



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



FACULTÉ
DE PHARMACIE



UNIVERSITÉ DE LORRAINE

FACULTÉ DE PHARMACIE

Élaboration d'un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit

Mémoire en vue de l'obtention du

Diplôme d'État d'Audioprothésiste

Maître de mémoire : Christian RENARD

Martin CHAILLET

Année 2023

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Monsieur Christian RENARD, directeur des Laboratoires RENARD, pour m'avoir permis d'effectuer mon stage de dernière année au sein de ses laboratoires et ainsi m'avoir aidé à réaliser mon mémoire de fin d'étude. Je tiens également à le remercier pour son accueil, sa gentillesse, sa bienveillance et ses précieux conseils partagés par son expérience.

Je tiens également à remercier :

- Madame Julie COURTIER, étudiante de troisième année de l'école de Lyon, stagiaire du laboratoire, avec qui j'ai réalisé ce mémoire en étroite collaboration
- Madame Murielle RENARD pour son savoir et ses précieux conseils en vue d'enrichir ma pratique audioprothétique et audiolinguistique du métier
- Monsieur François LECLERCQ, audioprothésiste des Laboratoires RENARD et Monsieur Jérôme ANDRÉ, orthophoniste des Laboratoires RENARD, pour leurs conseils et leur regard extérieur sur notre outil grâce à leur expérience
- Monsieur Joël DUCOURNEAU, directeur de formation, pour son enseignement et son accompagnement sans faille durant ces trois années de préparation au Diplôme d'État d'Audioprothésiste
- Madame Alice LACOUR, Madame Anaëlle MANUELLI et Monsieur Maxime LE NET, tous trois audioprothésistes des Laboratoires RENARD, pour m'avoir permis de réaliser mes tests d'étude sur leurs patients au cours de leurs différents rendez-vous
- Monsieur Éric HANS, audioprothésiste, pour tous ses conseils et sa transmission de savoir durant mon stage de deuxième année et lors de mes deux derniers étés travaillés en sa compagnie
- Toute l'équipe pédagogique et notamment le corps enseignant de l'école d'Audioprothèse de Nancy pour la qualité de l'enseignement proposé, ainsi que pour leur suivi et leur accompagnement tout au long de notre scolarité
- Et enfin, Monsieur Adil FAIZ pour son précieux temps passé à corriger ce mémoire et son aide à son amélioration.

MERCI

Table des matières

Remerciements	2
Préambule	8
Partie théorique	10
1) La parole	10
1.1 Généralités	10
1.2 Production.....	10
1.3 Niveau acoustique.....	11
1.3.1 Caractéristiques temporelles [8, 9]	11
1.3.2 Caractéristiques fréquentielles	13
1.4 Niveau phonétique [9, 12]	13
1.5 Niveau phonologique [9, 14].....	16
1.6 Autres niveaux	16
2 Le bruit	17
2.1 Généralités	17
2.2 Caractéristiques fréquentielles	17
2.3 La psychoacoustique [15]	19
2.3.1 Bandes critiques	19
2.3.2 Effet de masque	20
2.3.3 Facteurs influençant la sonie	20
2.3.4 Discrimination fréquentielle	22
2.3.5 Sélectivité fréquentielle	22
2.3.6 Facteurs influençant la tonie.....	22
2.3.7 Méthode d'obtention du bruit perçu [15, 17]	22
2.4 Exemples de bruits.....	23
2.4.1 Le bruit blanc.....	23
2.4.2 Le bruit rose [4]	23
2.4.3 L'Onde Vocale Globale (OVG)	24
3 Compréhension de la parole	25
3.1 Le système auditif	25
3.1.1 Les voies nerveuses [21].....	25
3.1.1.1 Les voies auditives primaires	25

3.1.1.2 Les voies auditives non-primaires	27
3.1.2 Cognition et plasticité cérébrale du cortex auditif	28
3.2 Dans le bruit	29
3.2.1 Analyse des scènes auditives	29
3.2.1.1 Analyse des flux auditifs	29
3.2.1.2 Processus de ségrégation simultanée	30
3.2.1.3 Processus de ségrégation séquentielle	30
3.2.2 L'écoute binaural [15, 31]	31
3.2.2.1 Différences intéarales de temps (ITD)	32
3.2.2.2 Différences intéarales d'intensités (IID).....	32
3.2.2.3 L'effet pavillonnaire.....	35
3.2.3 Démasquage binaural.....	36
3.2.3.1 Chez le malentendant.....	37
3.2.4 Facteurs influençant l'intelligibilité dans le bruit.....	38
4 L'audiométrie vocale dans le bruit	40
4.1 Principe	40
4.1.1 En champ libre.....	40
4.2 Intérêt	42
4.3 Limites et critères d'influence.....	43
4.4 Le VRB (Vocale Rapide dans le Bruit)	43
4.4.1 Procédure [3, 47].....	44
4.4.1.1 Conditions d'écoute.....	44
4.4.1.2 Signal de parole utilisé.....	44
4.4.1.3 Signal de bruit utilisé	45
4.4.1.4 Passation du test	45
Partie pratique.....	48
1 Postulats et objectifs	48
2 Outils et critères	50
2.1 Outils utilisés.....	50
2.2 Critères de population	50
2.2.1 Critères d'inclusion et de non-inclusion.....	51
2.2.2 Âge de la population	52
2.2.3 Audition de la population.....	52

3 Étude de faisabilité	54
3.1 Outil vocal	54
3.2 Protocole d'étude	54
3.3 Résultats, discussions et pistes d'améliorations de cette première étude	57
4 Étude test : étude du test à RSB constant « finalisé ».....	60
4.1 Modification de l'outil vocal	60
4.2 Protocole d'étude	60
4.2.1 Groupe 2 : groupe contrôle (GC).....	60
4.2.2 Groupe 3 : groupe test (GT)	63
4.3 Analyse du groupe test (GT) par paquets de phrases.....	69
4.3.1 Paquets de 22 phrases	70
4.3.2 Paquets de 11 phrases	71
4.3.3 Paquets de 10 phrases	73
4.3.4 Paquets de 9 phrases	74
4.3.5 Paquets de 8 phrases	76
4.4 Complément d'étude [54].....	77
Discussion	79
Conclusion	82
Annexes	83
Bibliographie	91

Table des figures

Figure 1 : Appareil phonatoire [6]	11
Figure 2 : Décomposition du signal temporel d'une onde sonore [10].....	12
Figure 3 : Triangle vocalique représentant les 10 voyelles françaises en fonction de la fréquence des formants F1 et F2 en hertz [12].....	14
Figure 4 : Spectrogramme en nuance de gris [13]	15
Figure 5 : Spectrogramme en nuance de couleurs [13]	15
Figure 6 : Représentation d'un filtre de fréquence [4].....	18
Figure 7 : Représentation de la juxtaposition des filtres [4]	18
Figure 8 : Représentation de l'analyse en fréquence d'un son (spectre fréquentiel) [16]	18
Figure 9 : Représentation graphique de la notion de bande critique [15].....	19
Figure 10 : Représentation des différents niveaux masquant d'un son d'environ 1200 Hz à différentes intensités [15].....	20
Figure 11 : Courbes isosoniques avec pondérations [15]	21
Figure 12 : Spectre d'un bruit blanc [4]	23
Figure 13 : Spectre d'un bruit rose [4].....	24
Figure 14 : Système auditif partant de la captation d'un son, jusqu'à son intégration et analyse dans le cortex auditif [20].....	25
Figure 15 : Représentation du trajet d'une voix auditive primaire [22].....	26
Figure 16 : Représentation du trajet d'une voix auditive non-primaire [22]	27
Figure 17 : Cheminement de l'information jusqu'à une perception consciente ou inconsciente [22].	28
Figure 18 : Principe de traitement en flux par le système auditif [29].....	29
Figure 19 : Différence Intéaurale de temps [31].....	32
Figure 20 : Évolution de la différence d'intensité en fonction de la position de la source sonore pour 4 fréquences : 200 Hz, 1 kHz, 4 kHz et 6 kHz (d'après Fedderson, Sandel, Teas et Jefress)	33
Figure 21 : Représentation de l'effet d'ombre de la tête en fonction de la fréquence [32]	34
Figure 22 : Représentation du cône de confusion [15]	34
Figure 23 : Comparaison des spectres fréquentiels entre l'oreille gauche et l'oreille droite d'un même individu, la source sonore se déplaçant sur l'axe vertical [34].....	35
Figure 24 : Valeur moyenne du démasquage binaural en fonction de la fréquence du signal (courbe établie à partir des résultats de plusieurs études d'après Durlach et Colburn, 1978) [37]	36
Figure 25 : 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 blanc [38]	37
Figure 26 : Exemple de placement idéal des haut-parleurs lors de la réalisation d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit [18]	41
Figure 27 : Configuration des haut-parleurs et des signaux pour le test du VRB [3]	44
Figure 28 : Évolution du bruit pendant le test du VRB [49]	46
Figure 29 : Test du VRB chez un patient ayant une perte de 4,5 dB RSB (Leclercq, Guide d'utilisation du test VRB (Vocale Rapide dans le Bruit), 2018)	47
Figure 30 : Répartition de l'âge de la population des différents groupes (GE, GC, GT)	52
Figure 31 : Perte tonale moyenne de la population totale (GE et GT) et des deux groupes séparés... ..	52
Figure 32 : Seuils audiométriques oreille droite et oreille gauche du groupe contrôle (GC) (n=11) ...	53
Figure 33 : Gains prothétiques binauraux du groupe 1 (GE) (n=5)	55
Figure 34 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 1 (GE) (n=5).....	56
Figure 35 : Représentation schématique du positionnement des haut-parleurs pour le test à RSB constant.....	56

Figure 36 : Données chiffrées de l'étude de faisabilité répertoriant le SIB50 obtenu au test du VRB, le RSB testé pour notre test avec son score d'intelligibilité résultant sur le nombre de phrases répétées	58
Figure 37 : Moyenne d'intelligibilité par phrase de la série A, par pas de 3 dB de RSB, sur les 4 patients du groupe GE (patient A exclu)	59
Figure 38 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 2 (GC) (n=11).....	61
Figure 39 : Tableau récapitulant les résultats du groupe 2 (GC) au test du VRB et au test à RSB constant (n=11)	62
Figure 40 : Gains prothétiques binauraux du groupe 3 (GT) (n=28)	63
Figure 41 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 3 (GT) (n=28).....	64
Figure 42 : Moyenne d'intelligibilité par phrase de la série A (n=14), et de la série B (n=14)	65
Figure 43 : Tableaux récapitulant les données et résultats du groupe 3 (GT) au test du VRB et au test à RSB constant pour la série A (n=14) et la série B (n=14).....	66
Figure 44 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur âge (n=28)	67
Figure 45 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur perte tonale moyenne de la meilleure oreille (n=28)	68
Figure 46 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur durée d'appareillage (n=28).....	69
Figure 47 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en deux groupes de 22 phrases chacun	70
Figure 48 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 11 phrases chacun	72
Figure 49 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 10 phrases chacun	73
Figure 50 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 9 phrases chacun	75
Figure 51 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 5 groupes de 8 phrases chacun	76

Préambule

Depuis l'arrivée de la réforme du 100% Santé en France, et de la mise en place du nouveau système de remboursement des aides auditives, arrêté du 14 Novembre 2018, le secteur de l'audioprothèse a vu son évolution grimper en flèche. Dès lors, l'appareillage auditif s'est fortement démocratisé du fait que le coût n'était plus un frein.

C'est donc grâce à cette réforme que des milliers de personnes ont pu s'intéresser à l'appareillage auditif et ainsi essayer et être demandeur d'une meilleure écoute pour leur quotidien. En raison de cette forte demande, tous les acteurs du marché (médecins prescripteurs, audioprothésistes, fabricants, sécurité sociale et mutuelles) se sont vu bousculés et ont dû rapidement s'adapter et faire face à cette demande pour satisfaire au mieux les patients. Les plus touchés par la hausse de la demande furent notamment les médecins prescripteurs et les audioprothésistes qui ont vu leurs agendas se remplir avec parfois des rendez-vous pouvant aller jusqu'à 6 mois d'attente pour les médecins prescripteurs et 2 mois pour les audioprothésistes. Les fabricants ont quant à eux dû s'adapter en repensant leurs catégories d'appareils, car ce n'est plus 4 classes d'appareils qu'ils doivent proposer (A, B, C, D) mais bien 2 classes (I et II). Les nouveaux critères de classifications ont également évolué car les appareils appartenant à la classe I doivent être : une aide auditive qui doit comporter au moins trois options de la liste A. Pour les appareils appartenant à la classe II, ils doivent être : une aide auditive qui doit comporter au moins 6 options de la liste A, et au moins une option de la liste B (pour les aides auditives disposant seulement de 8 canaux comme spécifié ci-dessous, l'option B requise est différente du réducteur de bruit impulsionnel. Spécifiquement pour les aides auditives de type intra-auriculaires semi-profond (ou CIC) et pour les aides auditives de type intra-auriculaires invisibles dans le canal (ou IIC), le nombre minimal d'options de la liste A requis pour une prise en charge au titre de la classe II est abaissé à 3 si et seulement si l'aide auditive comporte au moins 3 options de la liste B, ou à 4 options de la liste A si et seulement si l'aide auditive comporte au moins 2 options de la liste B.) (Annexe 1) [1].

Pour accompagner cette réforme, les pouvoirs publics ont également rendu obligatoires un certain nombre de tests audiométriques comme notamment l'audiométrie tonale, l'audiométrie vocale dans le silence et l'audiométrie vocale dans le bruit.

