



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

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



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



**INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA READAPTATION**

---

Directeur Docteur Xavier PERROT

---

LA PROFONDEUR SONORE : Etude comparative de l'appréciation  
de la distance d'une source sonore et de l'impact sur l'intelligibilité,  
entre deux niveaux de performance d'aides auditives.

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

**DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE**

Par

BAECKLER Bérangère

LYON, le 16 octobre 2020

Autorisation de reproduction

N° 842

**Stéphane GALLEGO**  
Responsable de l'Enseignement



Président  
**Pr Frédéric FLEURY**

Vice-président CFVU  
**M. CHEVALIER Philippe**

Vice-président CA  
**M. REVEL Didier**

Vice-président CS  
**M. VALLEE Fabrice**

Directeur Général des Services  
**M. Pierre ROLLAND**

## Secteur Santé

U.F.R. de Médecine Lyon Est  
Directeur  
**Pr. RODE Gilles**

U.F.R d'Odontologie  
Directeur  
**Pr. SEUX Dominique**

U.F.R de Médecine Lyon-Sud  
Charles Mérieux  
Directrice  
**Pr BURILLON Carole**

Institut des Sciences Pharmaceutiques  
et Biologiques  
Directrice  
**Pr VINCIGUERRA Christine**

Département de Formation et  
Centre de Recherche en Biologie  
Humaine  
Directeur  
**Pr SCHOTT Anne-Marie**

Institut des Sciences et Techniques de  
Réadaptation  
Directeur  
**Dr Xavier PERROT**

Comité de Coordination des  
Etudes Médicales (CCEM)  
**Pr COCHAT Pierre**

---

## Secteur Sciences et Technologies

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

Directeur

**M. VANPOULLE Yannick**

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

Directeur

**M. LEBOISNE Nicolas**

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Éducation

Directeur

**M. CHAREYRON Pierre**

UFR de Sciences et Technologies

Directeur

**M. DE MARCHI Fabien**

POLYTECH LYON

Directeur

**Pr PERRIN Emmanuel**

IUT LYON 1

Directeur

**M. VITON Christophe**

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique de Lyon (ESCPE)

Directeur

**M. PIGNAULT Gérard**

Observatoire astronomique de Lyon

Directeur

**Mme DANIEL Isabelle**

# REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier Mr Maxime BONNEUIL, mon maître de stage et de mémoire, qui m'a formée tout au long du stage. Je le remercie pour son investissement et son implication, et pour avoir mis le matériel nécessaire à disposition pour la réalisation de ce mémoire.

Je remercie également Mme Eléonore PICARD, pour son implication dans le mémoire et sa bienveillance tout au long du stage.

J'adresse mes remerciements à tous les patients ayant accepté de participer à l'étude, pour leur sympathie et leur implication lors de la réalisation des tests.

A mes amis, à ma famille : un grand merci pour votre participation aux tests et pour le temps que vous m'avez accordé.

J'aimerais également remercier toutes les personnes qui, d'une manière ou d'une autre, ont contribué à mon apprentissage tout au long de ces 3 années d'école.

A mes parents, frère et sœur, merci d'être continuellement présents ; sans vous mes études et leur aboutissement n'auraient été possibles.

Une pensée toute particulière pour ma grand-mère.

# SOMMAIRE

RESUME.....	- 3 -
INTRODUCTION.....	- 4 -
PARTIE THEORIQUE.....	- 5 -
La perception auditive de distance.....	- 5 -
Indices non acoustiques.....	- 5 -
Familiarité avec la source sonore.....	- 5 -
La vision.....	- 6 -
Autres facteurs.....	- 6 -
Indices acoustiques.....	- 7 -
Intensité.....	- 7 -
Rapport champ direct/champ réverbéré.....	- 8 -
Les variations spectrales.....	- 9 -
Indices binauraux.....	- 10 -
PARTIE EXPERIMENTALE.....	- 12 -
Matériel et Méthodes.....	- 12 -
Matériel utilisé.....	- 12 -
Matériel vocal.....	- 12 -
Population étudiée.....	- 13 -
Appareils auditifs.....	- 15 -
Caractéristiques de la pièce.....	- 15 -
Configuration de la pièce.....	- 16 -
Calibration des mesures.....	- 19 -
Déroulement des tests.....	- 21 -
Caractère aléatoire des passations.....	- 24 -
PRESENTATION DES RESULTATS.....	- 26 -
Phase 1 : Perception Auditive des Distances.....	- 26 -
Phase 2 : Influence de la distance du bruit de fond sur l'intelligibilité.....	- 30 -
DISCUSSION.....	- 34 -
Retour sur la phase 1 : Perception Auditive de Distance.....	- 34 -
Retour sur la phase 2 : Influence de la distance du bruit de fond sur l'intelligibilité ...	- 36 -
Limites de l'étude.....	- 38 -
CONCLUSION.....	- 39 -
ANNEXES.....	- 40 -
BIBLIOGRAPHIE.....	- 48 -

## RESUME

Le but de ce mémoire était de connaître la sensation de profondeur sonore des patients appareillés, en fonction de l'équipement porté. La profondeur sonore est la perception auditive de la distance des sons.

Nous avons recueilli la sensation des patients avec deux gammes différentes d'appareils auditifs et sans appareil pour la première phase de tests, qui consistait à écouter deux sons successifs, émis à des distances différentes.

Nous avons également cherché à savoir si la distance du bruit influait sur l'intelligibilité. Ainsi, dans la deuxième partie des tests, nous avons comparé l'intelligibilité des patients dans le bruit, selon différentes distances d'émission du bruit de fond, avec deux gammes d'appareils auditifs : des appareils de classe 1 et de classe 2.

Les résultats de notre cohorte de patients ont été comparés avec ceux des normo-entendants.

Nous n'avons trouvé que peu de résultats significatifs dans les comparaisons inter-patients, mais des différences significatives avec les normo-entendants.

Les patients perçoivent moins bien la distance des sons que les normo-entendants, quel que soit l'équipement testé.

En ce qui concerne la compréhension dans le bruit, des différences ont été constatées entre les gammes d'appareils, mais les différentes distances d'émission du bruit de fond n'ont montré que peu de résultats significatifs.

## INTRODUCTION

L'identification de la distance d'une source sonore est l'un des facteurs nous permettant de localiser les sons, et donc de nous situer dans notre environnement. Cette capacité à juger la distance des sons permet d'éviter les obstacles (localiser les objets), de construire une représentation de l'environnement et d'interpréter ces sons [22].

Dans ce mémoire, nous avons choisi d'étudier la notion de profondeur sonore. La remarque de certains patients se plaignant d'avoir des difficultés pour estimer la distance des sons (le tramway en mouvement par exemple, ou le bruit d'un chantier) nous a fait nous questionner sur leur perception des distances sonores, et a ainsi orienté notre problématique : les patients perçoivent-ils la distance sonore ? Leur équipement influe-t-il sur leur perception, selon l'environnement sonore ? Nous nous sommes aussi questionnés sur l'impact de la distance d'émission du bruit de fond sur l'intelligibilité des patients en milieu bruyant.

Pour répondre à ces problématiques, nous avons mis en œuvre plusieurs tests permettant, d'une part, de connaître les sensations des patients à l'écoute de stimuli sonores placés à différentes distances et, d'autre part, d'estimer leur d'intelligibilité en milieu bruyant, avec des sources de bruit placées à différentes distances.

Nous allons voir dans la suite de ce mémoire quels sont les facteurs intervenant dans la perception auditive des distances avant d'expliquer les tests réalisés pour mettre en évidence ce phénomène.

Enfin, pour savoir si les patients perçoivent cette notion de profondeur sonore de la même manière que les normo-entendants, nous avons constitué un groupe témoin.



# **PARTIE THEORIQUE**

## **La perception auditive de distance**

D'après Canevet (1989), « localiser une source sonore, c'est d'abord identifier son azimut et sa hauteur, donc sa direction, puis déterminer la distance à laquelle elle se trouve dans cette direction. » [7]

Comme le dit Canevet, la localisation auditive est donc possible grâce à l'identification de :

- L'azimut, dans le plan horizontal ;
- La hauteur, dans le plan vertical ;
- La distance par rapport à la source sonore.

Ces trois indices nous donnent des renseignements sur un environnement acoustique à 3 dimensions, que notre système auditif doit analyser.

C'est précisément l'identification de la distance que l'on cherche à développer dans ce mémoire. Cette perception de distance des sons est un phénomène assez complexe, qui s'effectue notamment grâce à différents indices, acoustiques comme non acoustiques.

## **Indices non acoustiques**

### **Familiarité avec la source sonore**

La perception auditive de la distance (PAD) est assez subjective et dépend des expériences de l'auditeur (constituant sa mémoire auditive), car la PAD d'un auditeur est en partie basée sur l'apprentissage, la déduction et sa connaissance de

l'environnement sonore, contrairement à la localisation directionnelle qui s'explique par des phénomènes physiques précis.

D'après Zahorik et al. (2005) [42], des présentations répétées de la même source sonore à différentes distances augmentent la capacité à déterminer des distances auditives.

Ainsi, la précision de l'estimation de distance auditive dépend de l'environnement dans lequel l'auditeur se trouve et du type de source à localiser. La familiarité du système auditif avec une source sonore permet une meilleure estimation de la distance, impliquant ainsi la mémoire de travail et des processus d'attention.

### **La vision**

La vision est un facteur permettant l'estimation de la distance des sources sonores. Elle est utilisée pour « calibrer la distance auditive » [42], et affecte la perception de l'espace auditif [22]. C'est notamment le cas pour des cibles présentes dans le champ de vision, en mouvement ou lumineuse.

Cependant, la vision n'est pas une condition sine qua non pour percevoir la distance d'une source sonore, puisque les personnes atteintes de cécité en ont une estimation accrue. [21]

La vision n'a donc pas ou peu d'influence pour des sources sonores placées hors de la vue de l'auditeur (dans son dos par exemple).

### **Autres facteurs**

D'autres facteurs non acoustiques peuvent influencer la perception de la distance perçue, tels que la connaissance de la typologie des lieux, la provenance de la

source sonore, les émotions (la peur par exemple [42]) ou l'importance de l'événement auditif pour l'auditeur [22]. Le toucher peut également affiner le jugement de l'espace auditif, pour des sources sonores situées dans l'espace péri-personnel, c'est-à-dire situées à moins d'un mètre autour de l'auditeur [42].

## Indices acoustiques

### Intensité

Les variations d'intensité d'une source sonore sont un indice permettant d'en estimer la distance. En effet, plus la source sonore s'éloigne, plus l'intensité perçue par l'auditeur diminue (décroissance de 6dB à chaque doublement de la distance, dans un cas idéal mais cette valeur change en présence de réverbération) [40], [42].

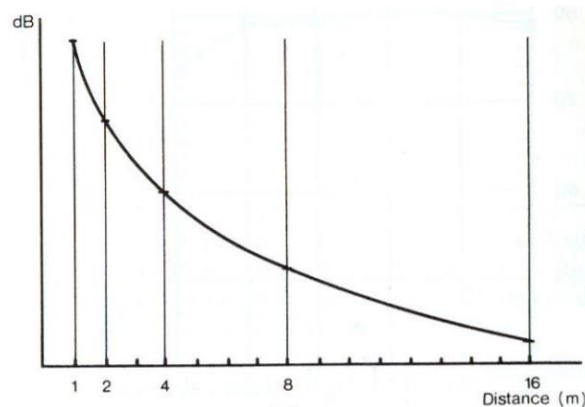


Figure 1 : Diminution de l'intensité en fonction de la distance.

[https://www.lcicaptours.com/wp-content/uploads/2014/06/111207-Cours-environnement-CHAP04-Propagation-du-bruit-dans-l'environnement\\_2.pdf](https://www.lcicaptours.com/wp-content/uploads/2014/06/111207-Cours-environnement-CHAP04-Propagation-du-bruit-dans-l'environnement_2.pdf)

En faisant varier l'intensité, on peut donc créer une sensation de mouvement d'éloignement ou de rapprochement de la source. On peut donc donner à l'auditeur une sensation de mouvement du son alors que la source sonore reste fixe.

Plus la source d'émission est proche, plus son niveau sonore initial est important ; on a donc pour habitude d'associer à une intensité qui croît une source sonore qui se rapproche.

Il existe donc une relation entre la distance perçue et l'intensité

Les différences d'intensité seules ne suffisent pas pour estimer la distance de la source sonore, mais permettent d'en apprécier les variations. Le système auditif s'appuie également sur les variations du rapport champ direct/champ réverbéré et sur les modifications spectrales pour apprécier la distance le séparant de la source sonore.

### **Rapport champ direct/champ réverbéré**

Les variations du rapport entre l'énergie du champ direct et celle du champ réverbéré permettent également d'appréhender la distance d'une source sonore, plus particulièrement dans un espace clos. Les ondes réverbérées sont perçues plus faiblement du fait de leurs nombreuses réflexions. Le son est impacté par les propriétés acoustiques des différentes surfaces qu'il rencontre [22].

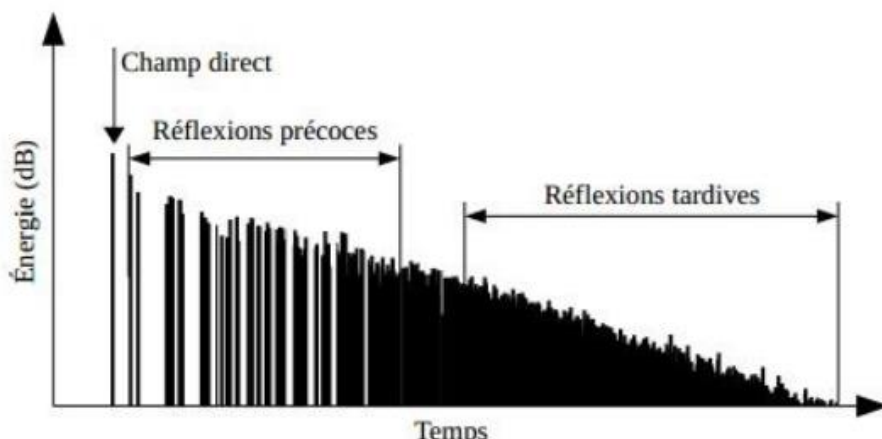


Figure 2 : Le champ diffus possède une intensité inférieure à celle du champ direct.  
<https://acoustique-philharmonie-tpe.jimdofree.com/les-ondes/le-champ-r%C3%A9verb%C3%A9r%C3%A9/>

Pour rappel : à une distance proche de la source, le champ direct prédomine. Le rapport s'inverse à la distance critique, distance au-delà de laquelle le champ réverbéré (constitué des réflexions des ondes directes sur les parois d'un local) est dominant. Ainsi, plus la part d'énergie réverbérée est élevée, plus la distance perçue est grande [5] ; dans un environnement réverbérant, le ratio champ direct/champ réverbéré est inversement lié à la distance de la source sonore.

