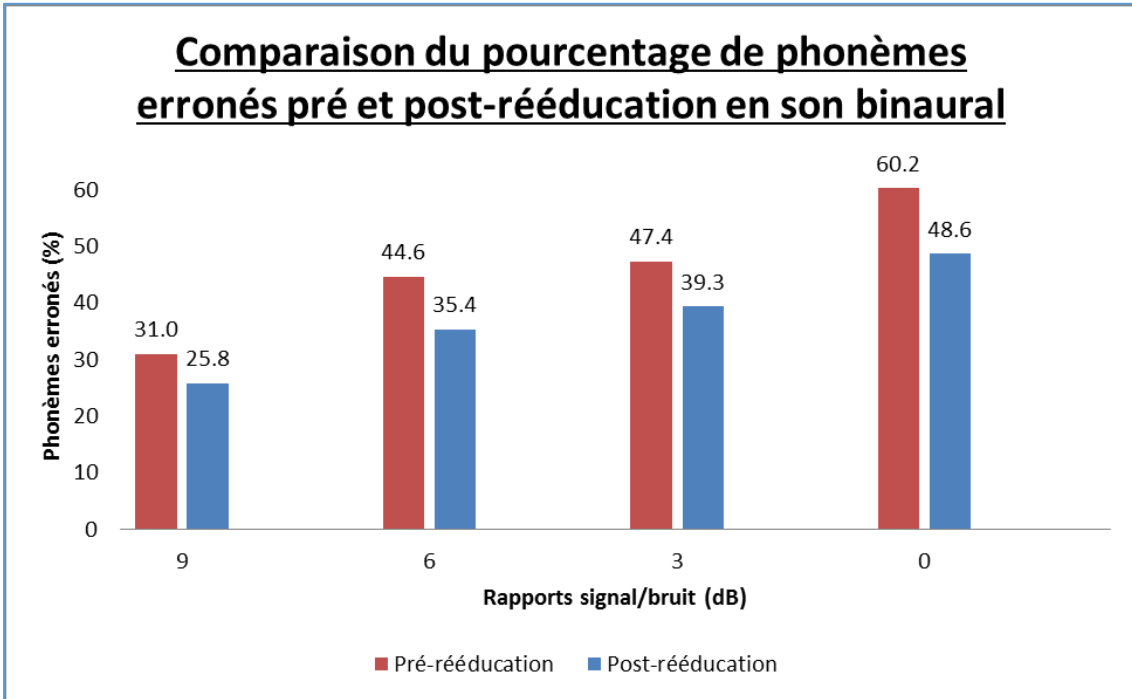


Figure 108 : Comparaison du pourcentage de phonèmes erronés pré et post rééducation auditive en son binaural.

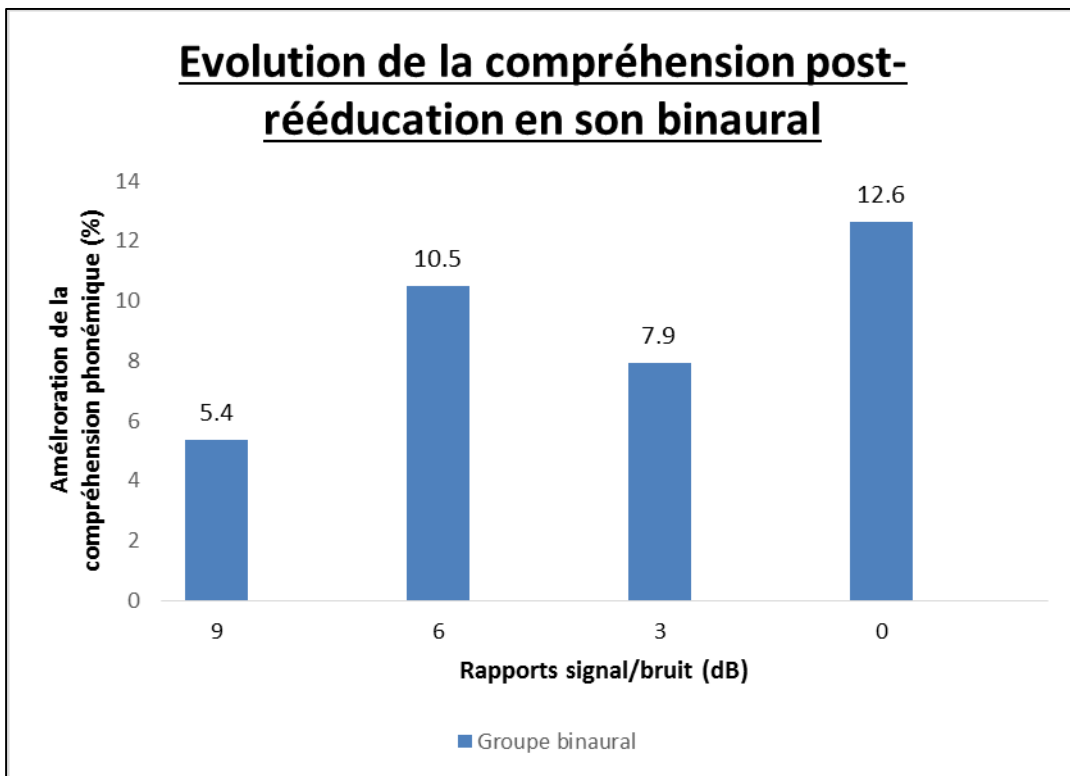


Figure 109 : Evolution de la compréhension post-rééducation auditive en son binaural.

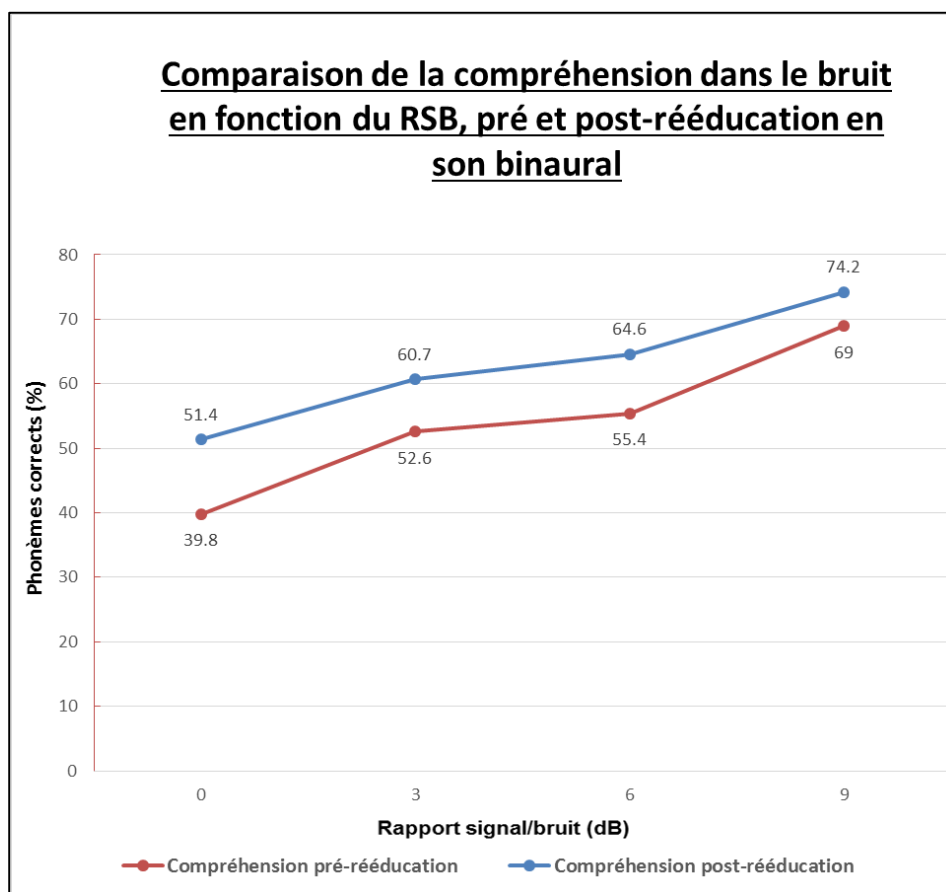


Figure 110 : Comparaison de la compréhension dans le bruit en fonction du RSB pré et post rééducation auditive en son binaural.

**Ces résultats montrent bien une amélioration non négligeable de la compréhension dans le bruit suite à la rééducation auditive en son binaural.** Rappelons qu'une amélioration de 10% de la compréhension dans le bruit correspond à une augmentation du RSB de 1 dB [81].

Nous pouvons remarquer que la compréhension phonémique post rééducation auditive s'améliore à mesure que le rapport signal/bruit devient petit (Figure 109). En effet, les résultats indiquent que l'on passe de 5,4% de compréhension phonémique avec un RSB=9 dB à 12,6% avec un RSB=0 dB. En sachant que plus le RSB diminue (plus le bruit augmente), plus la compréhension de la parole est difficile, ces résultats semblent démontrer l'effectivité de la rééducation auditive, puisque plus le RSB diminue, plus l'amélioration de la compréhension phonémique post-rééducation augmente.

Toutefois, nous avons pour cette étude, et à notre grand regret, manqué de patients pour former un groupe contrôle probant : avec seulement 4 patients « contrôle » pour 14 patients « binaural », la comparaison de la rééducation avec son binaural et sans son binaural que nous avons souhaité initialement est difficilement réalisable et non significative. Nous en afficherons toutefois les résultats en annexe 11 page 215.

**Nous ne pouvons donc pas déterminer de manière rigoureuse l'influence du travail de rééducation auditive en son binaural sur l'amélioration constatée de compréhension dans le bruit.**

[Il s'avère toutefois indéniable que les résultats de cette étude tendent à confirmer l'influence positive de la rééducation auditive dans l'amélioration des capacités de compréhension de la parole dans le bruit, rééducation auditive qui semble être favorisée par une écoute en son binaural.](#)

En complément, et à titre d'illustration, nous avons également placé en annexe 11 page 215 un graphique permettant la comparaison de l'amélioration de la compréhension dans le bruit pour l'ensemble des patients (avec biais) et pour les patients non-retirés de l'étude (biais ôtés) (rappelons à nouveau que cette comparaison n'est pas probante puisque les deux groupes ne sont pas homogènes)

De plus, nous avons également affiché en annexe 12 page 215 l'évolution de l'amélioration de la compréhension dans le bruit en fonction du temps de rééducation auditive pratiqué estimé.

En parallèle de la mise en place de la rééducation auditive et de son étude, nous avons effectué des tests complémentaires afin de mesurer et d'objectiver l'impact des stimulations sonores en son binaural sur des normo-entendants et des malentendants. Nous allons donc à présent en expliquer les protocoles de passation et procéder aux analyses des résultats obtenus.



# III. Etude du son binaural

(Tests de rotation, de localisation et de discrimination sonore spatiale en son binaural)

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé du matériel et des protocoles spécifiques. Rappelons que ces tests ont déjà fait l'objet d'une présentation dans la partie liée à l'enregistrement des signaux de tests en son binaural nécessaires à leurs passations (voir à partir de la page 99).

## A. Matériel nécessaire

Pour les normo-entendants :

- ④ Fichiers WAVE des trois tests enregistrés en son binaural sur KEMAR,
- ④ ordinateur pour lire les fichiers WAVE,
- ④ local silencieux,
- ④ écouteurs de baladeurs stéréophoniques, préférentiellement des intra-auriculaires,
- ④ diagrammes polaires de désignation normo-entendant (test de rotation et de localisation),
- ④ listes papier des logatomes utilisés (test de discrimination).

Pour les malentendants :

- ④ Fichiers WAVE des trois tests enregistrés en son binaural sur KEMAR appareillé,
- ④ ordinateur pour lire les fichiers WAVE,
- ④ local silencieux,
- ④ système de diffusion sans fil précédemment décrit et utilisé par les patients pour effectuer la rééducation auditive en son binaural,
- ④ diagrammes polaires de désignation malentendant (test de rotation et de localisation),
- ④ listes papier des logatomes utilisés (test de discrimination).

## **B. Protocole de réalisation**

### **1. Personnes testées**

En réalisant des tests sur une population de 18 à 30 ans ne présentant pas de problèmes d'audition apparents, et sur des patients appareillés, on définit un groupe "normo-entendants" et un groupe "appareillés". Nous n'avons pas inclus les patients du groupe contrôle précédent, toutes les personnes testées bénéficiaient ainsi d'une diffusion en son binaural pour ces tests de spatialisation sonore.

Par ailleurs, il n'a pas été possible de réaliser ces tests sur l'ensemble du groupe binaural par manque de temps lors de notre stage de 3<sup>ème</sup> année. Une fois ce stage terminé, nous avons donc réitéré des séances de test avec des patients suivis par notre maître de stage de seconde année (M.Matteucci) et remplissant les conditions de participation à l'étude (identiques à celles décrites pour la rééducation auditive). Les renseignements concernant ces patients sont disponibles en annexe 13 page 215.

Suite à la sélection des sujets à tester, nous obtenons le :

- ② **groupe "normo-entendants" : 15 personnes,**
- ② **groupe "appareillés" : 15 personnes.**

### **2. Mise en place du groupe normo-entendants**

Afin de faire passer les tests, nous réalisons les actions suivantes :

- ② Explication du test et des consignes,
- ② branchement à l'ordinateur et mise en place des écouteurs dans les oreilles des sujets (respect des côtés gauche et droit),
- ② diffusion du fichier sonore pour réglage du volume à un niveau confortable. Ce niveau n'est ensuite plus modifié d'un test à l'autre, notamment pour le test de discrimination,
- ② passation des tests de rotation, puis de localisation et enfin, de discrimination, (premier et second temps) et prise en notes des réponses données par les sujets,
- ② remerciements.

### **3. Mise en place du groupe appareillés**

Afin de faire passer les tests, nous réalisons les actions suivantes :

- ④ Explication du test et des consignes,
- ④ mise en place du système de diffusion (Ordinateur, câble jack, streamer/appareil de diffusion stéréo, appareils avec programme de diffusion personnalisé activé et microphones éteints),
- ④ diffusion du fichier sonore pour réglage du volume à un niveau confortable. Ce niveau n'est ensuite plus modifié d'un test à l'autre, notamment pour le test de discrimination,
- ④ passation des tests de rotation, puis de localisation et enfin, de discrimination, (premier et second temps) et prise en notes des réponses données par les sujets,
- ④ remerciements.

### **C. Test rotatoire en son binaural**

#### **1. Consignes**

Les consignes données sont les mêmes pour les deux groupes testés (remarque : nous ne vouvoyons bien évidemment pas nos camarades de promotion) : « *Nous allons d'abord effectuer un premier test : vous allez entendre un bruit dans vos oreilles. Sur ce schéma (on montre le diagramme polaire) qui représente votre tête, avec ici votre nez, votre oreille droite et votre oreille gauche, il faudra désigner en pointant du doigt l'endroit où vous entendez le bruit. Si vous avez l'impression que le bruit se déplace, il faudra suivre du doigt son déplacement. Ne parlez pas pendant le test et concentrez-vous sur la localisation du son que vous allez entendre. Il n'y a pas de bonne réponse, c'est votre ressenti qui est le plus important* ».

Les diagrammes polaires de désignation utilisés pour ce test et le test de localisation sont présentés en annexe 14 page 216.

## **2. Résultats du groupe normo-entendants**

**Tous les sujets testés ont ressenti un net déplacement du bruit blanc et ont suivi l'aller-retour réalisé avec précision.** Toutefois, les sensations au niveau du passage à l'avant et à l'arrière étaient plus ou moins marquées d'un sujet à l'autre.

Ces résultats sont liés aux confusions avant/arrière obtenues suite à l'absence de filtres HRTF personnalisés lors de l'enregistrement sur KEMAR.

**Malgré les quelques confusions observées, ce test met en évidence la spatialisation sonore sur l'ensemble de l'espace horizontal résultant de l'écoute en son binaural.**

## **3. Résultats du groupe appareillés**

Les résultats sont consultables en annexe 15 page 216.

En premier lieu, nous constatons que **tous les patients éprouvent des sensations de déplacement du son.**

Nous pouvons remarquer en second lieu que **6 patients appareillés sur 15 ont une sensation de déplacement précise,** qui correspond au déplacement effectif de la source sonore autour du KEMAR appareillé lors de l'enregistrement.

Nous comptabilisons ensuite **6 patients sur 15 ayant une sensation de déplacement du son de la gauche vers la droite, avec quelques imprécisions liées aux confusions avant/arrière.**

Il n'y a donc que 3 patients sur 15 qui n'ont pas un ressenti probant de la rotation.

**Ces résultats attestent de l'aptitude des patients appareillés à suivre une source sonore se déplaçant dans l'espace horizontal lors d'une écoute en son binaural, préalablement adaptée, d'un bruit blanc enregistré sur un KEMAR appareillé.**

Après avoir réalisé ces tests de rotation, pour lesquels l'auditeur a la possibilité de suivre les modifications spectrales d'ITD et d'ILD à mesure que la source se déplace, nous procédons aux tests de localisation en son binaural. Lors de ce test, la source est déplacée directement et aléatoirement d'un point à l'autre de l'espace horizontal.

## **D. Test de localisation en son binaural**

### **1. Consignes**

Les consignes sont les mêmes pour les deux groupes testés : « *Nous allons maintenant effectuer un deuxième test : vous allez à nouveau entendre un bruit dans vos oreilles. Toujours sur ce schéma (on montre le diagramme polaire) il faudra désigner en pointant du doigt la ligne (ou l'angle) qui vous semble le mieux correspondre à l'endroit où vous entendez le bruit. A chaque coupure du son (qui correspond au changement du fichier sonore diffusé), il faudra à nouveau nous indiquer la position d'où vous semble provenir le son que vous entendez. Le son peut provenir deux fois de suite du même endroit. A nouveau, il n'y a pas de bonnes ou de mauvaises réponses, c'est votre ressenti auditif que l'on cherche à mesurer.*»

### **2. Résultats groupe normo-entendants**

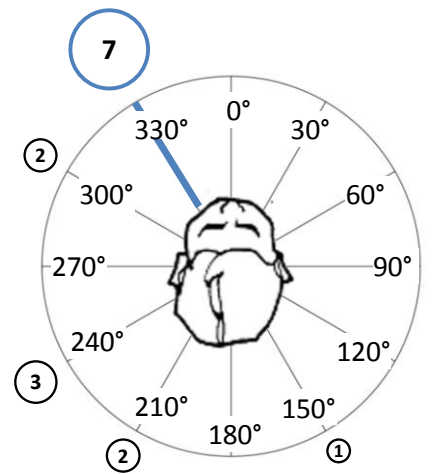
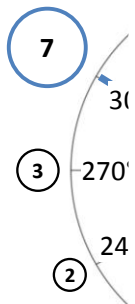
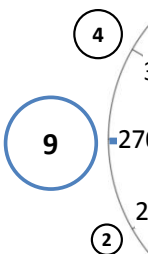
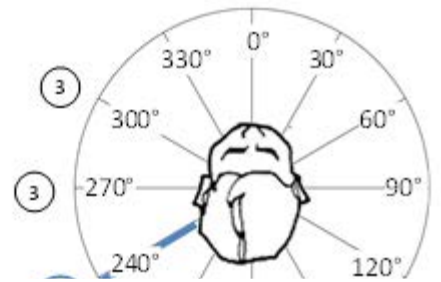
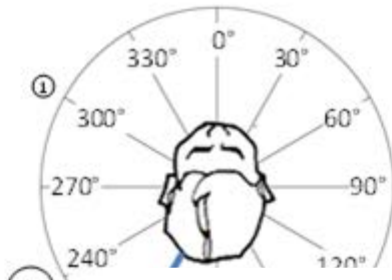
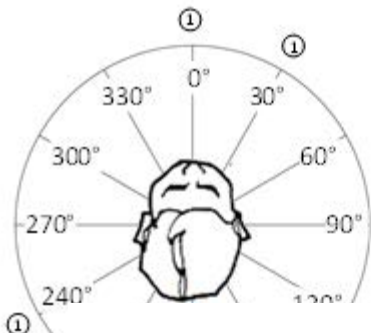
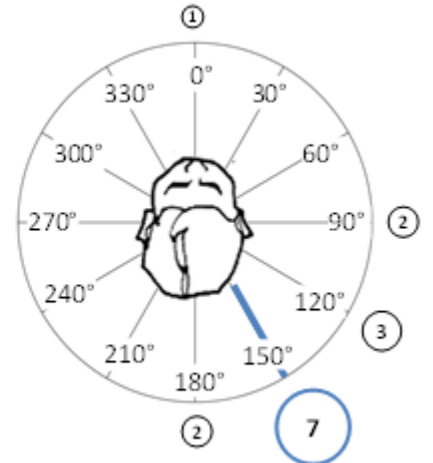
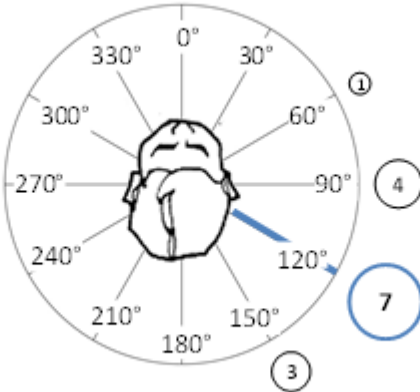
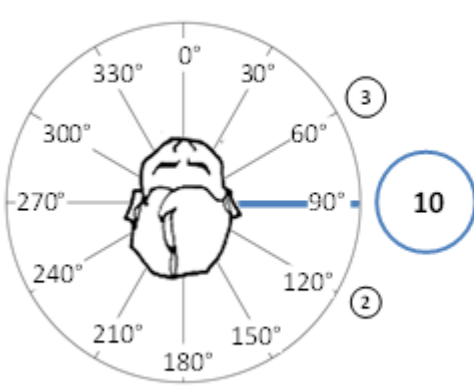
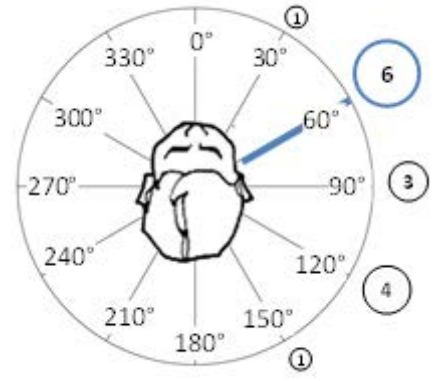
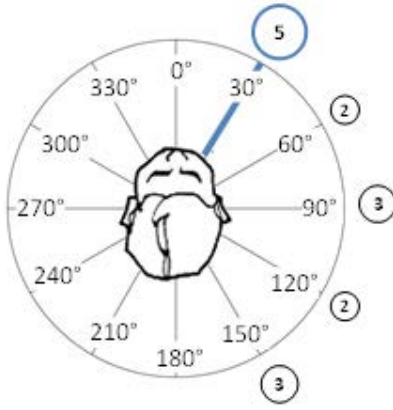
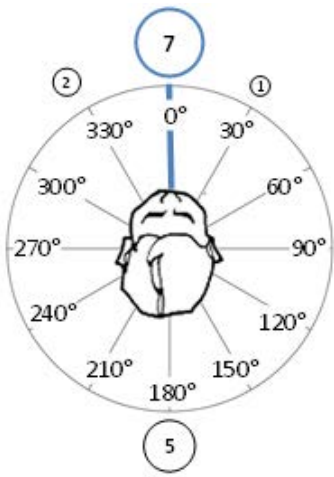
Ces résultats sont placés dans le tableau de l'annexe 16 page 217.

Pour une meilleure lisibilité et afin d'en faciliter l'analyse, en voici l'adaptation graphique (Page 164).