Cette dernière est au cœur de l'actualité dans le monde de l'audioprothèse car elle est encore trop peu utilisée et pas encore inscrite dans une pratique quotidienne par les audioprothésistes contrairement à l'audiométrie tonale et l'audiométrie vocale dans le silence.

Dans les années 1970, Carhart et Tillman avaient d'ailleurs déjà suggérés l'utilisation de tests vocaux dans le bruit pour juger des capacités de compréhension en environnements bruyants car plus proche des conditions et situations rencontrées dans la vie quotidienne [2].

C'est également dans ce sens qu'en 2020 la Société Française d'Audiologie, ainsi que la Société Française d'ORL et de Chirurgie Cervico-Faciale, sortent une étude, coordonnée par Monsieur le Professeur Hung Thaï Van et d'autres professionnels du secteur, qui a pour but d'établir des recommandations sur la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte. Dans ces recommandations sont apparus divers tests, eux même recommandés dans des publications d'autres pays, normalisés et développés ou adaptés en langue Française (Digit triplet, Triplet antiphasique, FIST, Hint, VRB, Framatrix, SUN, FrBIO, AVfB-Dodelé et Lafon-Marie Haps) [3].

En revanche cette pratique pourrait bien être amenée à évoluer du fait de son inscription dans la liste des tests obligatoires à effectuer au cours de l'appareillage et tout au long du suivi audioprothétique. C'est d'ailleurs un point que la réforme souligne bien, car elle met en avant un nouveau critère d'éligibilité à l'appareillage auditif en évoquant que : « une dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit, définie par un écart du rapport signal de parole / niveau de bruit (RSB en dB) de plus de 3 dB par rapport à la norme » du test utilisé est une indication pour l'appareillage [1].

De nos jours, les tests d'audiométrie vocale dans le bruit ont tous le même principe d'affichage des résultats en évaluant le rapport signal sur bruit (RSB) au niveau du seuil d'intelligibilité dans le bruit à 50% (SIB50). Cela renseigne le professionnel sur le niveau de rapport signal sur bruit auquel son patient comprend 50% des phrases, mots ou phonèmes. Cependant, il est par la suite très difficile pour l'audioprothésiste de pouvoir directement utiliser cette valeur pour modifier ses réglages et ainsi proposer une amélioration directe à son patient et son confort dans le bruit. Cette difficulté vient du fait que refaire un test qui nous redonnera un RSB à comparer au précédent n'est pas intuitif pour juger de l'amélioration ou de la dégradation de son réglage.

Le but de ce mémoire consiste donc à proposer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit. Cet outil aura pour but d'être rapide, fiable, reproductible et intuitif en comparant non plus des RSB, mais bien des niveaux d'intelligibilité et ainsi pouvoir directement juger de l'efficacité ou non du réglage apporté au patient.

Partie théorique

1) La parole

1.1 Généralités

La parole est un des aspects fondamentaux et primaires de l'être humain. En effet, la parole permet à ce dernier de pouvoir communiquer, interagir et faire passer des messages au monde qui l'entoure. Elle permet à l'Homme de s'exprimer de manière articulée grâce à tout son appareil phonatoire qui s'est vu évoluer et s'adapter au fil de son évolution.

Son spectre couvre une grande partie du spectre fréquentielle auditif (20 Hz – 20 kHz) car les sons émis par les organes de la phonation s'étendent de 90 Hz à 20 kHz. Cependant, on considère que la bande de fréquence utile à la compréhension s'étend de 100 Hz à 8 kHz avec un maximum d'amplitude aux alentours de 200 Hz [4].

Le signal est composé d'une multitude de sons complexes et est porteur d'informations qui peuvent être décrits sous différentes formes. Les niveaux de description qu'utilise la linguistique (étude du langage et/ou des langues) sont : acoustique, phonétique, phonologique, morphologique, syntaxique, sémantique et pragmatique [5].

La parole est donc le vecteur du langage de l'Homme.

1.2 Production

La phonation est la fonction qui assure la production de la voix. Elle produit des sons ou phonèmes dont l'organisation temporelle constitue la parole. C'est grâce à ces phonèmes (unités minimales auxquelles un énoncé peut être réduit qui se combinent et composent les unités supérieures (syllabes)) que la parole va pouvoir être exprimée et ainsi captée et décodée par la personne qui reçoit l'information.

Cette production de parole part d'un système fournissant le flux d'air/l'énergie de la vibration : appareil respiratoire (poumons), en passant par un vibreur : larynx (cordes vocales), jusqu'à un système de résonateurs et d'articulateurs : les cavités aériennes supralaryngées.

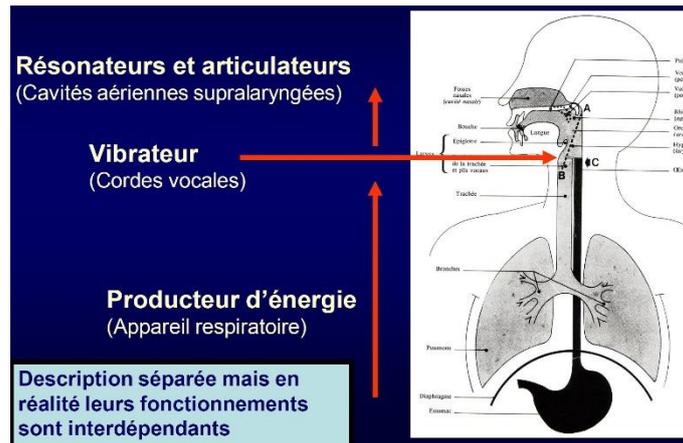


Figure 1 : Appareil phonatoire [6]

Ainsi, lors de l'expiration de ce flux d'air, les cordes vocales sont alors mises en action et vibrent de façon périodique ou non. La fréquence à laquelle vibrent ces cordes vocales va ainsi définir la fréquence fondamentale de l'onde acoustique. Le flux d'air continuant son chemin est ensuite renforcé à certaines fréquences dans les cavités supralaryngées. Au nombre de 3, ces cavités sont le pharynx, la cavité buccale et la cavité nasale qui vont respectivement caractériser les formants 1, 2 et 3 à la base du spectre fréquentiel de chaque phonème [6].

La parole est ainsi l'assemblage et l'enchaînement de phonèmes en mot, grâce à des consonnes (phénomène aperiodique) et des voyelles (phénomène périodique), qui eux-mêmes par leurs combinaisons pourront former des phrases.

Cette production vocale se modifie selon des critères propres à l'individu et à son environnement tels que l'âge, le sexe, le milieu social, l'humeur du moment (stress, colère, etc.), l'état de santé, les conditions d'émission (discussion libre, lecture d'un texte, etc.) ou bien encore l'objectif du locuteur (injonction, explication, etc.). Ces paramètres influent alors sur le rythme de parole, la vitesse d'élocution et les intonations [7].

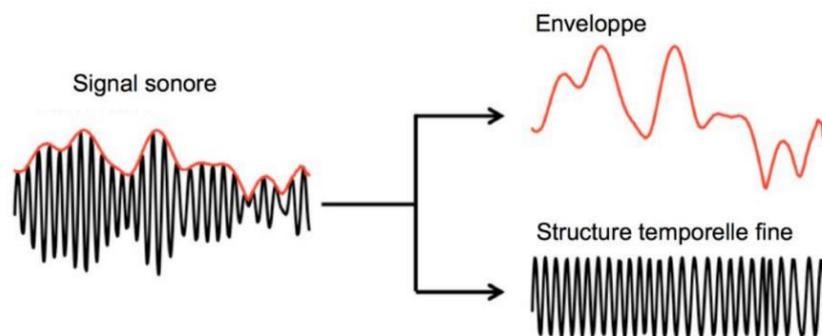
1.3 Niveau acoustique

1.3.1 Caractéristiques temporelles [8, 9]

Le signal de parole peut être analysé et étudié via différents indices, qui composent l'enveloppe temporelle de ce dernier (« contour du son »), car ce signal complexe fluctue en fréquence et en intensité. Cela permet de mettre en évidence leurs rôles majeurs dans l'intelligibilité de la parole.

Cette enveloppe contient trois types d'informations :

- Les modulations externes (enveloppe et variations temporelles de moins de 50 Hz et supérieures à 20 ms) reflètent le rythme global de la phrase correspondant aux variations lentes de la voix, véhiculent des informations sur l'intensité, la durée, le temps d'attaque et de chute du signal de parole et le tempo
- Les fluctuations de périodicité comprises entre 50 Hz et 500/800 Hz (selon la littérature), reflètent les caractéristiques de la prosodie (intonation, ton, accent et rythme), le voisement (genre du locuteur et hauteur de la voix), la qualité de la voix (Rosen, 1992) et le fondamental laryngé (F0) (Terhardt, 1972)
- Les modulations internes, fluctuations plus rapides, se situent au-delà de 500/800 Hz et d'une durée inférieure à 20 ms, permettent de véhiculer des informations sur la périodicité et la structure fine temporelle du signal, le timbre, le lieu d'articulation, le voisement, le mode d'articulation et permettent ainsi la perception, par exemple, des transitions formantiques (Rosen, 1992).



D'après Wang Q. et Li L.

Figure 2 : Décomposition du signal temporel d'une onde sonore [10]

De nombreuses études ont ainsi prouvées l'intérêt de cette enveloppe temporelle et que plus elle est dégradée et réduite, plus l'intelligibilité baisse (Drullman, 1994, 1995, 1997).

Enfin, si dans le silence, l'enveloppe temporelle est suffisante pour identifier correctement un signal de parole, la structure temporelle fine joue un rôle essentiel dans le bruit [11].

1.3.2 Caractéristiques fréquentielles

Le signal de parole possède également une structure fréquentielle avec des indices spectraux fournis par la décomposition fréquentielle réalisée par la membrane basilaire résultant d'une représentation tonotopique de ces indices. Ils peuvent être à la fois statiques (formants des voyelles) et dynamiques (transitions formantiques).

La fréquence fondamentale (F0) caractérise la hauteur tonale d'un sujet (composante basse fréquence) obtenu par la vibration des cordes vocales. Cette fréquence se situe aux alentours de 120 Hz pour les hommes (entre 80 Hz et 160 Hz voire plus), 220 Hz pour les femmes (entre 160 Hz et 300 Hz voire plus) et au-delà de 300 Hz pour les enfants [12]. À la suite de cette fréquence fondamentale, le signal de parole se caractérise par ses fréquences harmoniques (multiples de la fréquence fondamentale) elles même caractérisées par une fréquence (ou hauteur) en hertz et une amplitude (ou intensité) en décibels. Certaines de ces harmoniques sont privilégiées lorsque l'interaction de la fréquence de vibration des voyelles avec les résonnances du tractus vocal sont proches de la fréquence de résonance du tractus vocal. Ces harmoniques privilégiées forment ce qu'on appelle les formants. Les deux premiers (F1 et F2), voire le troisième (F3), jouent un rôle important dans la perception des voyelles [9].

1.4 Niveau phonétique [9, 12]

La phonétique est la science des sons de la parole (par rapport aux autres sons) et dont l'étude se fait via différents domaines :

- Production de la parole : comment les sons de la parole sont produits par le locuteur, mécanismes de la production de la parole, rôle de chacun des organes de la parole et de l'articulation (confère 1.2-Production)
- Acoustique de la parole : quels sont les indices acoustiques caractéristiques des sons de la parole ?
- Perception de la parole : comment les sons de la parole sont perçus par l'auditeur ?
- Acquisition, apprentissage de la parole : comment les sons de la parole sont acquis, comment sont-ils stockés : mémoire ?

La phonétique articulatoire s'intéresse au groupement des sons de la parole en fonction de leur mode articulatoire. Il existe principalement 3 classes : les voyelles, les consonnes vocaliques (ou sonantes) et les consonnes.

Les voyelles sont indispensables pour former les syllabes. Elles sont formées par le passage relativement libre de l'air dans le conduit vocal donc la constriction n'est pas très forte. Cela produit uniquement une source de voisement (paramètre articulatoire retrouvé dans la plupart des langues, représentant la vibration des cordes vocales suite au passage de l'air) et un son harmonique riche et périodique intense. Ces fréquences harmoniques, amplifiées par les fréquences de résonances du conduit vocal forment, comme évoqué plus haut, les formants.

La représentation de ces derniers peut être fait sur ce qu'on appelle le triangle vocalique, qui permet d'illustrer les 10 différentes voyelles. Elles sont caractérisées par leur degré d'ouverture (degré d'abaissement de la mâchoire et de la langue : ouverte, mi-ouverte, mi-fermée, fermée), la position de la langue (antérieure, centrale, postérieure), le caractère oral ou nasal (passage ou non de l'air par les fosses nasales), si elles sont arrondies ou étirées (lèvres projetées en avant) et enfin par la fréquence des formants F1 et F2, voire F3 pour différencier les voyelles i et y.

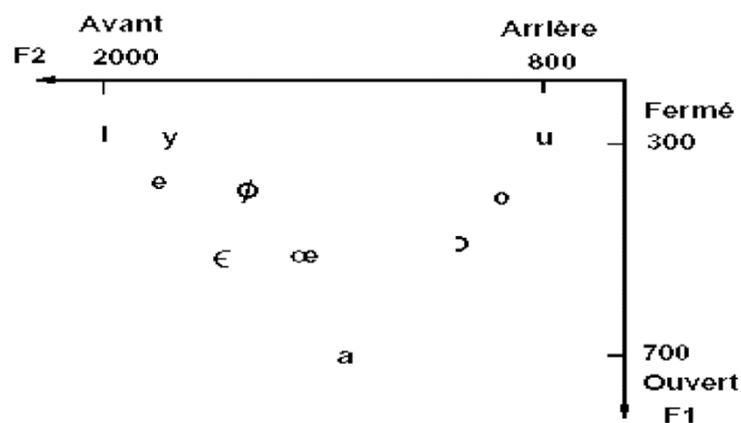


Figure 3 : Triangle vocalique représentant les 10 voyelles françaises en fonction de la fréquence des formants F1 et F2 en hertz [12]

Les consonnes vocaliques (approximantes/semi-voyelles, nasales, vibrantes, latérales) combinent quant à elles certaines caractéristiques des voyelles et des consonnes (Annexe 2).