La mémoire auditive et la réverbération sont liées pour apprécier la distance d'une source : il nous est habituel d'associer la diminution du son direct à une source sonore qui s'éloigne (par exemple lorsque la personne qui nous parle s'éloigne).

### Les variations spectrales

Plus la distance parcourue par le son est grande, plus le nombre de réflexions de l'onde sonore est grand, et plus l'absorption des hautes fréquences est importante. En effet, l'atténuation du son n'est pas la même pour toutes les fréquences, et les graves résistent mieux à la distance. Lors de la propagation du son dans l'air, l'onde subit des modifications spectrales (selon les propriétés acoustiques de l'air), induisant une absorption plus sélective des hautes fréquences.

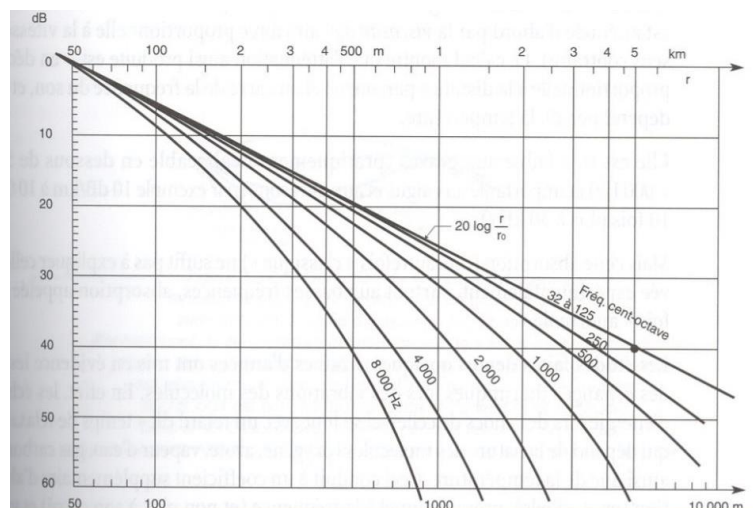


Figure 3 : Atténuation fréquentielle des sons par bande d'octave en fonction de la distance.  
<http://www.claudegabriel.be/Acoustique%20chapitre%206.pdf>

Ainsi, pour un même signal sonore, si le son paraît plus grave (donc avec moins d'aigu), il sera perçu comme étant positionné plus loin de l'auditeur, car « la densité spectrale d'un signal acoustique varie au cours de sa propagation, par absorption inégale des graves et des aigües » [7].

Dans l'étude menée par Spousias et al.[38], les résultats montrent que le spectre d'un son peut affecter la perception auditive de distance sonore dans une pièce réverbérante, pour des sources placées de 1 à 6m de l'auditeur.

D'autre part, la voix n'a pas le même contenu spectral selon ses variations (voix chuchotée/voix normale/voix criée), ainsi on associe à une voix chuchotée une distance faible, et à une voix criée une distance plus importante. [3]

### **Indices binauraux**

Il est essentiel d'entendre avec ses deux oreilles pour avoir une reconnaissance optimale des sons et percevoir son environnement en 3 dimensions. En effet, « l'audition binaurale est une condition indispensable afin de localiser la provenance d'un son, sa distance, mais également se focaliser sur une source sonore utile dans un milieu bruyant. » (Lorenzi, 2019) [25]

L'audition binaurale contribue donc à la perception des distances des sources sonores notamment pour des sources proches de la tête [22], et lorsque la source sonore n'est pas dans l'axe de symétrie de la tête, c'est-à-dire aux azimuts 0° et 180°.

D'autres indices sont à prendre en compte si la source sonore est en mouvement (indices dynamiques).

En définitive, la perception auditive des distances dépend de nombreux indices. Comment les malentendants équipés d'appareils auditifs perçoivent-ils la distance sonore ?

Nous souhaitons comparer les performances des normo-entendants avec celles des patients testés, selon différentes gammes d'appareils auditifs et à travers plusieurs tests, nous permettant d'évaluer les performances des deux gammes d'aides auditives testées sur la notion de profondeur sonore.

Concernant la perception auditive de distance, nous nous attendions à ce que les patients aient des résultats différents selon l'équipement porté, avec des résultats pour l'appareil de Classe 2 supérieurs à ceux du Classe 1, eux-mêmes supérieurs aux résultats sans appareils.

Nous supposons que la distance d'émission du bruit de fond aurait un impact sur l'intelligibilité des patients appareillés ; nous pensions que les malentendants seraient plus performants dans le bruit avec les appareils de Classe 2 qu'avec ceux de Classe 1.

Enfin nous pensions que les comparaisons entre les normo-entendants et les patients testés montreraient des différences significatives sur les différents types de tests effectués.

# **PARTIE EXPERIMENTALE**

## **Matériel et Méthodes**

### **Matériel utilisé**

Pour réaliser les tests de ce mémoire, nous avons utilisé :

- 7 haut-parleurs, (de la marque M-AUDIO BX5 D2), (dont la réponse en fréquence est 56-22kHz) ;
- Un ordinateur équipé du logiciel LIVE (Ableton Live 9 Suite) pour configurer les tests ;
- Le logiciel Audacity, afin d'exploiter les fichiers-son du matériel vocal
- Une barre de son U-PHORIA à 10 entrées (modèle UMC1820 de la marque BEHRINGER) ;
- Des câbles et trépieds pour les haut-parleurs ;
- Un mètre laser (Bosch) ;
- Un sonomètre (SNDWAY, modèle SW-523), possédant la pondération en dB (A).

Cette pondération a été choisie pour réaliser les mesures car elle a été établie pour tenir compte de la sensibilité moyenne des personnes ayant une audition considérée comme normale : elle est donc la plus fidèle aux sensations humaines.

### **Matériel vocal**

Phase 1 : utilisation d'un bruit blanc comme signal de test, car il est composé de l'ensemble des fréquences audibles.

Phase 2 : Pour le bruit de fond perturbant, un bruit de cocktail party a été choisi : plusieurs conversations sont mélangées, dans une ambiance bruyante de restaurant.



La compréhension a été testée grâce aux listes dissyllabiques de Lafon, diffusées dans le HP0.

### **Population étudiée**

Nous avons choisi des patients de Mr BONNEUIL, appareillés avec des aides auditives haut de gamme, de la marque OTICON, depuis minimum 6 mois. Les patients avaient donc atteint leur réglage cible. La marque OTICON a été choisie car elle nous permettait d'avoir un nombre conséquent de sujet répondants aux critères d'inclusion.

Les patients qui ont participé à l'étude devaient répondre aux critères suivants :

- Au maximum, âgés de 85 ans ;
- Appareillés bilatéralement depuis plus de 6 mois ;
- Perte audiométrique symétrique, légère à moyenne ;
- 100% d'intelligibilité à 60 dB, appareillés ;
- Intelligibilité dégradée pour un RSB -3.

Ce diagramme montre la répartition des sujets selon leur âge.

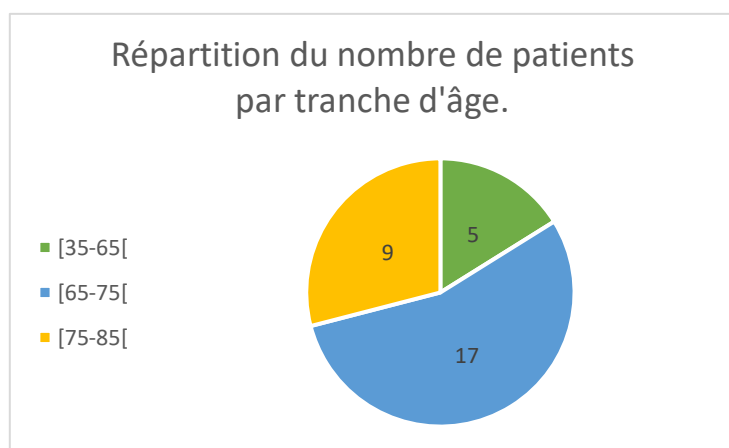


Figure 3 : Répartition des patients de la cohorte par tranche d'âge

L'audiogramme moyen de la cohorte sélectionnée montre une perte auditive moyenne.

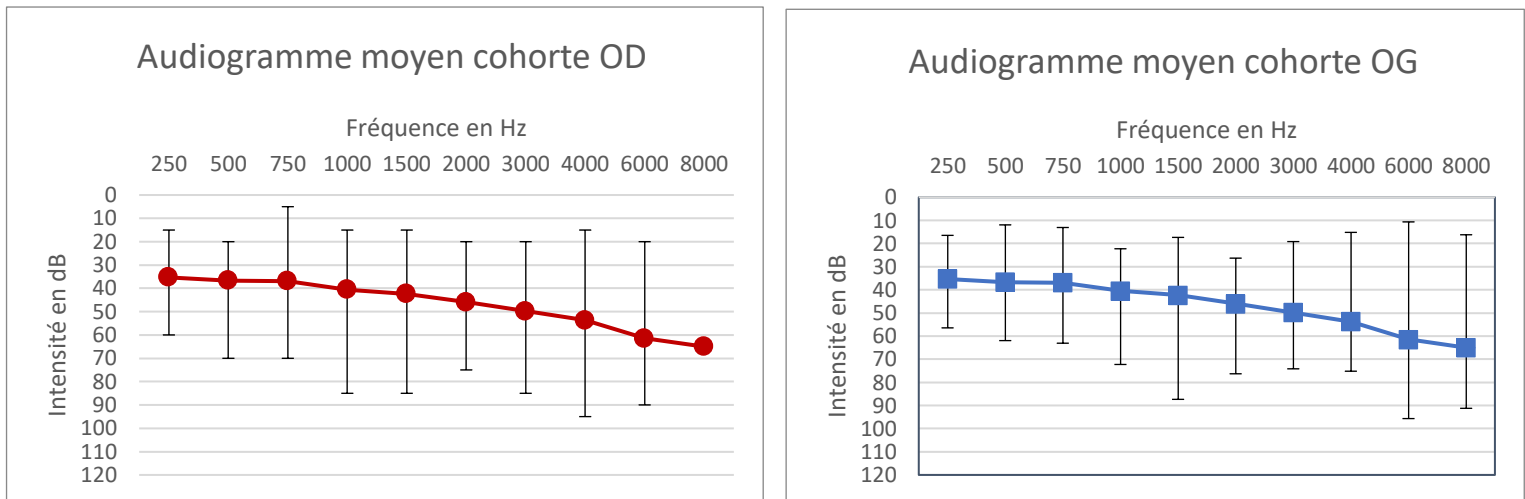


Figure 4 : Audiogrammes moyens droit et gauche de la cohorte. Les barres d'erreur représentent les extrema de la cohorte.

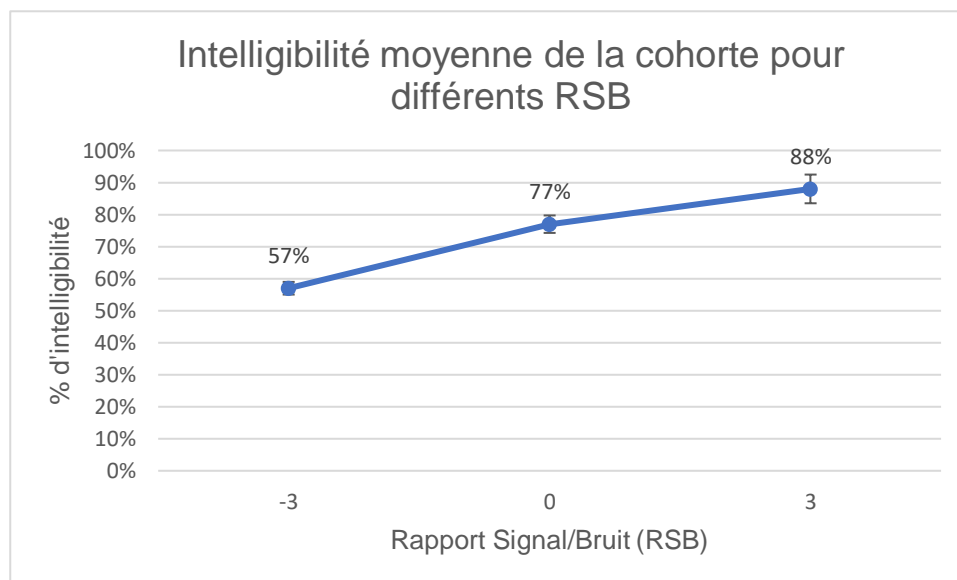


Figure 5 : Intelligibilité moyenne de la cohorte dans le bruit, pour différents RSB. Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard de la moyenne.

On remarque que l'intelligibilité des patients sélectionnés décroît à mesure que le RSB devient de plus en plus négatif. Il était important de choisir des patients qui ne présentaient pas 100% d'intelligibilité à tous les RSB, car cela nous permettra d'obtenir des différences lors des tests.

## **Appareils auditifs**

Les patients sélectionnés pour notre cohorte portaient des appareils auditifs haut de gamme (classe 2) de la marque OTICON, équipés de dômes obturants ventilés. Les dômes et écouteurs propres aux patients étaient conservés tout au long des tests, et transférés lors des changements d'appareils.

Les appareils de classe 1 étaient des SIYA 1, puce de même génération que les OPN.

Les appareils de classe 2 étaient des OPN 1, ce choix nous permettant d'avoir un nombre conséquent de patients appareillés depuis plus de 6 mois, ce qui n'aurait pas été le cas si nous avions choisi les OPN S 1, appareil haut de gamme le plus récent chez OTICON. De plus il y aurait eu une différence de génération avec l'appareil de classe 1 choisi.

Les appareils OPN et SIYA différaient notamment par leur niveau de performance, et par leur méthodologie de préréglages. Les OPN sont dotés de la méthodologie « DVO + » (optimisant les réglages de l'OPN et utilisée par les patients testés), ce qui n'est pas le cas des SIYA (méthodologie NAI-NL2).