Chaque azimuth marqué en bleu correspond à l'azimut du fichier sonore enregistré et diffusé en son binaural. Ce repère correspond à la localisation théorique de la source sonore et donc du signal qui devrait être majoritairement localisé par les sujets. Les cercles numérotés indiquent le nombre de réponses données aux azimuths indiqués à côté des cercles. Les cercles bleus indiquent le nombre de localisations faites par les sujets et correspondant à l'azimut effectif de la source sonore.

Ainsi, pour le premier diagramme, nous testons la localisation d'un bruit blanc émis en son binaural à 0° (ligne bleue à l'azimut 0 ):

- ⑦ 7 personnes ont localisé le son à 0°,
- ⑤ 5 personnes ont localisé le son à 180°,
- ② 2 personnes ont localisé le son à 330°,
- ① 1 personne a localisé le son à 30°.



Ces résultats prouvent que **la source sonore est globalement bien localisée par les normo-entendants lors de sa diffusion en son binaural**. En effet, si l'on comptabilise les résultats par secteur angulaire en intégrant les 2 azimuts jouxtant l'azimut central d'émission de la source, celle-ci est très majoritairement correctement localisée pour tous les secteurs angulaires hormis celui de  $[0^{\circ}-60^{\circ}]$  (avec l'azimut central d'émission de  $30^{\circ}$ ).

En se basant sur les données répertoriées dans la partie théorique, il est probable que les erreurs de localisation proviennent de l'utilisation de filtres HRTF, moyennées par l'enregistrement des sons sur un KEMAR. En effet, si les sujets testés avaient bénéficié d'une diffusion en son binaural avec HRTF personnalisés, les localisations auraient été encore plus précises (bien que les mouvements de tête n'apportent pas d'informations).

Malgré ces non-spécificités, notons tout de même que **les sons sont localisés derrière la tête, à l'avant et sur les azimuts latéraux intermédiaires**, chose impossible en écoute au casque (ou écouteurs) habituellement, mais rendue possible par l'utilisation du son binaural !

### **3. Résultats du groupe appareillés**

Ces résultats sont placés dans le tableau de l'annexe 17 page 218.

Pour une meilleure lisibilité et afin d'en faciliter l'analyse, en voici l'adaptation graphique (Page suivante)

Chaque azimut marqué en bleu correspond à l'azimut du fichier sonore enregistré via un KEMAR appareillé et diffusé en son binaural via les systèmes sans fil bi-canaux. Comme pour les résultats du groupe normo-entendant (voir page 163), le repère bleu correspond à la localisation théorique de la source sonore et donc au signal qui devrait y être majoritairement localisé par les sujets :

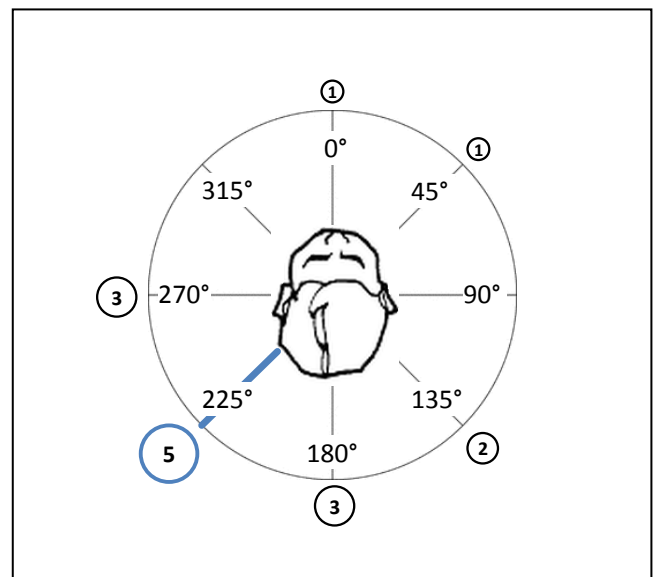
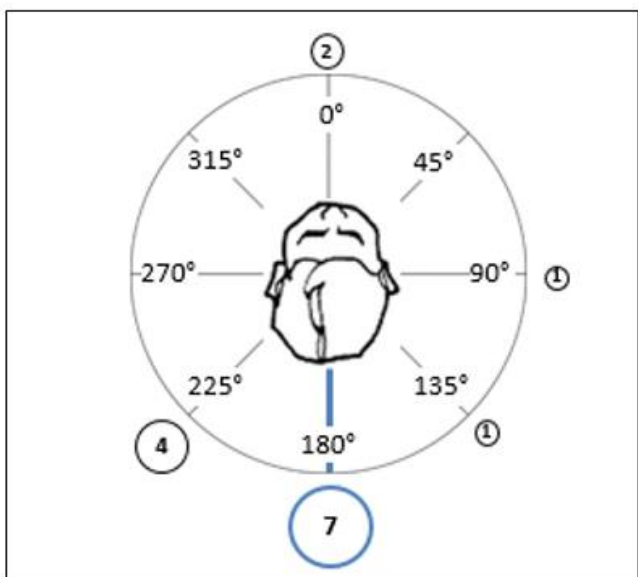
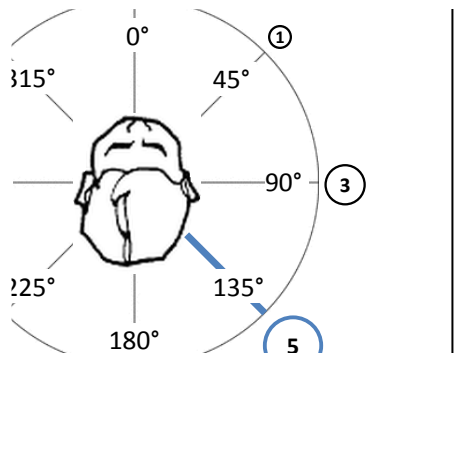
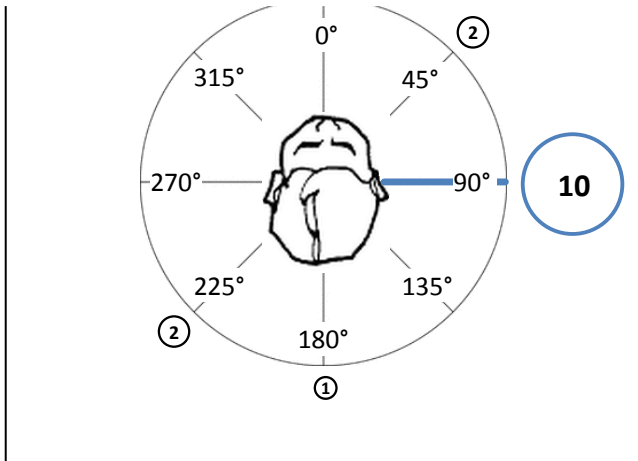
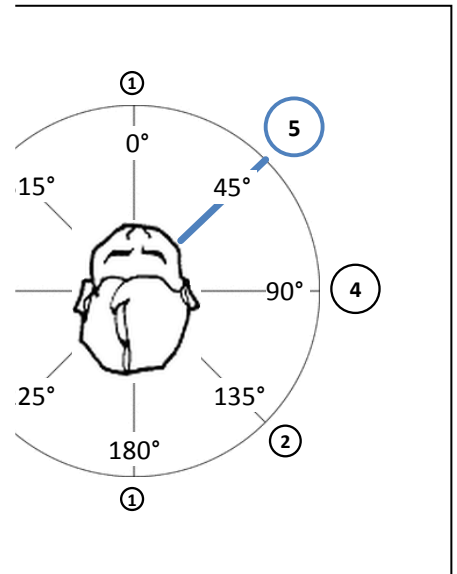
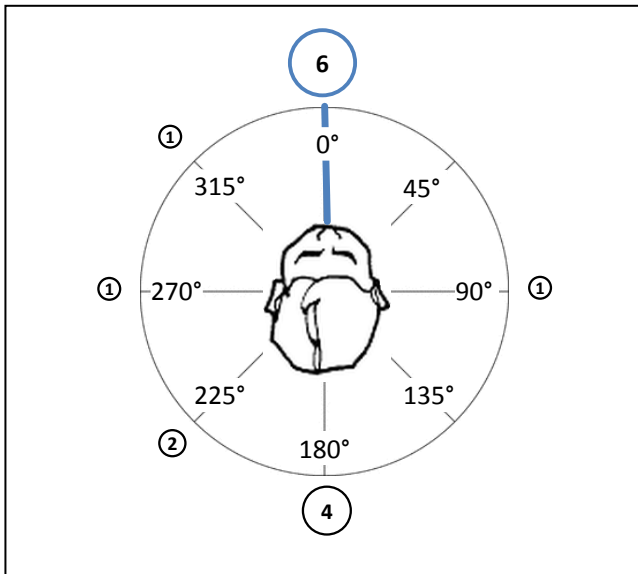


Figure 112 a : Résultats du malentendants appareillés.



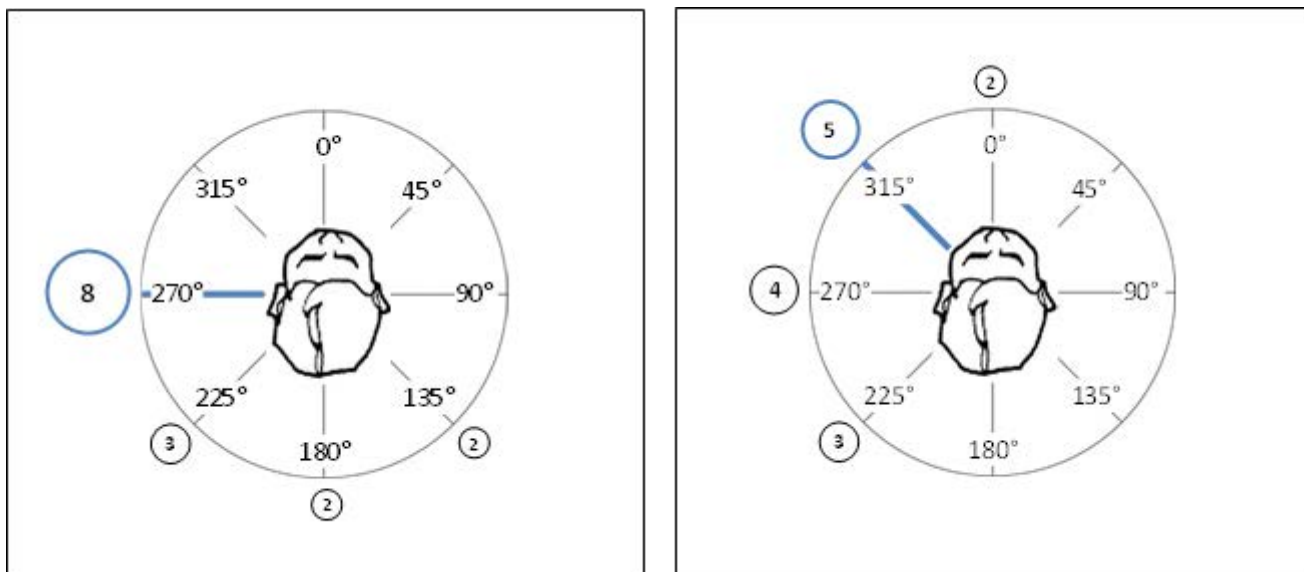


Figure 112 b : Résultats du test de localisation en son binaural pour des individus malentendants appareillés.

Bien que ce test soit réalisé avec une angulation moins fine ( $45^\circ$  à la place de  $30^\circ$ ), on observe sensiblement le même type de résultats de localisation pour le groupe appareillé que pour le groupe normo-entendant : la position de la source sonore est globalement bien perçue, sauf pour l'avant ( $0^\circ$ ) et les azimuts "intermédiaires" ( $45^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $225^\circ$  et  $315^\circ$ ).

De même, si l'on se réfère à l'analyse par secteur angulaire, la source est toujours, très majoritairement, bien localisée (sauf pour le  $0^\circ$ ).

Il est surprenant de constater que la source est mieux localisée lorsqu'elle est virtuellement placée à l'arrière que lorsqu'elle l'est à l'avant.

Nous sommes curieux des résultats que nous aurions obtenus en réalisant ce test avec des angulations par pas de  $30^\circ$  et nous aurions pu aller au-delà de la "simple tendance" en étant réellement en capacité de comparer les résultats des groupes normo-entendants et appareillés.

Quoi qu'il en soit, ces tests dénotent que [les malentendants appareillés sont également capables de réaliser une synthèse binaurale à l'écoute des sons binauraux enregistrés sur KEMAR appareillé et en se servant de leurs appareils comme d'écouteurs.](#)

**Ces premiers résultats valident également les effets favorables de la rééducation auditive en son binaural puisque ils apportent la preuve de l'effet de spatialisation immersive qu'elle peut générer ; les fonctions corticales favorisant la compréhension dans le bruit, liées aux**

**capacités de localisation et d'analyse spatiale des environnements sonores, seraient ainsi spécifiquement stimulées par la rééducation auditive en son binaural.**

Ces affirmations seront, comme nous allons l'observer, corroborées par les résultats des tests de démasquage/discrimination spatial en son binaural.

## **E. Test de discrimination spatiale en son binaural**

Nous rappelons que ce test est décrit (origine, création, déroulement) pages 104 à 107.

### **1. Consignes**

Là encore, les consignes sont les mêmes d'un groupe à l'autre : *« Pour ce dernier test, nous allons procéder en deux étapes. Dans la première étape, vous allez entendre du bruit, comme un brouhaha, et également des mots prononcés par un homme. Ces mots n'ont aucune signification. L'objectif est de répéter les mots que vous entendez, même si ils n'ont aucun sens. Au début, les mots seront plus forts que le bruit, puis, au fur et à mesure du test, le bruit sera de plus en plus fort. L'objectif reste le même : répéter les mots sans signification que vous entendez. Même si il n'y a qu'un son que vous comprenez, il faudra quand même le répéter. Lors de la deuxième étape du test, le bruit redeviendra moins fort et vous devriez entendre les mots sans signification prononcés à droite alors que le bruit est face à vous. A nouveau, le bruit deviendra plus fort et il faudra répétez ce que vous entendez ».*

### **2. Résultats du groupe normo-entendants**

Le tableau placé en annexe 18 page 219 contient les résultats des scores obtenus au premier et au deuxième temps pour les normo-entendants. Ces scores correspondent au nombre d'erreurs (/33).

La différence entre :

- ⊕ les scores 1<sup>er</sup> temps (parole et bruit spatialisés tous deux à 0° en son binaural) et
- ⊕ les scores 2<sup>ème</sup> temps (bruit spatialisé en son binaural à 0° et parole spatialisée en son binaural 60°),

est multipliée par 3 afin d'obtenir le pourcentage d'amélioration de compréhension phonémique.

On utilise les données du tableau pour générer les graphiques suivants :

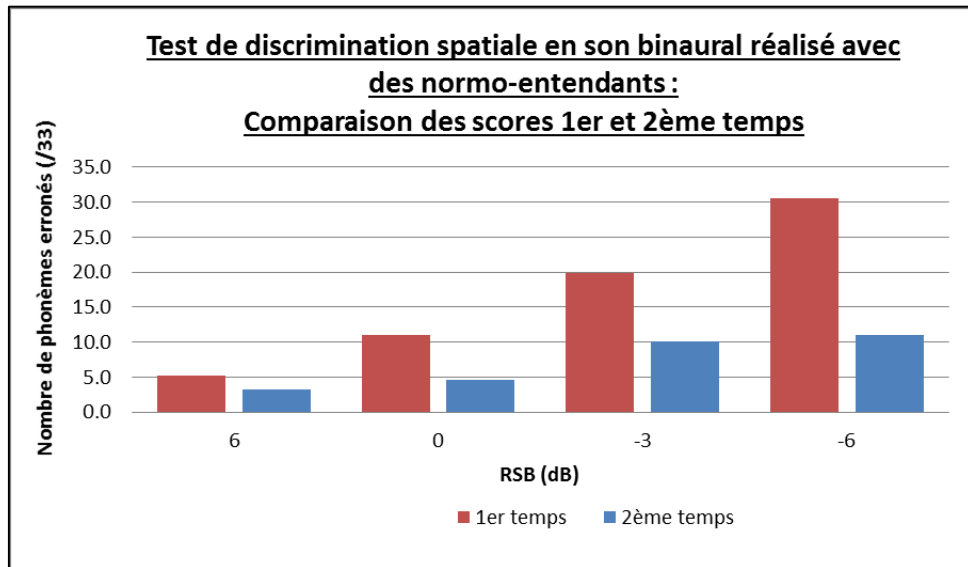


Figure 113 : Résultats du test de discrimination spatiale en son binaural réalisé à plusieurs RSB par des individus normo-entendants.

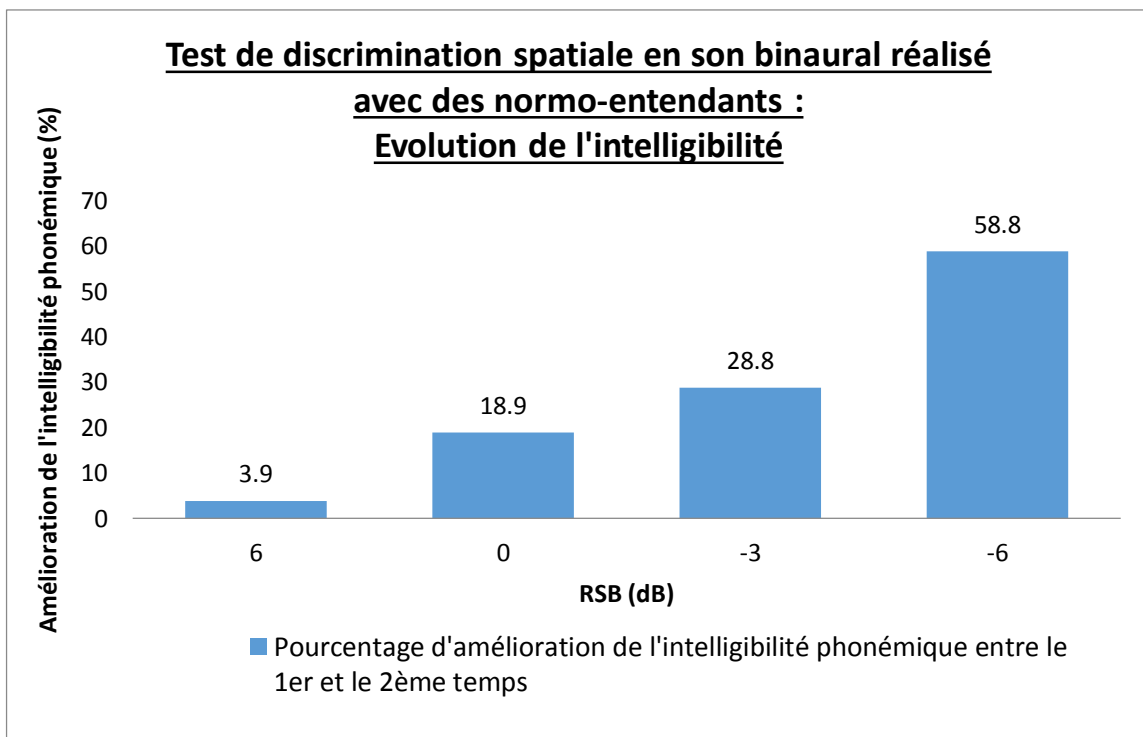


Figure 114 : Evolution de l'intelligibilité à plusieurs RSB entre le 1<sup>er</sup> temps et le deuxième temps de l'épreuve de discrimination spatiale en son binaural pour des individus normo-entendants.

Nous avons déjà mentionné le fait, qu'en condition de champs libre, le pourcentage moyen de mots correctement répétés au cours de chaque temps de l'épreuve est supérieur de 10 à 25% lorsque les sources de voix et de son perturbant sont séparées dans l'espace (HIRSCH, DECROIX-DEHAUSSY [137]).

**Les résultats que nous avons obtenus avec notre méthode indiquent une très importante amélioration liée à la diffusion des logatomes à 60° de l'auditeur via une écoute en son binaural. Fait surprenant, nous observons une amélioration de l'intelligibilité alors que les RSB diminuent.**

En effet, dans le premier temps de l'épreuve, le nombre de phonèmes erronés augmente de façon constante à mesure que le RSB diminue, tandis que dans le second temps de l'épreuve, le nombre d'erreur n'augmente presque pas d'un RSB à l'autre. L'amélioration de l'intelligibilité phonémique qui en résulte est très importante et atteint 58,8% au RSB = -6 dB...

Les capacités de démasquage seraient-elles supérieures en écoute binaurale qu'en écoute en champs libre ? La question se pose, mais il est encore trop tôt pour l'affirmer, d'autant plus que nous n'avons utilisé que 11 sujets pour réaliser cette **“épreuve binaudiométrique de discrimination spatiale”**. Par ailleurs, nous n'avons pas connaissance de l'évolution de l'intelligibilité avec une diffusion via haut-parleurs réalisée à plusieurs RSB.

**Dans tous les cas, ces résultats chez les normo-entendants indiquent clairement une mise en place efficace de la fonction de démasquage interauriculaire lors d'une écoute spatialisée via le son binaural.**

### 3. Résultats du groupe appareillés

Le tableau placé en annexe 19 page 220 contient les résultats des scores obtenus au premier et au deuxième temps pour les patients appareillés. En voici l'analyse graphique :

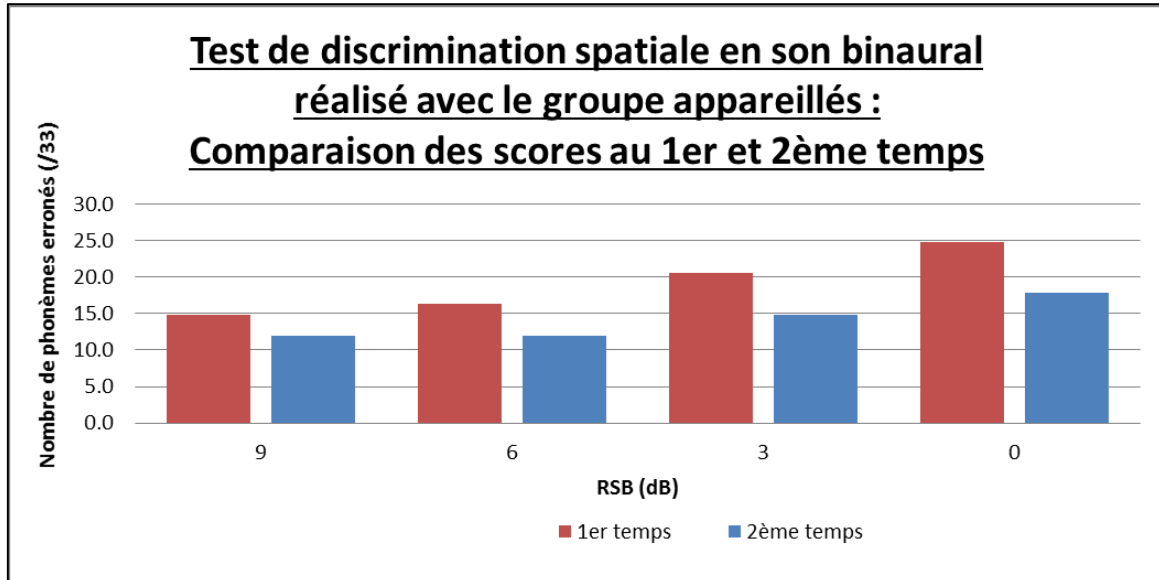


Figure 115 : Résultats du test de discrimination spatiale en son binaural réalisé à plusieurs RSB par des individus malentendants appareillés.