En opposition aux voyelles, les consonnes ont un passage d'air qui est partiellement ou totalement bloqué au cours de leur production. Leur énergie est de ce fait généralement moins intense que pour les voyelles. Elles sont classées en fonction de leur lieu d'articulation (lieu où se situe la constriction maximale), de leur mode d'articulation (manière dont est modifié le passage de l'air au lieu de constriction et présence de bruit ou non : fricative, occlusive, approximante, vibrante et latérale), de la présence de voisement (sonore) ou non (sourde) et de leur caractéristique orale ou nasale (Annexe 2).

Pour analyser toutes ces caractéristiques des sons il convient de connaître les caractéristiques antérieures énoncées, mais également de savoir lire ce qu'on appelle un spectrogramme (sonagramme). Ci-dessous représenté un spectrogramme en nuance de gris (figure 4) et en nuance de couleurs (figure 5). Ces derniers représentent l'évolution de l'énergie dans l'échelle des fréquences en fonction du temps (plus la noirceur ou le niveau de couleur est important, plus l'énergie est forte).

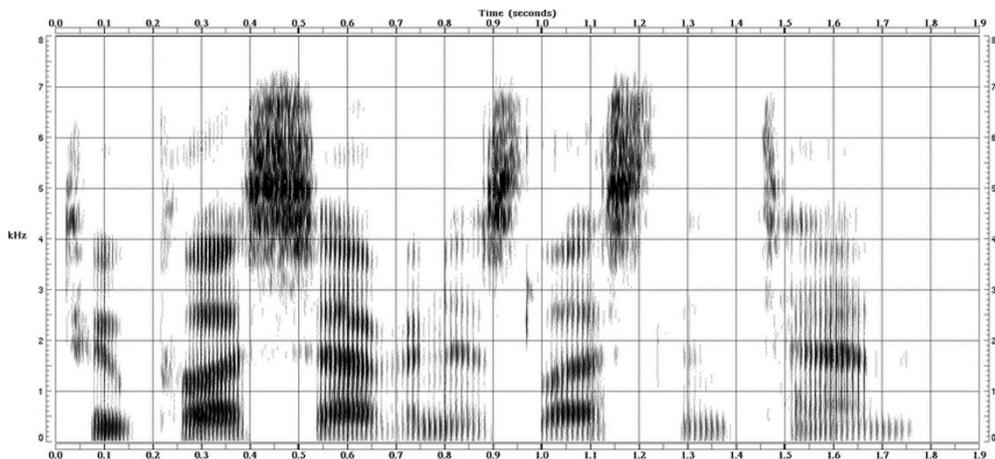


Figure 4 : Spectrogramme en nuance de gris [13]

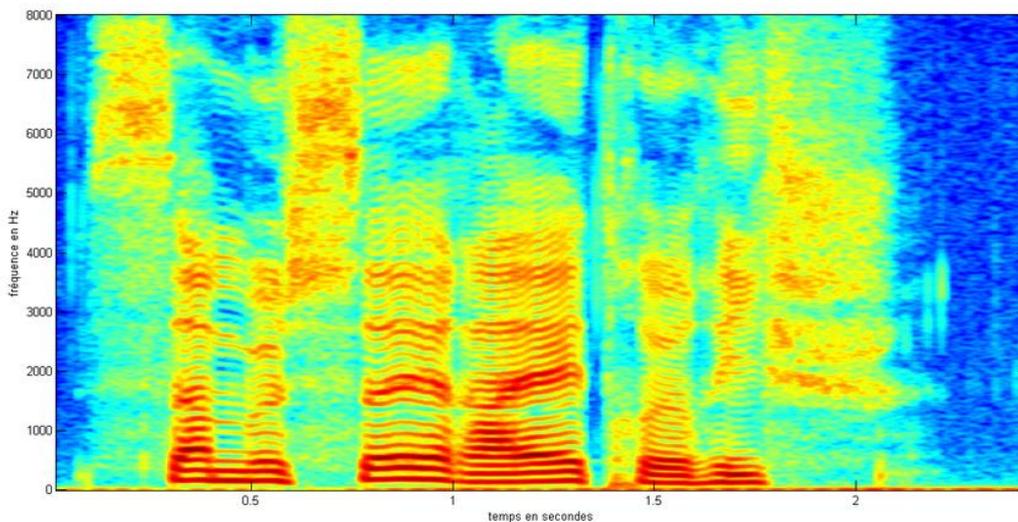


Figure 5 : Spectrogramme en nuance de couleurs [13]

Enfin, comme vu précédemment, les transitions formantiques reflètent le passage d'une articulation à une autre. Quand nous parlons, notre parole est fluide et non saccadée et les transitions formantiques concernent les variations des formants lors d'une transition. Les transitions du formant F2 fournissent de l'information sur le lieu d'articulation et celles du F1 sur le mode d'articulation des consonnes. Ces informations sont très importantes, et notamment pour les presbycousiques qui n'entendent pas les fréquences aiguës et pour percevoir la parole dans le bruit. Sans ces transitions

formantiques, certains sons, comme /s, z, t, ʃ/, pourraient ne pas être perçus tout en sachant qu'il existe une grande variabilité en fonction du débit de parole par exemple [12].

1.5 Niveau phonologique [9, 14]

La phonologie concerne les règles de combinaison des sons. Elle détermine les liens entre la phonétique et des descriptions linguistiques plus élevées. La phonologie introduit le phonème qui constitue, assemblé les uns avec les autres, un ensemble structuré dans lequel chaque élément est placé intentionnellement et à une position différente, ce qui permet de donner du sens à l'information. Cette combinaison des sons permet ainsi de distinguer la durée, l'intensité et la fréquence fondamentale de chaque phonème et pouvoir déterminer le rythme de la phrase.

1.6 Autres niveaux

Enfin, les derniers niveaux de description de la linguistique sont :

- Le morphologique. Il permet d'étudier la forme des mots étroitement liée à son sens. Il se distingue avec la morphologie constructionnelle et la morphologie flexionnelle
- Le syntaxique, qui lui étudie les relations hiérarchiques qui régissent l'organisation des mots dans la phrase en faisant appel à l'ensemble des règles de structures
- La sémantique, qui étudie le sens de la phrase qui va permettre de véhiculer un sens correct, indépendamment du contexte
- Le pragmatique, qui permet de rendre compte de l'emploi de la langue dans la communication et donc permettant de rendre compte, de manière parfois implicite, le contexte.

2 Le bruit

2.1 Généralités

Le bruit peut être défini dans la littérature par un : « Phénomène acoustique produisant une sensation auditive considérée comme désagréable ou gênante ». Cette définition donnée dans la norme française NFS 30 001, montre déjà la notion subjective qui se rattache à cette dernière. Cette gêne produite par le bruit, si elle dépend effectivement de l'intensité physique, va mettre en jeu de nombreux facteurs physiologiques et psychologiques. Les différents effets sur l'organisme peuvent aller d'une simple accélération du rythme cardiaque à des troubles chroniques tel que des insomnies, des problèmes sur le système cardio-vasculaire, endocrinien, immunitaire, voir même sur la santé mentale [15].

Cette nocivité est à prendre en compte par plusieurs paramètres du bruit :

- Son intensité : plus elle augmente et plus le risque de surdité ou de fatigue auditive augmente
- Sa fréquence : un bruit aigue sera plus nocif qu'un bruit grave (à intensité égale)
- Sa pureté : un son pur est plus traumatisant qu'un bruit large spectre
- Sa durée d'exposition : plus la durée d'exposition sera longue, plus les lésions de l'oreille interne seront importantes (à intensité égale).

Enfin, les ondes acoustiques de fort niveau ne menacent pas seulement l'être humain ou le monde animal, car certaines structures solides peuvent également se dégrader sous l'effet de ces forts niveaux (exemples : structure d'avion fissurée sous l'action du bruit des réacteurs ou encore des bâtiments dégradés sous l'effet des bangs soniques) [15].

2.2 Caractéristiques fréquentielles

D'un point de vue acoustique, le bruit est un son que l'on qualifie d'aléatoire car il contient de brusques variations de pression acoustique appelés « transitoires ». Il est caractérisable non pas par un spectre de raie, mais pas un spectre continu car il est décomposable en une infinité de fréquence distribuée de manière continue [4].

Pour obtenir plus d'information sur le bruit, il est nécessaire de s'intéresser à son contenu en fréquence. La notion de filtre passe-bande a donc été introduite. Chaque filtre ne laisse que les composantes du signal électrique (donc de la pression acoustique) qui ont une valeur de fréquence comprise dans sa bande passante. En observant les sorties de chaque filtre (caractérisé par sa

fréquence centrale f_c et ses deux fréquences de coupure f_1 et f_2 correspondants à une atténuation de 3 dB), on effectue alors une analyse en fréquence [4].

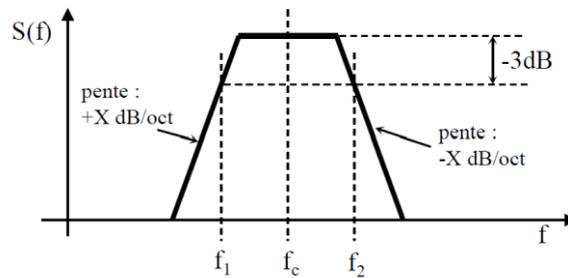


Figure 6 : Représentation d'un filtre de fréquence [4]

L'analyse d'un son consiste à déterminer le niveau d'énergie acoustique contenu dans chaque bande passante du filtre considéré juxtaposé. Cette disposition entraîne que la mesure globale du niveau d'énergie d'un son est égale à la somme des énergies mesurées par chacun des filtres [4].

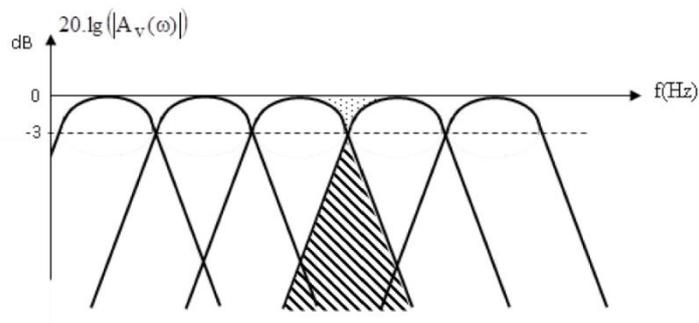


Figure 7 : Représentation de la juxtaposition des filtres [4]

Le résultat de l'analyse est représenté sur un graphique où figurent en abscisse les fréquences centrales des filtres et en ordonnée les niveaux sonores mesurés dans chaque filtre.

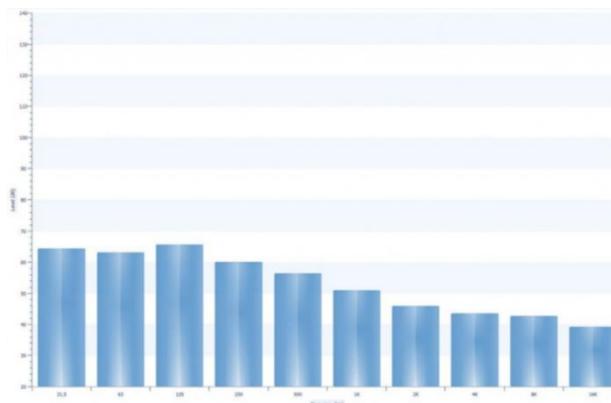


Figure 8 : Représentation de l'analyse en fréquence d'un son (spectre fréquentiel) [16]

2.3 La psychoacoustique [15]

Grâce à l'étude de la psychoacoustique, domaine à la frontière entre l'acoustique et la physiologie, les scientifiques ont pu mettre en évidence des relations entre les caractéristiques du son et la sensation auditive qu'il provoque. Cette psychoacoustique est née des travaux de Fechner au XIXème siècle (1860).

Lorsqu'un stimulus acoustique (physique) est assimilable à un son audible, il provoque une sensation sonore, perception auditive subjective liée à l'intensité acoustique. Cette sensation de force sonore va être quantifiée par sa sonie (unité : le sone) et permettra de différencier un son fort d'un son faible. En complément, la sensation subjective de hauteur tonale sera quantifiée par sa tonie (unité : le mel), qui permet de quantifier un son « grave » d'un son « aigu ».

Fletcher et Munson ont ainsi définis un réseau de courbes isosoniques fournissant le niveau de sons purs, en fonction de la fréquence procurant la même sensation d'intensité, devenu norme internationale. Ces courbes sont graduées en phones, noté P, et définissant le niveau en décibels de chaque courbe à 1000 Hz. Cette unité n'étant pas un indice de sensation mais d'égale sensation. Ce réseau de courbes a été par la suite confirmé par Robinson et Dadson, puis par les mesures de Zwicker et Heinz en 1956.