Pour y remédier, les réglages injectés dans les appareils de classe 1 ont été vérifiés en chaîne de mesure, afin que les gains apportés pour les phases de tests soient équivalents dans chaque paire d'appareils (voir annexe A).

## **Caractéristiques de la pièce**

La pièce utilisée pour les tests nécessitait des dimensions non compatibles avec la cabine audiométrique de Mr BONNEUIL.

Une pièce annexe a été utilisée, dont voici les caractéristiques :

- Longueur de 11,1m, largeur de 4,2m, hauteur de 2,1m, donnant donc un volume de 97,9 m<sup>3</sup>. et une surface totale des parois de 157,5 m<sup>2</sup> ;
- Un sol en carrelage, des murs en béton crépi, et des plaques absorbantes au plafond ; une porte en bois et une surface vitrée.

D'après le décret N°85-590 du 10 juin 1985 (voir annexe B), qui fixe les normes d'une cabine d'audioprothèse, les valeurs à respecter sont :

- Un volume utile minimum de 15m<sup>3</sup> ;
- Un temps de réverbération (Tr) inférieur à 0,5 seconde à 500Hz ;
- Un bruit de fond (dans les conditions normales d'utilisation) inférieur à 40 dB(A).

Après les calculs et selon les caractéristiques de la pièce utilisée pour les tests, on obtient les valeurs suivantes (voir annexe C pour le détail des calculs) :

- Un volume de 97,9m<sup>3</sup> ;
- Un Tr de 0,35 secondes, calculé à 500Hz ;
- Un bruit de fond ambiant de 34,5 dB(A).

La salle avait donc des caractéristiques acoustiquement acceptables au vu du décret de 1985 pour effectuer les tests.

### **Configuration de la pièce**

Les tests étaient divisés en deux phases, chacune nécessitant une disposition particulière des haut-parleurs (HP) dans la pièce.

Phase 1 : Perception auditive des distances. HP disposés en ligne droite derrière le patient (assis sur une chaise), dans l'axe de sa tête, chacun espacé d'un mètre. Ainsi, les sons étaient captés de la même manière sur les deux oreilles du patient. 6 haut-parleurs étaient nécessaires pour la réalisation de cette phase. Les stimulations s'effectuaient par comparaisons de paires de HP, comprenant toutes le HP3, qui est le point de référence dans cette phase.

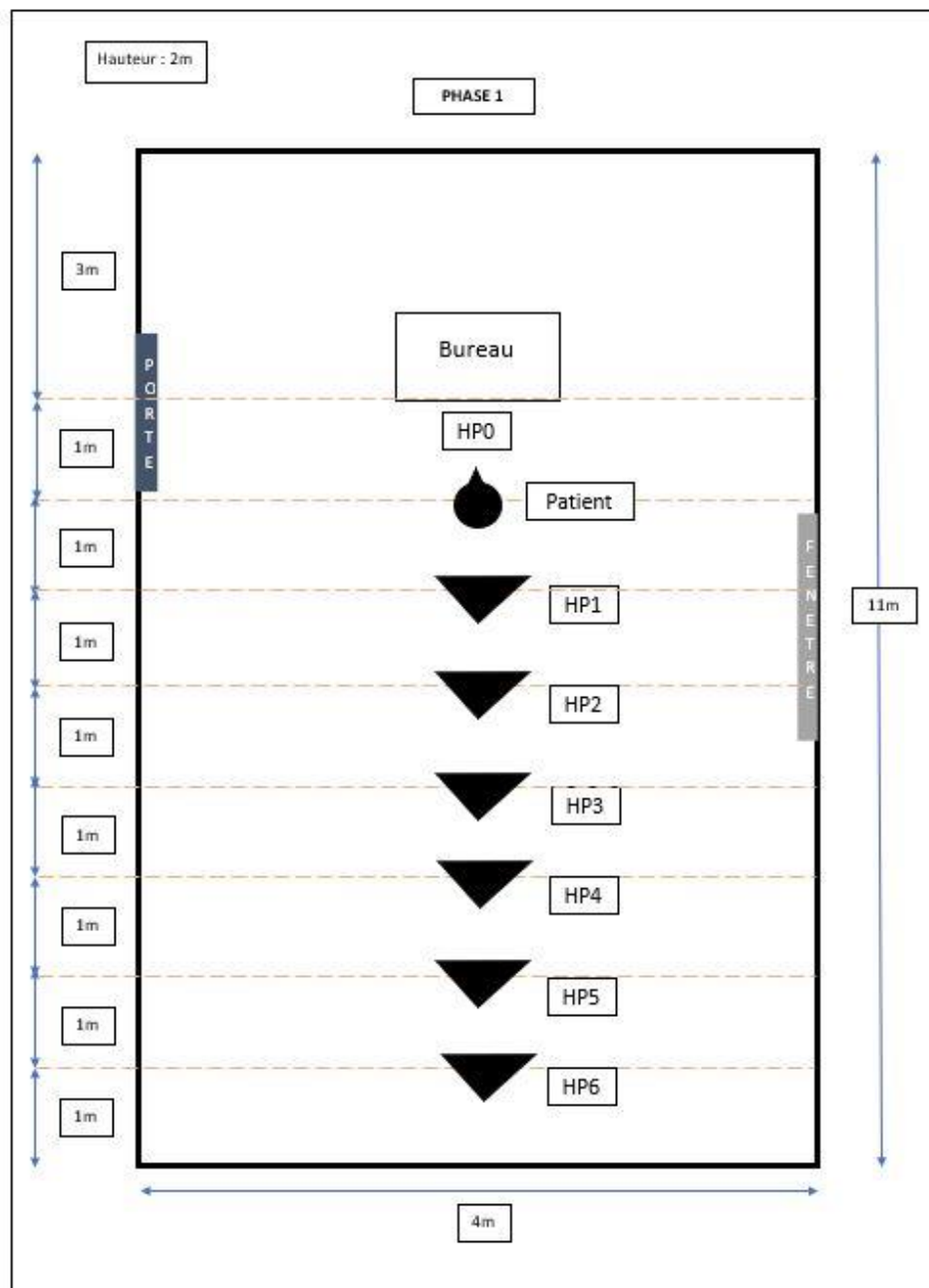


Figure 6 : Schéma présentant la disposition pour la phase 1 des tests.

Phase 2 : Audiométrie vocale dans le bruit, avec un bruit perturbant diffusé à différentes distances.

Haut-parleurs disposés par rangée de 2 HP, centrés de chaque côté du patient. Les rangées étaient placées à 2 mètres les unes des autres. La diffusion du bruit de fond s'effectuait par rangée à 2, 4 ou 6 mètres.

Dans cette phase, se trouvait également un HP face au patient, situé à un mètre de lui. Ce dernier permettait de diffuser le matériel vocal (listes dissyllabiques de Lafon), afin de tester sa compréhension en milieu bruyant.

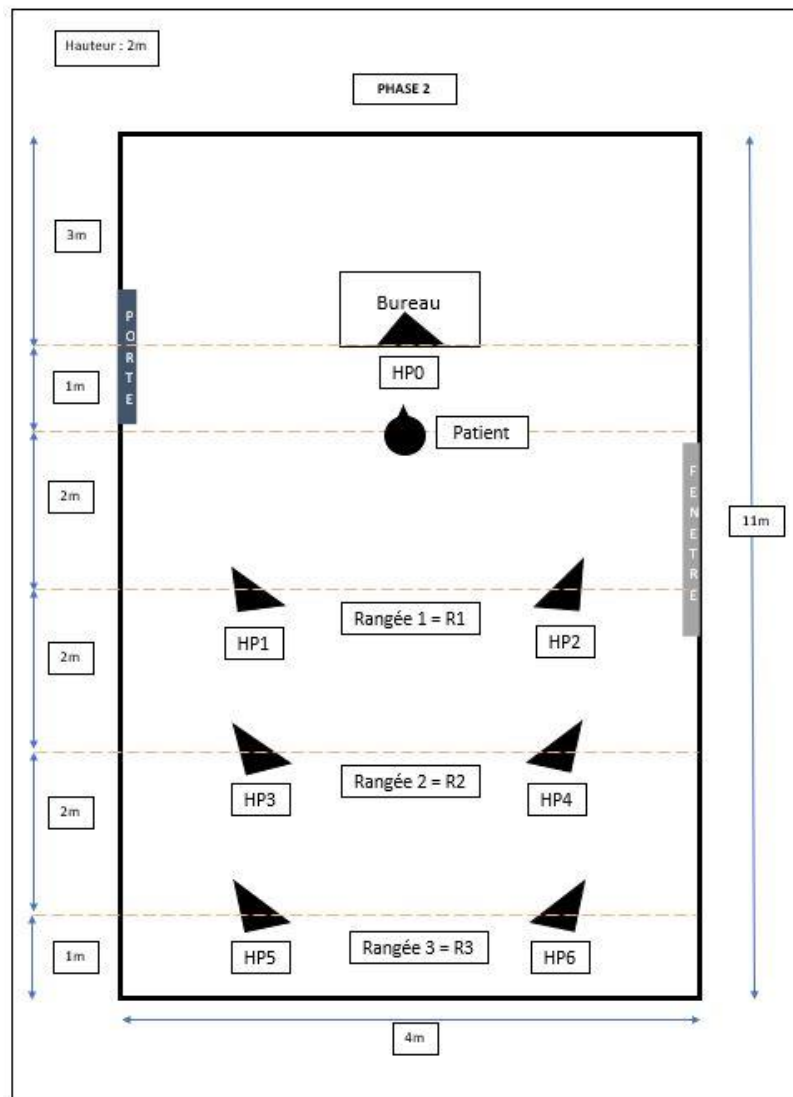


Figure 7 : Schéma présentant la disposition pour la phase 2 des tests.

## Calibration des mesures

Phase 1 : Chaque HP est calibré de la même manière : 60 dB(A), mesuré à 1m.

Puis l'intensité est mesurée au niveau de l'oreille du patient, afin de connaître l'intensité qu'il perçoit, car les réflexions subies par l'onde sonore lors de sa propagation, et la distance séparant la source du patient participent à l'atténuation du niveau sonore.

Voici alors les valeurs obtenues grâce au sonomètre et à la précision de réglage du logiciel Live :

Haut-parleurs	HP1	HP2	HP3	HP4	HP5	HP6
Calibration à 1m (en dB A)	60,1	60,0	59,9	59,9	60,0	60,2
Mesure de l'intensité à la tête du patient (en dB A)	60,1	58,3	55,5	54,7	51,5	47,8

*Figure 8 : Calibration des haut-parleurs à 60 dB(A) à 1m, puis mesure du niveau perçu à la tête du patient.*

Volonté a été de savoir si les patients perçoivent la différence de distance entre 2 sons d'intensité égale. Nous avons donc établi une référence, le HP3, situé à 3 mètres derrière le patient, car il était central dans la disposition de la phase 1 et nous permettait d'obtenir des écarts de distances intéressants pour les tests : 0, 1, 2 ou 3 mètres d'écart entre les stimulations sonores par paire.

Afin de créer ces paires d'intensité équivalentes, l'intensité mesurée au niveau de l'oreille du patient pour chacun des haut-parleurs a été répercutée dans le HP3. Notons-là  $I_{eq}$ , comme étant l'intensité équivalente aux autres HP et provenant du HP3.

Grâce au logiciel LIVE, il a été possible d'injecter ces intensités équivalentes dans le HP3 (6 colonnes nommées de « eq 1m » à « eq 6m », voir annexe D).

Soit  $i$  l'intensité mesurée à 1m du HP, en dB(A),  $i$  calibrée à 60 dB(A).

Soit  $I$  l'intensité mesurée à l'oreille du patient, en dB(A).

Soit  $I_{eq}$  l'intensité injectée dans le HP3, correspondant au  $I$  de chaque HP.

	$i$	$I$	$I_{eq}$
<b>HP 1</b>	60,1	60,1	59,9
<b>HP 2</b>	60,0	58,3	58,1
<b>HP 3</b>	59,9	55,5	55,5
<b>HP 4</b>	59,9	54,7	54,5
<b>HP 5</b>	60,0	51,5	51,3
<b>HP 6</b>	60,2	47,8	48

Figure 9 : Tableau des calibrations des haut-parleurs pour la phase 1, mesurées au sonomètre.

On sait que le seuil différentiel est en moyenne de 1 dB, donc une variation de 0,2 dB entre chaque stimulation d'intensité équivalente n'est normalement pas perceptible.

D'après l'étude menée par Sophia FAVREAU (2015) [11], seul un nombre réduit de patients testés perçoit des variations d'intensité de 0,2 dB.

Ainsi, lors des paires de stimulations, on a :  $I_{HP1}$  avec  $I_{eqHP1}$  par exemple, sachant que  $I_{eqHP1}$  est diffusé dans le HP3.

Phase 2 : Les haut-parleurs diffusant le bruit perturbant (Cocktail Party), disposés en 3 rangées de 2 HP chacune, ont été calibrés individuellement à 70 dB(A) à 1m, mais fonctionnaient 2 par 2 lors des tests.

Alors, pour connaître le niveau acoustique perçu par le patient, l'intensité  $I$  du bruit perturbant a été mesurée au niveau de ses oreilles.

	<b>HP1 + HP 2</b>	<b>HP3 + HP4</b>	<b>HP5 + HP6</b>	<b>HP0</b>	<b>HP3 + HP4</b>	<b>HP3 + HP4</b>
	<b>Rangée 1 = R1</b>	<b>Rangée 2 = R2</b>	<b>Rangée 3 = R3</b>		<b>R eq1</b>	<b>R eq3</b>
<b>I min en dB(A)</b>	65,1	61,7	59,8	53,5	64,5	59,9
<b>I max en dB(A)</b>	71,9	71,8	67,3	73,5	72,2	66,8
<b>I moy en dB(A)</b>	<b>68,5</b>	<b>66,7</b>	<b>63,5</b>	<b>63,5</b>	<b>68,3</b>	<b>63,3</b>

Figure 10 : Calibration des haut-parleurs par mesure de l'intensité pour la phase 2, effectuée à la tête du patient.



Les listes dissyllabiques de Lafon (le matériel vocal), étaient quant à elles diffusées dans le HP0, situé à 1m du patient. Pour calibrer l'intensité de passation des listes, il a fallu utiliser le logiciel Audacity afin de créer une bande son regroupant tous les mots des 10 listes, en supprimant les pauses existantes entre chaque mot.