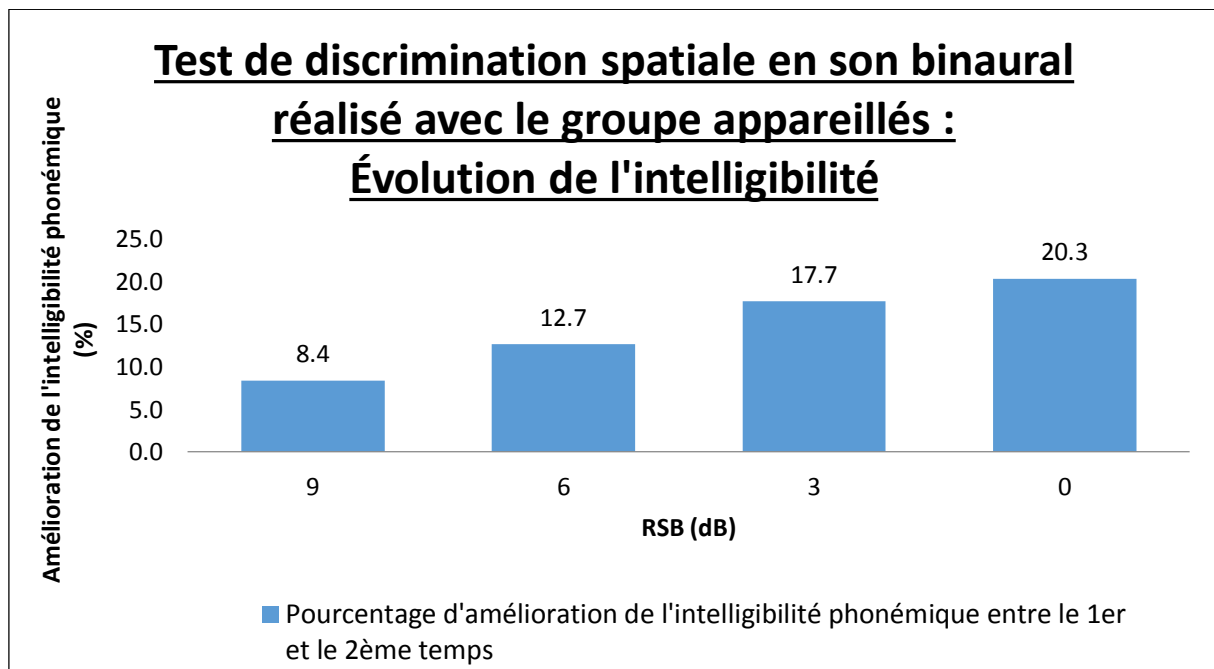


Figure 114 : Evolution de l'intelligibilité à plusieurs RSB entre le 1<sup>er</sup> temps et le deuxième temps de l'épreuve de discrimination spatiale en son binaural pour des individus malentendants appareillés.

**Comme pour les résultats du groupe normo-entendant, nous observons ici une amélioration de l'intelligibilité suite à la séparation spatiale des sources de bruit et de voix.**

De plus, cette amélioration augmente également à mesure que le RSB diminue et atteint 20,3% pour un RSB = 0 dB. Ces résultats étant observables lors d'une écoute avec des écouteurs de baladeurs pour le groupe normo-entendant, les appareils auditifs (éventuels fonctionnalités de réduction du bruit, malgré nos soins apportés lors des réglages des appareils du KEMAR et des programmes de diffusion) devraient être mis hors de cause quand à ces résultats.

Remarquons que **les scores obtenus ici (de 8 à 20 % d'amélioration de l'intelligibilité) concordent avec ceux décrits par HIRSCH, DECROIX et DEHAUSSY (10 à 25%) [137].**

En ce qui concerne notre étude, [les résultats de ce test prouvent que l'écoute en son binaural permet une discrimination spatiale de qualité qui fait pleinement fonctionner le mécanisme de démasquage interauriculaire.](#)

## **IV. Réflexion quant aux actions et choix effectués**

Tout d'abord, et nous l'avons déjà mentionné, il est évident que les résultats d'amélioration de la compréhension dans le bruit obtenus suite à la pratique de la rééducation auditive en son binaural, ne peuvent démontrer de manière indiscutable l'apport de cette technologie.

En effet, l'étude de la rééducation auditive en son binaural souffre du nombre trop restreint de patients y ayant participé (groupe binaural=14, là où il en aurait fallu 30 pour bien faire).

En outre, nous n'avions au final que 4 patients dans le groupe contrôle. Toute comparaison entre les deux groupes est de ce fait improbable et nous ne pouvons donc pas indiquer si l'amélioration des scores d'intelligibilité dans le bruit est liée spécifiquement à l'utilisation du son binaural ou à la rééducation auditive réalisée et à son action globale.

Nous avons pourtant contacté personnellement près de 80 patients susceptibles de participer. Toutefois, la mise en place de cette rééducation nécessite un investissement personnel si

important de la part des patients (temps nécessaire aux rendez-vous, temps passé à installer le système de diffusion, temps passé à réaliser les exercices de rééducation auditive) que cela en a sans doute découragé plus d'un, ce que nous comprenons parfaitement.

Par ailleurs, cette mise en place demande également un investissement matériel conséquent (streamer de prêt, outil de lecture, câble d'adaptation aux connectiques) qui peut devenir limitatif si le nombre de personnes participant à la rééducation devient trop important.

Avec le recul, nous pensons avoir commis une erreur en ayant usé des listes du test de netteté de Dupret dans le CD de rééducation auditive. D'une manière plus générale, il eût même fallu n'inclure aucune liste de logatomes dans le CD car leur présence dans le CD de rééducation peut induire un biais dans les AVB réalisées post-rééducation.

En effet, lors des AVB pré-rééducation, les patients n'étaient que très peu habitués à écouter et à retranscrire des logatomes : uniquement lors des audiométries vocales réalisées suite à un rendez-vous au laboratoire. Suite à l'écoute des logatomes, à leur lecture et à leur retranscription écrite, nous pensons qu'il est possible que les patients se soient acclimatés à ce matériel sonore, et que, de ce fait, ils soient plus performants dans la compréhension phonémique des logatomes lors des AVB post-rééducation.

Notons que, en parallèle à cette réflexion, il faut prendre en compte le fait que l'amélioration de la compréhension phonémique dans le bruit est exactement le but recherché et que l'utilisation des logatomes en est un excellent moyen.

Au regard des outils à disposition de l'audioprothésiste dans sa pratique professionnelle, nous aurions pu effectuer des tests ANL (Acceptable Noise Level) de Nabeleck ou d'Elbaz-Leca-Fiaux-Miller : cela nous aurait permis de mesurer audiométriquement l'éventuelle amélioration de la résistivité au bruit et du confort dans le bruit, élément plus objectif que les renseignements obtenus via les questionnaires.

A propos du bruit, nous déplorons de ne pas avoir inclus de questions sur la perception des bruits présents dans le CD de rééducation (pénibilité de l'OVG car trop présente ?, identification de bruits particuliers dans les scènes auditives et dans les contes ?...) Ces éléments seraient bienvenus si nous envisageons une amélioration future du CD.

Il aurait également été intéressant d'inclure des pistes avec un débit de parole plus rapide (type énoncé contractuel de publicité radiophonique...), des pistes avec plus de réverbération et des pistes comportant un masquage informationnel. En effet, ce type de masquage est différent de l'ensemble de ceux que nous avons utilisé (masquage énergétique) car il présente un discours concurrent. Nous aurions ainsi pu réaliser des pistes audio avec, par exemple : une voix de femme à 0° et une voix d'homme à 90°, en donnant pour consigne d'écouter la voix de la femme afin de compléter un texte à trous correspondant au message.

Nous le rappelons à nouveau ici : la vérification du bon équilibre inter-auriculaire nous semble très importante en regard des nombreux mécanismes liés à l'audition binaurale étudiés dans ce mémoire. La procédure APA (Adaptation Post Appareillage) de Dodelé, nous semble être un bon outil en ce sens.

Bien que non démonstratif et frustrant pour le patient testé, le test de localisation et de discrimination spatiale en son binaural avec des patients du groupe contrôle aurait pu être un « plus » pour établir un comparatif. Néanmoins, il est possible d'extrapoler le résultat de ce comparatif à partir des connaissances déjà à notre disposition :

- ④ streaming bi-canaux (stéréo) : localisation à 360° et démasquage,
- ④ streaming mono : localisation impossible (son perçus au milieu du crâne) ou liée à un déséquilibre stéréaudiométrique.

En revanche, il aurait été très intéressant de comparer :

- ④ le streaming bi-canaux (stéréo) avec diffusion en son binaural (enregistré sur KEMAR, appareillé ou non suivant le groupe testé),
- ④ le streaming bi-canaux (stéréo) avec diffusion en son stéréophonique (pas d'enregistrement sur KEMAR).



## CONCLUSION

L'étude théorique relative à l'audition binaurale a permis de mettre en évidence les différents mécanismes mis en œuvre par le cerveau auditif afin d'activer des fonctions telles que la localisation sonore spatiale, le démasquage et l'analyse des scènes auditives. Ces fonctions sont complémentaires et leur action commune favorise la compréhension de la parole dans les environnements bruyants.

En nous basant sur les données théoriques et les recherches liées aux techniques de spatialisation sonore, nous avons songé à développer un outil novateur de rééducation auditive conçu autour de la technologie du son binaural. La création de cet outil nous a également conduit à réaliser des tests en son binaural s'inspirant de la stéréaudiométrie : nous pouvons donc les qualifier d'épreuves "binaudiométriques".

Les résultats des tests binaudiométriques de rotation et de localisation tendent à confirmer la présence et l'analyse des différences interaurales et des indices acoustiques par le système auditif central du malentendant appareillé lors d'une écoute en son binaural adaptée à l'appareillage. En effet, dans ces conditions d'écoute, la majorité des patients testés a été capable de suivre le déplacement d'une source sonore et de localiser sa position à 360° autour de la tête dans l'espace horizontal.

De même, l'épreuve binaudiométrique de discrimination spatiale montre très clairement que le mécanisme de démasquage est totalement fonctionnel lors d'une écoute en son binaural.

L'ensemble de ces analyses nous amène à la conclusion suivante : la technologie du son binaural peut être appliquée aux personnes malentendantes appareillées afin de générer des espaces sonores virtuellement spatialisés, dans lesquels les mécanismes d'analyse binaurale sont activés.

Les fonctions de localisation spatiale et de démasquage étant liées à celle de l'analyse des scènes auditives, nous en déduisons que l'immersion sonore via le son binaural permet également l'activation des mécanismes d'analyse de flux auditif ainsi que la stimulation des processus cognitifs d'attention sélective qui y sont associés. De ce fait, l'outil de rééducation auditive en son binaural que nous avons développé devrait être théoriquement fonctionnel et

prometteur. L'étude que nous avons réalisée à ce sujet n'apporte pas de conclusion quant à l'efficacité d'une rééducation auditive en stimulation binaurale sur l'amélioration des capacités de compréhension dans le bruit. Néanmoins, les résultats obtenus suite à cette étude sont encourageants et tendent à valider l'utilité d'un tel outil.

L'apport du son 3D issu de la technique binaurale est encore peu présent dans le domaine de l'audioprothèse et il peut sembler anecdotique. Toutefois, il est avéré que son développement va croissant et que sa mise à disposition du « grand-public » par les « majors » du monde de l'audio-visuel (France Télévision, Orange Labs, BBC, NBC...) est imminente. Son essor dans le monde de l'audioprothèse en sera alors certainement favorisé puisqu'on pourra envisager d'adapter les profils HRTF au port des aides auditives en contour d'oreille. Nous pouvons ainsi imaginer la création de profils "HARTF" (pour Hearing Aids Related Fonctions) personnalisés, afin que l'utilisateur d'aides auditives bénéficie lui aussi de la spatialisation sonore du film du samedi soir, mixé pour une écoute en son binaural...

## **SOURCES ET RÉFÉRENCES**

# SOURCES ET RÉFÉRENCES

## BIBLIOGRAPHIQUES, ICONOGRAPHIQUES, WEBOGRAPHIQUES

[1] A. GIRAULT, TP d'audioprothèse, Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste 2<sup>ème</sup> année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2014, p. 35

[2] <http://www.turbosquid.com/3d-models/male-head-rendering-3d-max/687001>  
20/07/15 Modifications graphiques personnelles

[3] <http://www.espace-sciences.org/sciences-ouest/310/dossier/immersion-dans-le-son>  
20/06/2014

[4] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.86.

[5] [http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Ffind.jorum.ac.uk%2Fresources%2Fbitstream%2F34590&imgrefurl=http%3A%2F%2Ffind.jorum.ac.uk%2Fresources%2F965&h=354&w=459&tbnid=HR\\_AE\\_ZBAIEoHM%3A&docid=f14sfZO6wxDgM&ei=kBvaVZ6tGYqWUe-mldgK&tbm=isch&iact=rc&uact=3&dur=3221&page=1&start=0&ndsp=28&ved=0CEcQrQMwDWOvChMlnrXh-PS\\_xwIVClgUCh1vUwWr](http://www.google.fr/imgres?imgurl=http%3A%2F%2Ffind.jorum.ac.uk%2Fresources%2Fbitstream%2F34590&imgrefurl=http%3A%2F%2Ffind.jorum.ac.uk%2Fresources%2F965&h=354&w=459&tbnid=HR_AE_ZBAIEoHM%3A&docid=f14sfZO6wxDgM&ei=kBvaVZ6tGYqWUe-mldgK&tbm=isch&iact=rc&uact=3&dur=3221&page=1&start=0&ndsp=28&ved=0CEcQrQMwDWOvChMlnrXh-PS_xwIVClgUCh1vUwWr) 30/03/2015 Modifications graphiques et textuelles

[6] <http://www.cns.nyu.edu/~david/courses/perception/lecturenotes/localization/localization.html>. 16/03/2015 Modifications textuelles

[7] [http://courses.washington.edu/psy333/lecture\\_pdfs/Week9\\_Day2.pdf](http://courses.washington.edu/psy333/lecture_pdfs/Week9_Day2.pdf)  
02/03/2015 Modifications textuelles

[8] <http://www.hearingreview.com/2008/03/spatial-hearing-in-complex-sound-environments-clinical-data/> 17/03/2015 Modifications textuelles

[9] [http://courses.washington.edu/psy333/lecture\\_pdfs/Week9\\_Day2.pdf](http://courses.washington.edu/psy333/lecture_pdfs/Week9_Day2.pdf)  
02/03/2015 Modifications textuelles

[10] P-Y. COGUENNEC, Mémoire de fin d'étude, Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, Université de Rennes I, Faculté de Médecine, Ecole d'Audioprothèse de Fougères, Localisation auditive dans le plan horizontale : Influence du mode microphonique et de l'acclimatation audioprothétique, p.11

[11] J. BLAUERT, Sound localization in the median plane, Acustica 22, 1969/70, p.205-2013

[12] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.95

[13] HG FISHER, SJ FREEDMAN, The role of the pinna in auditory localization, J. Aud Res 8, 1968, p.15-25

[14] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.99

[15] <http://www.cochlea.eu/oreille-generalites/oreille-externe> 26/02/2015

[16] J. BLAUERT, Spatial hearing, The psychophysics of human sound localization, The MIT Press, 1983

[17] EAG. SHAW, R. TERANISHI, Sound pressure generated in an external-ear replica and real human ears by a nearby sound source, J Acoustic Soc Am 44 : 240-249 (*Document issu de : G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.98*)

[18] D. WRIGHT, JH. HEBRANK, B. WILSON, Pinna reflections as cues for localization, J Acoust Soc Am 56, 1974, p. 957-962

[19] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.100.

[20] C. RUMEAU, Cours d'anatomie, L'oreille externe, Configuration Externe du pavillon, Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste 1<sup>ère</sup> année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012, diapositive 10, Modifications graphiques personnelles.

[21] A.YAZDANPANA et K.FAEZ, State of the art in Biometrics, Edition J. YANG and L. NANNI,2011, Chapitre 11, Figure 6.

[22] Xiao-li ZHONG et Bo-sun XIE, Soundscape Semiotics - Localization and Categorization, Edition Hervé Glotin, InTech, 2014, Chapitre 6, Figure 11.

[23] AW. MILLS, On the minimum audible angle, J Acoust Soc Am 30, 1958, p.237-246

[24] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p.93

[25] .J. PLACK, The Sense of Hearing, L.E. Associates, 2005, p.184-185

[26] L. VERGNON, L'audition dans le chaos, Elsevier-Masson, Chapitre 19 - L'oreille, le son et l'espace. Le temps, la complexité, 2008, p.245

[27] <http://www.hearingloss.com/hearing-two-ears> 22/02/2015

[28] C. PARIETTI-WINKLER, Cours d'anatomie, Nerf auditif et voies afférentes, Diplôme d'état d'audioprothésiste, 1<sup>ère</sup> année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012

[29] <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif> 30/01/2015

[30] D. HEEGER, Department of Psychology, New York University, 2006, Department of Psychology, New York University  
<http://www.cns.nyu.edu/~david/courses/perception/lecturenotes/localization/localization.html>

[31] P. CAMPO, Presbycousie : physiologie, facteurs environnementaux et diagnostic, cours de physiologie, Diplôme d'état d'audioprothésiste, 3<sup>ème</sup> année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015

[32] E-F. LOUBELO, Le voyage intérieur du bruit : de l'oreille au cerveau, Parri édition, Les voies nerveuses auditives, p.29-30

[33] E. BIZAGUET, H. BISCHOFF, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 4 – Les enveloppes temporelles de la parole, 2005, p.261

[34] C. RENARD, B. AZÉMA, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 5 – Données fréquentielles et temporelles de la perception de la parole, 2005, p. 278

[35] <http://www.cochlea.eu/developpement-et-plasticite/cerveau-auditif> 30/01/2015

[36] F. PERRIN et N. GRIMAULT, Laboratoire Cognition Auditive et Psycho acoustique, Centre de recherche en Neurosciences de Lyon, université Lyon 1-CNRS, L'audition : Acoustique et Cerveau, Acoustiques & techniques, n°73, 2013, p.5

[37] A.S. BREGMAN, Auditory Scene Analysis : The Perceptual Organization of sound, The MIT Press, Massachusetts, USA, 1990

[38] C. RENARD, B. AZÉMA, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 5 – Données fréquentielles et temporelles de la perception de la parole, 2005, p. 288

[39] E.C. CHERRY, Some experiments on the recognition of speech with one or two ears, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 25, p. 975-979

[40] M. PAQUIER, LabSticc CNRS UMR 6285, Les Cahiers de l'Audition, Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif, Volume 26, 2013, p.19

[41] C. RENARD, B. AZÉMA, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 5 – Données fréquentielles et temporelles de la perception de la parole, 2005, p. 291

- [42] N. GRIMAULT, S.P. BACON, C. MICHEYL, Auditory stream segregation on the basis of amplitude-modulation rate, *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 111, p.1340-1348
- [43] L.P.A.S. VAN NOORDEN, Temporal coherence in the perception of tones sequences, Ph.D. thesis, Eindhoven University of Technology, The Netherlands, 1975
- [44] M. PAQUIER, LabSticc CNRS UMR 6285, *Les Cahiers de l'Audition, Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif*, Volume 26, 2013, p.20
- [45] JCR. LICKLIDER, The influence of interaural phase relations upon the masking of speech by white noise, *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 20, 1948, p.150-159
- [46] G.CANÉVET, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, *Série Audition*, 1989, p.113
- [47] Schématisation personnelle d'après LICKLIDER et HIRSCH ([45] et [48])
- [48] IJ. HIRSCH, The relation between localization and Intelligibility, *Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 25, p. 975-979
- [49] N.I. DURLACH, H.S. COLBURN, Binaural phenomena, *Handbook of perception, Hearing*, Vol IV, Academic Press, New York, 1978
- [50] P.E. HENNEBERT, Audition binaurale, Perspective spatiale auditive stéréophonique, *Acta Oto-Rhino-Laryngologie Belgica* n°22, 1968, p.245-378
- [51] J.DEHAUSSY , J.F. VESSON, *Précis d'Audioprothèse, Tome III : L'appareillage de l'adulte, Le contrôle d'efficacité prothétique*, Collège Nationale d'Audioprothèse, Chapitre V – Le contrôle immédiat d'efficacité prothétique, B. mesures subjectives : stéréoaudiométrie, 2007, p.138.
- [52] F. SANTON, Intelligibilité de la parole masquée et rôle de la direction de la source masquante, *Acustica* n°61, 1986, p.67-74
- [53] B.J.C. MOORE, *Perceptual Consequences of Cochlear Damage*, Oxford Medical Publication, 1995, p.165-168
- [54] F. GOUJON, *Mémoire de fin d'études en Audioprothèse, Audiométrie vocale : Etude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de référence selon le matériel vocal choisi*, Université de Lorraine, Faculté de Pharmacie Nancy, Ecole d'Audioprothèse de Nancy, 2013
- [55] D. LODGE, *La vie en sourdine (Deaf Sentence)*, Rivages, 2008, p.11

- [56] R. HAUSLER, S. COLBURN, E. MARR, Sound Localization in Subjects Within Impaired Hearing : Spatial-discrimination and Interaural-discrimination Tests, Acta oto-laryngologica : Supplement, Vol. 400, 1983
- [57] M.A. RUGGERO, N.C. RICH, A. RECIO, Alteration of basilar membrane response to sound by acoustic overstimulation, Biophysics of the hair cell sensory systems, World Scientific Singapor, 1993, p.258-265
- [58] N.I. DURLACH, C.L. THOMSON et H.S. COLBURN, Binaural interaction in impaired listeners-A review of past research, Audiology n°20, 1981, p.181-211
- [59] F. KUK, P. KORHONEN, Hearing Review, 2014.  
<http://www.hearingreview.com/2014/08/localization-101-hearing-aid-factors-localization/18/03/15>
- [60] A. CHAYS, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies Amplifon, n°45, 2008, p.103
- [61] F. KUK, P KORHONEN, C. LAU, D. KEENAN, M. NORGAARD. Evaluation of a pinna compensation algorithm for sound localization and speech perception in noise, American Journal of Audiology, Vol.22, 2013, p.84-93
- [62] B. WRIGHT , Y. ZHANG, A review of learning with normal and altered sound-localization cues in human adults, International Journal of Audiology, n°45, 2006, p. 92-98
- [63] A. CHAYS, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies Amplifon, n°45, 2008, p.104
- [64] H.F. SCHUKNECHT, Cochlear Pathology in Presbycusis, Annals of otology, rhinology & laeyngology : Supplement, Vol. 158, 1993
- [65] B.J.C. MOORE, Perceptual Consequences of Cochlear Damage, Oxford Medical Publication, 1995
- [66] P. AVAN, Appareillage auditif et processus centraux : le cerveau, un acteur essentiel, Les monographies Amplifon, 2007, p.17
- [67] C. RENARD, B. AZÉMA, Précis d'Audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, Chapitre 5 – Données fréquentielles et temporelles de la perception de la parole, 2005, p.279.
- [68] T.J. BELLIS, T. NICOL, N. KRAUS, Aging effect hemispheric asymmetry in the neural representation of speech sounds, Journal of neuroscience, Vol. 20, 2000, p.791-797 (mentionné dans [67])
- [69] P.B. BALTES, K.U. MAYER, The Berlin Aging Study, University of Cambridge, 1999