2.3.1 Bandes critiques

La notion de bande critique a été mise en évidence en faisant entendre sur une même oreille un son complexe composé de deux sons purs de fréquences différentes mais proches. Tant que l'écart entre ces deux fréquences reste inférieur à la largeur de la bande critique, la sonie reste la même. Dès lors que cet écart est dépassé, on observe une augmentation de sonie. L'oreille divise elle-même son spectre audible en 24 bandes critiques (filtres auditifs) dont les caractéristiques sont proches de celles des filtres 1/3 d'octave.

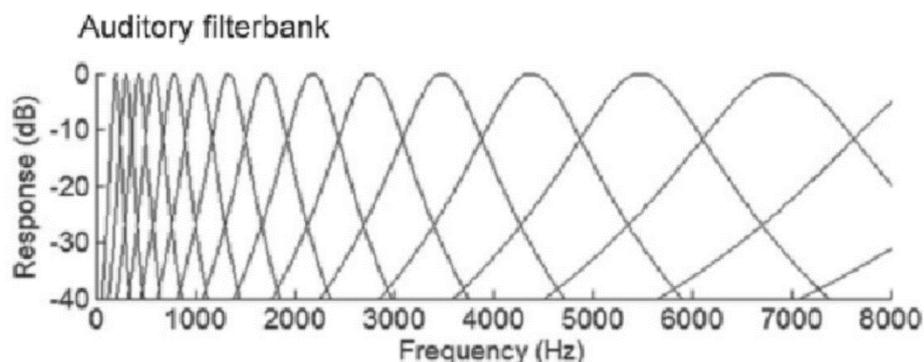


Figure 9 : Représentation graphique de la notion de bande critique [15]

2.3.2 Effet de masque

L'effet de masque représente le fait qu'un son fort va masquer un son faible et qu'un son masque facilement un autre son de fréquence supérieur. Cet effet a pu mettre en évidence, d'après la connaissance de la forme des filtres auditifs en chaque point de la membrane basilaire, la réponse en fréquence de la zone de masquage d'un son donné, par juxtaposition des excitations produites dans chaque filtre. Ces courbes ont ainsi été obtenues en rapportant l'intersection de chaque filtre auditif avec la fréquence souhaitée.

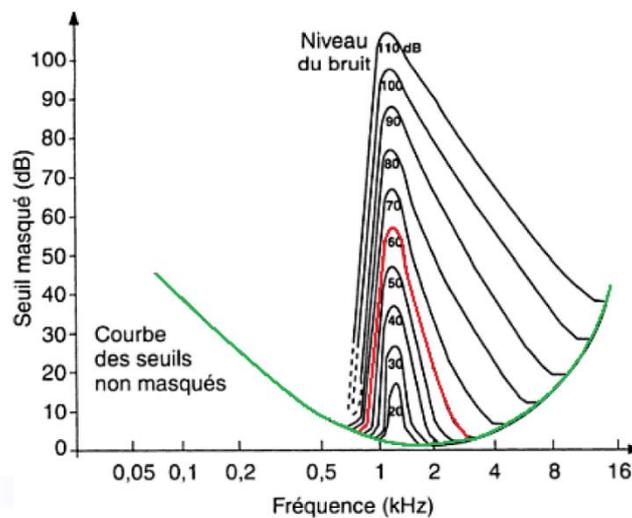


Figure 10 : Représentation des différents niveaux masquant d'un son d'environ 1200 Hz à différentes intensités [15]

Voir d'autres exemples en annexe 4.

Cette notion sera importante dans le cas de la compréhension de la parole dans le bruit.

2.3.3 Facteurs influençant la sonie

La sonie d'un son dépend de plusieurs facteurs :

- Sa durée : la sonie d'un son augmente avec la durée du signal présenté. Pour des sons de 250 ms et plus, la sonie est indépendante de la durée. En revanche, pour les plus courtes durées, la sonie est proportionnelle à la durée (à intensité équivalente, un son de 20 ms sera jugé moins fort qu'un son de 40 ms)
- Sa fréquence : la durée d'intégration au bout de laquelle la sonie est maximale varie avec la fréquence du stimulus (environ 375 ms à 250 Hz contre 150 ms à 8000 Hz)
- Si l'auditeur s'attend à l'émission d'un son fort, la sonie qu'il provoque est plus faible que s'il ne s'y attend pas. En agissant, ce réflexe rigidifie la chaîne tympano-ossiculaire et provoque

donc un amoindrissement de la vibration sonore. Cela concerne essentiellement les sons brefs de fréquences médiums et supérieurs à 80 dB. Ce réflexe s'appelle le réflexe stapédien.

- La présence de recrutement : perception auditive altérée, dans laquelle une personne atteinte de perte auditive présente une hypersensibilité ou une augmentation disproportionnée de la perception des sons à des niveaux sonores élevés. Cette hypersensibilité peut entraîner des difficultés à tolérer les sons forts et en conséquence dégrader le message vocal à forte intensité
- La pondération : d'après les courbes isotoniques il en convient qu'un son de basse fréquence, par exemple, n'aura pas la même sonie si c'est un son faible, moyen ou fort car ces courbes n'ont pas exactement la même forme (progression) en fonction de l'intensité (figure 11). Trois pondérations se sont donc normalisées suivant les niveaux de mesures :
 - Pondération A [dB(A)], courbe 40 phonses, bruit faible
 - Pondération B [dB(B)], courbe 70 phonses, bruit moyen
 - Pondération C [dB(C)], courbe 100 phonses, bruit fort.

Ces pondérations vont permettre d'évaluer le niveau sonore juste, en fonction du niveau de bruit estimé (faible, moyen ou fort).

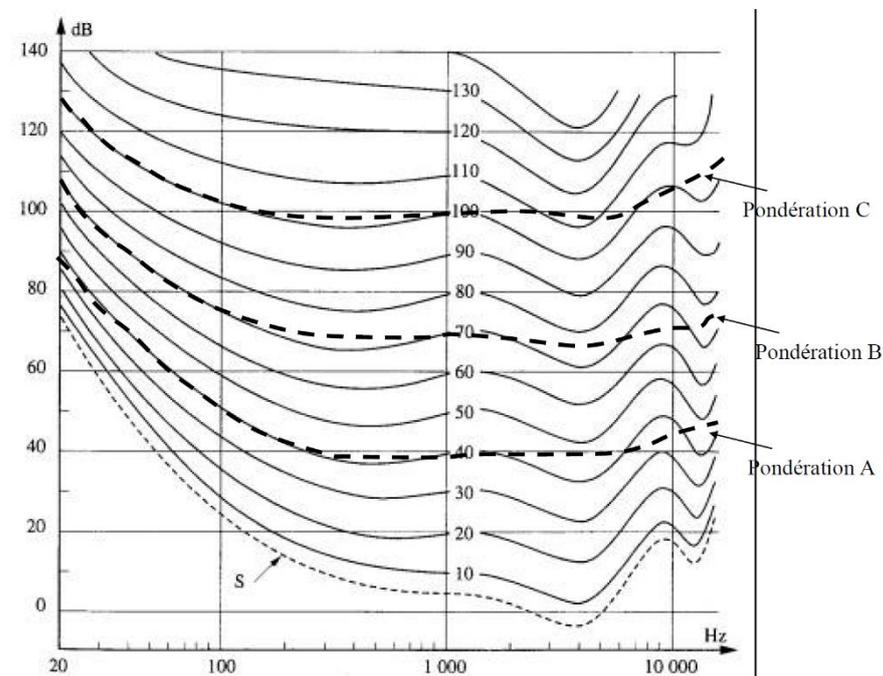


Figure 11 : Courbes isotoniques avec pondérations [15]

2.3.4 Discrimination fréquentielle

La discrimination fréquentielle, ou seuil différentiel de tonie, est la propriété qu'a l'oreille à percevoir la différence entre 2 sons purs de même niveau, et de fréquences f' et f , présentés l'un après l'autre. Nous faisons varier la fréquence f' vers f jusqu'à ce que la différence entre les deux représentent la valeur minimale permettant de différencier la tonie des 2 sons purs. Ce degré de discrimination de l'oreille humaine est de 3 Hz.

2.3.5 Sélectivité fréquentielle

La sélectivité fréquentielle est cette fois-ci la faculté à distinguer deux sons émis simultanément. Dans la plupart des surdités, cette sélectivité baisse et rend la compréhension de la parole dans le bruit ainsi que la localisation sonore, beaucoup plus compliquée.

2.3.6 Facteurs influençant la tonie

La tonie d'un son peut être influencée par plusieurs facteurs :

- L'intensité : lorsque l'intensité augmente, un son grave sera perçu plus grave et un son aigu plus aigu. Les fréquences médiums restent relativement inchangées
- La diplacousie : un son pur présenté à l'oreille droite ou gauche n'aura pas la même hauteur tonale (diplacousie binaurale). Ce phénomène est plus présent chez les malentendants, mais existe également chez les normo-entendants et cette différence est d'environ 3%
- Le timbre : l'oreille est capable de distinguer 2 sons de même sonie et même tonie par le timbre. Il est lié au spectre de chaque son périodique complexe en fonction de la richesse de ses harmoniques.

2.3.7 Méthode d'obtention du bruit perçu [15, 17]

Il existe plusieurs méthodes pour obtenir le niveau d'un bruit perçu :

- Les pondérations : utilisées avec un sonomètre par exemple
- L'indice de bruit NR : cet indice de bruit pour « Noise Rating » est un réseau de courbes qui correspondent à un degré de confort acoustique standard pour chaque bande d'octaves. Ce réseau de courbes a été normalisé par l'organisation mondiale de normalisation (ISO). Ces courbes sont utilisées pour définir si un projet pourra être viable acoustiquement et respecter le niveau sonore pour ainsi ne pas risquer de créer un traumatisme sonore (Annexe 5)

- La bruyance : en Sone (S) correspondant au niveau acoustique d'un bruit
- La nuisance : en Noy (N) correspondant à un niveau de nuisance sonore et qui a donné lieu à la création de courbes d'isonuisances.

2.4 Exemples de bruits

2.4.1 Le bruit blanc

Le bruit blanc, analogiquement à la lumière blanche (qui contient toutes les couleurs), est un bruit qui contient toutes les fréquences audibles. Il a un spectre continu et sa densité spectrale est constante. En revanche, l'énergie de chacune de ces fréquences double d'une octave à l'autre. Elle croît linéairement de 3 dB à chaque bande d'octave. Ce bruit est obtenu en amplifiant le bruit de fond de composants électroniques et constitue sur une bande passante infinie le bruit de fond thermique de la matière [4].

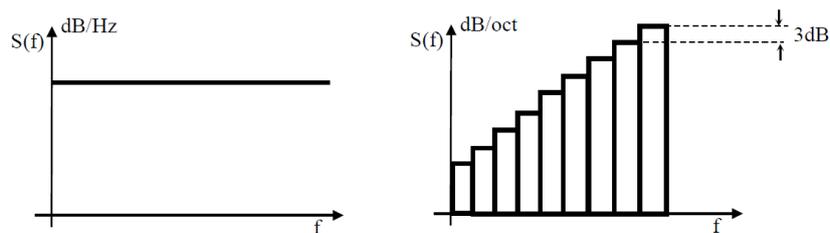


Figure 12 : Spectre d'un bruit blanc [4]

Dans les pratiques courantes, ce bruit est généralement utilisé pour masquer des signaux (exemple : acouphène), de la parole lors de tests d'audiométrie vocale ou simplement un masquage controlatéral en audiométrie tonale.

2.4.2 Le bruit rose [4]

Comme le bruit blanc, le bruit rose comporte toutes les fréquences audibles. Son spectre est également continu, mais sa densité spectrale est inversement proportionnelle à la fréquence. Cette densité décroît de 3 dB par octave et son énergie est constante dans chaque bande d'octave.

Le bruit rose est obtenu par filtrage du bruit blanc et la sensation auditive qu'il procure est proche de celle du bruit blanc mais plus grave.

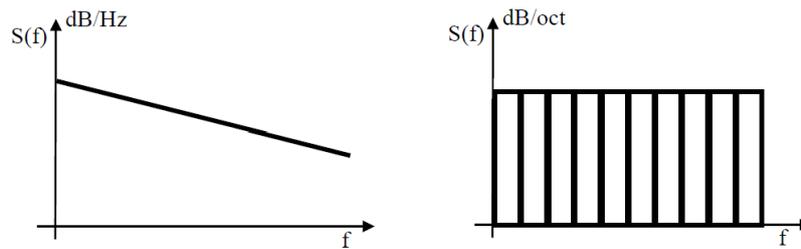


Figure 13 : Spectre d'un bruit rose [4]

Ce bruit est généralement utilisé pour effectuer des mesures d'isolation aux bruits aériens.

2.4.3 L'Onde Vocale Globale (OVG)

L'Onde Vocale Globale (OVG) est un bruit conçu par Léon Dodelé et dont le but est de représenter une situation d'écoute assimilable, du mieux possible, à la vie courante. Il se compose d'un mixage d'au moins quatre locuteurs lisant de façon simultanée un texte différent. Ces locuteurs sont un couple de français et un couple d'anglais. C'est un bruit multi-locuteurs composé d'au moins 4 voix. L'ensemble donne un signal d'amplitude quasiment stable et non compréhensible [18].

Les caractéristiques de ce bruit proche de la réalité sont les suivantes :

- Discontinu pour être le plus proche d'une information vocale avec des « blancs acoustiques » pour que l'oreille exploite son pouvoir de discrimination temporelle
- Non compréhensible ou reconnaissable pour éviter la confusion entre le signal utile et le signal de bruit
- Assimilable au spectre de la parole à long terme pour être plus proche d'une situation écologique
- Dissocié du signal utile pour apprécier l'écoute binaurale et ses différences d'intensités, de temps, de phase et les indices de localisation spatiale
- Écrêté par une compression numérique pour éviter tout éclats de voix et de distorsions [19].