Il a ainsi été possible de mesurer le niveau minimum et maximum des listes, afin de calculer l'intensité moyenne.

Le but étant d'obtenir un RSB=0 lorsque le bruit était diffusé à 6 mètres, le HP0 a été calibré à 1 mètre (au niveau de la tête du patient), avec le fichier son créé sur Audacity.

On obtient donc une intensité moyenne de la voix de 63,5 dB(A), nous donnant les RSB (Rapport Signal/Bruit) suivants :

2M (R1)	4M (R2)	6M (R3)
RSB -5	RSB -3	RSB 0

### **Déroulement des tests**

Les tests s'effectuaient en 2 phases, sur un seul rendez-vous d'une durée de 40 minutes environ.

A l'arrivée du patient, on procédait à un nettoyage de ses appareils (changement des filtres, aspiration micro, etc), pour avoir un entretien égal à celui des appareils de prêt (neufs).

Au préalable, les appareils de prêts (SIYA 1) ont été programmés avec un réglage équivalent à celui des appareils haut de gamme du patient, vérifiés en chaine de mesure, afin d'avoir des gains équivalents.

On installe le patient en cabine pour réaliser les tests, composés de 2 phases :

- Phase 1 : la perception des distances ;
- Phase 2 : influence de la distance du bruit sur la compréhension (AVB).

\*AVB : Audiométrie Vocale dans le Bruit.

### Phase 1 : Perception auditive des distances

Dans cette phase, nous avons choisi comme signal de test un bruit blanc, car il est composé de l'ensemble des fréquences audibles. Il a été calibré comme vu précédemment. Ce bruit blanc était donc le stimulus sonore écouté par paire.

Dans LIVE, nous avons configuré la passation des signaux sonores de telle sorte que :

- Le 1<sup>er</sup> bruit soit entendu pendant 3 secondes ;
- Puis un silence de 3 secondes ;
- Et enfin, 2<sup>nd</sup> bruit blanc, également écouté pendant 3 secondes.

Il y avait 12 paires de stimuli (par équipement), diffusés dans un ordre aléatoire.

Il y a plusieurs cas de figures :

- Soit les 2 stimulations provenaient du même haut-parleur, le N°3 ;
- Soit la première stimulation provenait du HP3, la seconde d'un autre des HP (1,2,4,5 ou 6) ;
- Soit la deuxième stimulation provenait du HP3, la première d'un autre HP.

La première phase consistait donc à demander au patient la sensation de distance qu'il avait suite à l'écoute des stimuli sonores, pour savoir selon lui lequel des sons était le plus lointain.

Grâce aux calibrations équivalentes entre les paires de stimulations sonores, les deux sons entendus par le patient arrivaient à ses oreilles à la même intensité (voir figure 10).

Il n'y avait donc pas de différence d'intensité entre les 2 sons écoutés par le patient lors de leur arrivée à ses oreilles, mais une différence de distance du lieu d'émission.

Ensuite, on faisait écouter au patient deux suites de sons en continu pendant 36 secondes (6x3secondes x2), appelées « allers/retours ». (cf. annexe D)

L'aller-retour N°1 : le son se déplace de haut-parleur en haut-parleur, du N°1 au N°6, puis du N°6 au N°1.

L'aller-retour N°2 : le son reste fixe dans le HP3, mais son intensité varie, de l'intensité équivalente au HP1 ( $I_{eqHP1}$ ) à celle du HP6 ( $I_{eqHP6}$ ), puis de  $I_{eqHP6}$  à  $I_{eqHP1}$ .

Le but de ces 2 écoutes était de savoir si le patient percevait un mouvement de la source sonore dans la pièce, ou une variation d'intensité provenant d'une source fixe.

Phase 2 : AVB avec émission du bruit perturbant à différentes distances.

Il a été nécessaire d'utiliser 5 listes par appareil pour tester les différentes distances et intensités. Les 10 listes ont été réparties en 2 groupes.

On a donc 5 situations de test différentes, avec un seul paramètre qui change à chaque fois : soit la distance soit l'intensité.

6M	EQ 6M (à 4m)	4M	EQ 2M (à 4m)	2M
I équivalente, D varie				
Distance (D) fixe, l'intensité (I) varie.				
		I équivalente, D varie		

Figure 11 : Différents cas de figure pour la comparaison des résultats ; avec un seul facteur variant à chaque fois.

On obtient donc des comparaisons entre les différentes situations, où un seul des deux paramètres varie.

Grâce aux calibrations équivalentes (présentées plus haut, voir figure 11), on obtient, par exemple dans la situation « EQ 6M », une intensité du bruit de fond perçue par le patient équivalente à la situation « 6M », mais diffusée à 4 mètres. On a donc des RSB identiques pour les listes des situations « EQ6M » et « 6M », par exemple.

Dans cette phase, on a donc cherché à savoir si, pour un même RSB perçu par le patient, mais avec un bruit de fond placé à des distances différentes, on obtenait des scores d'intelligibilité différents.

L'ensemble des tests décrits étaient réalisés avec les deux gammes d'appareils : les OPN 1 des patients, et les SIYA 1, prêtés pour les tests. Les écouteurs et embouts des patients étaient conservés d'une gamme à l'autre, afin que ces paramètres acoustiques restent identiques.

### **Caractère aléatoire des passations**

Enfin, par souci d'homogénéisation des résultats, l'ordre de passation des tests et la répartition du matériel vocal utilisé ont été le plus aléatoire possible, afin que la fatigue ou l'attention des patients n'influe trop sur les résultats.

Les patients devaient réaliser 2 phases de test. Les phases 1 et 2 pouvaient s'exécuter indépendamment, dans un ordre aléatoire. La moitié des patients a donc débuté les tests par la phase 1, l'autre moitié par la phase 2.

Chacune des 2 phases était donc réalisée aléatoirement, avec les appareils du patients (classe 2) et des appareils classe 1.

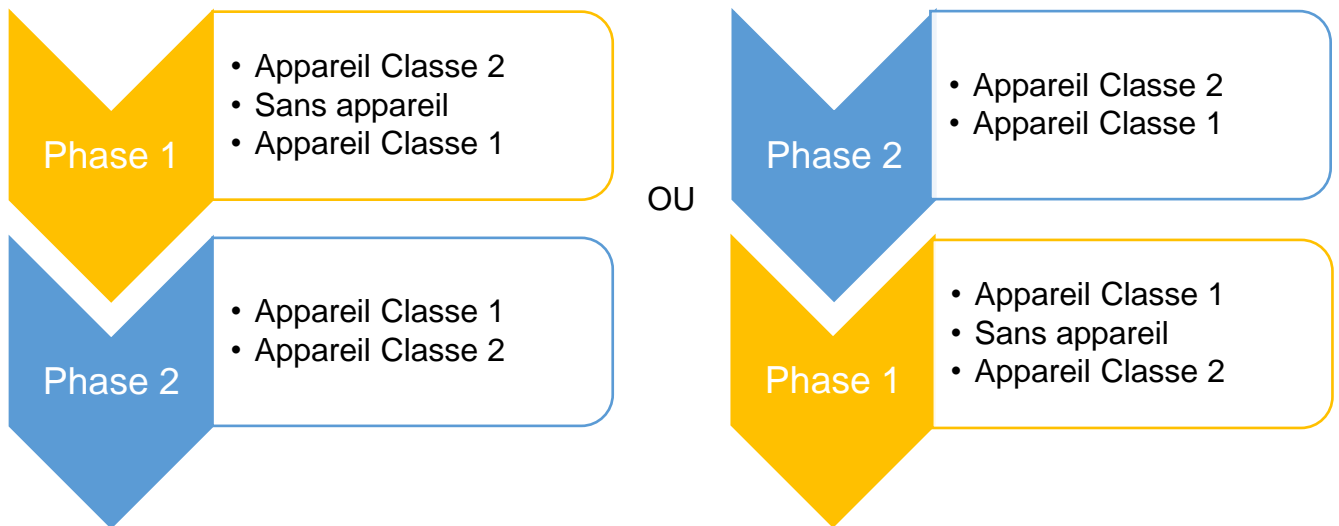


Figure 12 : Schéma présentant les différents cas de passation des tests.

Les tests des phases 1 et 2 pouvaient également être réalisés dans un ordre aléatoire (commencer par les appareils haut de gamme ou non) ; les 12 stimulations (par équipement) de la phase 1 étaient diffusées dans un ordre totalement aléatoire ; pour finir, les 10 listes utilisées dans la phase 2 (réparties en deux groupes A et B de 5 listes chacun) ont été inversées au milieu de l'étude, de telle sorte que les 2 appareils ont été testés avec les 2 groupes de listes.

Les tests ont été réalisés grâce au logiciel Live, sur lequel nous avons pu programmer des sets de passation, enregistrer les calibrations, ce qui nous a permis d'avoir un modèle de test fiable et reproductible. On pouvait ainsi lancer les tests dans l'ordre que l'on voulait.

## **PRESENTATION DES RESULTATS**

Au total, 36 patients et 11 témoins normo-entendants ont été testés, mais tous les résultats ne sont pas exploitables (certains patients n'ont pas suivi les consignes ou n'entendaient pas certaines stimulations oreille nue, ou n'ont réalisé qu'une partie des tests). Ainsi, les résultats ont été analysés sur 31 patients, en comparaison avec 11 normo-entendants (NE).

### **Phase 1 : Perception Auditive des Distances**

Nous avons interrogé la cohorte concernant sa sensation de distance auditive à l'écoute de 2 stimuli successifs émis à différentes distances, dans des haut-parleurs distincts. Les patients devaient nous dire lequel leur paraissait le plus lointain. Les réponses ont été classées en deux catégories afin de pouvoir les comparer, selon si :

- La différence de distance était perçue entre les 2 sons successifs ;
- La réponse était juste (perception exacte de la distance).

La catégorie « Différence Perçue » regroupe donc les réponses justes et les « mauvaises différences » perçues par les patients (lorsqu'ils percevaient une différence, mais qu'ils ne la qualifiaient pas correctement : 2<sup>nd</sup> son perçu plus loin que le 1<sup>er</sup> alors qu'il était en réalité plus proche).

La catégorie « Réponses Justes » regroupe uniquement les réponses exactes.

### **Comparaison inter-patients**

Nous avons comparé ici les résultats de perception auditive des patients, selon l'équipement porté : appareils de classe 2 (OPN), de classe 1 (SIYA), ou sans appareil (ON = Oreille Nue).

## 1) Différence Perçue

Les données récoltées ne suivent pas de loi normale (vérifié avec le test de normalité de Shapiro-Wilk). Nous avons utilisé ici le test de Wilcoxon pour données appariées (test bilatéral).

Pour simplifier la lecture des résultats, voici un tableau récapitulatif :

Condition	OPN / SIYA	OPN / ON	SIYA / ON
Valeur p	0,4	0,43	0,78
Significativité	NON	NON	NON

Aucune différence statistiquement significative n'a été montrée entre les patients concernant la différence perçue.

## 2) Réponses Justes

Les données suivent une loi normale (vérifié par le test de normalité de Shapiro-Wilk), nous avons alors pu mettre en application le test t de Student pour données appariées (test bilatéral), avec un degré de liberté égal à 30 (ddl=n-1).

Condition	OPN / SIYA	OPN / ON	SIYA / ON
Valeur t	0,72	1,44	0,94
Moyenne des différences	0,52	0,19	0,32
IC 95%	[-0,35 ; 0,74]	[-0,22 ; 1,25]	[-0,38 ; 1,02]
Valeur p	0,48	0,16	0,35
Significativité	NON	NON	NON

Figure 13 : Tableau récapitulatif des calculs statistiques effectués.

En comparant les patients entre eux selon l'équipement porté, on ne trouve aucune différence significative.

## Comparaison patients/normo-entendants

Nous avons ensuite comparé les résultats des patients avec ceux obtenus par le groupe témoin, composé de 11 normo-entendants (NE).

### 1) Différence Perçue

Les données appartiennent à deux échantillons indépendants, qui ne suivent pas une loi normale. Nous avons utilisé le test de Wilcoxon (test bilatéral).

Le tableau suivant expose les résultats obtenus.

Condition	OPN / NE	SIYA / NE	ON / NE
Valeur p	0,21	0,074	0,19
Significativité	NON	NON	NON

Aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les patients et les normo-entendants sur la perception d'une différence de distance, quel que soit l'équipement porté par les patients.

### 2) Réponses Justes

Les données appartiennent à deux échantillons indépendants qui suivent une loi normale. Nous avons donc appliqué le test t de Student pour séries non appariées (test bilatéral).

Le degré de liberté, conformément à la formule ( $ddl = n_1 + n_2 - 2$ ) vaut 40.

Les calculs effectués sont présentés ci-après :

Condition	OPN / NE	SIYA / NE	ON / NE
Valeur t	4,44	4,58	4,83
Moyenne des échantillons	OPN = 5,84	SIYA = 5,65	ON = 5,32
	NE = 9,18	NE = 9,19	NE = 9,20
IC 95%	[1,73 ; 4,95]	[1,9 ; 5,18]	[2,18 ; 5,54]
Valeur p	0,00053	0,00032	0,00014
Significativité	Oui, ***	Oui, ***	Oui, ***



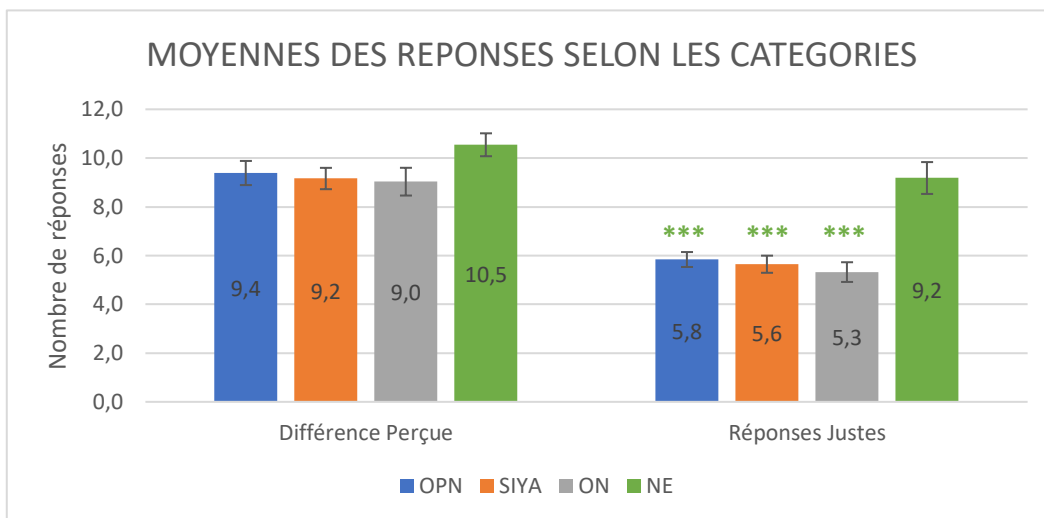


Figure 14 : Nombre moyen de réponses obtenues, selon l'équipement et le groupe, par catégorie. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM). En bleu et orange, l'équipement porté par les patients. En gris, les patients oreilles nues (ON).