- [70] A. CHAYS, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies Amplifon, n°45, 2008, p.106
- [71] A. CHAYS, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies Amplifon, n°45, 2008, p.109
- [72] L.L. CHAO, R.T. KNIGHT, Prefrontal deficits in attention and inhibitory control with aging, *Cerebral Cortex* 7, 1997, p.63-69 (issue de [71])
- [73] C.LORENZI, G. GILBERT, C.CARN, S. GARNIER, B.C.J. MOORE, Speech perception problems of the hearing impaired reflect an inability to use temporal fine structure, *National Academy of Science USA*, Vol. 103, 2006, p.18866-18869
- [74] T.H. STAINSBY, B.C.J. MOORE, B.R. GLASBERG, Auditory streaming based on temporal structure in hearing-impaired listeners, *Hearing Research* n°192, 2004, p.119-130
- [75] J. PEISSIG, B. KOLLEIER, Directivity of binaural noise reduction in spatial multiple noise-source arrangements for normal and impaired listeners, *Journal of Acoustic Society of America*, n°101, 1997, p.1660-1670
- [76] B.J.C. MOORE, *An introduction to the Psychology of hearing*, 3<sup>rd</sup> Edition, London Academic, 1989
- [77] K.J. GABRIEL, J. KOEHNKE, H.S. COLBURN, Frequency dependence of binaural performance in listeners with impaired binaural hearing, *Journal of Acoustic Society of America*, Vol.91, 1992, p.336-347
- [78] J. JERGER et al, Effect of peripheral hearing loss on the MLD, *Arch. Otolaryngol.*, Vol. 110, p.290-296
- [79] R. PLOMP, Noise, amplification and compression : consideration of three main issues in hearing aid design, *Ear Hear.*, n°15, 1994, p.2-12
- [80] M.C. KILLION, The SIN report: Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem, *The Hearing Journal*, n°50, 1997, p.28-32
- [81] X. DELERCE, A. GAULT, J-B. DELANDE, Technologie et traitement du signal : Gestion de la parole en milieu bruyant par les aides auditives, *Les Cahiers de l'Audition*, volume 27, n°2 2014, p.14
- [82] S. HYGGE, J.RONNBERG, B.LARSBY, S.ARLINGER, Normal hearing and hearing impaired subject's ability to just follow conversation in competing speech , reversed speech, and noise backgrounds, *Journal of Speech Hearing Research*, Vol.35, p.208-215
- [83] K.H. AREHART, Effect of high-frequency amplification on double-vowel identification in listeners with hearing loss, *Journal of Acoustical Society of America*, n°104, 1998, p.1733-1736

- [84] L. VERGNON, ouvrage cité, Chapitre 34 : Presbyacousie et orthophonie, p.387
- [85] C. MORISSEAU, H. SÉNÈQUIER, C. TOFFIN, Education auditive, Les monographies Amplifon, Les nouveaux outils, n°38, 2005, p.38
- [86] S. LEUSIE, N. DENNI-KRICHEL et L. VERGNON, La réhabilitation instrumentale et fonctionnelle du presbyacousique dans le circuit GRAPsanté, Les Cahiers de l'Audition, volume 27, n°3 2014, p.25
- [87] <http://www.csa.fr/Television/Le-suivi-des-programmes/L-accessibilite-des-programmes/Pour-les-personnes-sourdes-ou-malentendantes-le-sous-titrage/Disponibilite-des-sous-titres> 15/07/15
- [88] [http://www.editions-creasoft.com/boutique/index.php?cPath=44\\_1037&osCsid=3baf6c24bc9ea306968f7bc260e169b0](http://www.editions-creasoft.com/boutique/index.php?cPath=44_1037&osCsid=3baf6c24bc9ea306968f7bc260e169b0) 27/06/2015
- [89] <http://www.audivimedia.fr/espace-professionnels-audivimedia.php> 27/06/2015
- [90] C. VANTOMME, LLEA : Elaboration d'un matériel de rééducation de la perception de la parole chez des adultes déficients auditifs, Tome 1, Mémoire de fin d'étude en orthophonie, Université de Lorraine, Faculté de Médecine, Département d'orthophonie, 2014, p.36
- [91] <http://www.implant-ific.org/exercices> 03/07/2015
- [92] <https://itunes.apple.com/fr/app/hear-coach/id596066939?mt=8> 03/07/2015
- [93] Compendium Siemens, BestSound Technology – L'art du traitement du signal, 2010, p.80
- [94] <http://rehabilitation.oticonmedical.com/> 03/07/2015
- [95] <https://www.gerip.com/voix-surdite/58-lecture-labiale.html> 27/06/2015
- [96] G. BESCOND, F. LEFÈVRE, Orthophonie et appareillage : Quelle prise en charge pluridisciplinaire pour renforcer l'efficacité des aides auditives dans le bruit ?, Les Cahiers de l'Audition, Volume 27, n°2, 2014, p. 21-22
- [97] <http://www.hardware.fr/articles/imprimer/497/> 15/07/15
- [98] Les dossiers de la Recherche, n°9, Avril/Mai 2014, Les nouvelles dimensions du son, Sophia Publications, p.51
- [99] [https://en.wikipedia.org/wiki/Wave\\_field\\_synthesis](https://en.wikipedia.org/wiki/Wave_field_synthesis) avec traduction en français 30/06/2015
- [100] <https://www.bestsoundtechnology.com/pro/news/news/a-quantum-leap-in-testing/> 27/06/2015

- [101] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Enregistrement\\_binaural](https://fr.wikipedia.org/wiki/Enregistrement_binaural) 27/06/2015
- [102] <http://www.lesnumeriques.com/casque-audio/audio-binaural-experience-extremement-realiste-a2141.html> 10/08/2015
- [103] <http://www.lesnumeriques.com/casque-audio/audio-binaural-experience-extremement-realiste-a2141.html> 10/08/2015
- [104] <http://www.neumann.com/> 11/08/15 Photomontage
- [105] [http://www.gras.dk/media/docs/files/items/p/d/pd\\_45bb.pdf](http://www.gras.dk/media/docs/files/items/p/d/pd_45bb.pdf) 03/07/2015
- [106] <http://kemar.us/#> 03/07/2015
- [107] <http://www.gras.dk/ra0045.html> 03/07/2015
- [108] <http://www.intechopen.com/books/soundscape-semiotics-localisation-and-categorisation/head-related-transfer-functions-and-virtual-auditory-display> 07/07/2015
- [109] <http://www.gras.dk/40ag.html> 03/07/2015
- [110] <http://nouvoson.radiofrance.fr/> 19/11/2014
- [111] <http://www.bili-project.org/wp-content/uploads/2014/12/nouvOson-paper-oct-2014-V4.pdf> 19/11/2014
- [112] Les dossiers de la Recherche, n°9, Avril/Mai 2014, Les nouvelles dimensions du son, Sophia Publications, p.56-57
- [113] <http://www.espace-sciences.org/sciences-ouest/310/dossier/immersion-dans-le-son> 21/07/2014
- [114] <http://www.bili-project.org/enregistrement-des-hrtf-a-lircam/#more-248> 15/07/2014
- [115] <http://www.virtualandreality.com/3Dmusic.html> 01/03/2015
- [116] <http://nouvoson.radiofrance.fr/musique/single-3d-avec-les-two-bunnies-love> 01/03/2015
- [117]. <https://vimeo.com/101182473> 07/02/2015
- [118] <http://www.ablindlegend.com/a-propos/> 07/02/2015
- [119] A. SEPCHAT, Jeux vidéo accessibles pour personnes en situation de handicap, Thèse de Doctorat, Université François Rabelais Tours spécialité Informatique, Novembre 2008

[120] A.GOUNY, Les HRTF appliquées au retour de scène par « in ear monitor », Mémoire de fin d'étude (section son), Ecole Nationale Supérieure Louis Lumière, Juin 2010

[121] <https://www.france-universite-numerique-mooc.fr/courses/inria/41004/session01/about> 24/04/2015

[122] <http://projects.laas.fr/BINAAHR/BINAAHR/Welcome.html> 24/04/2015

[123] <http://raweb.inria.fr/rapportsactivite/RA2013/perception/uid23.html> 28/07/2015

[124] <https://www.youtube.com/watch?v=6wOQTDiwh9Q>  
[https://www.youtube.com/watch?v=l\\_h4mi0GEAc](https://www.youtube.com/watch?v=l_h4mi0GEAc)  
<https://soundcloud.com/kall-binaural-audio/sets/asmr-binaural-audio-demos-use30/07/2015>

[125] I. VIAUD-DELMON, IRCAM CNRS UMR 9912, Les environnements sonores à la rescousse de la cognition, Acoustique et Techniques, numéro 73, 2013, p.13-16

[126]. Semaine du son 2011, Conférence Acouphènes et réalité virtuelle, A(c)vatar présenté par Alain Londero, présentation d'A(c)vatar à partir de 29min20  
<https://www.youtube.com/watch?v=DxMF5TXV0NQ> 22/04/2014

[127] <http://tinnitometer.com/> 18/12/2014

[128] La revue de France Acouphènes, Réalité virtuelle et acouphènes chroniques invalidants, Décembre 2012, n°78, p.7

[129] <http://www.am3d.com/home-english/news/archive/world%27s-first-hearing-aid-with-3d-audio-technology.aspx> 12/11/2013

[130] <http://www.researchgate.net/publication/266394974> Implimentation d'un algorithme de localisation binaurale sur audioprothses contraintes et perspectives 30/03/2015

[131] F. Keyrouz, Y. Naous, et K. Diepold, "A new method for binaural 3-d localization based on HRTFs", Acoustics, Speech and Signal Processing. IEEE International Conference on, vol. 5, 2006, p. 341–344 et 662-665

[132] J. A. MacDonald, "A localization algorithm based on head-related transfer functions," The Journal of the Acoustical Society of America, vol. 123, n°6, , 2008, p. 4290–4296

[133] K-J. PALOMÄKI, H TIITINEN , V MÄKINEN, P-J. MAY, P. ALKU, Spatial processing in human auditory cortex: the effects of 3D, ITD, and ILD stimulation techniques, Cognitive Brain Research, Volume 24, Issue 3, 2005, p.364-379

[134] <http://www.bili-project.org/le-projet/> 11/07/2014

- [135] [http://www.bili-project.org/wp-content/uploads/2015/06/JISFA\\_RozennNicol\\_2015051.pdf](http://www.bili-project.org/wp-content/uploads/2015/06/JISFA_RozennNicol_2015051.pdf) 15/07/2015
- [136] <http://www.bili-project.org/lecoute-binaurale/> 11/07/2014
- [137] J.DEHAUSSY, J.F. VESSON, Précis d'Audioprothèse, Tome III, Collège Nationale d'Audioprothèse, Chapitre V-B, mesures subjectives : stéréoaudiométrie, 2007, p.135-140
- [138] Guide des bonnes pratiques de l'audiométrie vocale de la SFA, 2013, p.33
- [139] Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse, 2006, p.115
- [140] International Journal of Audiology, Volume 44 number 6, 2005, p.359
- [141] B. VIROLE, Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome I, Le bilan d'orientation prothétique, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse, 1997, p.215
- [142] L. DODELÉ, D. DODELÉ, Le test Verbo-fréquentiel, 17<sup>ème</sup> Journées de la Société Scientifique Internationale du Pré-réglage, TAORMINA
- [143] Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse, 2006, p.171
- [144] J.P. DUPRET, Test de mots sans signification, Mémoire pour l'obtention du titre de Membre du Collège National d'Audioprothèse, 1980
- [145] ANSES, Évaluation des impacts sanitaires extra-auditifs du bruit environnemental - Avis de l'Anses, Rapport d'expertise collective, Edition scientifique, Février 2003, p.5
- [146] ISO/DIS 8253-3-2010, Acoustique – Méthodes d'essais audiométriques – Partie 3 : Audiométrie vocale, 2010, citée dans Les Cahiers de l'Audition, n°6, 2012, p. 33
- [147] Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Tome III, Le contrôle d'efficacité prothétique, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse, 2006, p.174
- [148] X.DELERCE, <http://www.blog-audioprothesiste.fr/faire-du-bruit-pendant-le-test-ou-un-test-dans-le-bruit-that-is-the-question/> 22/07/2015
- [149] Y. LASRY, M. DEL RIO, L'audiométrie vocale dans le bruit en douze questions, E.P.U. 2012, Les Cahiers de l'Audition, n°6, 2012, p.34
- [150] <http://www.insightfirearmstraining.com/discover-how-hearing-effects-precision-accuracy/> 07/10/14
- [151] A.CHAYS, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies amplifon, n°45, 2008, p.136

# ANNEXES

LABORATOIRE D'AUDIOLOGIE  ERIC HANS  
*Recherche et Applications aux Aides Auditives*

29, rue Clémenceau  
25200 MONTBELIARD  
☎ : 03.81.91.25.43

Montbéliard, le 06 octobre 2014

Madame, Monsieur,

Dans le cadre d'un travail de mémoire de recherche en audioprothèse, nous vous convions à prendre rendez-vous dans votre centre auditif. En effet, compte tenu de votre perte auditive et de la technologie de vos appareils auditifs, vous pourriez, si vous le souhaitez, faire partie d'une étude visant à améliorer l'audition et la compréhension dans le bruit.

L'étude se déroulera durant les mois de novembre et de décembre. Elle nécessitera, suivant votre disponibilité, deux ou trois rendez-vous au Laboratoire d'Audiologie Eric Hans.

Lors des premiers rendez-vous, nous étudierons :

- Votre capacité à comprendre dans le bruit.
- Nous vous expliquerons ensuite comment réaliser la rééducation auditive.
- Il vous sera prêté du matériel afin que vous puissiez réaliser les exercices de rééducation à votre domicile. Le matériel de prêt sera composé d'un CD de rééducation auditive, et d'un boîtier multimédia.

Lors du deuxième rendez-vous et suite à l'écoute du CD de rééducation auditive à votre domicile, nous analyserons l'évolution de votre capacité à comprendre dans le bruit.

Cette étude s'inscrit dans le cadre d'un mémoire réalisé au sein de la formation au Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste, elle est donc gratuite et anonyme.

Si vous souhaitez y participer, nous vous invitons à prendre rendez-vous dès à présent. Nous nous tenons également à votre disposition par téléphone si vous souhaitez plus de renseignements. Vous serez tenus informés ultérieurement des résultats de cette étude.

Veuillez agréer, Madame, Monsieur, l'expression de nos sentiments dévoués.

**Olivier FERBER**  
*Etudiant en 3<sup>ème</sup> année d'Audioprothèse*

**Eric HANS**  
*Audioprothésiste D.E*



## Annexe 2 : Patients ayant participé à l'étude et informations les concernant

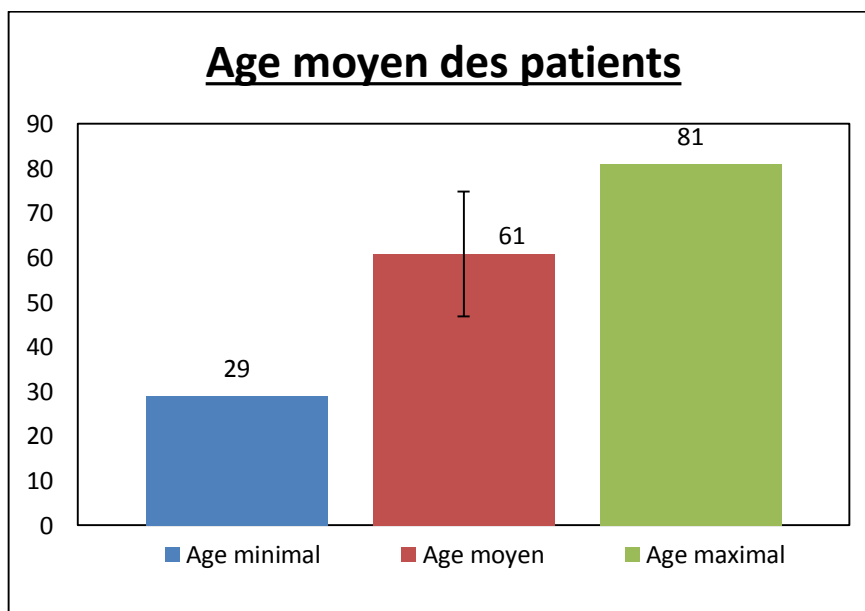
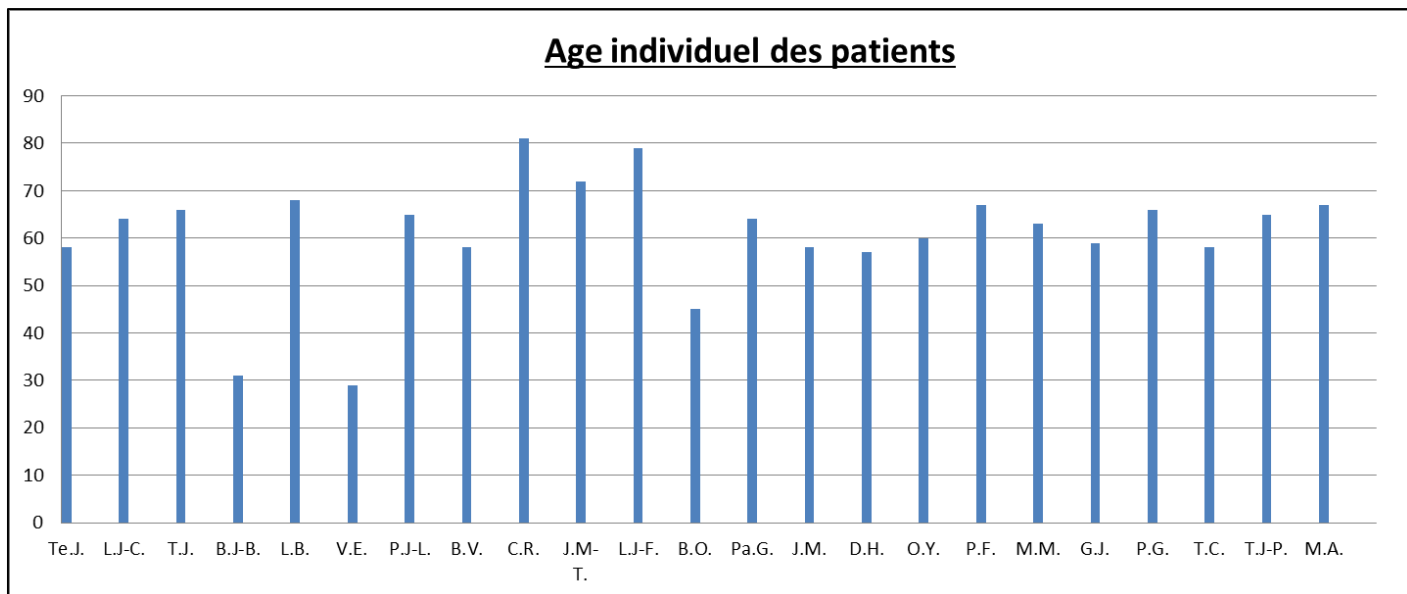
Patients	Age calendaire (ans)	Etiologie de la surdité	Apparition de la g�ne	Appareillé depuis	Dernier renouvellem ent	Accessoire de communication	Perte tonale moyenne D/G	Seuils moyens avec ACA	Temps de port ACA pré- r�ducation (H/J)
Te.J.	58	Surdité progressive d'origine héréditaire (parents appareillés à 50 ans), acouphène non invalidant	2006	04/2011 Espria X- Mini RITE Hansaton			48 / 61	30	7
L.J-C.	64	Trauma sonore (tireur de feux d'artifices) et problème cardiaque	2010	05/2011 Lumeo Mini BTE tube fin Hansaton			35 / 39	21,5	13,5
T.J.	66	Fracture crânienne à 24 ans, trauma sonore professionnel (�tanch�it� du bâtiment)	2000	03/2005	10/2012 Wi Series i110 13 RITE Starkey		56 / 53	26,5	13
B.J-B.	31	Antécédents familiaux, acouphènes	1990	01/1990	09/2008 Wi Series i110 312 RITE Starkey	Surf Link Mobile	37 / 51	25	15
L.B.	68	Surdité progressive d'origine professionnelle (chaudronnerie BTP) et deux anesthésies générales	2004	03/2008	09/2014 Xino i70 312 RITE Starkey		49 / 40	35	10
V.E.	29	Antécédents familiaux, surdité évolutive, otites séreuses	1987	01/1991	11/2013 Xino i110 312 RITE Starkey	Surf Link Media	70 / 84	33	15
P.J-L.	65	Surdité d'origine professionnelle (formateur en entretien d'espaces verts). Très g�n� dans le bruit.	1994	01/1995	05/2013 Xino i70 312 RITE Starkey	Surf Link Media	54 / 53	41,5	7
B.V.	58	Antécédents familiaux, trauma sonore (chasse), milieu professionnel bruyant, problème artériel et hypertension.	1996	11/2011	05/2014 Aud�o Q70 T RITE Phonak		53 / 46	31,5	13
C.R.	81	Recrutement		09/1989	07/2014 Aud�o Q70 RITE Phonak	ComPilot et TV link S	67,5 / 74	41	10
J.M-T.	72	Presbyacousie hypertension, g�n�e dans le bruit et variablement au téléphone et à la télévision	2012	12/2013 Aud�o Q70 RITE Phonak			39 / 47,5	30 / 27,5	15
L.J-F.	79	Surdité professionnelle, trauma sonore (Acousticien)	1990	04/2004	01/2014 Aud�o Q50 T RITE Phonak		79 / 60	32 / 30	7

Groupe binaural



Groupe binaural	L.J.-F.	79	Surdité professionnelle, trauma sonore (Acousticien)	1990	04/2004	01/2014 Aud�eo Q50 T RITE Phonak		79 / 60	32 / 30	7
	B.O.	45	Surdité congénitale, perte évolutive.	1977	1977	03/2014 Naida S III SP BTE Phonak		87,5 / 86	31,5	16
	Pa.G.	64	Presbyacousie	2010	06/2014 Aud�eo Q50 RITE Phonak			35 / 36	22	7
	J.M.	58	Surdité professionnelle (usine de roulements) MP42	2000	04/2008	06/2014 Aud�eo Q50 T RITE Phonak		51 / 59	34	8
	D.H.	57	Trauma cranien en 1967, acouphènes	1995	05/2005	06/2014 Aud�eo Q70 RITE Phonak	iCom et VOOS	45 / 51,3	30	14
	O.Y.	60	Surdité h�ereditaire aggravée par une activité professionnelle industrielle bruyante. Acouphènes à droite aigus. G�ene pour TV, téléphone et brouhaha	2010	12/2012 Aud�eo S V RITE Phonak			47,5 / 54	31	2,5
	P.F.	67	Ant�ecedents familiaux, trauma sonore, milieu professionnel bruyant, AVC, opération carotide. G�ene dans toutes les situations	2007	05/2012 Aud�eo S III RITE Phonak			47,5 / 45	30	12
17										
Groupe contrôle	M.M.	63	Surdité h�ereditaire, otospongiose, intolérance aux sons forts	1996	07/2003	11/2013 Alta pro RITE Oticon		54 / 56,5	34	6,7
	G.J.	59	Surdité professionnelle (usine), acouphènes aigus	2011	06/2013 Acto Pro Mini RITE Oticon	Streamer Pro Connect Line		43 / 45	25	12
	P.G.	66	Surdité professionnelle et trauma sonore (militaire), hypertension, acouphènes graves	2012	04/2013 Intiga 8 RITE Oticon			26,5 / 29	15	6
	T.C.	58	Apparition progressive, milieu professionnel bruyant (restauration), g�ene dans toutes situations	2007	03/2011 Acto RITE Oticon			41,5/ 50	32	5
	T.J.-P.	65	Apparition progressive, loisirs bruyant (bricolage ++), acouphènes	2007	21/2012 Intiga 10 RITE Oitcon			42,5 / 40	31,5	0,5
	M.A.	67	Apparition progressive, surdité professionnelle (ateliers bruyants), acouphènes permanents, hypertension	2004	12/2011 Acto Pro RITE Oticon	Streamer et Adaptateur TV Connect Line		50 / 55	37,5	0,4

Suite de l'annexe 2 : Ages individuel et moyen des patients



LABORATOIRE D'AUDIOLOGIE  ERIC HANS  
*Recherche et Applications aux Aides Auditives*

29, rue Clémenceau  
25200 MONTBELIARD  
☎ : 03.81.91.25.43

Je soussigné :

Nom :

Prénom :

Adresse :

Déclare participer à une étude organisée par M. Olivier Ferber dans le cadre de son travail de mémoire.

Je reconnais avoir reçu par le laboratoire d'audiologie E. Hans le matériel de prêt suivant :

Je m'engage à restituer ce matériel à la fin de l'étude, dans l'état auquel il m'a été confié.