3 Compréhension de la parole

3.1 Le système auditif

Le cortex auditif, appelé encore cerveau auditif, est au centre du système auditif et permet de centraliser toutes les informations nerveuses reçues de la périphérie pour les traiter et ainsi permettre la compréhension de la parole.

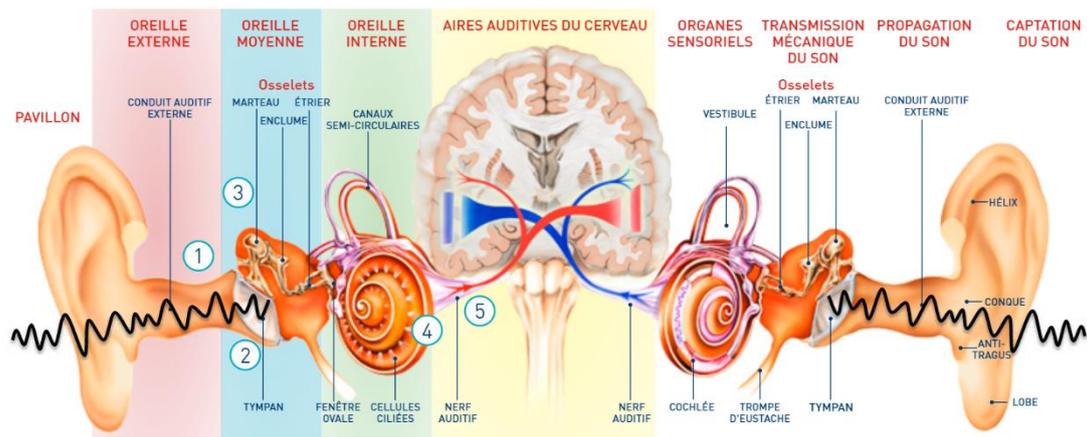


Figure 14 : Système auditif partant de la captation d'un son, jusqu'à son intégration et analyse dans le cortex auditif [20]

3.1.1 Les voies nerveuses [21]

Les voies nerveuses se situent après la cochlée et cheminent jusqu'au cerveau via le nerf auditif pour commencer, puis par plusieurs structures. Il existe 2 voies d'acheminements de l'information jusqu'au cerveau : les voies auditives primaires et secondaires.

3.1.1.1 Les voies auditives primaires

Ces voies auditives primaires (droite et gauche) sont l'ensemble des relais neuronaux transmettant l'information sonore codée par la cochlée jusqu'au cortex auditif primaire. Cette voie est courte et rapide avec seulement 3-4 relais et passant par des grosses fibres myélinisées.

Chaque relais va également jouer un rôle spécifique d'analyse, de décodage, d'interprétation et de transmission de l'information aux relais supérieurs/suivants. Ces derniers vont donc jouer un rôle de :

- Décodage de base : durée, moment de début et de fin, analyse et transmission de l'intensité et de la fréquence
- Localisation de la source sonore et analyse complexe des sons
- Intégration et amorce d'une réponse motrice (vocale par exemple)
- Reconnaissance, mémorisation et intégration d'une réponse volontaire.

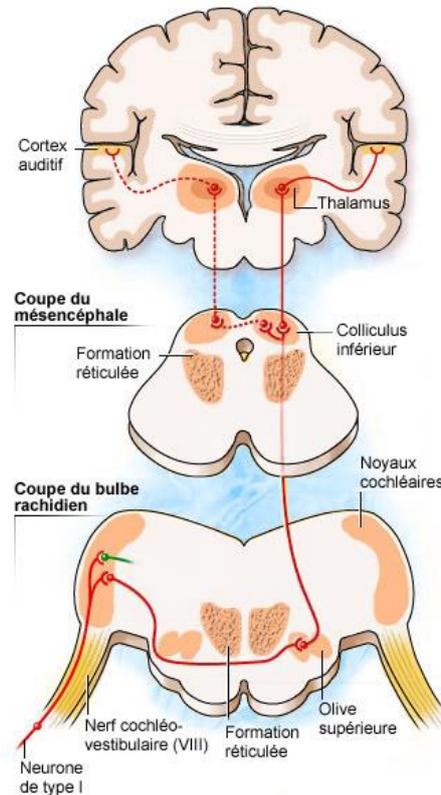


Figure 15 : Représentation du trajet d'une voie auditive primaire [22]

Ces relais sont respectivement :

- Les noyaux cochléaires du tronc cérébral
- Olive supérieure puis colliculus inférieur
- Le thalamus
- Le cortex auditif primaire (composé de sous régions qui ont une organisation tonotopique, permettant de distinguer la hauteur, la durée, l'intensité et le timbre des sons. Il permet également d'identifier l'ordre chronologique des séquences sonores, la localisation spatiale et la mémorisation).

3.1.1.2 Les voies auditives non-primaires

Ces voies auditives secondaires, ou voies dites réticulaires, quant à elles permettent de faire une sélection de l'information à traiter en priorité par le cerveau. C'est le centre des motivations et d'éveil.

Cette voie est composée des relais neuronaux suivants :

- Les noyaux cochléaires du tronc cérébral (1^{er} relais commun avec la voie primaire)
- La substance réticulaire ascendante qui effectue un tri sélectif de la modalité « prioritaire »
- Le thalamus aspécifique
- Le cortex polysensoriel.

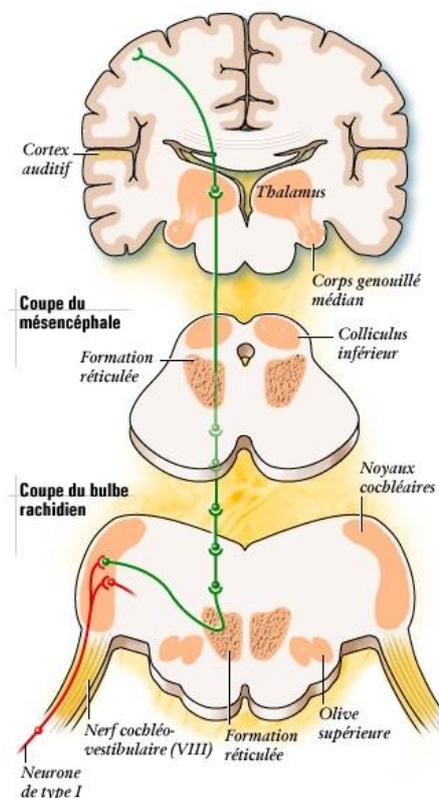


Figure 16 : Représentation du trajet d'une voie auditive non-primaire [22]

Enfin, l'intégralité et le bon fonctionnement des deux voies est indispensable à la perception consciente. Par exemple, pendant le sommeil les sensations auditives sont décodées (voie auditive primaire), mais la perception n'est pas consciente car la liaison formation réticulée/c centres de l'éveil n'est plus assurée. Autre exemple, lors d'un coma, le cortex auditif va supprimer la perception auditive tout en laissant s'exprimer les réactions réflexes et végétatives au son.

Ces deux voies auditives peuvent être représentées sur un schéma montrant l'intégration comportementale de l'information auditive par la perception consciente et inconsciente.



Figure 17 : Cheminement de l'information jusqu'à une perception consciente ou inconsciente [22]

3.1.2 Cognition et plasticité cérébrale du cortex auditif

La plasticité cérébrale est un mécanisme de remaniement qui est à l'œuvre lors des apprentissages ou d'une perte de neurones et qui va ainsi modifier/remodeler les circuits nerveux synaptiques. Les connexions entre les neurones (synapses) vont pouvoir être renforcées ou certaines vont même pouvoir se créer grâce à de nouvelles expériences vécues. Cette plasticité est un remaniement voire une formation de nouvelles connexions à l'intérieur de notre cerveau qui évolue tout au long de la vie [23].

Cette plasticité cérébrale est d'ailleurs une des explications qui jouerait un rôle dans la pathogénèse des acouphènes. En effet, des dommages périphériques (type perte auditive) poussent le cerveau à se modifier afin de retrouver un certain équilibre en modifiant ses cartes tonotopiques. Des connexions anormales entre les voies auditives et d'autres voies centrales vont donc se créer (Lockwood et al, 1998) [24]. Cette plasticité mise en jeu dans notre système auditif a également été démontrée par les travaux de Shore et al, 2008 [25].

D'un point de vue cognitif, des études ont prouvé que la musique, et par conséquent l'audition, pouvait jouer un rôle bénéfique dans le maintien et la constitution d'une réserve cognitive et qui pourrait être utile pour lutter contre les effets du vieillissement normal [26]. Cela s'expliquerait par le fait que jouer ou écouter de la musique ferait intervenir un large réseau fronto-temporo-pariétal comprenant les aires de Broca (associée à la production des mots parlés) et Wernicke (responsable de la compréhension des mots du langage, de leur catégorisation : mot connu, nouveau, etc.), et il en

découlerait ainsi des transferts cognitifs concernant l'intelligence fluide qui, par son déclin, limite l'autonomie des personnes âgées et donc leur cognition [27].

Enfin, c'est grâce à la plasticité cérébrale et à la mémorisation, présents à l'âge adulte, qu'une rééducation auditive pourrait être faisable et bénéfique (pour les réserves cognitives) dans certaines pathologies auditives, tant que les messages cochléaires parviennent au cerveau auditif correctement.

3.2 Dans le bruit

Lorsqu'un son arrive à nos oreilles, les différentes étapes décrites précédemment sont activées et mises en place de façon quasi instantanées. Sans même réfléchir notre cerveau opère une multitude d'étapes dans un ordre bien précis pour réagir à ce signal. Tous les processus mis en place par ce dernier agissent en synergie, et lorsqu'un bruit est présent en plus du signal utile, la fonction « A.B.O.N.S.O. » pour Automatic Brain Operated Noise Suppression Option se met en place. En effet, notre cerveau ne peut pas tout ressentir et évaluer en même temps, d'où cette fonction automatique de réduction du bruit ambiant qui nous aide à mieux comprendre dans le bruit. En revanche, cette fonction répond à certaines conditions et n'est pas utilisée chez les personnes souffrant d'acouphènes [28].

3.2.1 Analyse des scènes auditives

3.2.1.1 Analyse des flux auditifs

Le système auditif analysant les signaux sonores qu'il perçoit est capable de procéder à des fusions séparations de ces derniers. Ainsi lorsque deux signaux sont reconnus comme venant d'une même source sonore, notre système auditif va les fusionner en un flux commun, alors que s'ils sont reconnus comme venant de sources différentes, notre système auditif va les séparer en différents flux.

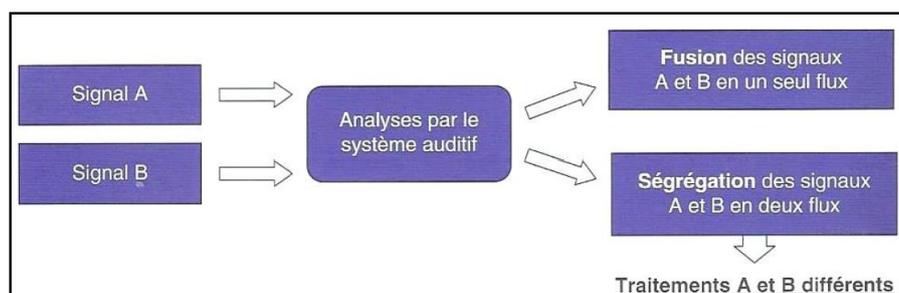


Figure 18 : Principe de traitement en flux par le système auditif [29]

3.2.1.2 Processus de ségrégation simultanée

Ce processus met en place des mécanismes visant à comparer la différence de fréquence fondamentale F_0 et son évolution dans le temps entre les voyelles, et la synchronisation des attaques et des chutes d'amplitude, indice de l'enveloppe temporelle. Cette comparaison s'effectue lorsque deux événements sont simultanés (par exemple deux voyelles émises en même temps par deux locuteurs) [8].

En plus de ces deux paramètres, cette ségrégation fait également intervenir :

- La spatialité : « le système auditif tend à grouper les éléments acoustiques de même provenance spatiale et à séparer ceux qui proviennent d'azimut différents » [29]
- La synchronisation de modulation : les sons modulés en fréquence et/ou en amplitude de manière identique vont être regroupés lorsque plusieurs sources simultanées sont concurrentes [30].

Ainsi, la ségrégation simultanée permet la séparation des composantes spectrales et temporelles d'une voix et d'un bruit ou de plusieurs voix différentes, et contribuerait à l'amélioration de l'intelligibilité.

3.2.1.3 Processus de ségrégation séquentielle

Ce processus de ségrégation séquentielle peut être mieux détaillé car beaucoup plus développé par la littérature. En 1950, Miller et Heise ont observés que deux sons répétés alternativement (ABABA) semblent venir d'une seule source ou de deux sources incohérentes selon l'écart de fréquence entre les deux sons. Ce phénomène de ségrégation signifie donc que des événements peuvent être regroupés dans un même flux auditif s'ils sont temporellement disjoints. Ce phénomène est plus communément appelé « streaming » [8].

En 1975, Van Noorden utilise une autre séquence (ABA-ABA-...) où un rythme de galop est perçu quand la séquence fusionne auditivement en un seul flux. Le but sera de demander au sujet d'entendre le rythme du galop (un seul flux) aussi longtemps qu'il le peut sachant que la fréquence entre les sons |a| et |b| augmente. Il existe un certain moment, appelé seuil de cohérence temporelle, où la perception d'un seul flux devient impossible et reflète une situation où la ségrégation est irrépressible. Au contraire, si on demande au sujet d'entendre le rythme régulier formé par la suite de sons |a|, tout en réduisant la différence de fréquence qui sépare les deux sons, il obtient un autre seuil au-delà duquel il est impossible d'entendre deux flux. Cette fois-ci, ce seuil appelé seuil de fission reflète une situation où la ségrégation est volontaire [8].