On constate une différence statistiquement significative entre les normo-entendants et les patients concernant la catégorie « Réponses Justes », où la perception auditive des distances était strictement exacte. Les résultats sont non significatifs si l'on prend en compte les « mauvaises » différences de perception (dans la catégorie « Différence Perçue »).

Le graphique suivant nous permet de visualiser la répartition du nombre d'erreur par HP, des patients et des normo-entendants.

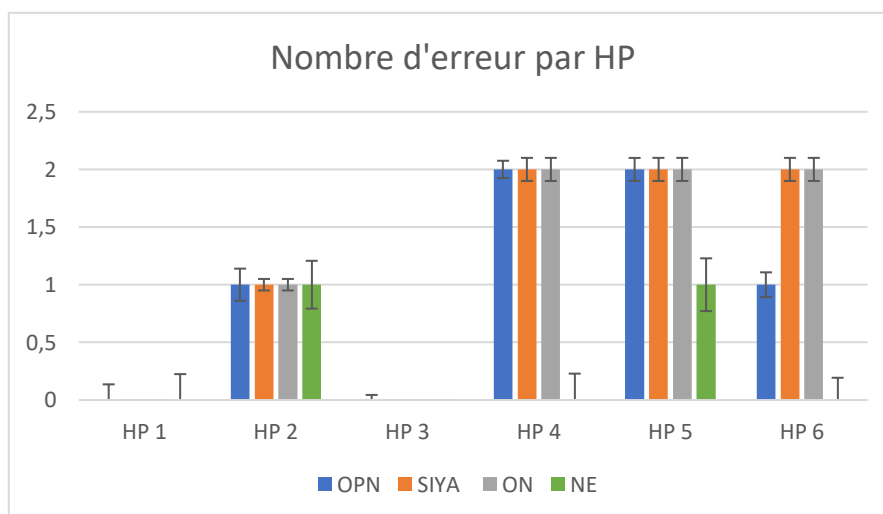


Figure 15: Nombre d'erreur le plus fréquent par HP. Chaque HP étant testé 2 fois, les personnes testées pouvaient faire 0, 1 ou 2 erreurs par HP. Le HP1 est placé à 1m du patient, le HP6 à 6m du patient, au fond de la salle. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM).

Pour finir, concernant la perception de mouvement lors des écoutes des « allers/retours » (le son se déplaçait dans les HP ou l'intensité diminuait puis augmentait depuis le HP3 ; voir annexe D pour visualiser le set Live des « allers-retours »), il apparaît que 72,7% des normo-entendants testés perçoivent correctement les variations des « allers/retours » écoutés, contre 41,9% des patients de notre cohorte (l'A/R N°1 correspondait au déplacement d'une source sonore, l'A/R N°2 coïncidait aux variations d'intensité d'une source fixe).

### **Phase 2 : Influence de la distance du bruit de fond sur l'intelligibilité**

Dans la phase 2 des tests, nous avons mesuré l'intelligibilité des patients selon la distance (et l'intensité) du bruit de fond, pour chaque classe d'appareil.

#### 1) Comparaison OPN / SIYA pour chaque émission du bruit de fond

Nous voulions savoir si l'intelligibilité des patients variait selon l'équipement porté, pour une distance d'émission du bruit de fond équivalente.

	RSB -5		RSB -3	RSB 0	
	2M	EQ 2M	4M	EQ 6M	6M
<b>Distance d'émission du bruit</b>	2 mètres	4 mètres			6 mètres
<b>Normalité des distributions</b>	Loi Normale		Ne suivent pas de loi normale		
<b>Test réalisé</b>	Test t de Student pour séries appariées (test bilatéral)		Test de Wilcoxon pour données appariées (test bilatéral)		
<b>Degré de liberté</b>	ddl = 30				
<b>Valeur t</b>	4,31	6,45			
<b>Moyenne des différences</b>	0,16	0,19			
<b>IC 95%</b>	[0,085 ; 0,24]	[0,13 ; 0,25]			
<b>Valeur p</b>	0,00016	4,05.10E-7	0,00045	0,00053	0,022
<b>Significativité</b>	Oui ***	Oui ***	Oui ***	Oui ***	Oui *

Figure 16 : Tableau des comparaisons OPN / SIYA selon la distance d'émission du bruit de fond.  
\* correspond à un  $p < 0,005$  ; \*\*\* pour un  $p < 0,001$ .

Les échantillons sont appariés, et la normalité des distributions a été testée avec le test de normalité de Shapiro-Wilk.

On observe des différences significatives entre les appareils de classe 1 (SIYA) et de classe 2 (OPN), quel que soit le niveau d'émission du bruit de fond. Les patients testés lors de cette étude obtiennent une meilleure intelligibilité avec les appareils auditifs haut de gamme.

## 2) Comparaison de chaque classe d'appareil, pour une intensité fixe et des distances variables

Nous avons ensuite voulu savoir si l'intelligibilité des patients variait pour un RSB équivalent, avec un bruit diffusé à des distances différentes, pour un même équipement. *(La comparaison des conditions « 2M, 4M et 6M » - variations des distances et de l'intensité - n'a pas été analysée ; elle ne présentait que peu d'intérêt concernant l'influence de la distance d'émission sur l'intelligibilité).*

Seule une des comparaisons est significative (\*,  $p < 0,05$ ), elle concerne l'appareillage de classe 2, pour un RSB 0, émis à 6 et 4m (« 6M » et « EQ 6M »).

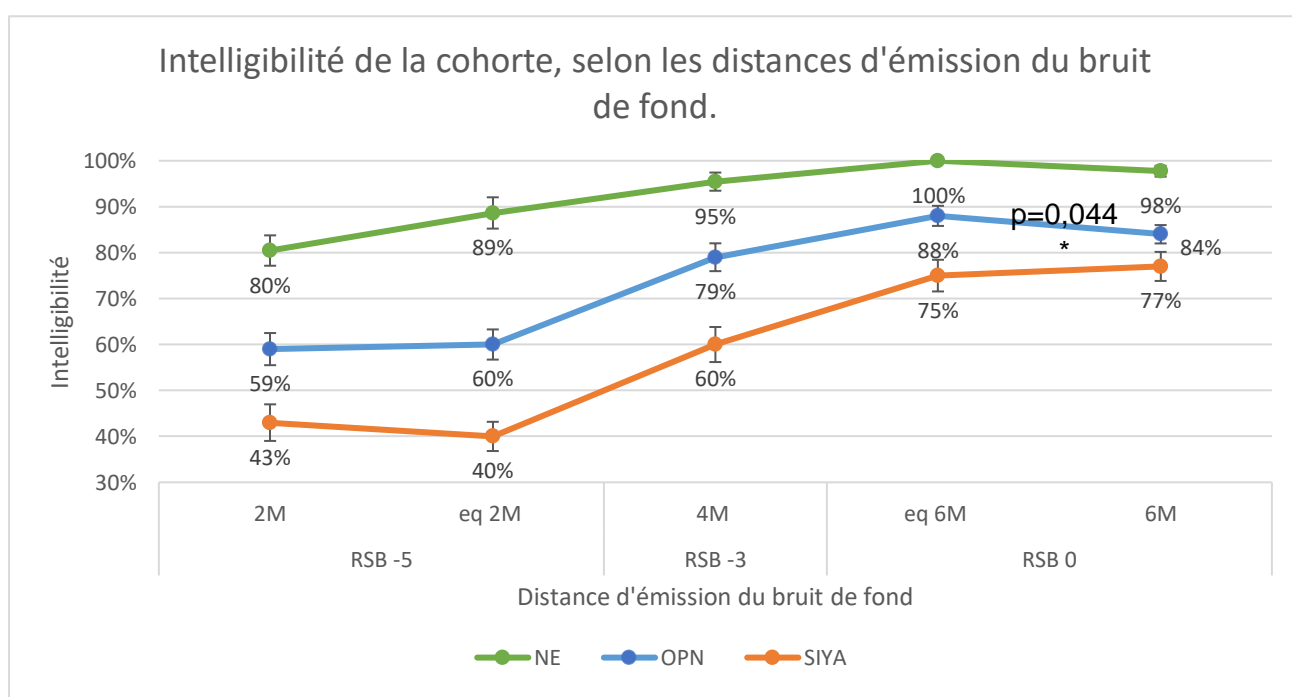


Figure 17 : Présentation de l'intelligibilité moyenne de la cohorte, selon l'équipement porté. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM).

Les conditions « 6M » et « EQ 6M » sont statistiquement significatives, avec l'appareillage OPN.

L'ensemble de ces calculs a été détaillé dans 2 tableaux (voir annexe F), le premier tableau détaillant les calculs des comparaisons pour l'OPN, le second ceux du SIYA.

On peut visualiser les deltas d'intelligibilité entre l'OPN et le SIYA pour chaque condition d'émission du bruit de fond.

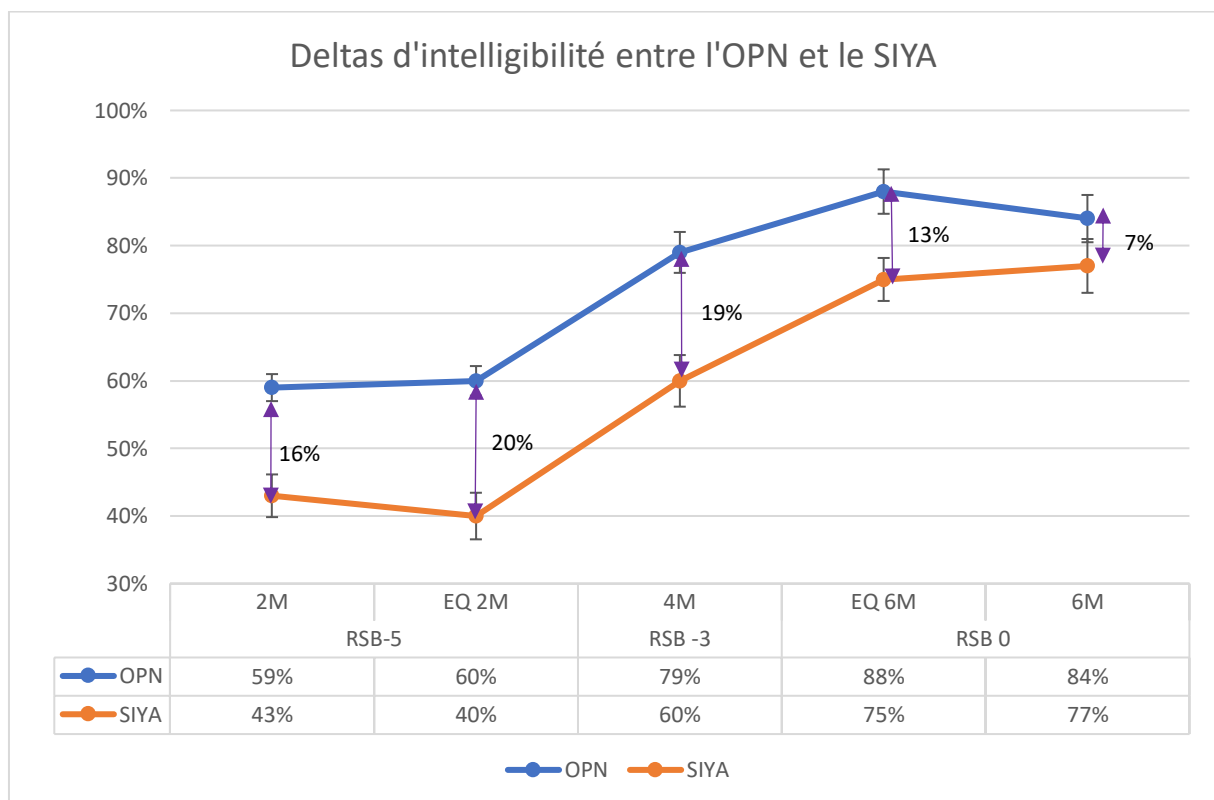


Figure 18 : Delta d'intelligibilité entre les appareils, selon les différents RSB. Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM).

Outre le fait de constater précédemment que les patients obtiennent un meilleur score d'intelligibilité avec l'appareil de classe 2, on peut se pencher ici sur les écarts inter-appareils. Dans la figure 18, on peut remarquer que le delta d'intelligibilité augmente lorsque le RSB devient négatif.

Pour finir, on peut visualiser les écarts d'intelligibilité par appareil, selon le RSB.