Fait à Montbéliard, le

Signature :

Annexe 4 : Résultats des audiométries vocales en présence de bruit pré (rouge) et post-rééducation (bleu) pour le patient J.M-T

Nom : J.M-T Date : 11/14  
 Prénom : ..... Testeur : O. Fecher

P2 Bruit actif

AUDIOMETRIE VOCALE - EFFICACITE PROTHETIQUE
Test de Netteté
Mots sans signification de J.P DUPRET

TEST OREILLES(S) APPAREILLEE(S) EN CHAMP LIBRE										Niveau Utilisé : <u>Test pré-rééducation</u>
DAPP	DAPP+M	GAPP	GAPP+M	BIAPP	BIAPP+M	BIAPLL	DAPLL	GAPLL		
11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	65
aɔguai zibe pume oufain jansse ontu youne échou pide uka gauve	pouje auba éyi mude faigue uton zinc aissa oukain changué jésse	jague yaiche taube éfon upan yainde ukau zousse iyi meugue oufa	aguan yaisse bauje tade udon koume ufain pégue zachek ouyi é-you	zoube aifon chiye mainde ipon tébe jeugue ouka ussau né-ye onlau	ipau zabe utain voude ikan fouje chaiguc cubon seugue nai-ye éza	pague jibe aifeu donye outain yansse ézau ukain choume naide ifa	onki taibe udan voufe paugue oucha ésscu zain-ye maugue aiji nide	jausse oukai peugue donfe ézain ambau touné ivu ehabe éji mugue	éfan kaimbe audon sague zougne upau iteu chougue évai ji-ye nade	16/33 9/33 11/33 14/33 11/33 13/33 15/33 17/33 22/33 23/33

DAPP = Droite appareillée GAPP = Gauche appareillée BIAPP = Les 2 côtés appareillés + LL = mesure avec Lecture Labiale

AUDITION MEDICALE E-HANS MONTBELIARD

Nom : J.M-T Date : 12/14  
 Prénom : ..... Testeur : O. Fecher

P2 Bruit actif

AUDIOMETRIE VOCALE - EFFICACITE PROTHETIQUE
Test de Netteté
Mots sans signification de J.P DUPRET

TEST OREILLES(S) APPAREILLEE(S) EN CHAMP LIBRE										Niveau Utilisé :
DAPP	DAPP+M	GAPP	GAPP+M	BIAPP	BIAPP+M	BIAPLL	DAPLL	GAPLL		
11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	65
aɔguai zibe pume oufain jansse ontu youne échou pide uka gauve	pouje auba éyi mude faigue uton zinc aissa oukain changué jésse	jague yaiche taube éfon upan yainde ukau zousse iyi meugue oufa	aguan yaisse bauje tade udon koume ufain pégue zachek ouyi é-you	zoube aifon chiye mainde ipon tébe jeugue ouka ussau né-ye onlau	ipau zabe utain voude ikan fouje chaiguc cubon seugue nai-ye éza	pague jibe aifeu donye outain yansse ézau ukain choume naide ifa	onki taibe udan voufe paugue oucha ésscu zain-ye maugue aiji nide	jausse oukai peugue donfe ézain ambau touné ivu ehabe éji mugue	éfan kaimbe audon sague zougne upau iteu chougue évai ji-ye nade	15/33 9/33 11/33 9/33 10/33 11/33 13/33 14/33 13/33 15/33

DAPP = Droite appareillée GAPP = Gauche appareillée BIAPP = Les 2 côtés appareillés + LL = mesure avec Lecture Labiale

AUDITION MEDICALE E-HANS MONTBELIARD

## **Questionnaire après la période de rééducation auditive**

Afin de mieux vous connaître et d'améliorer l'outil de rééducation auditive dont vous venez de bénéficier, nous vous remercions de remplir le questionnaire suivant.

Nom : .....

Date de naissance : .....

Prénom : .....

Veillez entourer le chiffre correspondant à votre réponse.

Exemple :

Pour moi, comprendre une émission de télévision est :

5 Impossible      4 Très difficile      3 Difficile      2 Facile      1 Très facile

### **Avec vos appareils :**

1. Pour moi, suivre une conversation dans un endroit bruyant ou en présence de bruits de fond est d'habitude :

5 Impossible      4 Très difficile      3 Difficile      2 Facile      1 Très facile

2. Pour moi, discuter pendant un trajet en voiture est d'habitude:

1 Très facile      2 Facile      3 Difficile      4 Très difficile      5 Impossible

3. Pour moi, comprendre une conversation dans une salle avec beaucoup de réverbération

(Par exemple une grande salle ou une église) est d'habitude:

5 Impossible      4 Très difficile      3 Difficile      2 Facile      1 Très facile

4. Pour moi, participer à une conversation dans un groupe de 3 personnes ou plus est d'habitude:

5 Impossible      4 Très difficile      3 Difficile      2 Facile      1 Très facile

5. Pour moi, être capable de localiser une source sonore (par exemple le klaxon d'une voiture) est d'habitude:

1 Très facile      2 Facile      3 Difficile      4 Très difficile      5 Impossible

6. Après avoir effectué la rééducation auditive, vous sentez-vous plus à l'aise dans le bruit ?

5 Beaucoup plus à l'aise      4 Plus à l'aise      3 Pas de changement      2 Plus mal à l'aise      1 Beaucoup plus mal à l'aise

7. Après avoir effectué la rééducation auditive, comment pensez-vous pouvoir comprendre dans le bruit ?

1 Beaucoup moins bien      2 Moins bien      3 De la même façon      4 Mieux      5 Beaucoup mieux

8. Après avoir effectué la rééducation auditive, vous sentez-vous plus à l'aise dans un groupe de gens ?

5 Beaucoup plus à l'aise      4 Plus à l'aise      3 Pas de changement      2 Plus mal à l'aise      1 Beaucoup plus mal à l'aise

9. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient utiles pour votre audition ?

1 Pas du tout utiles      2 Un peu utiles      3 Utiles      4 Très utiles      5 Indispensables

10. Depuis votre rééducation auditive, vous sentez-vous plus confiant(e) concernant vos possibilités de compréhension dans le bruit ?

5 Beaucoup plus    4 Plus confiant(e)    3 Pas de changement    2 Moins confiant(e)    1 Beaucoup moins

11. Depuis votre rééducation auditive, le bruit vous fatigue

5 Beaucoup moins    4 Moins    3 Un peu moins    2 Toujours autant    1 Le bruit ne me fatigue pas

12. Souhaiteriez-vous continuer les exercices de rééducation auditive ?

5 Oui, sans hésiter    4 Oui    3 Pourquoi pas    2 Non    1 Non, pas du tout

13. Avez-vous pris du plaisir à effectuer cette rééducation auditive ?

1 Non, pas du tout    2 Non    3 Ni plaisir ni déplaisir    4 Oui    5 Oui, beaucoup de plaisir

14. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient un plus dans votre prise en charge par votre audioprothésiste ?

5 Oui, certainement    4 Oui    3 Pas d'avis    2 Non    1 Non, pas du tout

15. Si un(e) orthophoniste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à le (la) consulter ?

5 Oui, certainement    4 Oui    3 Pas d'avis    2 Non    1 Non, pas du tout

16. Si un(e) audioprothésiste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à investir dans ce type de matériel et d'accompagnement ?

5 Oui, certainement    4 Oui    3 Pas d'avis    2 Non    1 Non, pas du tout

17. Pensez-vous que ces types d'exercices devraient être proposés en complément de l'acquisition d'appareils auditifs ?

1 Non, jamais    2 Non    3 Pas forcément    4 Oui    5 Oui, systématiquement

18. Sur le CD, à partir de quel niveau avez-vous eu des difficultés de compréhension (sans le texte)?

5 Niveau 1    4 Niveau 2    3 Niveau 3    2 Niveau 4    1 Niveau 5

19. A partir de quel niveau ne compreniez-vous plus du tout (sans le texte) ?

1 Niveau 1    2 Niveau 2    3 Niveau 3    4 Niveau 4    5 Niveau 5

20. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre les mots sans signification ?

5 Niveau 1    4 Niveau 2    3 Niveau 3    4 Niveau 4    5 Niveau 5

21. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre (en dehors des mots sans signification) ?

5 Niveau 1    4 Niveau 2    3 Niveau 3    2 Niveau 4    1 Niveau 5

22. Avez-vous ressenti un déplacement du son sur certaines pistes (phrases semblant parfois venir plus de la droite, et/ou parfois plus de la gauche) ?

5 Oui, nettement    4 Oui, un peu    3 Peut-être    2 Non, pas vraiment    1 Non, pas du tout

Si oui, précisez : .....

23. Quel type de piste vous a posé le plus de difficulté de compréhension ?

4 Phrases      3 Mots sans signification      2 Phrases avec ambiance sonore      1 Contes

24. Quel type de piste avez-vous trouvé le plus intéressant ?

4 Phrases      3 Mots sans signification      2 Phrases avec ambiance sonore      1 Contes

Pourquoi ? .....

25. Quel type de piste avez-vous trouvé le moins intéressant ?

4 Phrases      3 Mots sans signification      2 Phrases avec ambiance sonore      1 Contes

Pourquoi ? .....

26. Comment avez-vous trouvé la mise en place et le fonctionnement du dispositif de rééducation auditive ?

5 Très simple      4 Simple      3 Moyennement simple      2 Complexe      1 Très complexe

27. Comment avez-vous trouvé les explications concernant l'installation du système de rééducation auditive ?

1 Très mauvaises      2 Mauvaises      3 Moyennes      4 Bonnes      5 Très bonnes

28. Comment avez-vous trouvé les explications concernant le principe de la rééducation auditive ?

1 Très mauvaises      2 Mauvaises      3 Moyennes      4 Bonnes      5 Très bonnes

29. Vous êtes-vous renseignés sur les sons 3D ?

2 Oui      1 Non

30. Comment avez-vous trouvé votre prise en charge lors de la rééducation auditive ?

1 Très mauvaise      2 Mauvaise      3 Moyenne      4 Bonne      5 Très bonne

31. Par quel moyen avez-vous écouté le CD ?

1 Lecteur de CD      2 Lecteur de DVD      3 Ordinateur      4 Autre :.....

32. A quelle fréquence avez-vous effectué les exercices de rééducation auditive ?

5 Plusieurs fois par jour      4 Deux fois par jour      3 Tous les jours      2 Une fois tous les deux jours

1 De temps en temps

33. En moyenne, pendant combien de temps avez-vous écouté le CD par jour ?

5. 30 minutes      4. 20 minutes      3. 10 minutes      2. 5 minutes      1. Moins de 5 minutes

34. Avez-vous pu écouter le CD au moins une fois pendant :

5. 30 minutes      4. 20 minutes      3. 10 minutes      2. 5 minutes      1. Moins de 5 minutes

35. Comment trouvez-vous la qualité des exercices proposés ?

1 Très mauvaise      2 Mauvaise      3 Moyenne      4 Bonne      5 Très bonne

Suggestions : .....

Annexe 6 : Tableau issu du dépouillage des questionnaires

		1. Pour moi, suivre une conversation dans un endroit bruyant ou en présence de bruits de fond est d'habitude :	2. Pour moi, discuter pendant un trajet en voiture est d'habitude:	3. Pour moi, comprendre une conversation dans une salle avec beaucoup de réverbération (par exemple une grande salle ou une église) est :	4. Pour moi, participer à une conversation dans un groupe de 3 personnes ou plus est d'habitude:	5. Pour moi, être capable de localiser une source sonore (par exemple le klaxon d'une voiture) est d'habitude:	6. Après avoir effectué la rééducation auditive, vous sentez-vous plus à l'aise dans le bruit ?
Patients		1 : Très facile	1 : Très facile	1 : Très facile	1 : Très facile	1 : Très facile	1 : Beaucoup plus mal à l'aise
		2 : Facile	2 : Facile	2 : Facile	2 : Facile	2 : Facile	2 : Plus mal à l'aise
		3 : Difficile	3 : Difficile	3 : Difficile	3 : Difficile	3 : Difficile	3 : Pas de changement
		4 : Très difficile	4 : Très	4 : Très difficile	4 : Très difficile	4 : Très difficile	4 : Plus à l'aise
		5 : Impossible	5 : Impossible	5 : Impossible	5 : Impossible	5 : Impossible	5 : Beaucoup plus à l'aise
Avec synthèse binaurale	Te.J.	3	4	3	3	3	4
	L.J.-C.	3	2	4	3	3	3
	T.J.	3	2	3	3	2	5
	B.J.-B.	3	2	3	2	2	3
	L.B.	3	3	3	4	2	3
	V.E.	4	3	4	3	2	3
	P.J.-L.	5	3	5	3	2	4
	B.V.	3	2	3	2	2	3
	C.R.	3	3	4	3	2	3
	J.M.-T.	3	2	3	3	2	4
	L.J.-F.	4	2	4	3	2	3
	B.O.	4	3	4	3	4	
	Pa.G.	3	2	2	2	3	
	J.M.	3	3	4	3	3	3
	D.H.	4	4	4	3	3	5
O.Y.	2	2	3	2	2	4	
P.F.	3	3	4	2	2	3	
Sans synthèse binaurale	M.M.	3	2	3	3	3	4
	G.J.	3	3	3	2	2	3
	P.G.	4	3	5	4	3	4
	T.C.	3	2	4	3	2	4
	T.J.-P.	2	2	3	3	2	4
	M.A.	3	3	4	2	3	4



	7. Après avoir effectué la rééducation auditive, comment pensez-vous pouvoir comprendre dans le bruit ?	8. Après avoir effectué la rééducation auditive, vous sentez-vous plus à l'aise dans un groupe de gens ?	9. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient utiles pour votre audition ?	10. Depuis votre rééducation auditive, vous sentez-vous plus confiant(e) concernant vos possibilités de compréhension dans le bruit ?	11. Depuis votre rééducation auditive, le bruit vous fatigue :	12. Souhaiteriez-vous continuer les exercices de rééducation auditive ?
Patients	1 : Beaucoup moins	1 : Beaucoup plus mal	1 : Pas du tout utiles	1 : Beaucoup moins	1 : Le bruit ne me fatigue pas	1 : Non, pas du tout
	2 : Moins bien	2 : Plus mal à l'aise	2 : Un peu utiles	2 : Moins confiant(e)	2 : Toujours autant	2 : Non
	3 : De la même façon	3 : Pas de changement	3 : Utiles	3 : Pas de changement	3 : Un peu moins	3 : Pourquoi pas
	4 : Mieux	4 : Plus à l'aise	4 : Très utiles	4 : Plus confiant(e)	4 : Moins	4 : Oui
	5 : Beaucoup mieux	5 : Beaucoup plus à l'aise	5 : Indispensables	5 : Beaucoup plus	5 : Beaucoup moins	5 : Oui, sans hésiter
Avec synthèse binaurale	Te.J.	4	4	3	4	3
	L.J-C.	3	3	3	3	2
	T.J.	4	4	4	4	4
	B.J-B.	3	3	4	3	1
	L.B.	3	3	3	4	1
	V.E.	3	3	3	3	1
	P.J-L.	4	4	2	4	3
	B.V.	2	3	3	3	2
	C.R.	3	3	3	3	1
	J.M-T.	4	4	2	4	3
	L.J-F.	3	3	3	3	2
	B.O.			1	3	2
	Pa.G.					3
	J.M.	4	3	3	4	3
	D.H.	5	1	5	4	4
O.Y.	4	4	4	4	4	
P.F.	3	3	1	3	2	
Sans synthèse binaurale	M.M.	4	4	4	4	1
	G.J.	3	4	2	4	3
	P.G.	4	4	4	4	4
	T.C.	4	4	4	4	2
	T.J-P.	4	4	3	4	4
	M.A.	4	4	3	4	2

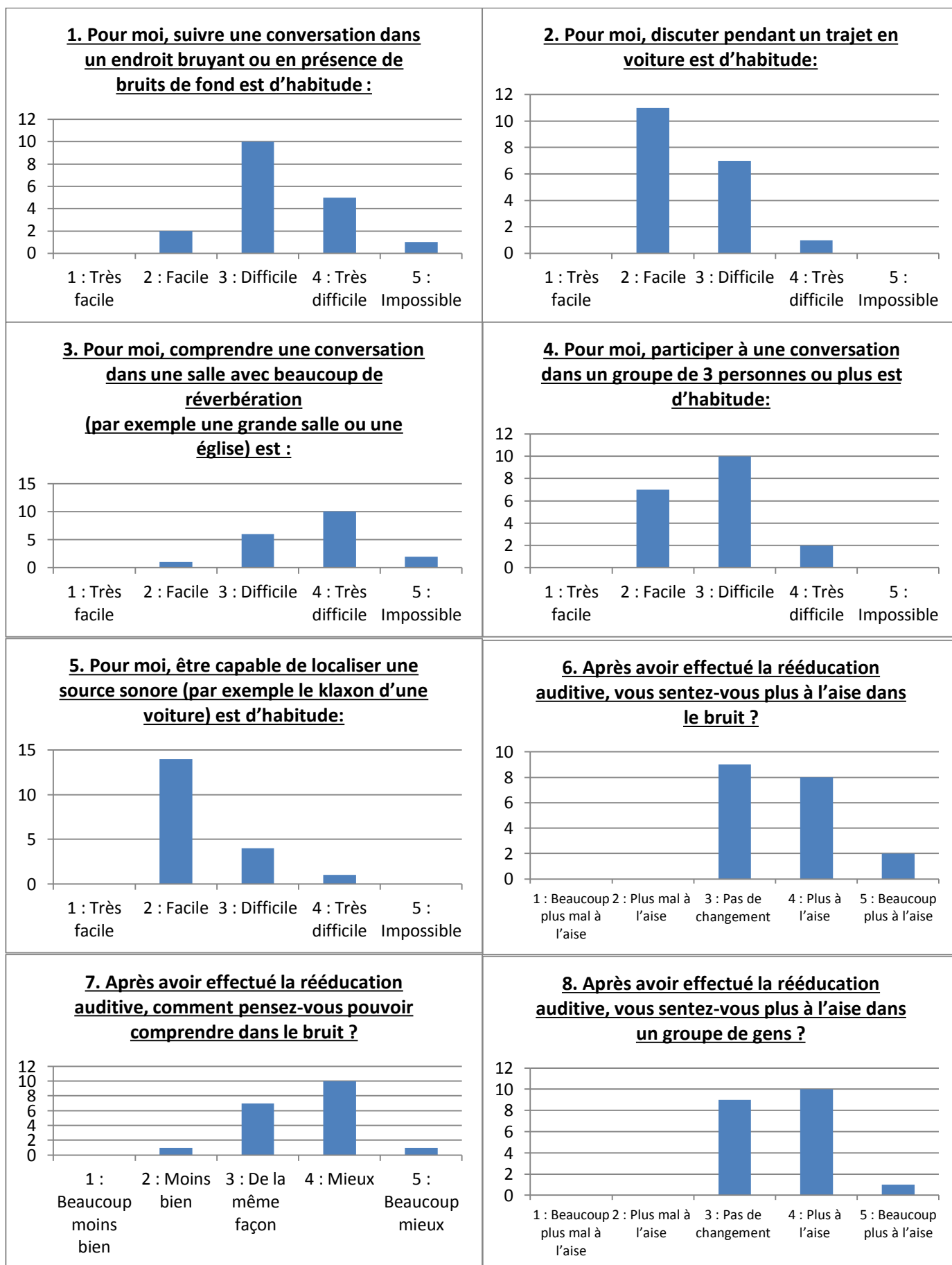
		13. Avez-vous pris du plaisir à effectuer cette rééducation auditive ?	14. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient un plus dans votre prise en charge par votre audioprothésiste ?	15. Si un(e) orthophoniste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à le(la) consulter ?	16. Si un(e) audioprothésiste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à investir dans ce type de matériel et d'accompagnement ?	17. Pensez-vous que ces types d'exercices devraient être proposés en complément de l'acquisition d'appareils auditifs ?
Patients		<b>1 : Non, pas du tout</b>	<b>1 : Non, pas du tout</b>	<b>1 : Non, pas du tout</b>	<b>1 : Non, pas du tout</b>	<b>1 : Non, jamais</b>
		<b>2 : Non</b>	<b>2 : Non</b>	<b>2 : Non</b>	<b>2 : Non</b>	<b>2 : Non</b>
		<b>3 : Ni plaisir ni déplaisir</b>	<b>3 : Pas d'avis</b>	<b>3 : Pas d'avis</b>	<b>3 : Pas d'avis</b>	<b>3 : Pas forcément</b>
		<b>4 : Oui</b>	<b>4 : Oui</b>	<b>4 : Oui</b>	<b>4 : Oui</b>	<b>4 : Oui</b>
		<b>5 : Oui, beaucoup de plaisir</b>	<b>5 : Oui, certainement</b>	<b>5 : Oui, certainement</b>	<b>5 : Oui, certainement</b>	<b>5 : Oui, systématiquement</b>
Avec synthèse binaurale	Te.J.	3	5	5	4	4
	L.J.-C.	3	4	5	5	4
	T.J.	4	5	3	4	4
	B.J.-B.	3	3	3	3	4
	L.B.	3	4	3	2	3
	V.E.	2	3	3	3	4
	P.J.-L.	3	3	3	4	4
	B.V.	4	3	2	2	33
	C.R.	4	4	4	4	4
	J.M.-T.	4	4	4	4	3
	L.J.-F.	3	4	3	2	4
	B.O.	2	3	3	3	3
	Pa.G.	4	5	3	3	4
	J.M.	3	3	3	2	3
	D.H.	4	5	5	5	5
O.Y.	5	1	1	4	5	
P.F.	2	3	2	2	2	
Sans synthèse binaurale	M.M.	4	5	2	4	5
	G.J.	3	4	3	4	3
	P.G.	4	4	4	3	5
	T.C.	4	4	4	4	4
	T.J.-P.	4	3	4	2	2
	M.A.	3	4	3	3	4

		18. Sur le CD, à partir de quel niveau avez-vous eu des difficultés de compréhension (sans le texte)?	19. A partir de quel niveau ne compreniez-vous plus du tout (sans le texte) ?	20. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre les mots sans signification ?	21. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre (en dehors des mots sans signification) ?
Patients		1 : Niveau 1	1 : Niveau 1	1 : Niveau 1	1 : Niveau 1
		2 : Niveau 2	2 : Niveau 2	2 : Niveau 2	2 : Niveau 2
		3 : Niveau 3	3 : Niveau 3	3 : Niveau 3	3 : Niveau 3
		4 : Niveau 4	4 : Niveau 4	4 : Niveau 4	4 : Niveau 4
		5 : Niveau 5	5 : Niveau 5	5 : Niveau 5	5 : Niveau 5
Avec synthèse binaurale	Te.J.	3	5	4	4
	L.J-C.	3	5	4	3
	T.J.	4	5	3	4
	B.J-B.	3	4	3	3
	L.B.	5	4	4	3
	V.E.	3	4	1	3
	P.J-L.	4	5	2	3
	B.V.	4	4	3	3
	C.R.				
	J.M-T.	4	4	3	3
	L.J-F.	4	5	3	4
	B.O.	2	4	1	2
	Pa.G.	5	5	5	5
	J.M.	5	5	4	5
	D.H.	5	5	3	5
O.Y.	5	2	3	5	
P.F.	4	3	1	2	
Sans synthèse binaurale	M.M.	4	5	3	4
	G.J.	5	5	4	5
	P.G.	4	5	4	3
	T.C.	3	4	2	3
	T.J-P.	3	4	2	2
	M.A.	5	5	4	5