En 1978, Bergman met en évidence que le sujet doit être au minimum exposé à la séquence pendant 4 secondes, temps relativement long comparé aux durées du processus cognitif, pour que les deux flux se forment. De façon analogue, il faut également un certain temps pour la déconstruction de ces flux, l'effet streaming n'est pas immédiatement supprimé à l'arrêt du signal. Le silence jouera donc un rôle important sur l'effet de ségrégation [8].

Les seuils de cohérence et de fission peuvent également être affectés par d'autres facteurs tels que les différences de structure formantique (Thomas et al, 1970, Lackner and Goldstein, 1974, Dorman et al, 1975), le timbre (Singh, 1987, Bergman et al, 1990) et la fréquence fondamentale (Broadbent and Ladefoged, 1957, Darwin and Bethell-Fox, 1977, Nootboom et al, 1978, Lyer et al, 2007) [8].

Dans le cas où deux phrases seraient prononcées en même temps, nous serions dans une situation intermédiaire où la plupart des événements ne seraient ni vraiment simultanés, ni vraiment séquentiels. Les deux mécanismes de ségrégation seraient vraisemblablement impliqués dans la ségrégation des voix concurrentes et dans le démasquage (décrit par la suite), et interagiraient certainement [8].

Le lien entre l'analyse de la scène auditive et le démasquage de la parole est encore loin d'être fait avec les études menées jusqu'à présent. Malgré cela, une étude réalisée par Mackersie et al en 2001 rapporte une corrélation significative et importante entre les mesures de ségrégation séquentielle sur sons purs (seuil de fission) et l'intelligibilité de la parole en présence de signaux concurrents, étude réalisée sur des sujets normo-entendants et malentendants [8].

Plusieurs études portant également sur le démasquage de la parole (Nelson et al, 2003 ; Qin and Oxenham, 2003, Zeng et al, 2005) suggèrent que lorsque la résolution fréquentielle où les informations de structure temporelle fine sont dégradées artificiellement, la disparition du phénomène de démasquage serait due à une altération de l'organisation séquentielle. L'écoute dans les vallées de bruit serait donc influencée par les indices spectraux et de structure temporelle fine, permettant de ségréger la parole du bruit [8].

[3.2.2 L'écoute binaurale \[15, 31\]](#)

Tout comme les yeux avec la vision binoculaire, nos oreilles ont également besoin de fonctionner ensemble pour une meilleure compréhension de la parole, à la fois dans le silence comme dans le bruit. C'est pourquoi, nous possédons deux oreilles placées de part et d'autre de la tête servant ainsi à une des fonctions essentielles à une bonne compréhension, l'écoute binaurale.

En comparaison à l'écoute monaurale, cette capacité d'écoute binaurale est essentielle pour la localisation spatiale via différentes fonctions d'analyses de notre cerveau auditif pour améliorer significativement la compréhension dans le bruit grâce aux légères différences du même message sonore, capté par chaque oreille lorsque la source n'est pas située sur la symétrie de la tête.

3.2.2.1 Différences intéraurales de temps (ITD)

La différence intéraurale de temps, ou ITD pour Interaural Time Difference, est la différence de phase entre les deux sons perçus par chaque oreille. En effet, lorsqu'un son arrive de sa source d'émission placée à égale distance des deux oreilles (soit en face, soit dans le dos de l'auditeur), le délai avec lequel le son arrive aux deux oreilles est le même. En revanche, lorsque la source est décalée vers un des côtés, ce délai varie d'une oreille à l'autre car le son sera capté en premier par l'oreille la plus proche de la source. Cet ITD est un indice fondamental pour localiser une source émettant des ondes dont la fréquence est inférieure à 1500 Hz. Au-dessus de cette valeur, l'ITD devient ambigu et dépendra alors de l'angle de l'azimut de la source (Feddersen et al, 1957).

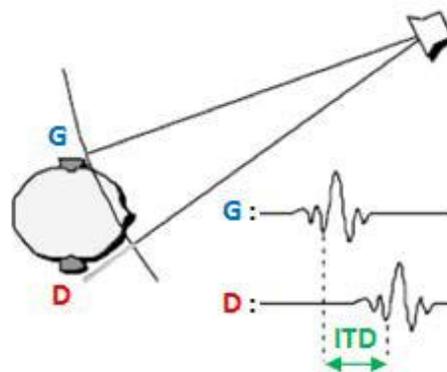


Figure 19 : Différence Intéraurale de temps [31]

3.2.2.2 Différences intéraurales d'intensités (IID)

La différence intéraurale d'intensité/de niveau, ou IID pour Interaural Intensity Difference, ou ILD pour Interaural Level Difference, est la différence du niveau d'intensité perçue à chaque oreille d'un même son provenant d'une même source.

Lorsqu'un son se propage dans l'air, son niveau sonore diminue de 6 dB à chaque fois que la distance double entre la source d'émission et de réception. Par conséquent, le niveau sonore reçu par l'auditeur change en fonction de la distance entre la source et l'auditeur. Le niveau sonore va également changer en fonction de la position de la source par rapport aux oreilles de l'auditeur.

Lorsque le son arrive de sa source d'émission placée à égale distance des deux oreilles (soit en face, soit dans le dos), le niveau avec lequel le son arrive aux deux oreilles est le même. En revanche, lorsque la source est décalée vers un des côtés, ce niveau varie d'une oreille à l'autre car le son sera capté en premier par l'oreille la plus proche de la source et donc à un niveau sonore plus fort. Cet IID est un indice qui dépend fortement de la fréquence du son incident puisque pour les fréquences supérieures à 1500 Hz il devient un indice effectif, contrairement aux fréquences inférieures à 1500 Hz où il devient quasi inexistant. Cette différence en fonction de la fréquence dépend elle principalement de l'effet d'ombre de la tête.

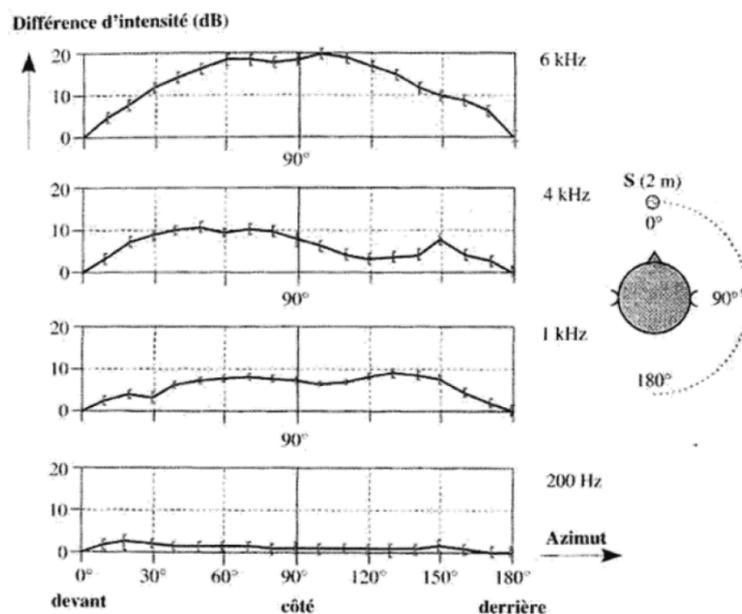


Figure 20 : Évolution de la différence d'intensité en fonction de la position de la source sonore pour 4 fréquences : 200 Hz, 1 kHz, 4 kHz et 6 kHz (d'après Fedderson, Sandel, Teas et Jefress)

En effet, l'effet d'ombre de la tête est une ombre acoustique formée du côté opposé à la source qui fait baisser l'intensité perçue par l'oreille controlatérale car la tête interfère avec les ondes sonores. Cet effet n'est pas présent en basse fréquence car la longueur d'onde y est supérieure aux dimensions du crâne. La tête jouant un rôle de filtre passe-bas, l'IID devient donc le meilleur indice de localisation pour les hautes fréquences.

Chez le sujet malentendant, l'IID est d'autant plus important dans sa capacité à localiser un son car l'élévation de ses seuils audiométriques, voir une asymétrie binaurale, contribuent à diminuer la discrimination de cet indice. De plus, le recrutement modifie la sonie et réduit d'avantage la dynamique auditive ce qui peut encore affaiblir la discrimination de l'IID.

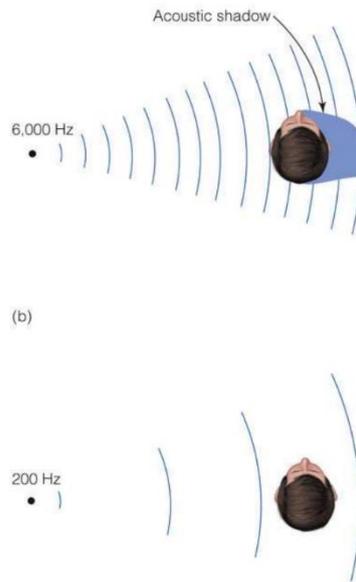


Figure 21 : Représentation de l'effet d'ombre de la tête en fonction de la fréquence [32]

En revanche, il demeure une zone où la localisation reste compliquée de manière précise en utilisant seulement les indices d'ITD et d'IID. Cette zone est appelée cône/zone de confusion. Cette zone correspond aux azimuts 0° et 180° pour lesquels l'ITD et l'IID sont quasi identiques rendant la localisation imprécise avec ces seuls deux indices. L'erreur la plus fréquente consiste en une inversion avant/arrière. Notre cerveau auditif va utiliser d'autres indices spectraux pour réussir à faire cette différence et principalement l'effet pavillonnaire.

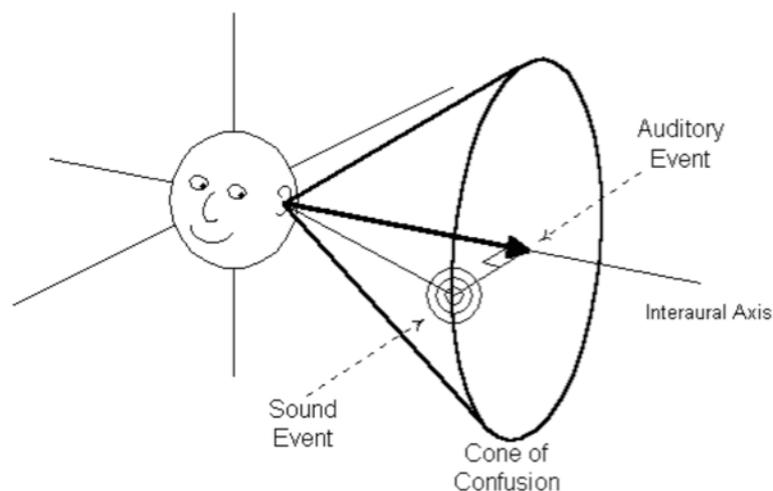


Figure 22 : Représentation du cône de confusion [15]

3.2.2.3 L'effet pavillonnaire

Les 2 pavillons présents de part et d'autre du crâne jouent un rôle très important dans la localisation des sons et notamment dans la localisation des sons d'incidences verticales. C'est avec la modification du spectre du signal et l'apparition de pics et de creux dû à l'interaction des réflexions hautes fréquences du son arrivant au niveau du pavillon que cette localisation verticale sera meilleure. C'est à partir de 2000 Hz et pour les fréquences supérieures que cet effet sera le plus performant : « 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% » [33].

Ces pics et creux spectraux qui se forment pourront facilement être observés dans notre pratique professionnelle lors de la réalisation des mesures In-Vivo.

Wright et al en 1974 ont pu mettre en évidence que le pavillon peut être assimilé à un système de réflecteurs multiples dû à tous ses reliefs multiples. Les différentes portions du pavillon vont réfléchir les hautes fréquences et impacter les latences de ces réflexions. Grâce à cette modification des latences, en fonction de l'angle d'incidence de l'onde, ces dernières seront perçues « comme des changements de direction d'un même signal » [33] fournissant alors des indices utilisés dans la localisation de la source sonore. De plus, de légères variations morphologiques entre le pavillon droit et le pavillon gauche vont permettre de créer des indices spectraux différents provenant directement de cette asymétrie pavillonnaire. Cela permet d'aider la localisation dû à leur comparaison bilatérale.

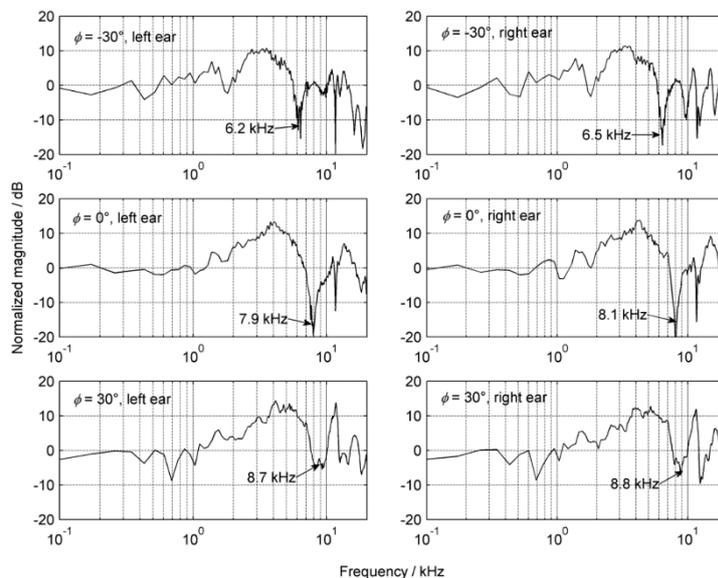


Figure 23 : Comparaison des spectres fréquentiels entre l'oreille gauche et l'oreille droite d'un même individu, la source sonore se déplaçant sur l'axe vertical [34]

Chez le sujet presbycousique, ces indices spectraux ne pourront cependant pas être correctement utilisés car ces derniers présentent une perte auditive principalement localisée sur les

fréquences aigues. Cette perte, ainsi que la baisse de la dynamique auditive, tendent à lisser les reliefs des indices (pics et creux spectraux) ce qui empêche ou complique leur analyse.