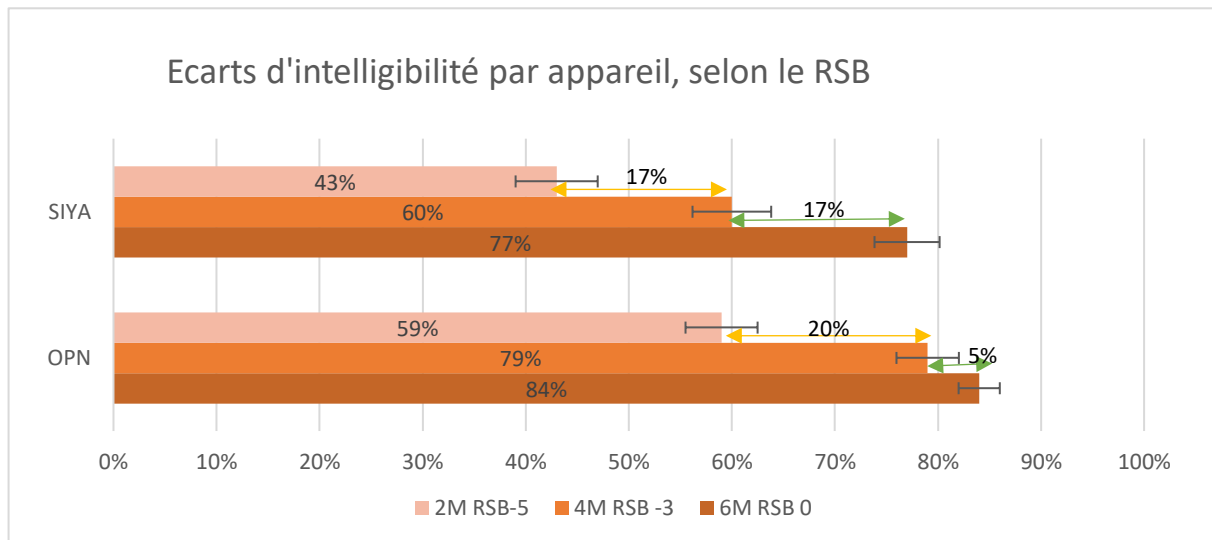


Figure 19 : Présentation des écarts d'intelligibilité par appareil, en fonction du RSB. Les barres d'erreurs représentent l'erreur standard de la moyenne (SEM).

On remarque sur cette figure que les variations d'un RSB à l'autre sont constantes pour les tests réalisés avec le SIYA, alors que l'OPN présente des variations non linéaires à l'épreuve des RSB négatifs ; les scores d'intelligibilité se dégradent moins vite.

La totalité des écarts d'intelligibilité de cette phase de test pour les patients peut être visualisée dans l'annexe G.

## DISCUSSION

Le but de ce mémoire était d'étudier la notion de profondeur sonore, par comparaison avec deux gammes différentes d'appareils ainsi qu'avec une référence de normo-entendants, afin de répondre à deux questions : comment les patients perçoivent-ils la distance d'une source sonore ? Comment la distance du bruit de fond influe-t-elle sur leur intelligibilité ?

### **Retour sur la phase 1 : Perception Auditive de Distance**

Comme nous interrogeons les patients sur leurs sensations, il fallait traiter leurs réponses subjectives, et parfois les décrypter et les interpréter. Les sons les plus proches étaient parfois décrits comme plus secs, plus nets, plus aigus, alors que les sons plus lointains étaient ressentis comme étant plus diffus, plus graves. On sait en effet que les fréquences du spectre audible ne s'atténuent pas de la même manière lors de leur propagation [7].

Nous avons donc choisi de traiter les réponses subjectives des patients en deux catégories, nous permettant de répondre à nos problématiques : les patients perçoivent-ils la distance des sons (« Différence Perçue ») ? Correctement (« Réponses Justes ») ? De la même manière que les normo-entendants ?

La comparaison inter-patients ne met en évidence aucune différence significative concernant leur perception auditive de distance sonore, quel que soit l'équipement porté.

Seule différence observée, les patients ont fait moins d'erreur sur le HP6 avec les appareils OPN (voir figure 15).

En revanche, lorsque nous avons confronté les résultats des patients avec ceux des normo-entendants, des différences significatives apparaissent pour la condition « Réponses Justes » strictement, et non pour la catégorie « Différence Perçue » (quel que soit l'équipement porté par les patients).

Comme la différence entre ces deux catégories dépendait de l'exactitude des réponses, on peut penser que les patients perçoivent les nuances (ressentent une différence de distance à l'écoute des deux stimuli successifs), mais n'arrivent pas forcément à la qualifier correctement, ce qui explique un nombre d'erreur par HP beaucoup plus important chez les patients que chez les NE (cf. figure 15).

Ces différences d'erreurs par HP peuvent s'expliquer d'une part, par la distance séparant les haut-parleurs : les HP 2 et 4 ne sont séparés du HP3 que d'un mètre ; d'autre part, les stimulations provenant des HP 4, 5 et 6 sont davantage soumises à la réverbération, ce qui peut perturber la perception des patients, induisant ainsi plus d'erreurs.

En définitive, lors de la phase 1 des tests, les patients (testés avec et sans appareils) ont obtenu des résultats significativement différents de ceux des normo-entendants, sans pour autant voir émerger de différences significatives inter-patients, selon les équipements portés. Les patients semblent percevoir les nuances à l'écoute de 2 sons, mais sans pouvoir forcément qualifier de manière exacte leur distance.

On peut donc se demander si la perte auditive neurosensorielle (presbyacousie) des patients, bien que corrigée acoustiquement, ne serait pas une possible explication aux différences constatées entre les NE et les patients. On peut supposer qu'une composante neurologique influe sur notre perception des distances sonores.

### **Retour sur la phase 2 : Influence de la distance du bruit de fond sur l'intelligibilité**

Les tests étant réalisés dans une pièce fermée, aux caractéristiques acoustiques définies, on peut imaginer qu'elles peuvent influencer les résultats. D'autre part, cet environnement pouvait être représentatif de conditions vécues par les patients : une pièce fermée, avec un bruit de cocktail party, dans une épreuve de compréhension.

Nous voulions ici connaître l'impact de la distance d'émission du bruit de fond sur l'intelligibilité des patients.

Pour chaque classe d'appareil, nous avons comparé les résultats des patients selon une intensité équivalente et une variation de la distance (conditions « 2M et EQ2M », et « 6M et EQ6M »). Le niveau du bruit de fond perçu à l'oreille du patient était le même, mais la distance d'émission variait. Nous avons supposé que la distance d'émission du bruit de fond aurait un impact plus significatif sur l'intelligibilité des patients ; cependant, seule une différence significative a été mise en évidence, pour la condition « 6M et EQ6M » avec l'OPN.



D'autre part, nous avons comparé l'intelligibilité des patients en milieu bruyant selon la gamme d'appareils auditifs portée.

Sans surprise, les comparaisons entre l'OPN et le SIYA ont montré des résultats significativement différents, mais il était intéressant de comparer les écarts d'intelligibilité entre ces deux classes d'appareils. Par exemple sur la figure 19, l'OPN semble mieux résister aux RSB négatifs, et ainsi offrir une meilleure intelligibilité pour le patient.

## **Limites de l'étude**

Les tests de la phase 1 n'ont été réalisés qu'une seule fois par patient, avec un bruit blanc. Une répétition de ces tests, étalée sur plusieurs rendez-vous (sous forme d'un entraînement auditif par exemple) induirait peut-être une amélioration de leur perception de la distance des sources sonores, puisque (comme vu plus haut), la familiarité du système auditif avec une source sonore permet une meilleure estimation de la distance.

Par ailleurs, il aurait été intéressant de voir si les résultats des patients changeaient s'ils avaient réalisé les mêmes tests en étant face aux haut-parleurs.

D'autre part, la totalité des tests fut réalisée en un seul rendez-vous, permettant ainsi une sollicitation moindre des patients et une organisation plus simple à gérer, mais cela a peut-être engendré de la fatigue chez certains patients lors des tests.

Enfin, il existe un écart d'âge entre la cohorte de patients et la référence de normo-entendants, ce qui a pu induire un biais dans les comparaisons. Concernant la phase 1 des tests, il aurait été intéressant de comparer les résultats des patients en créant des sous-groupes dans la cohorte, en fonction de leur tranche d'âge par exemple (pour voir si l'âge des structures auditives a un impact sur la perception), ou selon des critères acoustiques (pratique d'un instrument, du chant, etc...).

## CONCLUSION

Au travers de cette étude, nous avons pu constater que la perception des distances est un phénomène assez complexe, propre à chacun, du fait de ses expériences et de sa sensibilité auditive.

Parmi les expériences menées, nous avons remarqué des différences de performances entre les appareils pour les tests d'intelligibilité dans le bruit ; l'appareil de classe 2 semble permettre une plus grande résistivité au bruit et à la réverbération que celui de classe 1.

Cependant, aucune différence entre les appareils n'a été mise en avant sur la perception des distances.

Des différences significatives ont toutefois été mises en évidence lors des comparaisons entre patients et normo-entendants.

On sait que la perte auditive cochléaire a un effet sur la discrimination fréquentielle des sons, sur l'analyse des scènes auditives ; on pourrait donc supposer qu'une perte auditive (neuro)sensorielle, en induisant des distorsions fréquentielles et d'intensité, a un impact sur la perception des distances.

Pour percevoir finement la distance des sons, la familiarité, l'expérience et l'entraînement semblent jouer un rôle important. Il serait intéressant d'imaginer un protocole d'entraînement auditif concernant la perception auditives des distances, pour voir si une rééducation du système auditif serait possible, et si les résultats des patients s'amélioreraient. Utiliser un autre signal de test, mieux connu par les patients, pourrait permettre d'évaluer l'influence de la familiarité d'une source sonore sur l'appréciation des distances.

Le Maître de Mémoire,  
Mr Maxime BONNEUIL

VU et PERMIS D'IMPRIMER  
LYON, le 16 octobre 2020

Signature :

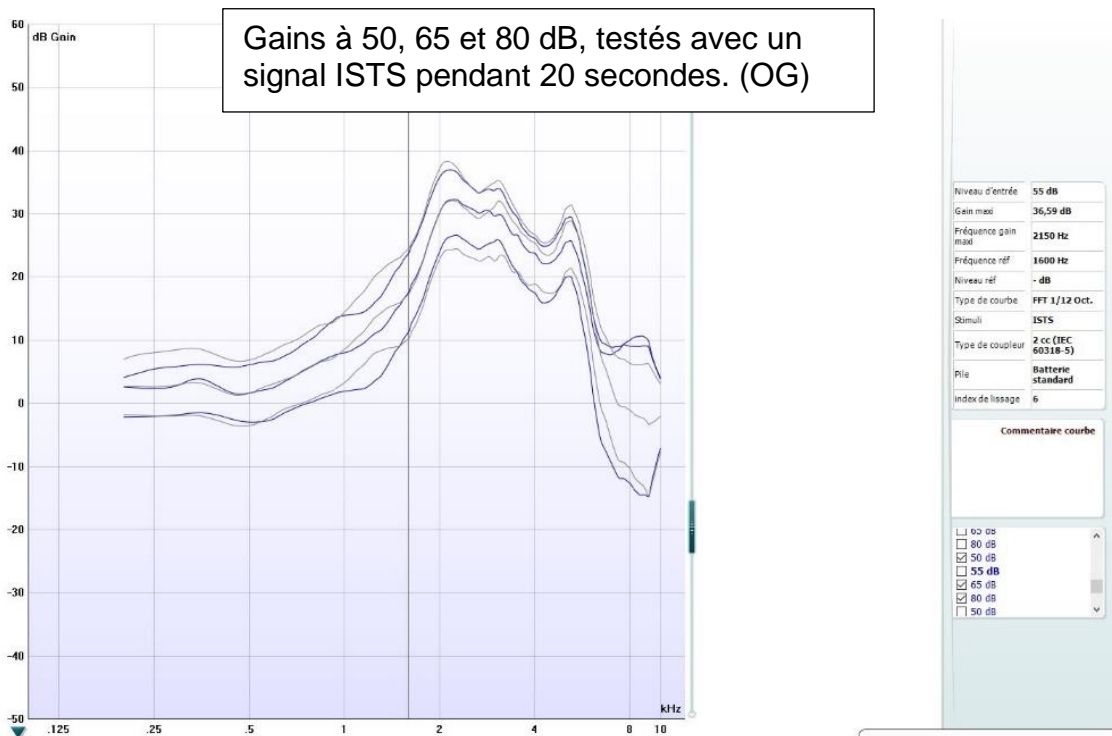
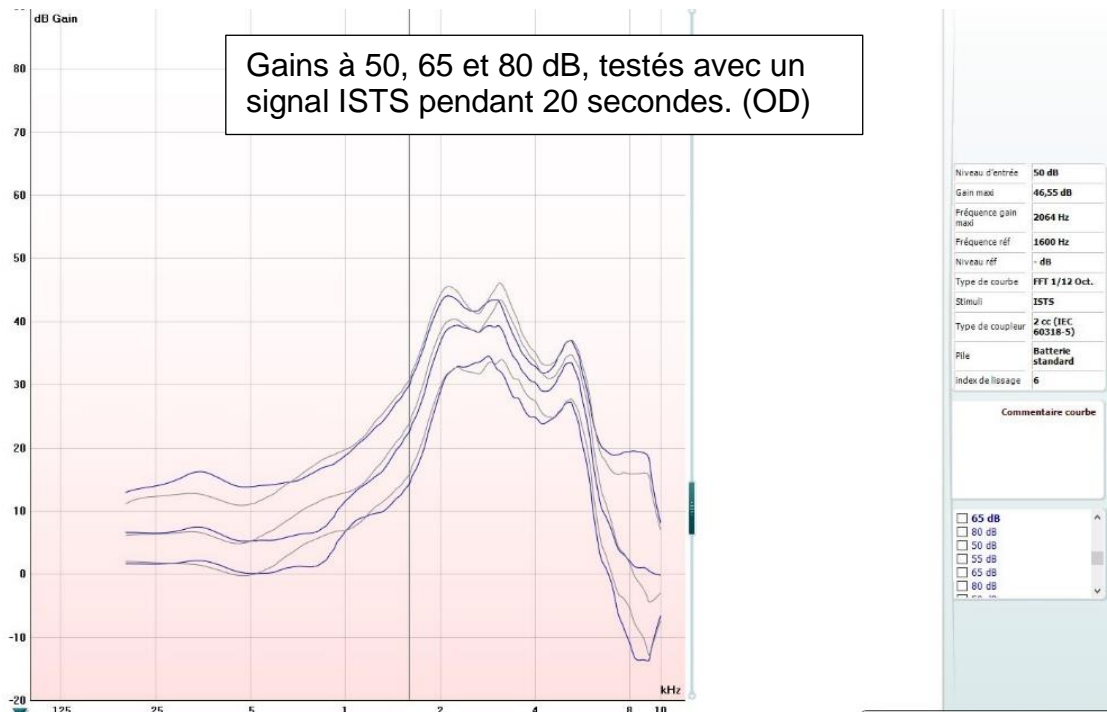
Le Directeur de l'Enseignement  
Stéphane GALLEGO

Signature :

# ANNEXES

Annexe A : Exemple des réglages d'un patient, injectés dans les appareils haut de gamme (OPN) et entrée de gamme (SIYA), vérifiés en chaîne de mesure, avec les traitements de signaux désactivés.