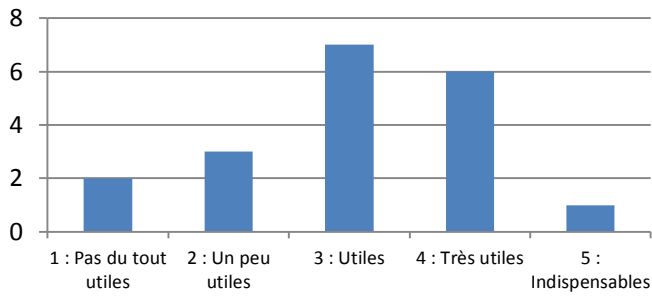
		22. Avez-vous ressenti un déplacement du son sur certaines pistes (phrases semblant parfois venir plus de la droite, et/ou parfois plus de la gauche) ?	23. Quel type de piste vous a posé le plus de difficulté de compréhension ?	24. Quel type de piste avez-vous trouvé le plus intéressant ?	25. Quel type de piste avez-vous trouvé le moins intéressant ?	
Patients		<b>1 : Non, pas du tout</b>	<b>1: Contes</b>	<b>1: Contes</b>	<b>1: Contes</b>	
		<b>2 : Non, pas vraiment</b>	<b>2 : Phrases avec ambiance sonore</b>	<b>2 : Phrases avec ambiance sonore</b>	<b>2 : Phrases avec ambiance sonore</b>	
		<b>3 : Peut-être</b>	<b>3 : Mots sans signification</b>	<b>3 : Mots sans signification</b>	<b>3 : Mots sans signification</b>	
		<b>4 : Oui, un peu</b>	<b>4 : Phrases</b>	<b>4 : Phrases</b>	<b>4 : Phrases</b>	
		<b>5 : Oui, nettement</b>				
Avec synthèse binaurale	Te.J.	5 Si oui, précisez : Tourne autour de la tête	1 Pourquoi ? Absence de textes	2 Pourquoi ? Colle à la réalité	3 Pourquoi ?	
	L.J-C.	5 Si oui, précisez : Sensation de tournis, étrange, se demandait où il était	2 Pourquoi ?	2 Pourquoi ?	1 Pourquoi ? Pas de textes	
	T.J.	5 Si oui, précisez : Sensation de tournis	1 Pourquoi ?	2 Pourquoi ?	3 Pourquoi ?	
	B.J-B.	3 Si oui, précisez :	3 Pourquoi ? Pas de rapport à la réalité	2 Pourquoi ? Rapport avec la réalité	3 Pourquoi ? Pas de repère avec la vie quotidienne	
	L.B.	5 Si oui, précisez :	2 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	
	V.E.	4 Si oui, précisez : Certaines phrases totalement inaudibles par rapport à d'autres (pas de sensation de rotation)	3 Pourquoi ? Absence de sens	2 Pourquoi ? Test concret	4 Pourquoi ? Un peu trop intelligible par rapport à la réalité (excellente articulation)	
	P.J-L.	5 Si oui, précisez :	1 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	
	B.V.	4 Si oui, précisez : Balance droite / gauche	2 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	3 Pourquoi ?	
	C.R.	2 Si oui, précisez :	2 Pourquoi ?			
	J.M-T.	4 Si oui, précisez :	3 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	
	L.J-F.	5 Si oui, précisez : Prédominance des récifs venant de la gauche	1 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	3 Pourquoi ?	
	B.O.	1 Si oui, précisez :	3 Pourquoi ? Pas de signification	4 Pourquoi ? Plus simple	3 Pourquoi ?	
	Pa.G.	5 Si oui, précisez : Les voix	1 Pourquoi ?	2 Pourquoi ?	1 Pourquoi ? Difficultés à comprendre le niveau 5	
	J.M.	5 Si oui, précisez : Plus à droite	3 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	3 Pourquoi ?	
	D.H.	5 Si oui, précisez : Le bruit se déplaçait de droite à gauche, voir derrière	3 Pourquoi ? Pas de signification	1 Pourquoi ? Le texte à suivre avait une signification	3 Pourquoi ? Je ne comprend pas l'intérêt !	
	O.Y.	1 Si oui, précisez : Balance et rotation	2 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	2 Pourquoi ?	
	P.F.	1 Si oui, précisez :	1 Pourquoi ?	4 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?	
	Sans synthèse binaurale	M.M.	1 Si oui, précisez :	3 Pourquoi ? Pas de signification	2 Pourquoi ? Moyen de vérifier grâce aux textes	1 Pourquoi ? Pas moyen de vérifier ce qu'on
		G.J.	3 Si oui, précisez : Plus d'un côté que de l'autre, mais pas de "déplacement"	1 Pourquoi ? Car absence de texte	2 Pourquoi ?	1 Pourquoi ?
		P.G.	4 Si oui, précisez :	2 Pourquoi ?	2 Pourquoi ? Habitue au bruit milieu ambiant	4 Pourquoi ?
		T.C.	4 Si oui, précisez : Sensation de tournis (surtout debout)	2 Pourquoi ? Comprend - bien les voix de femmes	2 Pourquoi ? Concentration très intense	3 Pourquoi ? Ne pas comprendre la signification
		T.J-P.	2 Si oui, précisez :	3 Absence de sens	4 Pourquoi ?	3 Pourquoi ?
		M.A.	2 Si oui, précisez :	3 Pourquoi ? Absence de sens	2 Pourquoi ? Cela fait plus réel	3 Pourquoi ?

		26. Comment avez-vous trouvé la mise en place et le fonctionnement du dispositif de rééducation auditive ?	27. Comment avez-vous trouvé les explications concernant l'installation du système de rééducation auditive ?	28. Comment avez-vous trouvé les explications concernant le principe de la rééducation auditive ?	29. Vous êtes-vous renseignés sur les sons 3D ?	30. Comment avez-vous trouvé votre prise en charge lors de la rééducation auditive ?	31. Par quel moyen avez-vous écouté le CD ?
Patient		1 : Très complexe	1 : Très mauvaises	1 : Très mauvaises	1 : Non	1 : Très mauvaise	1 : Lecteur de CD
		2 : Complexe	2 : Mauvaises	2 : Mauvaises		2 : Mauvaise	2 : Lecteur de DVD
		3 : Moyennement	3 : Moyennes	3 : Moyennes	2 : Oui	3 : Moyenne	3 : Ordinateur
		4 : Simple	4 : Bonnes	4 : Bonnes		4 : Bonne	4 : Autre
		5 : Très simple	5 : Très bonnes	5 : Très bonnes		5 : Très bonne	
Avec synthèse binaurale	Te.J.	4	4	4	1	4	3
	L.J.-C.	4	4	4	1	4	1
	T.J.	5	5	4	1	5	3
	B.J.-B.	5	5	4	1	4	4 : Téléphone mobile
	L.B.	4	5	4	1	4	3
	V.E.	5	5	4	1	5	4 : Playstation + TV
	P.J.-L.	4	4	4	1	5	2
	B.V.	4	4	4	1	4	3
	C.R.	3	4	4	1	4	3
	J.M.-T.	5	4	4	1	4	3
	L.J.-F.	4	4	4	1	4	3
	B.O.	3	4	4	1	4	3
	Pa.G.	4	4	4	1	4	3
	J.M.	4	4	4	1	4	1
	D.H.	4	4	4	1	5	3
	O.Y.	1	4	4	1	5	3
P.F.	4	3	3	1	4	2	
Sans synthèse binaurale	M.M.	4	4	4	1	4	3
	G.J.	4	4	4	1	4	3
	P.G.	5	5	5	1	4	3
	T.C.	4	4	4	1	4	2
	T.J.-P.	4	4	4	1	4	3
	M.A.	4	4	5	1	4	3

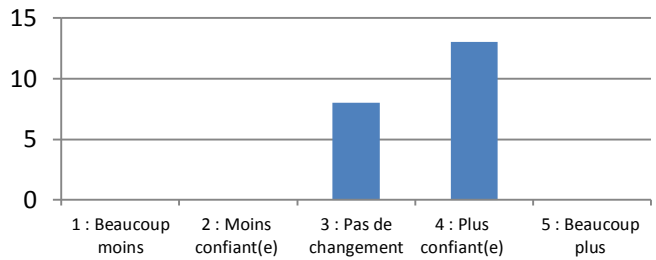
		32. A quelle fréquence avez-vous effectué les exercices de rééducation auditive ?	33. En moyenne, pendant combien de temps avez-vous écouté le CD par jour ?	34. Avez-vous pu écouter le CD au moins une fois pendant :	35. Comment trouvez-vous la qualité des exercices proposés ?	Suggestions, remarques
Patient		1 : De temps en temps	1 : Moins de 5 minutes	1 : Moins de 5 minutes	1 : Très mauvaise	
		2 : Une fois tous les deux jours	2 : 5 minutes	2 : 5 minutes	2 : Mauvaise	
		3 : Tous les jours	3 : 10 minutes	3 : 10 minutes	3 : Moyenne	
		4 : Deux fois par jour	4 : 20 minutes	4 : 20 minutes	4 : Bonne	
		5 : Plusieurs fois par jour	5 : 30 minutes	5 : 30 minutes	5 : Très bonne	
Avec synthèse binaurale	Te.J.	3	4	5	3	Exercices intéressants car assez variés
	L.J-C.	2	5	5	4	
	T.J.	4	5	4	4	
	B.J-B.	3	3	3	4	
	L.B.	3	4	4	4	
	V.E.	2	3	4	4	Les phrases devraient être articulées plus simplement (moins articulées) pour coller à la réalité
	P.J-L.	3	4	5	4	
	B.V.	3	2	3	4	
	C.R.	2	5	5	4	
	J.M-T.	2	4	5	3	Textes pour les contes
	L.J-F.	3	4	4	4	Questions 6,7 et 8 : difficile à dire, pas assez de recul dans le temps. Question 9 : c'est un fait que revenant aux premiers exercices après avoir accompli les derniers, la compréhension des premiers semble améliorée.
	B.O.	3	3	4	4	Le matériel ne devait pas marcher (connexion aux prothèses)
	Pa.G.	5	5	5	4	Questions 6,7,8,9 et 10 : ne sait pas encore
	J.M.	3	4	5	4	Question 11 : vu au travail (atelier de volets roulants)
	D.H.	3	5	5	4	Les phrases avec un sens sont plus intéressantes
O.Y.	5	3	4	5		
P.F.	2	5	5	4	Pouvoir mieux régler le niveau sonore	
Sans synthèse binaurale	M.M.	3	4	5	4	
	G.J.	2	4	5	4	
	P.G.	4	4	5	5	
	T.C.	3	4	4	4	
	T.J-P.	2	4	4	4	Pris "comme un exercice qui m'a lassé". Ne voyait pas le but
	M.A.	4	4	5	4	



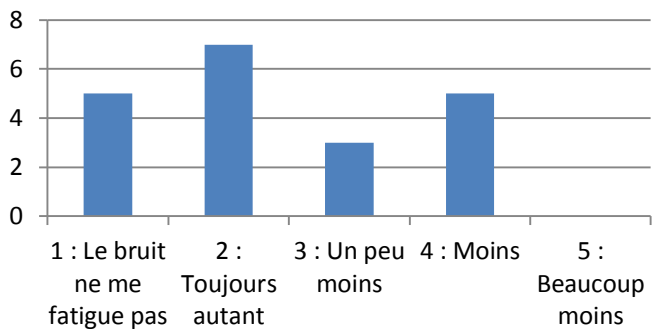
**9. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient utiles pour votre audition ?**



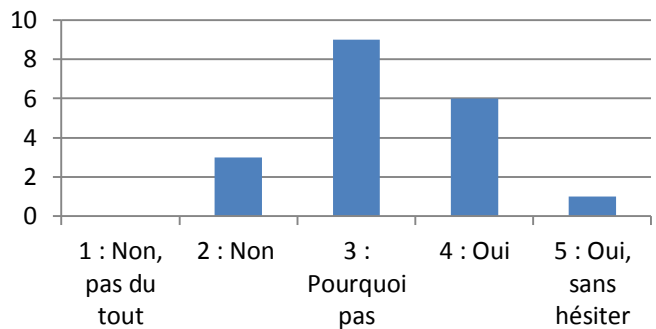
**10. Depuis votre rééducation auditive, vous sentez-vous plus confiant(e) concernant vos possibilités de compréhension dans le bruit ?**



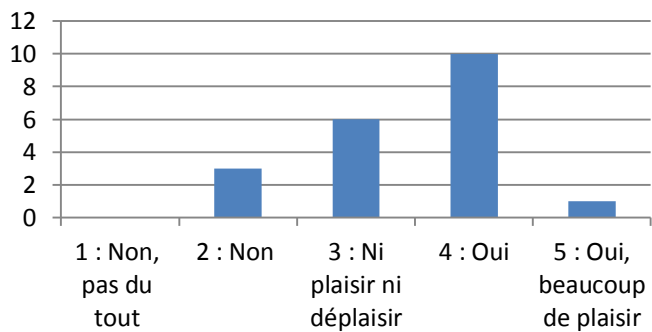
**11. Depuis votre rééducation auditive, le bruit vous fatigue :**



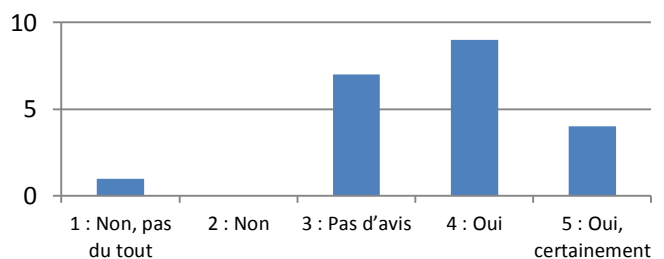
**12. Souhaiteriez-vous continuer les exercices de rééducation auditive ?**



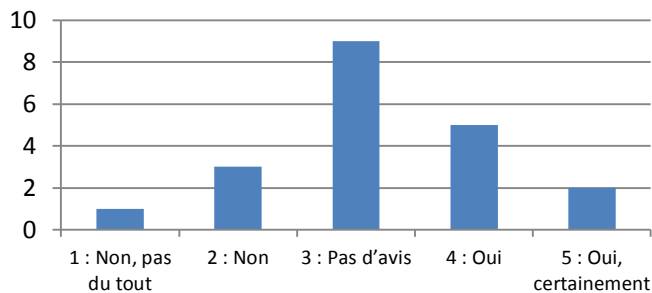
**13. Avez-vous pris du plaisir à effectuer cette rééducation auditive ?**



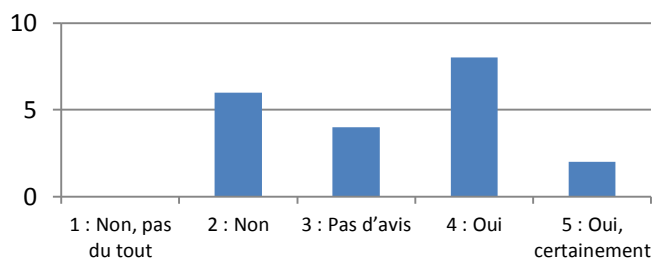
**14. Pensez-vous que les exercices que vous avez effectués soient un plus dans votre prise en charge par votre audioprothésiste ?**



**15. Si un(e) orthophoniste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à le(la) consulter ?**

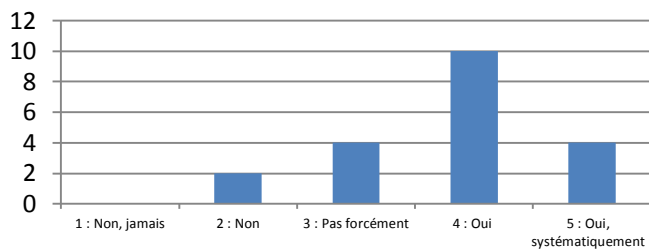


**16. Si un(e) audioprothésiste proposait ce type de rééducation auditive, seriez-vous prêt à investir dans ce type de matériel et d'accompagnement ?**

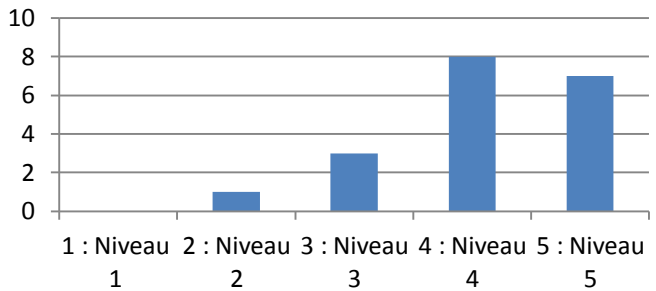




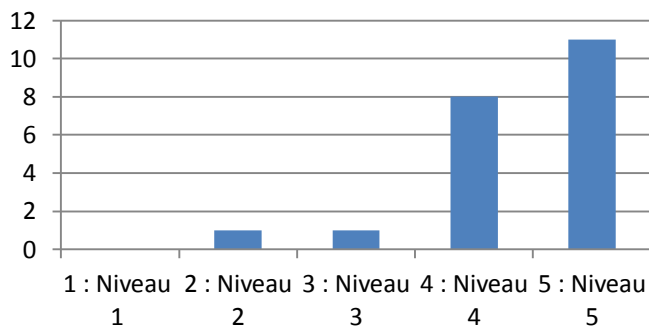
**17. Pensez-vous que ces types d'exercices devraient être proposés en complément de l'acquisition d'appareils auditifs ?**



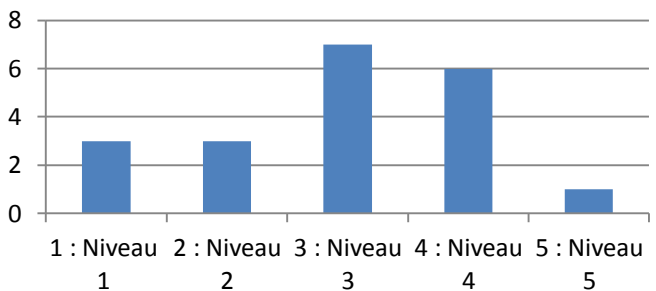
**18. Sur le CD, à partir de quel niveau avez-vous eu des difficultés de compréhension (sans le texte)?**



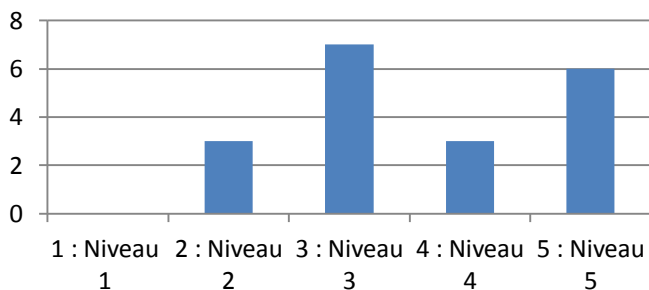
**19. A partir de quel niveau ne compreniez-vous plus du tout (sans le texte) ?**



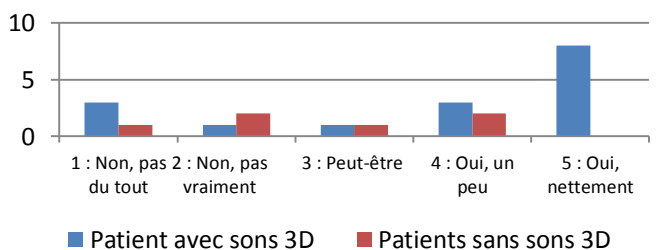
**20. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre les mots sans signification ?**



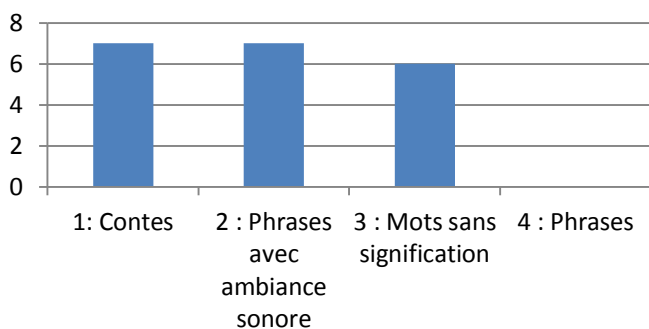
**21. À partir de quel niveau le texte vous a été utile pour comprendre (en dehors des mots sans signification) ?**



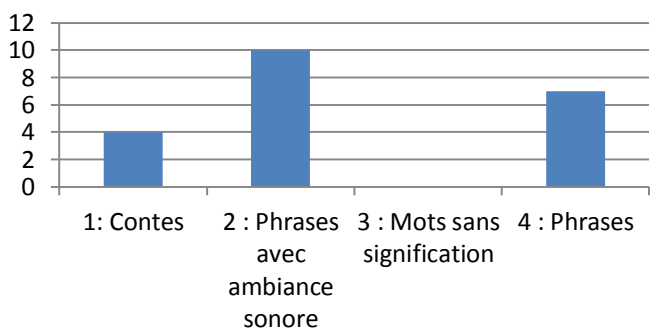
**22. Avez-vous ressenti un déplacement du son sur certaines pistes (phrases semblant parfois venir plus de la droite, et/ou parfois plus de la gauche) ?**



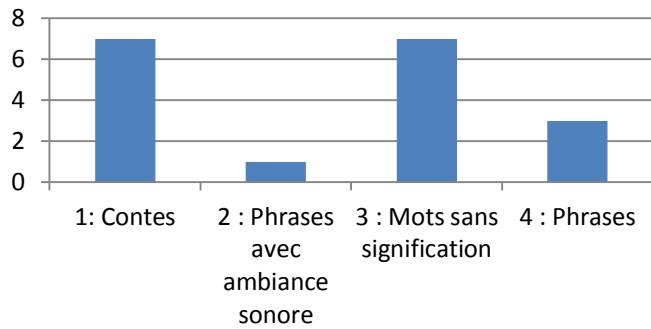
**23. Quel type de piste vous a posé le plus de difficulté de compréhension ?**



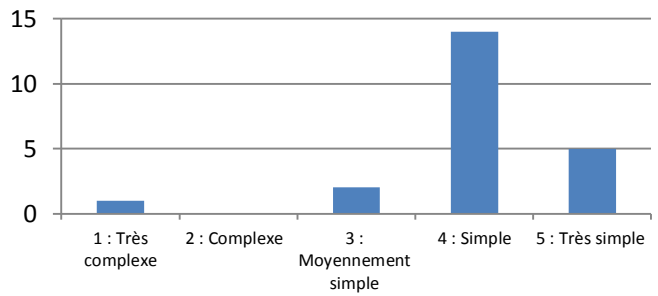
**24. Quel type de piste avez-vous trouvé le plus intéressant ?**



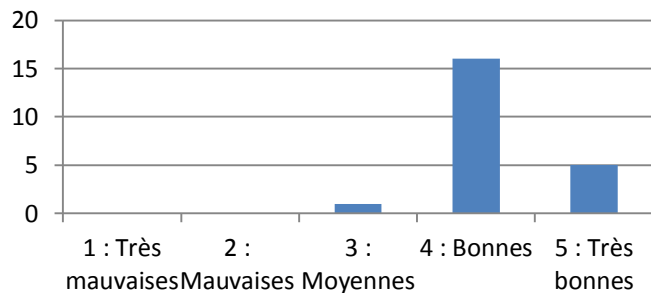
**25. Quel type de piste avez-vous trouvé le moins intéressant ?**



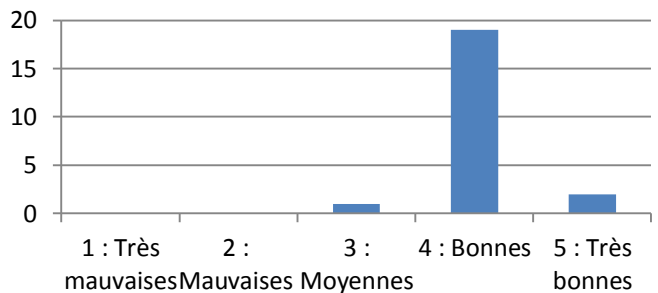
**26. Comment avez-vous trouvé la mise en place et le fonctionnement du dispositif de rééducation auditive ?**