3.2.3 Démasquage binaural

Le démasquage binaural est la capacité qu'à notre système auditif à détecter les signaux de parole dans le bruit afin d'être améliorés grâce à la comparaison interaurale des sons perçus par chaque oreille (Licklider, 1948). Des expériences ont montré qu'une séparation entre le bruit et la source de parole permettait d'améliorer considérablement l'intelligibilité. Une des expériences a montré que si un signal de parole mélangé à un bruit est envoyé dans une oreille, le fait d'envoyer un bruit identique en contralatérale allait considérablement améliorer la compréhension du signal de parole. Le démasquage participe donc à l'amélioration du rapport signal sur bruit [35] [36].

Ce dernier est également observé lors d'une écoute en champ libre, situation assimilée à une écoute beaucoup plus écologique. En effet, lorsque les sources sonores diffusent un signal et un bruit masquant qui arrivent tout deux face à l'auditeur, il est plus difficile de les comprendre et de les rendre audible. Au contraire, le cas où les sources sonores seraient séparées dans l'espace, la compréhension et l'audibilité s'en verraient améliorées.

Ces phénomènes de démasquage, fortement présents lors d'une écoute en champ libre mais également au casque, seront amplifiés par des indices tels que la localisation spatiale, les mouvements de rotations de la tête et pourront varier selon les fréquences (plus efficace sur les basses fréquences) et les azimuts des signaux et des bruits (efficacité accrue pour les azimuts compris entre 60° et 90°) d'après les travaux de Santon en 1986.

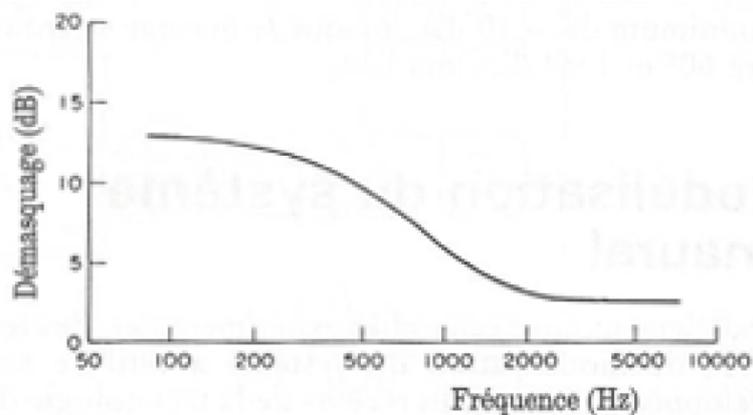


Figure 24 : Valeur moyenne du démasquage binaural en fonction de la fréquence du signal (courbe établie à partir des résultats de plusieurs études d'après Durlach et Colburn, 1978) [37]

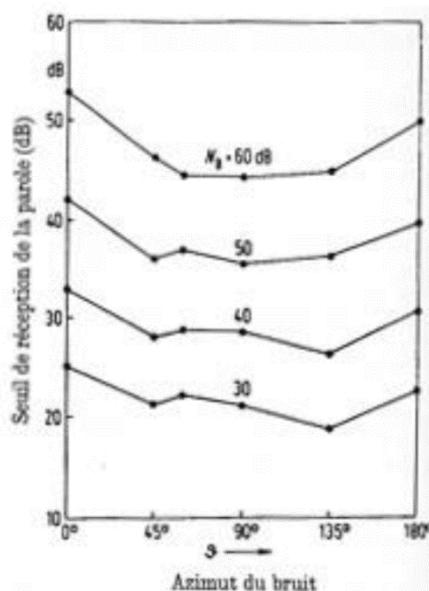


Figure 25 : Seuil de réception de la parole en fonction de l'azimut d'un bruit masquant sur 6 patients. N_B correspond au niveau de bruit blanc [38]

Ainsi, chez les sujets atteints de lésions cochléaires, l'exploitation des indices de localisation (ITD et IID) sera plus faible, expliquant les difficultés à faire la différence entre le signal et le bruit dans un environnement bruyant dû à une baisse du démasquage.

Cette capacité qu'a notre système auditif au démasquage est également limitée lors d'une perte asymétrique car le « Minimum Audible Angle » (MMA) (angle minimum audible) se verra élargi. En effet, notre système auditif possède un pouvoir séparateur spatial qui ne peut pas identifier des déplacements angulaires trop petits. Ce MMA est le déplacement minimal défini et mesuré par Mills en 1958 pour différentes fréquences et différents azimuts (pour un bruit blanc émis dans l'espace horizontal, le MMA est de $\pm 3,6^\circ$ à 0° , $\pm 5,5^\circ$ à 180° , $\pm 9,2^\circ$ à 90° et $\pm 10^\circ$ à 270°) [33]. Cet élargissement du MMA lors d'une perte symétrique nécessitera alors des différences de temps et d'intensité plus importantes pour localiser une source sonore [39].

3.2.3.1 Chez le malentendant

Parmi les conséquences d'une baisse d'audition on peut avoir un impact sur les indices de localisations.

Tout d'abord, la capacité à localiser un son est directement impactée par le fait qu'avec une perte auditive, les indices spatiaux s'en voient diminués et provoquent donc une dégradation directe. Ces indices sont également directement utilisés et utiles dans le mécanisme de démasquage binaural, puisque les malentendants présentent souvent des difficultés pour séparer un signal sonore d'un bruit

masquant [40]. C'est grâce à des études sur l'analyse des différents niveaux de masquages binaurales (DNMs), chez des sujets atteints de surdités perceptionnelles, qu'a été mis en évidence le fait que la perte auditive entraîne une réduction de cette DNMs et conduit donc à un amoindrissement des capacités de démasquage. Cette DNM binaurale correspondant 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 IID différents [41]. 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 » [42].

Ainsi, différentes études ont pu montrer qu'une surdité neurosensorielle affecte la capacité à extraire la parole émergeant dans les minimas temporels et spectraux du bruit masquant (Festen et Plomb, 1990, Summers et Molis, 2004, Lorenzi et al, 2006). Ce déficit venant très certainement d'un trouble du codage de la structure temporelle fine et à une dégradation de la sélectivité fréquentielle [43].

3.2.4 Facteurs influençant l'intelligibilité dans le bruit

Outre les différents processus d'analyse mis en place par notre cerveau auditif, d'autres facteurs plus « périphériques » ou « secondaires » interviennent également dans les processus d'intelligibilité et de compréhension dans le bruit.

Tout d'abord, l'auditeur lui-même doit faire attention à plusieurs points pour optimiser ses chances d'avoir une bonne compréhension en milieu bruyant. Il doit faire attention à son positionnement vis-à-vis de son interlocuteur en veillant à ne pas être trop loin de ce dernier et se rapprocher du signal émis tout en s'éloignant des sources de bruits aux alentours. Ensuite, il doit pouvoir se mettre en face afin d'utiliser au maximum la lecture labiale. Cette technique est très utilisée par les personnes malentendantes ou sourdes car suite à un apprentissage, beaucoup de sons prononcés sont visibles sur les mouvements des lèvres. En revanche, tout le message ne peut pas être entièrement compris avec cette seule lecture labiale, c'est pourquoi elle doit intervenir en complément d'une écoute auditive.

Un autre point à prendre en compte va être la suppléance mentale. Cette dernière se définit comme étant une stratégie utilisée par les personnes sourdes et malentendantes afin d'interpréter une discussion suivant le contexte, que ce soit en contact visuel direct ou en situation d'audition (comme au téléphone). Dans ce dernier cas, il est fréquent pour un malentendant de ne pas comprendre plus d'un quart des mots, mais finalement de comprendre l'essentiel de la discussion [44]. La suppléance mentale permet à un mot non complet ou à une phrase avec des mots manquants d'être tout de même identifiée et comprise de par le contexte ou l'étendue du vocabulaire acquis par

l'auditeur. Cet indice sera particulièrement utile en présence de bruit car certains phonèmes, certaines syllabes voire certains mots peuvent être non entendus ou mal entendus lors d'une discussion.

La compréhension dans le bruit est également conditionnée par l'attention. Qu'elle soit consciente ou non, elle sera utile pour filtrer les informations arrivant à l'auditeur et ainsi faire ses choix.

La mémoire sera un point non négligeable dans la compréhension puisque cette dernière utilise des capacités cognitives complexes pour gérer les informations perçues. Lors d'une écoute dans le bruit, il est important de mémoriser certaines informations pour en comprendre le sens combiné aux éléments qui suivent. Cependant, une écoute dans un environnement bruyant peut provoquer chez certaines personnes du stress ou de la fatigue et ainsi perturber la capacité de mémorisation, ce qui aura pour incidence de gêner et influencer sa compréhension dans le bruit.

Le locuteur doit également faire attention à différents points pour permettre d'améliorer la compréhension dans le bruit. Le sexe, la qualité de la voix, l'articulation, la prononciation, et le débit vocal sont des facteurs qui peuvent fortement varier en fonction de la personne qui s'exprime. Une bouche masquée (par un masque par exemple) ou mâchant un chewing-gum sera plus difficile à comprendre pour les personnes utilisant la lecture labiale, cette dernière étant beaucoup utilisée dans les environnements bruyants même pour les normo-entendants.

Enfin, la nature du bruit jouera aussi un grand rôle. La capacité de démasquage du malentendant dépend des caractéristiques spectrales et temporelles du bruit ce qui aura une forte influence sur la compréhension. Miller en 1947 montre même que plus le nombre de signaux de parole augmente en même temps, plus la parole sera masquée et l'intelligibilité sera dégradée de façon significative et cela à partir de 8 locuteurs.

4 L'audiométrie vocale dans le bruit

L'audiométrie vocale dans le bruit est un test d'audiométrie vocale similaire à celui effectué dans le silence, à la seule différence de présenter simultanément le signal de parole et un bruit masquant. Son intérêt est grand car c'est un test plus écologique qui peut s'assimiler à des situations de tous les jours, contrairement à l'audiométrie vocale dans le silence puisque nous passons la majeure partie de notre temps dans des environnements bruyants.

Avec l'arrivée de la loi du 14 novembre 2018, l'audiométrie vocale dans le bruit devient même un test obligatoire à réaliser aussi bien pendant l'adaptation des appareils auditifs que pendant tout le suivi audioprothétique. D'autres pays, avant nous, en avaient même déjà fait une pratique courante utilisée depuis de nombreuses années puisque des premiers travaux remontent aux années 1970 aux États-Unis.

4.1 Principe

L'audiométrie vocale dans le bruit a pour but d'évaluer l'intelligibilité en fonction du rapport signal sur bruit (RSB) en dB, ce qui équivaut à la différence de niveau entre le signal de parole émis et le bruit diffusé. Elle peut être utilisée de deux manières : soit au casque, soit en champ libre. La réalisation au casque est un bon premier moyen de quantifier les gênes auditives qui peuvent survenir chez un patient en présence des bruits.

En revanche, dans la réalité le signal de parole et de bruit sont toujours séparés. Or avec cette méthode au casque, les signaux parviennent de manière simultanée aux oreilles.

La méthode en champ libre quant à elle, dissocie ces signaux, ce qui la rend plus écologique.

Il est donc préférable de favoriser cette technique.

4.1.1 En champ libre

De nos jours, il existe de nombreux tests d'audiométrie vocale dans le bruit. Ils ont même été répertoriés dans un guide de recommandations sur la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte par la Société Française d'Audiologie, ainsi que par la Société Française d'ORL et de Chirurgie Cervico-Faciale, étude coordonnée par Monsieur le Professeur Hung Thaï Van et d'autres professionnels du secteur. Dû aux nombreux tests existants, nous allons ici définir une pratique générale afin d'effectuer le test d'audiométrie vocale dans le bruit.

Idéalement, le nombre de haut-parleurs recommandés est de trois au minimum mais le mieux serait d'en posséder cinq pour se rapprocher le plus possible des conditions d'écoute du quotidien. Le premier haut-parleur situé face au sujet à 0° délivre le signal de parole, les 4 autres situés respectivement à +45°, +135°, -45° et -135°, délivrent le bruit [18].

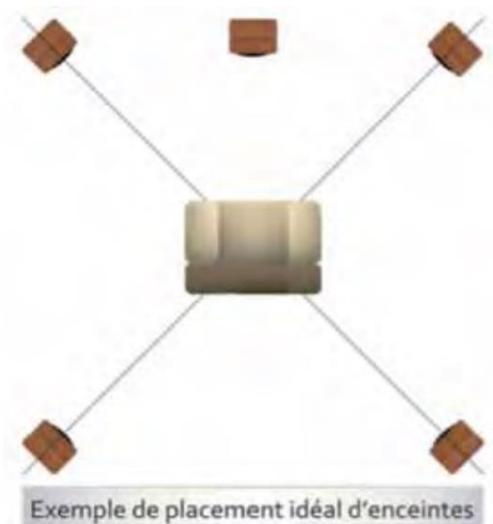


Figure 26 : Exemple de placement idéal des haut-parleurs lors de la réalisation d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit [18]

Il est recommandé d'utiliser un bruit aléatoire pondéré, sachant qu'un signal vocal de type OVG de Dodelé est admis [18].