En gris, les courbes obtenues avec l'OPN 1.  
En bleu, celles obtenues avec le SIYA 1.



Annexe B : Décret du 10 juin 1985 fixant les normes d'une cabine d'audioprothèse  
(parution au Journal Officiel de la République Française le 12 juin 1985).

**MINISTÈRE DES AFFAIRES SOCIALES ET DE LA SOLIDARITÉ NATIONALE**

**Décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste**

Le Premier ministre,

Sur le rapport du ministre de la défense, du ministre de l'éducation nationale, du ministre des affaires sociales et de la solidarité nationale, porte-parole du Gouvernement,

Vu le code de la santé publique, et notamment les articles L. 510-4 ;

Vu le décret n° 70-428 du 14 mai 1970 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité professionnelle d'audioprothésiste,

Décète :

Art. 1<sup>er</sup>. - Le local réservé à l'activité professionnelle d'audioprothésiste comprend :

1. Soit un cabinet et une cabine insonorisée, soit une salle de mesures audioprothétiques d'un volume utile minimum de quinze mètres cubes. Dans les deux cas, le niveau de bruit dans les conditions normales d'utilisation ne doit pas excéder quarante décibels A exprimé en niveau constant équivalent sur une durée de mesure d'une heure ; ce temps de réverbération ne doit pas, pendant les mesures audioprothétiques, y être supérieur à 0,5 seconde à la fréquence de 500 hertz.

2. Une salle d'attente distincte de la salle de mesures audioprothétiques.

3. Un laboratoire isolé de la salle de mesures audioprothétiques lorsqu'il y a fabrication d'embouts ou de coques.

Art. 2. - L'audioprothésiste doit disposer dans le local défini à l'article 1<sup>er</sup> des matériels suivants :

1. Matériel de mesures audioprothétiques :

- un audiomètre tonal et vocal classe A normalisé ou un ensemble audiométrique équivalent comportant des sorties sur écouteurs, vibreur, haut-parleur. Un système de localisation sonore est composé d'au moins trois haut-parleurs distants d'un mètre au moins par rapport au sujet testé ;

- un dispositif permettant l'équilibrage des prothèses stéréophoniques ;

- une boucle magnétique ;

- un dispositif permettant d'effectuer des tests d'audition dans le bruit ;

- un dispositif de conditionnement audiométrique adaptable aux aptitudes psychomotrices du sujet testé, comprenant notamment en cas d'appareillage du jeune enfant un matériel d'audiologie infantile ;

- un dispositif permettant de tester l'efficacité des prothèses auditives vis-à-vis de différents moyens de communication ;

- une chaîne de mesure électro-acoustique permettant de contrôler les caractéristiques des amplificateurs correcteurs de l'audition courbe de réponse, gain ou formule acoustique, distorsions, niveau de sortie ;

- un sonomètre de précision normalisé.

2. Matériel et produits nécessaires aux prises d'empreintes du conduit auditif : otoscope éclairant, miroir de Clar pour l'examen du conduit auditif externe, seringues à empreintes, spéculum d'oreille.

3. Matériel d'entretien nécessaire à la maintenance des amplificateurs correcteurs de l'audition et des embouts.

Art. 3. - Le décret du 14 mai 1970 susvisé est abrogé.

Art. 4. - A titre dérogatoire, les audioprothésistes, en exercice à la date de publication du présent décret et ne disposant pas d'un local professionnel répondant aux conditions d'aménagement définies aux articles 1<sup>er</sup> et 2, peuvent continuer à exercer leur activité dans les conditions anciennement définies par le décret du 14 mai 1970, sous réserve de se conformer aux présentes dispositions avant le 1<sup>er</sup> juillet 1986.

Art. 5. - Le ministre de la défense, le ministre de l'éducation nationale, le ministre des affaires sociales et de la solidarité nationale, porte-parole du Gouvernement et le secrétaire d'Etat auprès du ministre des affaires sociales et de la solidarité nationale, porte-parole du Gouvernement, chargé de la santé, sont chargés, chacun en ce qui le concerne, de l'exécution du présent décret, qui sera publié au *Journal officiel* de la République française.

Fait à Paris, le 10 juin 1985.

LAURENT FABIUS

Par le Premier ministre :

*Le ministre des affaires sociales  
et de la solidarité nationale,  
porte-parole du Gouvernement,*  
GEORGINA DUFOIX

*Le ministre de la défense,*  
CHARLES HERNU

*Le ministre de l'éducation nationale,*  
JEAN-PIERRE CHEVÈNEMENT

*Le secrétaire d'Etat auprès du ministre  
des affaires sociales et de la solidarité nationale,  
porte-parole du Gouvernement, chargé de la santé,*  
EDMOND HERVÉ

**Décret n° 85-591 du 10 juin 1985 relatif à l'indemnisation des gardes médicales et des astreintes effectuées dans les établissements hospitaliers publics**

Le Premier ministre,

Sur le rapport du ministre de l'économie, des finances et du budget, du ministre de l'intérieur et de la décentralisation et du ministre des affaires sociales et de la solidarité nationale, porte-parole du Gouvernement,

Vu le décret du 17 avril 1943 portant règlement d'administration publique pour l'application de la loi du 21 décembre 1941 relative aux hôpitaux et hospices publics, modifié, et notamment ses articles 225, 226 et 226 bis ;

Vu le décret n° 64-207 du 7 mars 1964 modifié relatif aux conditions de recrutement et au statut des externes et des internes en médecine des centres hospitaliers régionaux faisant partie d'un centre hospitalier et universitaire, et notamment ses articles 32 et 36 ;

Vu le décret n° 73-848 du 22 août 1973 modifié relatif à l'internat en pharmacie, et notamment ses articles 20 et 26 ;

Vu le décret n° 82-634 du 8 juillet 1982 relatif à la prise en compte des rémunérations des praticiens, à la tarification des consultations externes et au contrôle de l'activité médicale hos-

Annexe C : Calcul du Tr de la salle de tests pour F=500Hz.

Salle de tests :		SURFACES (m <sup>2</sup> )		
Hauteur (m)	2,1	S Sol	46,62	
Longueur (m)	11,1	S Plafond	46,62	
Largeur (m)	4,2	S Vitre	7	(H=2m ; L=3,5m)
		S Porte	2	(H=2m ; L=1m)
		S Mur	55,26	
Volume (m <sup>3</sup> )	97,902			
Surface totale des parois (m <sup>2</sup> )	157,5	S totale	157,5	

Formule de Sabine

$$Tr = 0,16V/A_{tot}$$

$$A_{tot} = \sum(\alpha_i * S_i)$$

(la surface totale des murs inclut la surface de la porte et de la vitre, soit  $S_{mur\ tot} = 64,26m^2$  mais la surface des murs en béton crépi est  $55,26m^2$ )

Coefficient d'absorption acoustique ( $\alpha$ ) des matériaux présents dans la pièce

MATERIAU	125Hz	250Hz	<b>500Hz</b>	1000Hz	2000Hz	4000Hz
Carrelage	0,005	0,08	<b>0,02</b>	0,03	0,04	0,04
Béton crépi	0,01	0,03	<b>0,04</b>	0,05	0,08	0,17
Dalle plafond	0,32	0,80	<b>0,90</b>	0,82	0,97	1
Vitre	0,03	0,03	<b>0,03</b>	0,02	0,02	0,02
Bois	0,05	0,04	<b>0,03</b>	0,03	0,03	0,03

Calcul de l'absorption A (en m<sup>2</sup>) selon les matériaux :

Vitre	$A_v = S_v * \alpha_v$	0,21
Porte	$A_p = 2 * 0,03$	0,06
Murs	$A_m = 55,26 * 0,04$	2,2104
Sol	$A_s = 46,62 * 0,02$	0,9324
Plafond	$A_{pl} = 46,62 * 0,90$	41,958

Absorption totale (m<sup>2</sup>) :  $\sum(\alpha_i * S_i)$

$$\text{Soit } A_{tot} = A_v + A_p + A_m + A_s + A_{pl} = 45,3708 \text{ m}^2$$

Calcul du Tr à 500Hz :

$$Tr\ salle = 0,16V/A_{tot}$$

$$Tr\ salle = 0,16 * 97,902 / 45,3708$$

$$Tr\ salle = \mathbf{0,34525113 \text{ secondes}}$$

$$(ou\ Tr\ salle = 0,16V/S * \alpha_{moy})$$

$$avec\ \alpha_{moy} = \sum(\alpha_i * S_i) / \sum S_i \text{ soit } \alpha_{moy} = A_{tot} / S_{tot}$$

$$\alpha_{moy} = 45,3708 / 157,5$$

$$\alpha_{moy} = 0,28806857$$

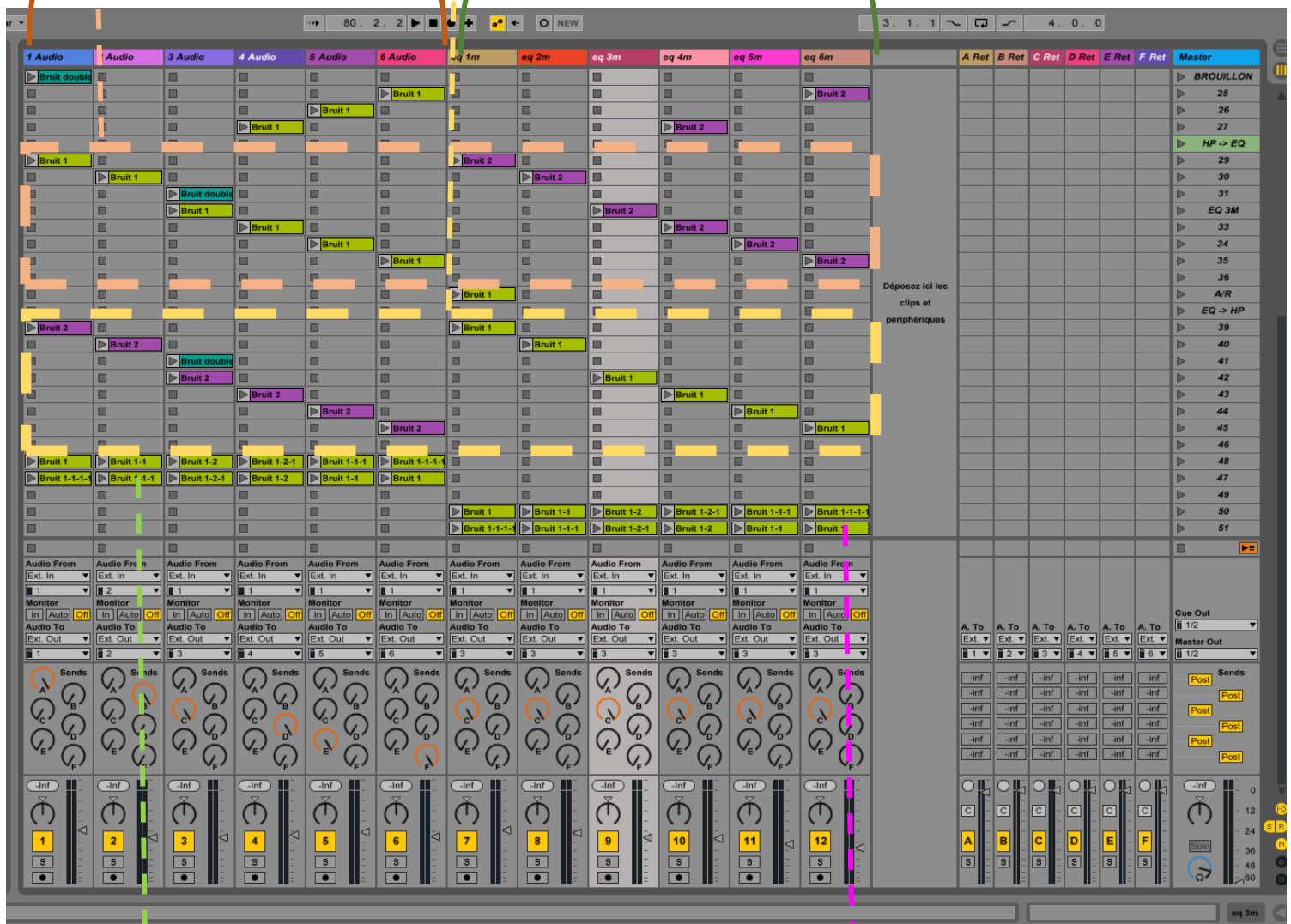
Annexe D : Présentation du set LIVE de passation des tests.

« Bruit 1 » : 1<sup>er</sup> son, écouté pendant 3 secondes par le patient

« Bruit 2 » : 2<sup>ème</sup> son, écouté pendant 3 secondes par le patient, précédé par un silence de 3 secondes.

HP 1 à HP 6

HP3 avec les I équivalentes aux HP1,2,4,5 et 6



« Aller/Retour N°1 » : écoute d'un stimulus sonore qui se déplace dans tous les HP, du 1 au 6, puis du 6 au 1.

« Aller/Retour N°2 » : écoute d'un stimulus sonore qui reste fixe dans le HP3, mais dont l'intensité varie, pour reproduire celle des autres HP



Annexe E : Feuilles de réponses utilisées pour le recueil des réponses.

PHASE 1 :

Stim1-Stim2	1M	2M	3M	4M	5M	6M	
Dist - HP3							OPN
HP3 - Dist							
Dist - HP3							SANS
HP3 - Dist							
Dist - HP3							SIYA
HP3 - Dist							

PHASE 2 : LISTES UTILISEES

Voix		Voix		Voix		Voix		Voix	
M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
6M		EQ 6M		4M		EQ 2M		2M	
								CD 2 piste	
4 6 16 26		3 5 15 25		2 4 14 24		5 7 17 27		6 8 18 28	
volcan		repas		genou		cheval		velours	
refrain		milieu		lundi		parfum		jeudi	
tailleur		sapin		sommeil		sabot		chausson	
tissu		sourcil		cerceau		concert		costume	
signal		museau		buffet		poussin		dessin	
soldat		talon		ballon		muguet		balai	
départ		cadeau		patron		noyau		carré	
boucher		réveil		mendiant		dîner		fagot	
berger		bouquet		voisin		métal		lampion	
moineau		grenier		rôti		désert		traîneau	
/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10	

Groupe A

Voix		Voix		Voix		Voix		Voix	
M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
6M		EQ 6M		4M		EQ 2M		2M	
								CD 2 piste	
8 10 20 30		7 9 19 29		1 3 13 23		9 11 21 31		10 12 22 32	
repos		maillot		devant		renard		neveu	
cheveu		docteur		facteur		meunier		moteur	
tunnel		palais		bassin		salon		salut	
serpent		dessert		citron		pinceau		français	
sifflet		buvard		dossier		sommier		ruisseau	
cadran		chagrin		jumeau		ruban		début	
bourgeon		journal		caillou		hangar		printemps	
métier		filet		galop		visage		lilas	
canard		maçon		prénom		couteau		canon	
moulin		secours		poulain		billet		bijou	
/ 10		/ 10		/ 10		/ 10		/ 10	

Groupe B

Annexe F : Descriptif des tests statistiques réalisés pour la phase 2.

a. Classe 1 : OPN

Comparaison des intensités équivalentes (I fixe, D varie), OPN

Echantillons appariés.