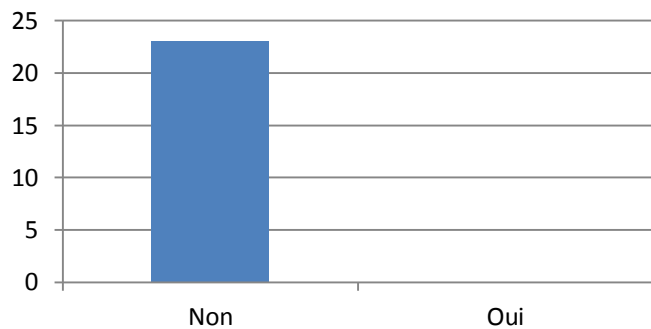
**27. Comment avez-vous trouvé les explications concernant l'installation du système de rééducation auditive ?**



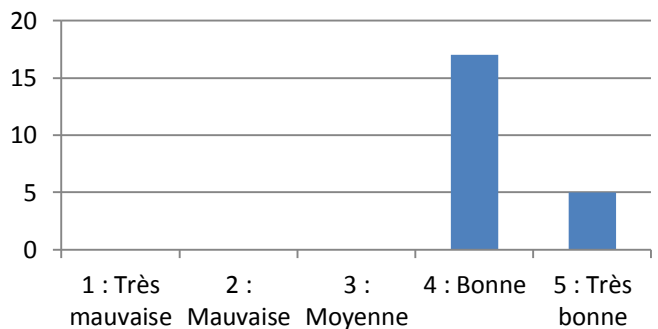
**28. Comment avez-vous trouvé les explications concernant le principe de la rééducation auditive ?**



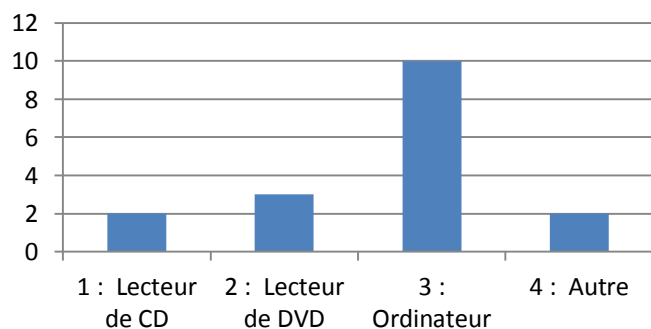
**29. Vous êtes-vous renseignés sur les sons 3D ?**



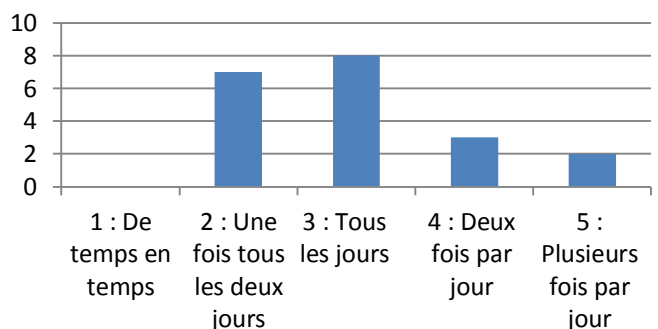
**30. Comment avez-vous trouvé votre prise en charge lors de la rééducation auditive ?**



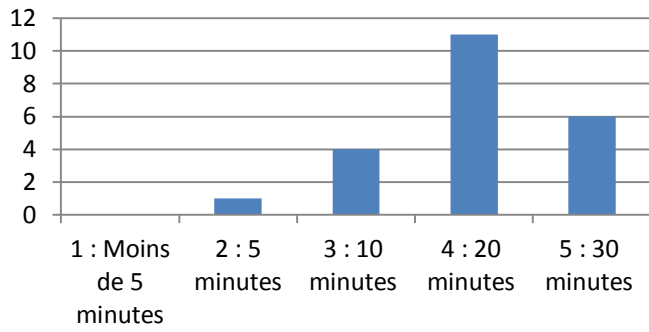
**31. Par quel moyen avez-vous écouté le CD ?**



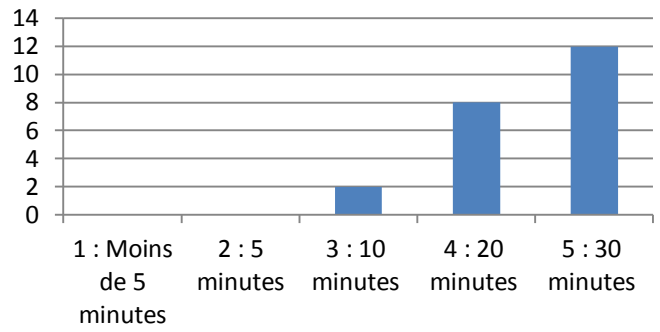
**32. A quelle fréquence avez-vous effectué les exercices de rééducation auditive ?**



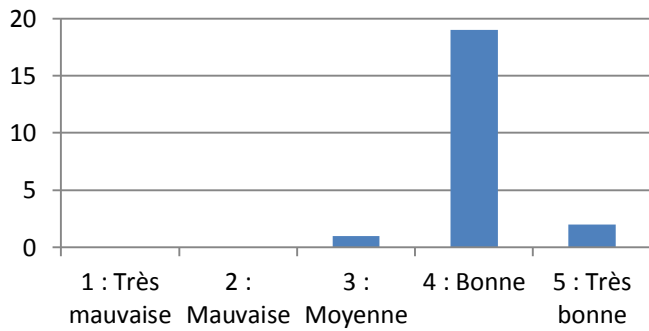
**33. En moyenne, pendant combien de temps avez-vous écouté le CD par jour ?**



**34. Avez-vous pu écouter le CD au moins une fois pendant :**



**35. Comment trouvez-vous la qualité des exercices proposés ?**



## Annexe 8 : Durées d'utilisation estimées de l'outil de rééducation auditive par patient

Patients	Temps de port ACA pré-rééducation (H/I)	Temps de port ACA post-rééducation (H/I)	Ecart de port pré / post rééducation (H/I)	Durée du prêt de l'outil (jours)	Temps de rééducation estimé	Temps de rééducation quotidien estimé (minutes)	Temps de rééducation total estimé (Heures)
Te.J.	7	10	+3	30	Une fois 20 minutes par jours (streamer=2% =12minutes)	12	6.0
L.J-C.	13.5	13.5	0	13	Une fois 30 minutes tous les deux jours	15	3.3
T.J.	13	13	0	14	Deux fois 20 minutes par jours	40	9.3
B.J-B.	15	15	0	28	Une fois 10 minutes par jours	10	4.7
L.B.	10	10	0	23	Une fois 20 minutes par jours	20	7.7
V.E.	15	15	0	23	Une fois tous les deux jours pendant 10 à 20 minutes	7	2.7
P.J-L.	7	7	0	28	Une fois 20 minutes par jour	20	9.3
B.V.	13	13	0	21	Une fois 5 minutes par jour (streamer=0,6%=5min)	5	1.8
C.R.	10	10	0	30	Une fois 30 minutes tous les deux jours ( <b>pause travaux peintures et vacances</b> )	15	Inestimable
J.M-T.	15	15	0	21	Une fois 20 minutes tous les deux jours (streamer=1% =9 minutes)	9	3.2
L.J-F.	7	7	0	15	Une fois 20 minutes par jour (Streamer=6%=25min)	25	6.3

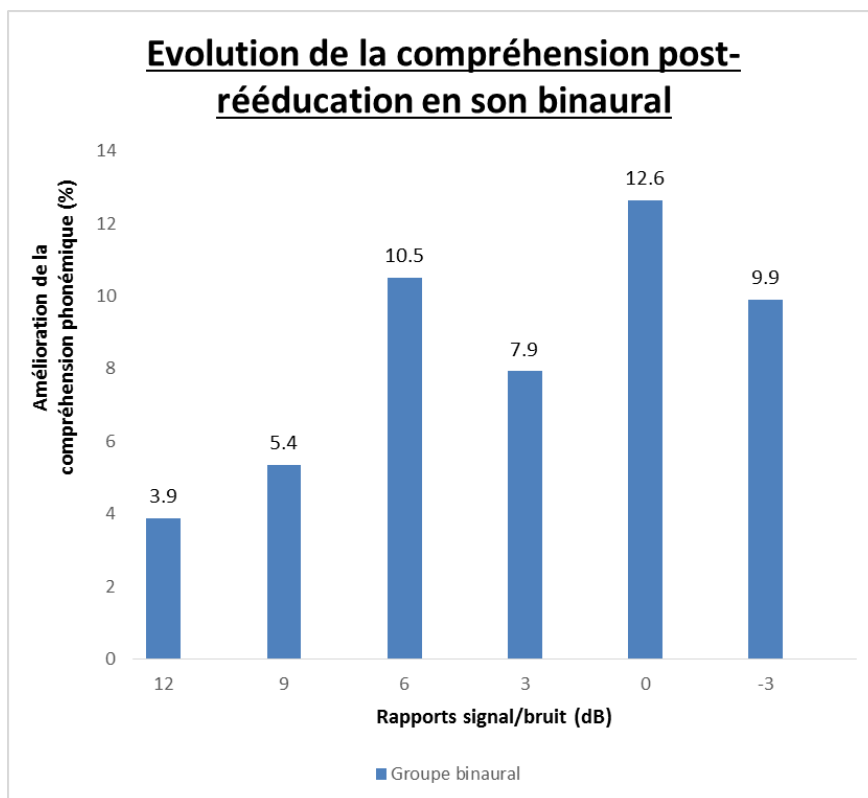
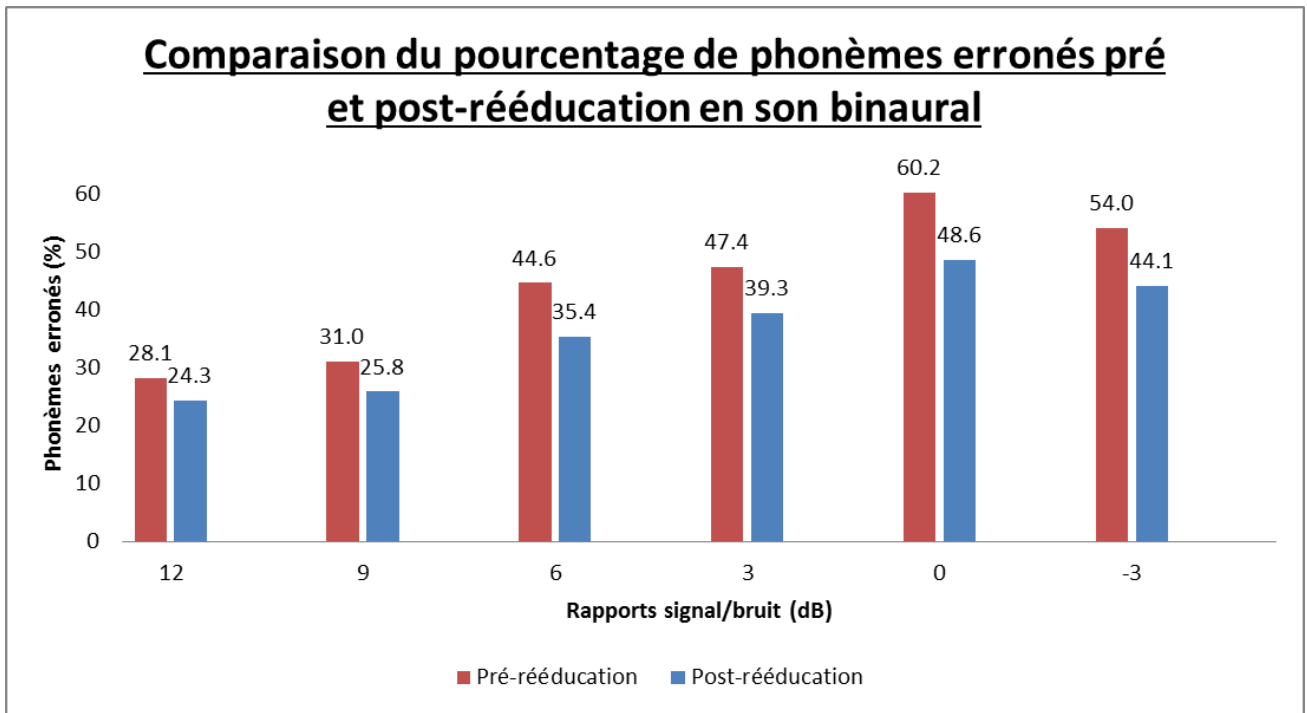
Groupe binaural

Patients	Temps de port ACA pré-rééducation (H/J)	Temps de port ACA post-rééducation (H/J)	Ecart de port pré / post rééducation (H/J)	Durée du prêt de l'outil (jours)	Temps de rééducation estimé	Temps de rééducation quotidien estimé (minutes)	Temps de rééducation total estimé (Heures)	
Groupe binaural	B.O.	16	16	0	18	Une fois 10 minutes par jour <b>en champ libre</b>	10	3.0
	Pa.G.	7	8	+1	22	30 minutes en plusieurs fois par jours (streamer=6% =28 minutes)	28	10.3
	J.M.	8	8	0	14	Une fois 20 minutes par jour	20	4.7
	D.H.	14	14	0	18	Une fois 30 minutes tous les jours	30	9.0
	O.Y.	2.5	10	+7,5	23	10 minutes en plusieurs fois par jour streamer=0%	0	Inestimable
	P.F.	12	12	0	21	Une fois 30 minutes tous les deux jours	15	5.3
17								
Groupe contrôle	M.M.	6.7	7.1	+0,4	28	De 20 à 30 minutes par jours	25	11.7
	G.J.	12	12	0	15	Une fois 20 minutes tous les deux jours	10	2.5
	P.G.	6	7.3	+1,3	19	Deux fois 10 minutes par jour	20	6.3
	T.C.	5	6	+1	30	Une fois 10 minutes puis une fois 20 minutes par jours	15	7.5
	T.J-P.	0.5	1	+0,5	15	Une fois 20 minutes tous les deux jours avec interruption pendant 6 jours	10	1.5
	M.A.	0.4	0.9	+0,5	30	Deux fois 10 minutes par jours	20	10.0

Annexe 9 : Résultats des audiométries vocale dans le bruit pré et post-rééducation auditive en son binaural

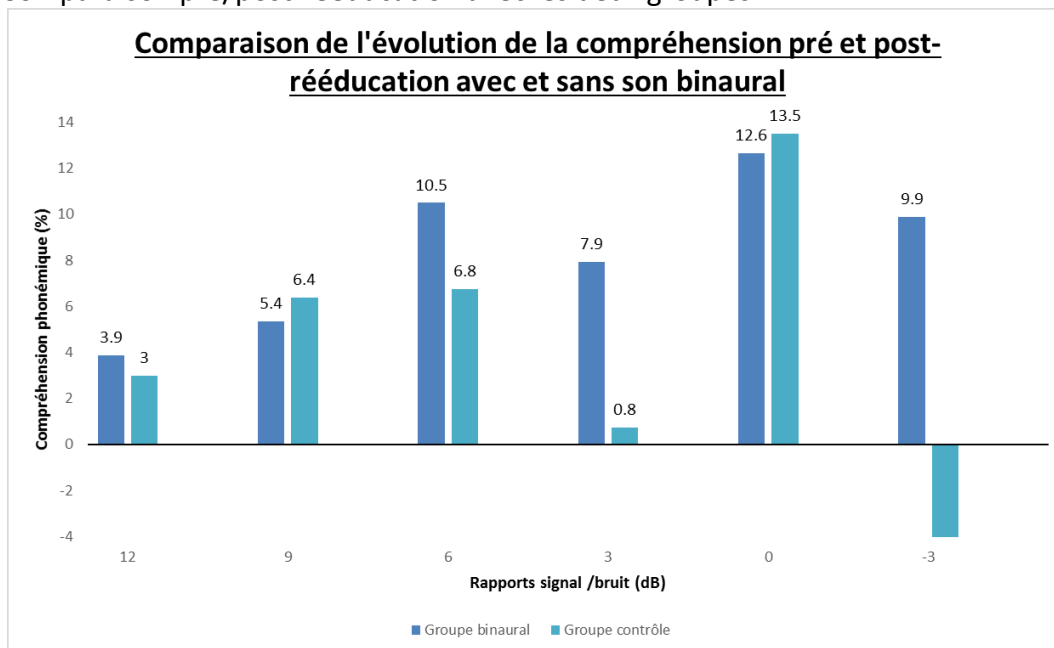
Patients	Temps de rééducation quotidien estimé (minutes)	Temps de rééducation total estimé (Heures)	RSB		12		9		6		3		0		-3	
			Bruit en dB		53		56		59		62		65		68	
Te.J.	12	6.0	Signal en dB		65		65		65		65		65		65	
						Pré rééducation /33		7	6	11	15	10	11	20	18	22
			Moyenne /33		6.5				13		10.5		19		20	
			Post rééducation /33		6	5	9	5	12	10	13	15	17	12		
			Moyenne /33		5.5		7		11		14		14.5			
			Différence Pré/Post		1		6		-0.5		5		5.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>3</b>		<b>18</b>		<b>-1.5</b>		<b>15</b>		<b>16.5</b>			
			Pré rééducation /33		5	3	7	8	21	15	15	15	22	17		
			Moyenne /33		4		7.5		18		15		19.5			
			Post rééducation /33		9	4	6	7	10	12	11	8	18	10		
			Moyenne /33		6.5		6.5		11		9.5		14			
			Différence Pré/Post		-2.5		1		7		5.5		5.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>-7.5</b>		<b>3</b>		<b>21</b>		<b>16.5</b>		<b>16.5</b>			
			Pré rééducation /33		8	9	17	9	16	13	15	13	23	19		
			Moyenne /33		8.5		13		14.5		14		21			
			Post rééducation /33		6	10	12	6	11	13	16	17	16	22		
			Moyenne /33		8		9		12		16.5		19			
			Différence Pré/Post		0.5		4		2.5		-2.5		2			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>1.5</b>		<b>12</b>		<b>7.5</b>		<b>-7.5</b>		<b>6</b>			
			Pré rééducation /33		13	16	12	9	17	17	21	19	22	21		
			Moyenne /33		14.5		10.5		17		20		21.5			
			Post rééducation /33		13	8	12	5	9	14	13	12	22	16		
			Moyenne /33		10.5		8.5		11.5		12.5		19			
			Différence Pré/Post		4		2		5.5		7.5		2.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>12</b>		<b>6</b>		<b>16.5</b>		<b>22.5</b>		<b>7.5</b>			
			Pré rééducation /33		11	8	15	18	22	18	20	18	23	15		
			Moyenne /33		9.5		16.5		20		19		19			
			Post rééducation /33		10	10	11	12	18	14	16	18	17	12		
			Moyenne /33		10		11.5		16		17		14.5			
			Différence Pré/Post		-0.5		5		4		2		4.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>-1.5</b>		<b>15</b>		<b>12</b>		<b>6</b>		<b>13.5</b>			
			Pré rééducation /33		14	11	9	12	17	16	18	20	25	26		
			Moyenne /33		12.5		10.5		16.5		19		25.5			
			Post rééducation /33		8	9	9	9	13	9	15	17	20	20		
			Moyenne /33		8.5		9		11		16		20			
			Différence Pré/Post		4		1.5		5.5		3		5.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>12</b>		<b>4.5</b>		<b>16.5</b>		<b>9</b>		<b>16.5</b>			
			Pré rééducation /33		18	16	19	21	23	25	28	26	33	33		
			Moyenne /33		17		20		24		27		33			
			Post rééducation /33		16	14	21	19	20	22	26	22	25	27		
			Moyenne /33		15		20		21		24		26			
			Différence Pré/Post		2		0		3		3		7			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>6</b>		<b>0</b>		<b>9</b>		<b>9</b>		<b>21</b>			
			Pré rééducation /33		6	8	13	9	17	15	19	19	20	21		
			Moyenne /33		7		11		16		19		20.5			
			Post rééducation /33		4	7	11	13	11	15	16	19	23	17		
			Moyenne /33		5.5		12		13		17.5		20			
			Différence Pré/Post		1.5		-1		3		1.5		0.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>4.5</b>		<b>-3</b>		<b>9</b>		<b>4.5</b>		<b>1.5</b>			
			Pré rééducation /33		16	9	11	14	11	13	15	17	22	23		
			Moyenne /33		12.5		12.5		12		16		22.5			
			Post rééducation /33		15	9	11	9	10	11	13	14	13	15		
			Moyenne /33		12		10		10.5		13.5		14			
			Différence Pré/Post		0.5		2.5		1.5		2.5		8.5			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>1.5</b>		<b>7.5</b>		<b>4.5</b>		<b>7.5</b>		<b>25.5</b>			
			Pré rééducation /33		10	5	7	8	18	12	16	13	18	14	17	17
			Moyenne /33		7.5		7.5		15		14.5		16		17	
			Post rééducation /33		9	4	5	7	10	9	10	9	17	11	16	20
			Moyenne /33		6.5		6		9.5		9.5		14		18	
			Différence Pré/Post		1		1.5		5.5		5		2		-1	
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>3</b>		<b>4.5</b>		<b>16.5</b>		<b>15</b>		<b>6</b>		<b>-3</b>	
			Pré rééducation /33		3	4	3	3	9	8	7	5	7	14	16	9
			Moyenne /33		3.5		8.5		8.5		6		10.5		12.5	
			Post rééducation /33		3	3	6	3	6	3	6	4	8	8	11	10
			Moyenne /33		3		4.5		5		5		8		10.5	
			Différence Pré/Post		0.5		4		1		2		2.5		2	
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>1.5</b>		<b>12</b>		<b>3</b>		<b>7.5</b>		<b>6</b>			
			Pré rééducation /33		6	6	4	9	7	12	16	16	23	18		
			Moyenne /33		6		6.5		9.5		16		20.5			
			Post rééducation /33		4	4	3	6	13	6	12	6	13	14		
			Moyenne /33		4		4.5		9.5		9		13.5			
			Différence Pré/Post		2		2		0		7		7			
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>6</b>		<b>6</b>		<b>0</b>		<b>21</b>		<b>21</b>			
			Pré rééducation /33		5	3	3	6	8	11	11	8	15	11	15	22
			Moyenne /33		4		4.5		9.5		9.5		13		18.5	
			Post rééducation /33		6	2	4	5	9	9	9	11	12	13	12	20
			Moyenne /33		4		4.5		9		10		12.5		16	
			Différence Pré/Post		0		0		0.5		-0.5		0.5		2.5	
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>0</b>		<b>0</b>		<b>1.5</b>		<b>-1.5</b>		<b>1.5</b>		<b>7.5</b>	
			Pré rééducation /33		10	9	12	17	14	15	17	14	21	18	21	23
			Moyenne /33		9.5		14.5		14.5		15.5		19.5		22	
			Post rééducation /33		7	6	7	12	15	12	12	14	15	12	11	18
			Moyenne /33		6.5		9.5		13.5		13		13.5		14.5	
			Différence Pré/Post		3		5		1		2.5		6		7.5	
			<b>Pourcentage (%)</b>		<b>9</b>		<b>15</b>		<b>3</b>		<b>7.5</b>		<b>18</b>		<b>22.5</b>	
			<b>Moyenne pré-rééducation (%)</b>		<b>28.1</b>		<b>31.0</b>		<b>44.6</b>		<b>47.4</b>		<b>60.2</b>		<b>54.0</b>	
			<b>Moyenne post-rééducation (%)</b>		<b>24.3</b>		<b>25.8</b>		<b>35.4</b>		<b>39.3</b>		<b>48.6</b>		<b>44.1</b>	
			<b>Amélioration (%)</b>		<b>3.9</b>		<b>5.4</b>		<b>10.5</b>		<b>7.9</b>		<b>12.6</b>		<b>9.9</b>	
			Ecart type		5.7		6.3		6.2		8.0		7.1		7.8	

Patients	Temps de rééducation quotidien estimé	Temps de rééducation total estimé (Heures)	RSB		Bruit en dB		Signal en dB		Bruit en dB		Signal en dB										
			Pré	Post	Pré	Post	Pré	Post	Pré	Post	Pré	Post									
Groupe contrôle	M.M.	25	11.7	12		9		6		3		0		-3							
				53		56		59		62		65		68							
				65		65		65		65		65		65							
				Pré rééducat	5	9	19	10	11	11	16	16	23	25							
				Moyenne /3	7		14.5		11		16		24								
				Post rééducat	6	8	14	12	7	11	11	18	17	14							
	Moyenne /3	7		13		9		14.5		15.5											
	Différence P	0		1.5		2		1.5		8.5											
	<b>Pourcenta</b>	<b>0</b>		<b>4.5</b>		<b>6</b>		<b>4.5</b>		<b>25.5</b>											
	G.J.	10	2.5	8		6		14		10		23		18		23					
				7		7.5		15		14		20.5		20.5							
				Post rééducat	4	6	3	10	20	6	12	14	16	13	20	24					
				Moyenne /3	5		6.5		13		13		14.5		22						
				Différence P	2		1		2		1		6		-1.5						
				<b>Pourcenta</b>	<b>6</b>		<b>3</b>		<b>6</b>		<b>3</b>		<b>18</b>		<b>-4.5</b>						
	P.G.	20	6.3	Pré rééducation /33		5		8		11		12		11		9		17		17	
				Moyenne /3		6.5		11.5		10		17									
				Post rééducation /33		4		7		12		11		10		7		11		14	
				Moyenne /3		5.5		11.5		8.5		12.5									
				Différence P		1		0		1.5		4.5									
<b>Pourcenta</b>				<b>3</b>		<b>0</b>		<b>4.5</b>		<b>13.5</b>											
T.C.	15	7.5	Pré rééducation /33		21		15		25		20		19		15		22		22		
			Moyenne /3		18		22.5		17		22										
			Post rééducation /33		12		14		21		14		22		18		23		23		
			Moyenne /3		13		17.5		20		23										
			Différence P		5		5		-3		-1										
			<b>Pourcenta</b>		<b>15</b>		<b>15</b>		<b>-9</b>		<b>-3</b>										
			<b>Moyenne pré-rééducation (%)</b>	<b>21.0</b>		<b>34.9</b>		<b>45.0</b>		<b>42.8</b>		<b>62.6</b>		<b>61.5</b>							
			<b>Moyenne post-rééducation (%)</b>	<b>18.0</b>		<b>28.5</b>		<b>38.3</b>		<b>42.0</b>		<b>49.1</b>		<b>66.0</b>							
			<b>Amélioration (%)</b>	<b>3</b>		<b>6.4</b>		<b>6.8</b>		<b>0.8</b>		<b>13.5</b>		<b>-4.5</b>							
			Ecart type	4.2		5.8		6.2		6.5		12.1									

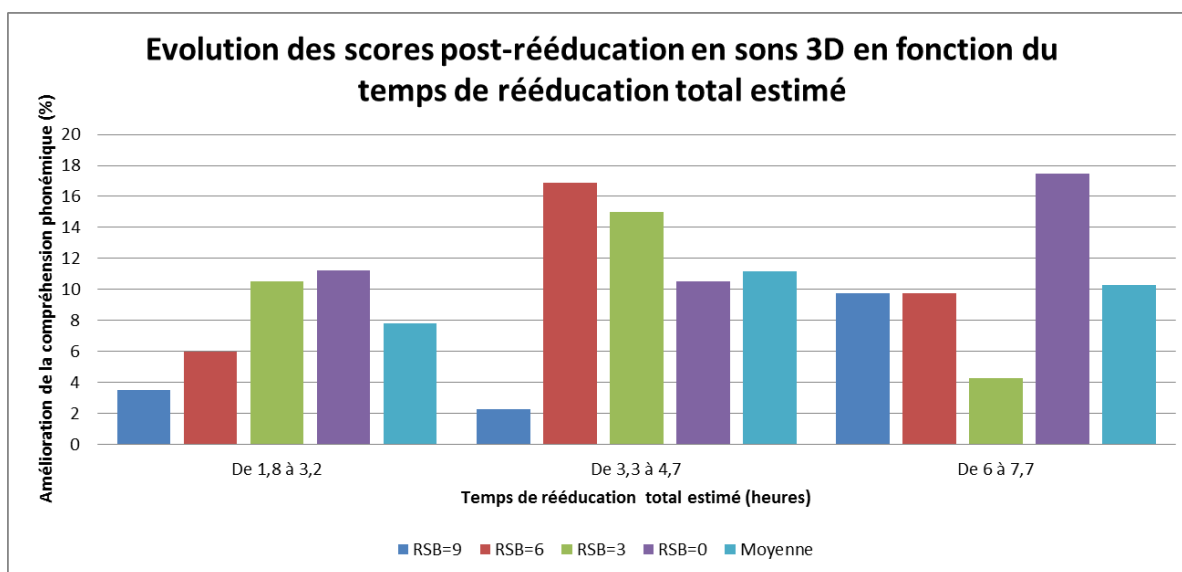




## Annexe 11 : Comparaison pré/post-rééducation avec les deux groupes



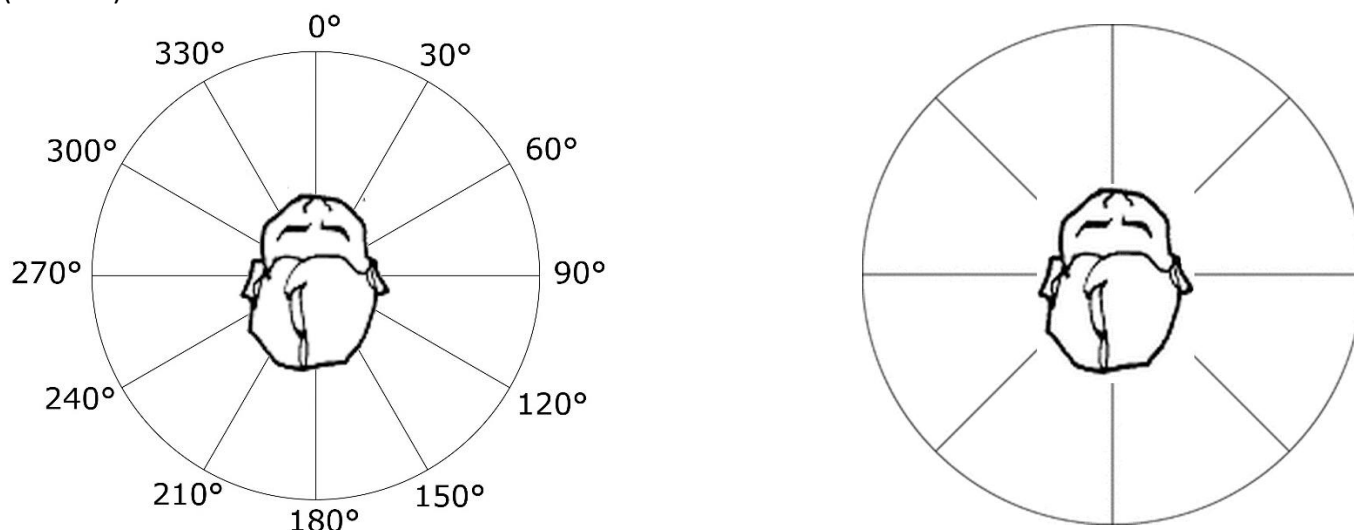
## Annexe 12 : l'évolution de l'amélioration de la compréhension dans le bruit en fonction du temps de rééducation auditive pratiqué estimé



## Annexe 13 : Renseignements concernant les patients ajoutés à l'étude du son binaural

Patients	Age calendaire (ans)	Etiologie de la surdité	Apparition de la gêne	Appareillé depuis	Dernier renouvellement	Perte tonale moyenne D/G	Seuils moyens avec ACA	Temps de port ACA (H/J)
Fr.Gu	75	Surdité progressive, après la streptomycine	2005	01/2008	11/2014 PSE9 64-DRWO RITE Beltone	60 / 64	32	14
We.J.-C.	78	Surdité professionnelle et trauma sonore	2006	07/2008	10/2013 PSE9 64-DRWO RITE Beltone	68 / 62	35	13
Ro.Da	30	Surdité évolutive d'origine génétique	1995	04/2000	12/2014 PSE9 63-DRWO RITE Beltone	41 / 54	30	9

**Annexe 14 : Diagrammes polaire de désignation sujets normo-entendants (à gauche) et patients appareillés (à droite)**



**Annexe 15: Résultats test de rotation groupe appareillés**

Patients	Bruit blanc rotation lente complète sens anti-horaire
T.J.	Un côté puis l'autre comme si il y avait une coupure entre la gauche et la droite
B.J-B.	Gauche puis droite à la fin
V.E.	Rotation complète
B.V.	Sent devant, à gauche (pas derrière), à droite devant. Passe de la gauche à la droite avec changement d'intensité
J.M-T.	Arrière / Arrière gauche / Arrière / Arrière droit / Arrière
L.J-F.	Déplacement zone arrière gauche
B.O.	Avant / Avant gauche / Gauche / sensation de déplacement à l'arrière / Droite
Pa.G.	Rotation complète
J.M.	Rotation complète
D.H.	Gauche / Droite / Gauche
O.Y.	Avant droit / gauche / Arrière droit / Arrière droit/ Avant droit
P.F.	Rotation complète
Fr.Gu	Avant / Avant gauche / Gauche / Droite / Avant droit / Avant
We.J-C.	Rotation complète
Ro.Da.	Rotation complète
15	

Annexe 16 : Résultats du test de localisation en son binaural pour le groupe normo-entendants

Test de localisation en sons 3D													
Noms	Azimuths des sons enregistrés (BB sens horaire)	0	30	60	90	120	150	180	210	240	270	300	330
Emilien	Azimuths perçus	0	150	60	90	150	120	210	240	300	270	300	330
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	120	0	0	30	-30	30	30	60	0	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	-30	0	0	30	-30	30	30	0	0	0	0
Pierre	Azimuths perçus	330	90	120	60	120	150	210	210	270	270	300	300
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-30	60	60	-30	0	0	30	0	30	0	0	-30
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	-30	60	0	-30	0	0	30	0	30	0	0	-30
Sophia	Azimuths perçus	0	90	60	90	120	150	150	240	300	240	270	240
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	60	0	0	0	0	-30	30	60	-30	-30	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	60	0	0	0	0	-30	30	0	-30	0	30
Julien	Azimuths perçus	0	60	120	90	120	120	180	180	240	300	270	300
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	30	60	0	0	-30	0	-30	0	30	-30	-30
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	30	0	0	0	-30	0	-30	0	30	-30	-30
Chloé	Azimuths perçus	330	90	90	120	120	150	180	240	270	270	300	240
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-30	60	30	30	0	0	0	30	30	0	0	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	-30	60	30	30	0	0	0	30	30	0	0	30
Laura	Azimuths perçus	180	150	90	90	120	150	180	210	240	300	240	210
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	120	30	0	0	0	0	0	0	30	-60	-120
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	30	0	0	0	0	0	0	30	0	0
Rodolphe	Azimuths perçus	0	60	60	90	90	120	150	210	210	270	300	210
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	30	0	0	-30	-30	-30	0	-30	0	0	-120
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	30	0	0	-30	-30	-30	0	-30	0	0	0
Martin	Azimuths perçus	0	30	30	60	150	150	180	210	240	300	270	330
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	-30	-30	30	0	0	0	0	30	-30	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	-30	-30	30	0	0	0	0	30	-30	0
Arthur	Azimuths perçus	0	30	60	90	120	180	180	210	270	270	300	330
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	0	0	30	0	0	30	0	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	0	30	0	0	30	0	0	0
Soo Jee	Azimuths perçus	180	30	150	90	90	150	30	180	210	270	210	300
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	0	90	0	-30	0	-150	-30	-30	0	-90	-30
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	30	0	-30	0	-30	-30	-30	0	-30	-30
Francine	Azimuths perçus	180	120	90	90	90	90	150	210	240	270	240	240
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	90	30	0	-30	-60	-30	0	0	0	-60	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	30	30	0	-30	-60	-30	0	0	0	0	-30
Aline	Azimuths perçus	180	150	120	90	150	150	180	240	210	270	300	330
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	120	60	0	30	0	0	30	-30	0	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	30	0	0	30	-30	0	0	0
Thomas	Azimuths perçus	0	30	60	90	120	180	180	210	240	240	330	330
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	0	0	30	0	0	0	-30	30	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	0	30	0	0	0	-30	30	0

Annexe 17 : Résultats du test de localisation en son binaural pour le groupe appareillés

Test de localisation en sons 3D									
Patients	Azimuths des sons enregistrés (BB sens horaire)	0	45	90	135	180	225	270	315
Te.J.	Je n'avais pas le temps								
L.J.-C.	Il n'avais pas le temps								
T.J.	Azimuths perçus	225	225	90	45	180	45	180	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-135	180	0	-90	0	-180	-90	-45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	-45	90	0	0	0	-90	-90	-45
B.J.-B.	Azimuths perçus	225	225	225	180	180	225	180	225
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-135	180	135	45	0	0	-90	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	-45	90	135	45	0	0	-90	0
L.B.	Je n'avais pas le temps								
V.E.	Azimuths perçus	180	135	225	135	180	225	135	225
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	90	135	0	0	0	-135	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	135	0	0	0	-135	0
P.J.-L.	Il n'avait pas le temps								
B.V.	Azimuths perçus	90	0	45	90	0	0	270	270
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	90	-45	-45	-45	-180	135	0	-45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	90	-45	-45	-45	0	135	0	-45
C.R.	Il n'avait pas le temps								
J.M.-T.	Azimuths perçus	180	90	90	135	180	180	225	315
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	45	0	0	0	-45	-45	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	45	0	0	0	-45	-45	0
L.J.-F.	Azimuths perçus	225	180	180	180	180	225	225	225
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-135	135	90	45	0	0	-45	-90
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	45	45	90	45	0	0	-45	0
B.O.	Azimuths perçus	0	45	90	90	0	270	270	270
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	-45	-180	45	0	-45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	-45	0	-45	0	-45
Pa.G.	Azimuths perçus	0	45	90	180	225	270	270	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	45	45	45	0	45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	45	45	45	0	45
J.M.	Azimuths perçus	0	90	90	0	135	135	135	180
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	45	0	135	-45	-90	-135	-135
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	45	0	45	-45	-90	-135	-45
D.H.	Azimuths perçus	180	90	90	180	180	135	270	315
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	45	0	45	0	-90	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	45	0	45	0	-90	0	0
O.Y.	Azimuths perçus	270	90	90	225	225	225	270	270
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	-90	45	0	90	45	0	0	-45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	-90	45	0	90	45	0	0	-45
P.F.	Azimuths perçus	180	90	45	90	90	180	225	270
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	180	45	-45	-45	-90	-45	-45	-45
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	45	-45	-45	-90	-45	-45	-45
Fr.Gu	Azimuths perçus	0	45	90	135	225	225	270	315
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	0	45	0	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	-45	0	0	0
We.J.-C.	Azimuths perçus	0	45	90	135	180	180	270	315
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	0	0	-45	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	0	-45	0	0
Ro.Da.	Azimuths perçus	0	45	90	135	225	270	270	315
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus (sens anti-horaire)	0	0	0	0	45	45	0	0
	Ecart azimuths sons enregistrés et sons perçus par rapport à l'axe antéro-postérieur	0	0	0	0	-45	-45	0	0

Annexe 18 : Résultats du groupe normo-entendants au test de discrimination spatiale en son binaural

Test de discrimination spatiale normo-entendants					
Noms	RSB	6	0	-3	-6
	Bruit (dB)	65	65	65	65
	Signal (dB)	71	65	62	59
Emilien	1er temps /33	4	14	20	33
	2ème temps /33	3	3	12	12
	Différence	1	11	8	21
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>3</b>	<b>33</b>	<b>24</b>	<b>63</b>
Pierre	1er temps /33	11	12	23	29
	2ème temps /33	3	5	12	11
	Différence	8	7	11	18
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>24</b>	<b>21</b>	<b>33</b>	<b>54</b>
Sophia	1er temps /33	2	9	20	30
	2ème temps /33	0	2	7	7
	Différence	2	7	13	23
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>21</b>	<b>39</b>	<b>69</b>
Julien	1er temps /33	8	11	20	32
	2ème temps /33	4	3	10	7
	Différence	4	8	10	25
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>12</b>	<b>24</b>	<b>30</b>	<b>75</b>
Chloé	1er temps /33	4	12	26	32
	2ème temps /33	4	6	7	10
	Différence	0	6	19	22
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>0</b>	<b>18</b>	<b>57</b>	<b>66</b>
Laura	1er temps /33	2	13	26	33
	2ème temps /33	0	3	9	9
	Différence	2	10	17	24
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>30</b>	<b>51</b>	<b>72</b>
Rodolphe	1er temps /33	3	5	18	33
	2ème temps /33	1	1	1	3
	Différence	2	4	17	30
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>12</b>	<b>51</b>	<b>90</b>
Romain	1er temps /33	2	5	14	21
	2ème temps /33	2	4	16	15
	Différence	0	1	-2	6
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>0</b>	<b>3</b>	<b>-6</b>	<b>18</b>
Soo Jee	1er temps /33	7	13	18	33
	2ème temps /33	7	5	13	19
	Différence	0	8	5	14
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>0</b>	<b>24</b>	<b>15</b>	<b>42</b>
Francine	1er temps /33	7	15	18	35
	2ème temps /33	7	11	13	20
	Différence	0	4	5	15
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>0</b>	<b>12</b>	<b>15</b>	<b>45</b>
Aline	1er temps /33	7	12	15	25
	2ème temps /33	5	8	11	9
	Différence	2	4	4	16
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>12</b>	<b>12</b>	<b>48</b>
11	<b>Moyenne 1er temps (/33)</b>	<b>5.2</b>	<b>11.0</b>	<b>19.8</b>	<b>30.5</b>
	<b>Moyenne 2ème temps (/33)</b>	<b>3.3</b>	<b>4.6</b>	<b>10.1</b>	<b>11.1</b>
	<b>Moyenne pourcentage (%)</b>	<b>3.9</b>	<b>18.9</b>	<b>28.8</b>	<b>58.8</b>
	Ecart type	7.2	8.8	19.5	19.6

Annexe 19 : Résultats du groupe appareillés au test de discrimination spatiale en son binaural

Test de discrimination spatiale en son binaural avec des malentendants appareillés					
Noms	RSB	9	6	3	0
	Bruit (dB)	65	65	65	65
	Signal (dB)	74	71	68	65
T.J	1er temps /33	19	22	25	33
	2ème temps /33	17	16	18	22
	Différence	2	6	7	11
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>18</b>	<b>21</b>	<b>33</b>
V.E.	1er temps /33	13	18	23	29
	2ème temps /33	10	12	18	21
	Différence	3	6	5	8
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>9</b>	<b>18</b>	<b>15</b>	<b>24</b>
B.V.	1er temps /33	10	16	20	25
	2ème temps /33	9	15	18	20
	Différence	1	1	2	5
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>6</b>	<b>15</b>
J.M-T.	1er temps /33	14	17	20	28
	2ème temps /33	12	16	17	24
	Différence	2	1	3	4
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>3</b>	<b>9</b>	<b>12</b>
Pa.G	1er temps /33	5	5	8	11
	2ème temps /33	5	0	2	4
	Différence	0	5	6	7
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>0</b>	<b>15</b>	<b>18</b>	<b>21</b>
J.M.	1er temps /33	8	13	19	26
	2ème temps /33	7	10	12	16
	Différence	1	3	7	10
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>3</b>	<b>9</b>	<b>21</b>	<b>30</b>
D.H.	1er temps /33	6	10	12	16
	2ème temps /33	5	6	8	9
	Différence	1	4	4	7
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>3</b>	<b>12</b>	<b>12</b>	<b>21</b>
P.F.	1er temps /33	17	20	23	27
	2ème temps /33	15	14	17	20
	Différence	2	6	6	7
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>6</b>	<b>18</b>	<b>18</b>	<b>21</b>
Fr.Gu	1er temps /33	19	19	31	33
	2ème temps /33	12	14	22	28
	Différence	7	5	9	5
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>21</b>	<b>15</b>	<b>27</b>	<b>15</b>
We.J-C.	1er temps /33	33			
	2ème temps /33	25			
	Différence	8			
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>24</b>			
Ro.Da	1er temps /33	19	23	25	20
	2ème temps /33	15	16	16	15
	Différence	4	7	9	5
	<b>Pourcentage (%)</b>	<b>12</b>	<b>21</b>	<b>27</b>	<b>15</b>
11	<b>Moyenne 1er temps (/33)</b>	<b>14.8</b>	<b>16.3</b>	<b>20.6</b>	<b>24.8</b>
	<b>Moyenne 2ème temps (/33)</b>	<b>12.0</b>	<b>11.9</b>	<b>14.8</b>	<b>17.9</b>
	<b>Moyenne pourcentage (%)</b>	<b>8.4</b>	<b>12.7</b>	<b>17.7</b>	<b>20.3</b>
	Ecart type	7.7	6.4	7.0	6.8

N° d'identification :

# Audioprothèse et son 3D : Etude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive

Soutenu le 5 novembre 2015 par Olivier FERBER

## RESUME

L'audition binaurale permet la localisation de sources sonores et une meilleure compréhension de la parole dans le bruit. Pour cela, le système auditif central utilise des indices temporels et acoustiques correspondants à la comparaison des signaux sonores captés par les deux oreilles.

Un moyen pour réaliser des fichiers sonores « 3D » est de reproduire une audition binaurale en utilisant deux microphones séparés, placés dans une tête artificielle (KEMAR). Ces deux microphones captent des sons en provenance d'une ou plusieurs sources (parole, bruit...) émettant dans différentes directions dans le plan horizontal autour de cette tête. Via l'enregistrement binaural ainsi réalisé, on obtient des fichiers stéréophoniques dont l'écoute aux moyens de casques ou d'écouteurs crée une illusion auditive chez l'auditeur qui se traduit par une immersion sonore permettant notamment la perception de scènes auditives à 360° dans l'axe horizontal autour de la tête.

Ce principe d'enregistrement permet alors de créer des fichiers sonores au travers d'appareils auditifs placés sur ce mannequin. On réalise ainsi un outil de rééducation auditive en son binaural, comportant des mots, des phrases et des logatomes diffusés spatialement et à différents rapports signal sur bruit. L'objectif de cet outil est d'entraîner le système auditif d'un sujet malentendant à percevoir ces sons dans l'espace avec ses aides auditives et ainsi à développer son accoutumance aux sons non-signifiants afin de favoriser sa compréhension dans le bruit.

En effet, l'écoute de ces fichiers diffusés directement au travers d'appareils auditifs par le biais de streamer stéréo, permet une rééducation à domicile quotidienne qui stimule le cortex auditif en lui faisant décoder les éléments de base des filtres HRTF, par le biais de l'illusion sonore du son binaural.

En parallèle de tests visant à évaluer l'efficacité d'une rééducation auditive en son binaural, des mesures utilisant des fichiers sonores en son binaural ont été réalisées sur des individus normo et malentendants.

## MOTS CLES

AUDIOPROTHESE      APPAREIL AUDITIF      SURDITE      REEDUCATION AUDITIVE  
COMPREHENSION DANS LE BRUIT      LOCALISATION SONORE      REALITE VIRTUELLE  
SON BINAURAL      SON 3D

Directeur d'enseignement	Maître de de Mémoire	Centre de formation	Nature
J. DUCOURNEAU C. PARIETTI-WINKLER	E. HANS	Nancy	Théorique Expérimental Recherche

Thèmes :

- Audioprothèse
- Acoustique
- Physique
- Santé
- Rééducation auditive