	RSB -5		RSB 0	
	2M	EQ 2M	6M	EQ 6M
Distance d'émission du bruit	2 mètres	4 mètres	6 mètres	4 mètres
Correspondance Rangée	R1	R2	R3	R2
Moyenne intelligibilité patients	59%	60%	84%	88%
Ecart-type	0,195	0,183	0,111	0,122
Normalité des distributions	Oui		Non	
Test réalisé	Test t de Student pour séries appariées (test bilatéral)		Test de Wilcoxon pour données appariées (test bilatéral)	
Degré de liberté	ddl = 30			
Valeur t	-0,45			
Moyenne des différences	0,011			
IC 95%	[-0,040 ; 0,063]			
Valeur p	0,66		0,044	
Significativité	Non		Oui *	

b. Classe 2 : SIYA

Comparaison des intensités équivalentes (I fixe, D varie), SIYA

Echantillons appariés.

	RSB -5		RSB 0	
	2M	EQ 2M	6M	EQ 6M
Distance d'émission du bruit	2 mètres	4 mètres	6 mètres	4 mètres
Correspondance Rangée	R1	R2	R3	R2
Moyenne intelligibilité patients	43%	40%	77%	75%
Ecart-type	0,222	0,177	0,176	0,192
Normalité des distributions	Oui		Non	
Test réalisé	Test t de Student pour séries appariées (test bilatéral)		Test de Wilcoxon pour données appariées (test bilatéral)	
Degré de liberté	ddl = 30			
Valeur t	-0,599			
Moyenne des différences	-2,097			
IC 95%	[-9,24 ; 5,05]			
Valeur p	0,55		0,199	
Significativité	Non		Non	

Annexe G : Synthèse des deltas d'intelligibilité, obtenus d'après l'intelligibilité moyenne des patients testés.

**DELTA D'INTELLIGIBILITE OBTENUS D'APRES L'INTELLIGIBILITE MOYENNE DES PATIENTS TESTES**

		OPN					SIYA				
		RSB 0		RSB - 3	RSB - 5		RSB 0		RSB - 3	RSB - 5	
		6M	EQ 6M	4M	EQ 2M	2M	6M	EQ 6M	4M	EQ 2M	2M
OPN	6M		4%	5%	24%	25%	7%				
	EQ 6M			9%	28%	29%		13%			
	4M				19%	20%			19%		
	EQ 2M									20%	
	2M										16%
SIYA	6M							2%	17%	37%	34%
	EQ 6M								15%	35%	32%
	4M									20%	17%
	EQ 2M										3%
	2M										
DISTANCE EMISSION		D = 6m	Distance fixe : D = 4 mètres			D = 2m	D = 6m	Distance fixe : D = 4 mètres			D = 2m

Légende :

6M	EQ 6M	4M	EQ 2M	2M
----	-------	----	-------	----

**En orange :**

I équivalente, D varie

**En vert :**

Distance D fixe, Intensité I varie.

**En jaune :**

I équivalente, D varie

**En violet :** delta d'intelligibilité en modifiant le RSB et la distance, donc en passant de la rangée 1 (2M), à la rangée 2 (4M), puis à la rangée 3 (6M).

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] ARGENTIERI Sylvain, P. DANES, P. SOUERES (dir.), *Conception d'un capteur sonore pour la localisation de source en robotique mobile*. 150 pages. Thèse de doctorat, spécialité systèmes automatiques, Toulouse : Université Paul Sabatier, Toulouse III, 2006.
- [2] BEKESY GV. Über die Entstehung der Entfernungsempfindung beim Hören. [The origin of the perception of distance in hearing.]. *Akustische Zeitschrift*. 1938;3:21-31.
- [3] BERTHOMIEU G. Influence de la position d'une source sur le niveau sonore perçu. 191p. *Acoustique*. Université de Bretagne Occidentale, 2019.
- [4] BEZNOSIUK A., « De la prise de son à la diffusion : mystères et mécanique de la perspective sonore. » *Entrelacs* [En ligne]. N°13 | 2017. Disponible sur <<https://journals.openedition.org/entrelacs/2115>>. Consulté le 14.10.19
- [5] BRONKHORST AW, HOUTGAST T. Auditory distance perception in rooms. *Nature*. 1 févr 1999;397(6719):517-20. [PUBMED]
- [6] BRUNGART DS. Auditory localization of nearby sources. III. Stimulus effects. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 23 nov 1999;106(6):3589-602.
- [7] CANEVET Georges, La localisation auditive des sons dans l'espace, [PDF en ligne]. Barone 1995. Disponible sur : < [https://www.lesonbinaural.fr/EDIT/DOCS/canevet\\_localisation.PDF](https://www.lesonbinaural.fr/EDIT/DOCS/canevet_localisation.PDF)>
- [8] CHATAURET Jean. La perspective sonore. In L'homme a-t-il encore une perspective ? Philippe MESNARD, *Revue Communications*, N°85, 2009. P. 139- 154  
Disponible également sur : < <https://doi.org/10.3406/comm.2009.2527> >
- [9] Collège National d'Audioprothèse, Précis d'audioprothèse, Production phonétique acoustique et perception de la parole. Editions MASSON, 2008. 411 p.
- [10] DODO Amadou, Pr. M. EYSSETTE (dir.), Progression de la sensation d'intensité sonore. Variations individuelles et applications prothétiques. 79 pages. Mémoire présenté pour l'obtention du DEUST d'Explorations Sensorielles, Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, 1998.
- [11] FAVREAU Sophia, *Psychoacoustique : étude comparative des seuils différentiels d'intensité et de hauteur en fonction du niveau de perte auditive*. 88 pages. Mémoire d'Audioprothèse, Nancy, Université de Lorraine, 2015.
- [12] FERBER Olivier, *Audioprothèse et son 3D : étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive*. 176 pages. Mémoire d'audioprothèse, Nancy, Université de Lorraine, 2015.

- [13] FÜLLGRABE Christian. Au-delà de l'audiométrie tonale : contributions auditives supraliminaire et cognitives aux difficultés de traitement de la parole chez les personnes âgées. Les Cahiers de l'Audition, 2017, Vol 30, N°6. P. 27-30.
- [14] FUX Thibaut, (FENG G., dir.). Vers un système indiquant la distance d'un locuteur par transformation de sa voix. 282 pages. Thèse, Acoustique. Université de Grenoble, 2012.
- [15] GATEHOUSE Stuart, NOBLE William. The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). International Journal of Audiology, 2004, Vol.43, n°2, P. 85-99.  
Disponible sur : <<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/14992020400050014>> (consulté le 09.10.19)
- [16] GAVEAU V, COUDERT A, SALEMME R, KOUN E, DESOCHE C, TRUY E, et al. SPHERE: A novel approach to 3D and active sound localization [Internet]. Neuroscience; 2020 mars [cité 16 avr 2020]. Disponible sur: <http://biorxiv.org/lookup/doi/10.1101/2020.03.19.998906>
- [17] GOUJON Florian, Audiométrie vocale : étude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de référence. 91 pages. Mémoire d'audioprothèse, Nancy : Université Henri Poincaré, Nancy I, 2012.
- [18] GUITTARD Robin, Dr X. PERROT (dir.), Localisation latéralisée avec aides auditives. 52 pages. Mémoire d'audioprothèse, Lyon : Université Claude Bernard Lyon 1, 2018.
- [19] IBRAHIM Iman, PARSA Vijay, MACPHERSON Ewan, CHEESMAN Margaret. Evaluation of speech intelligibility and sound localization abilities with hearing aids using binaural wireless technology. Audiology Research, 2013.  
Disponible sur : < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4627128/> > [PUBMED]
- [20] KOLARIK A, CIRSTEAS S, PARDHAN S. Discrimination of virtual auditory distance using level and direct-to-reverberant ratio cues. The Journal of the Acoustical Society of America. 1 nov 2013;134(5):3395-8. [PUBMED]
- [21] KOLARIK AJ, PARDHAN S, CIRSTEAS S, MOORE BCJ. Auditory spatial representations of the world are compressed in blind humans. Exp Brain Res. févr 2017;235(2):597-606. [ResearchGate]
- [22] KOLARIK AJ, MOORE BCJ, ZAHORIK P, CIRSTEAS S, PARDHAN S. Auditory distance perception in humans: a review of cues, development, neuronal bases, and effects of sensory loss. Atten Percept Psychophys. févr 2016;78(2):373-95. [PUBMED]
- [23] KOUMURA Takuya, FURUKAWA Shigeto. Context-dependent effect of reverberation on material perception from impact sound. Scientific Reports, 2017. Disponible sur : <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5705663/>> [PUBMED]
- [24] KUWADA Shigeyuki, BISHOP Brian, KIM Duck O. Azimuth and envelope coding in the inferior colliculus of the unanesthetized rabbit : effect of reverberation and distance. Journal of Neurophysiology, 2014.  
Disponible sur : <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4137246/>> [PUBMED]

- [25] LORENZI Antoine, GENTIL Anthony, Localisation, Cochlea [en ligne]. 2019.  
Disponible sur <<http://www.cochlea.eu/son/psychoacoustique/localisation>>
- [26] MCDERMOTT Josh H., TRAER James. *Statistics of natural reverberation enable perceptual separation of sound and space*. PNAS, 2016.  
Disponible sur <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5137703/>> [PUBMED]
- [27] NABELEK Anna K., ROBINETTE Larry. *Reverberation as a parameter in clinical testing*. Taylor & Francis online, 2010 [en ligne].  
Disponible sur : <<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00206097809086955>>  
(Consulté le 03.10.19)
- [28] OTICON, Oticon Opn S Preuves cliniques, Livre Blanc 2019, J. J. JENSEN, P.1-9
- [29] OTICON, Présentation d'OpenSound Optimizer, Livre Blanc 2019, S. L. CALLAWAY, P.1-11
- [30] PEBERNARD Bénédicte, Pr. Y. MATILLON (dir.), *Rééducation auditive et discrimination sonore*. 49 pages. Mémoire d'Audioprothèse, Lyon : Université Claude Bernard Lyon 1, 2006.  
Partie théorique.
- [31] PICOU Erin M., GORDON Julia, RICKETTS Todd A., *The effects of noise and reverberation on listening effort for adults with normal hearing*. Ear Hear, 2016.  
Disponible sur : <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4684471/>> [PUBMED]
- [32] PITTMAN, PEDERSON, RASH. Effects of fast, slow and adaptive amplitude compression on children's and adults' perception of meaningful acoustic information [en ligne]. *Journal of the American Academy of Audiology*, Vol. 25, n°9, 2014. Disponible sur :  
<<https://www.ingentaconnect.com/content/aaa/jaaa/2014/00000025/00000009/art00006?crawler=true&mimetype=application/pdf>> (consulté le : 10.10.19)
- [33] Précis d'audioprothèse, l'appareillage de l'adulte (CNA). *Chapitre VI : le contrôle immédiat d'efficacité prothétique, partie III*, in Le Contrôle d'Efficacité Prothétique, Tome III ; 2006. P. 170-182.
- [34] REINHART Paul N., SOUZA Pamela E. Effects of varying reverberation on music perception for Young-normal Hearing and Old hearing Impaired listeners. Trends in Hearing. 2018.  
Disponible sur <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5768263/>> (Consulté le 17.11.2019) [PUBMED]
- [35] REMBAUD Frédéric, Pr MARX M., *La bimodalité*. Les Cahiers de l'Audition, 2016, Vol. 29, N°2. P 36 -39.
- [36] SERPAGGI Kevin, Pr. L. COLLET (dir.), *Localisation sonore en milieu bruyant ; tests, analyses des résultats expérimentaux*. 52 pages. Mémoire d'Audioprothèse, Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, 2005.
- [37] SOCKALINGAM Ravi, HOLMBERG Marcus, ENEROTH Karin, SHULTE Michael. Binaural hearing aid communication shown to improve sound quality and localization. *The Hearing Journal*, 2009, Vol. 62, N°10, P.46-47.

Disponible sur :

<[https://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2009/10000/Binaural\\_hearing\\_aid\\_communication\\_shown\\_to.10.aspx](https://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2009/10000/Binaural_hearing_aid_communication_shown_to.10.aspx)> (consulté le 11.10.2019)

- [38] SPIOUSAS I, ETCHEMENDY PE, EGUJA MC, CALCAGNO ER, ABREGU E, VERGARA RO. Sound Spectrum Influences Auditory Distance Perception of Sound Sources Located in a Room Environment. *Front Psychol.* 22 juin 2017;8:969. [PUBMED]
- [39] TRUY Thomas, Pr. Y. MATILLON (dir.), *Intérêt de la compression fréquentielle dans la localisation des sources sonores*, 54 pages. Mémoire d'Audioprothèse, Lyon : Université Claude Bernard Lyon 1 ; 2011.  
Partie théorique, I.
- [40] VINCENT P., Niveaux acoustiques et sources sonores [pdf]. Chapitres I et II.  
Disponible sur : < <http://ilm-perso.univ-lyon1.fr/~pvincent/docaudio/cours.pdf>>
- [41] WSZOLEK Tadeusz, KLACZYNSKI Maciej. Accuracy of Assessing the Level of Impulse Sound from Distant Sources. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)*, 2007, Vol. 13, n°4, P. 433-440.  
Disponible sur : <<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10803548.2007.11105101>>
- [42] ZAHORIK P, BRUNGART DS, BRONKHORST AW. Auditory Distance Perception in Humans: A Summary of Past and Present Research. *ACTA ACUSTICA UNITED WITH ACUSTICA.* 2005;91:13. [ResearchGate]