Concernant le signal de parole, l'ensemble du matériel phonétique mis à disposition par les logiciels d'audiométrie peut être utilisé, c'est-à-dire aussi bien des logatomes, des phonèmes, des mots monosyllabiques ou dissyllabiques, que des phrases. Autrement dit, le même matériel phonétique qu'utilisé pour l'audiométrie vocale dans le silence.

Pour le niveau de passation, il existe deux modes pour le rapport signal sur bruit :

- Soit le niveau de parole reste constant à 65 dB SPL, et le niveau de bruit va varier progressivement
- Soit le niveau de bruit reste constant à 60 dB SPL, et le niveau de parole va varier.

Cette deuxième méthode à l'avantage, en champ libre appareillé, de ne pas faire varier le fonctionnement des algorithmes de traitement lorsque nous avons un niveau de bruit constant.

Cependant, c'est bien la première méthode qui reflète le mieux la réalité. En effet dans la vie de tous les jours, c'est bien le niveau du bruit qui varie en fonction des endroits où l'on se trouve.

Enfin, les résultats s'expriment soit en représentant le score d'intelligibilité vocale pour un RSB donné, soit en affichant un seuil d'intelligibilité vocal dans le bruit correspondant à 50% de compréhension vocale (SRT = Speech Reception Threshold ou SIB50).

4.2 Intérêt

L'utilité et les intérêts de l'audiométrie vocale dans le bruit sont grandissants, du fait d'une utilisation de plus en plus fréquente. La principale plainte des patients étant « j'entends mais je ne comprends pas » reflète bien que l'audioprothésiste ne rencontre pas des patients ayant des problèmes d'audibilité une fois appareillés, mais bien des patients ayant des problèmes de compréhension et donc d'intelligibilité. Ces problèmes mis en avant principalement dans des environnements sonores complexes tel que les restaurants par exemple. On remarque que beaucoup de patients avec des appareils auditifs ne les portent pas ou très peu, ce qui explique fortement cette possible absence de relation significative entre audibilité et intelligibilité dans le bruit [45].

Les intérêts sont donc multiples pour ce type d'audiométrie et résultent bien souvent de ce que ne peut pas montrer l'audiométrie vocale dans le silence lors du bilan d'orientation prothétique :

- Justifier un choix prothétique plutôt qu'un autre en démontrant la supériorité d'un type d'appareillage, lorsque cela s'avère utile, de part des résultats concrets de tests
- Démontrer au patient et à son entourage certaines limites d'appareillage
- Évaluer grâce au résultat d'un test, et donc un score, les difficultés qu'a le patient dans certaines situations de la vie de tous les jours et ainsi mesurer son handicap associé à cette gêne pour une meilleure prise de conscience de ses difficultés
- Prédire les chances et les difficultés d'un appareillage
- Objectiver des pertes cachées qui ne ressortiraient ni à l'audiométrie tonale, ni à l'audiométrie vocale dans le silence chez de jeunes patients tel que des surdités de type neuropathies auditives
- Montrer le rôle et l'implication du professionnel de santé dans la prise en charge du patient, qu'il est à l'écoute de son patient, qu'il comprend ses plaintes et les prend en compte. Ces différentes actions mettent en avant le côté psychologique de la prise en charge mais renforce également la crédibilité du professionnel de santé.

Lors d'un suivi audioprothétique, les intérêts sont également majeurs puisque l'audiométrie vocale dans le bruit permettra de juger de l'efficacité des algorithmes de traitement de la parole dans le bruit, de mesurer l'apport des systèmes directionnels dans les réglages, de juger de l'utilité d'associer un système FM et de contrôler les performances de l'adaptation d'appareils auditifs [46].

Dans le cas où l'audioprothésiste est amené à changer les réglages de son patient, il est toutefois important de faire attention au port des appareils auditifs. En effet, un port régulier de prothèses auditives induit une amélioration de la discrimination fréquentielle et d'intensité, mais également de la sonie. Au bout de deux mois de port régulier sans modifications de réglages, on peut

observer une amélioration significative de l'intelligibilité. Il en résulte alors que toute modification tant au niveau du traitement du bruit que de la directivité microphonique, ne peut être validée que par la suite de la mise en place d'une plasticité cérébrale secondaire et consécutive à une utilisation régulière de ses appareils auditifs [18].

4.3 Limites et critères d'influence

L'audiométrie vocale dans le bruit possède aussi quelques limites qui peuvent provenir de plusieurs variables. Le type de bruit utilisé est un premier facteur de limite car certains bruits peuvent être trop stationnaire (bruit blanc) et donc peu représentatif de situations écologiques.

En fonction des phrases ou des listes (monosyllabique, dissyllabique, phonème ou logatome) choisies afin d'effectuer un test d'audiométrie vocale, nous ne pouvons pas montrer et interpréter les mêmes mécanismes de compréhension.

Le signal peut être présenté de façon séparé ou mixé au signal de bruit et au casque ou en champ libre. Les situations représentées par ces modes de délivrance seront différentes et auront également une influence sur les résultats.

Il existe deux modes de présentation des tests d'audiométrie vocale dans le bruit avec une procédure qui peut être soit fixe, soit adaptative.

Des critères comme le degré de surdité, l'âge, la cognition ou encore le niveau d'instruction peuvent aussi jouer un rôle dans l'influence des résultats de ce genre de test. L'hypothèse et la prise en compte de ces critères est très importante puisque pour certains patients une audiométrie vocale dans le bruit peut paraître compliquée et peut altérer leur attention et donc la compréhension. Cela implique des états de stress et d'angoisse pouvant mettre en échec le patient confronté à sa réalité et à ses difficultés au quotidien.

4.4 Le VRB (Vocale Rapide dans le Bruit)

Le test du VRB pour Vocale Rapide dans le Bruit, est un test d'audiométrie vocale dans le bruit mis au point par Monsieur Leclercq, Monsieur Renard et Monsieur le Professeur Vincent. Il a pour but de diagnostiquer les difficultés dans le bruit des sujets de façon simple et rapide en déterminant le rapport signal sur bruit permettant de comprendre 50% du signal de parole émis, autrement appelé le SIB50 calculé en dB RSB.

4.4.1 Procédure [3, 47]

4.4.1.1 Conditions d'écoute

Pour ce test, il est possible de le passer au casque, ou en champ libre. Pour une écoute au casque, le test se réalisera à l'aide d'un TDH-39 en écoute binaurale diotique et par l'intermédiaire d'un CD Audio. Lorsqu'il est réalisé en champ libre, le test peut se faire grâce à un haut-parleur situé face au patient (azimut 0°) où le bruit et le signal de parole sortent du même haut-parleur. L'autre réalisation se fait avec 5 haut-parleurs situés aux azimuts 0° , $+60^\circ$, $+120^\circ$, -60° , -120° autour du patient, à hauteur d'oreille et à 1 mètre de distance. Dans cette configuration à 5 haut-parleurs, le signal de parole est émis en face du patient (azimut 0°) et le bruit dans les 5 haut-parleurs.

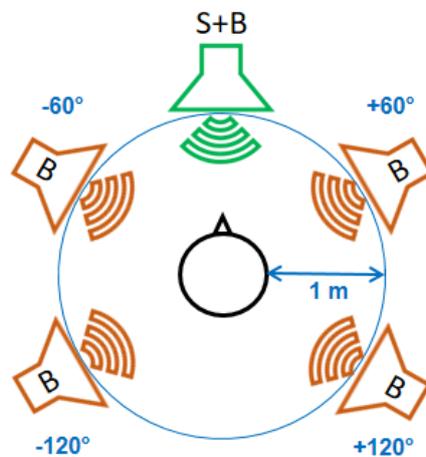


Figure 27 : Configuration des haut-parleurs et des signaux pour le test du VRB [3]

4.4.1.2 Signal de parole utilisé

Le signal de parole utilisé pour ce test sont des phrases tirées d'un corpus de phrases nommé MBAA pour Marginal Benefit from Acoustical Amplification. Ce corpus a été développé par Xavier Cormary avec 24 listes à l'origine, puis étoffé par Mary-Laurence Laborde pour compter aujourd'hui un total de 36 listes.

Chaque liste comporte 15 phrases, pour un total de 540 phrases. Elles sont représentatives de conversations de la vie courante. Elles sont cependant de longueur variable allant de 3 à 15 mots par phrase et pouvant être de tout type (affirmatives, négatives, interrogatives, exclamatives) mais équilibrées phonétiquement.

La voix est une voix d'une orthophoniste parlant à vitesse normale avec un accent français dit standard.

Pour le test du VRB, 127 phrases ont été sélectionnées avec des critères bien précis :

- Être suffisamment courtes pour être facilement répétées (7 à 11 syllabes maximum)
- Ne pas avoir de contexte prévisible pour limiter l'effet de suppléance mentale
- Exclusion des phrases interrogatives et exclamatives pour éviter la confusion
- Contenir minimum 3 mots clés (mono-, dis- ou trisyllabique)
- Les mots clés ne doivent pas être des prépositions, articles, pronoms, conjonctions ou noms propres.

Au final, le VRB possède 15 listes de 9 phrases et 2 listes d'entraînement (Annexe 7).

4.4.1.3 Signal de bruit utilisé

Le signal de bruit utilisé est un signal de type OVG (Onde Vocale Globale) conçu par Léon Dodelé.

Les phrases précédemment sélectionnées ont ensuite été réenregistrées en superposant ce bruit OVG tout en conservant et en préservant le niveau de difficulté.

4.4.1.4 Passation du test

La durée du test est d'environ 5 minutes et il est recommandé de faire passer au patient une liste d'entraînement avant, puis de présenter au moins 4 listes pour obtenir « une précision statistique suffisante ».

Comme énoncé précédemment, le signal de parole est une voix féminine présentée à 65 dB SPL de façon fixe (le niveau du signal de parole ne varie pas). La première phrase est émise dans le silence, puis les suivantes sont diffusées à des RSB compris entre +18 dB et -3 dB par RSB décroissants par pas de 3 dB. Cette première phrase dans le silence permet d'évaluer l'intelligibilité maximum dans le silence mais n'est pas comptabilisée dans le calcul de perte de RSB, mesurée uniquement sur les 8 dernières phrases. Chaque phrase est espacée l'une de l'autre par un écart de 8 secondes, permettant ainsi de respecter la norme ISO 8253-3 de 1996, concernant l'intervalle de temps minimum entre deux items vocaux devant être supérieur ou égal à 4 secondes [48].

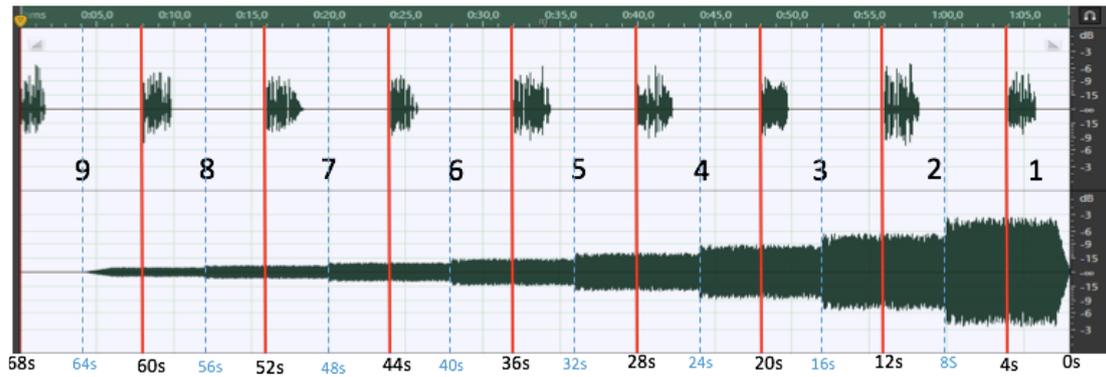


Figure 28 : Évolution du bruit pendant le test du VRB [49]

Toutes les phrases contiennent 3 mots clés qui doivent être correctement répétés. Les scores ainsi obtenus par phrase pouvant aller de 0/3 à 3/3 pour un score total noté sur 24 (8 phrases * 3 mots clés par phrase). Le test prend fin lorsque les 9 phrases ont été prononcées ou lorsque 0 mots clés ont été répétés sur deux phrases consécutives. Le test doit être répété au moins 4 fois pour avoir une précision statistique suffisante, une moyenne est alors calculée.

Une fois le test terminé, le logiciel permet d'afficher directement la courbe psychométrique de performance relatant chaque niveau de RSB ainsi que le SIB50 qui a été calculé selon l'équation de Spearman-Karber :

$$SIB50 = i + \frac{d}{2} - \frac{d * r}{n} = 18 + \frac{3}{2} - \frac{3 * r}{3} = 19.5 - r$$

i = Niveau initial de présentation du test (dB RSB)

d = Pas en dB

n = Nombre d'items testés par phrase

r = Nombre de réponses correctes

Le test du VRB étant normalisé pour mesurer le niveau de gêne d'un sujet malentendant dans un milieu bruyant comparé à un sujet normo-entendant, il a été calibré et calculé pour que le SIB50 d'un sujet normo-entendant soit ramené à 0 dB de RSB. Le résultat lu à la fin du test sera donc directement une valeur de perte de RSB, sans utiliser de facteur correctif.

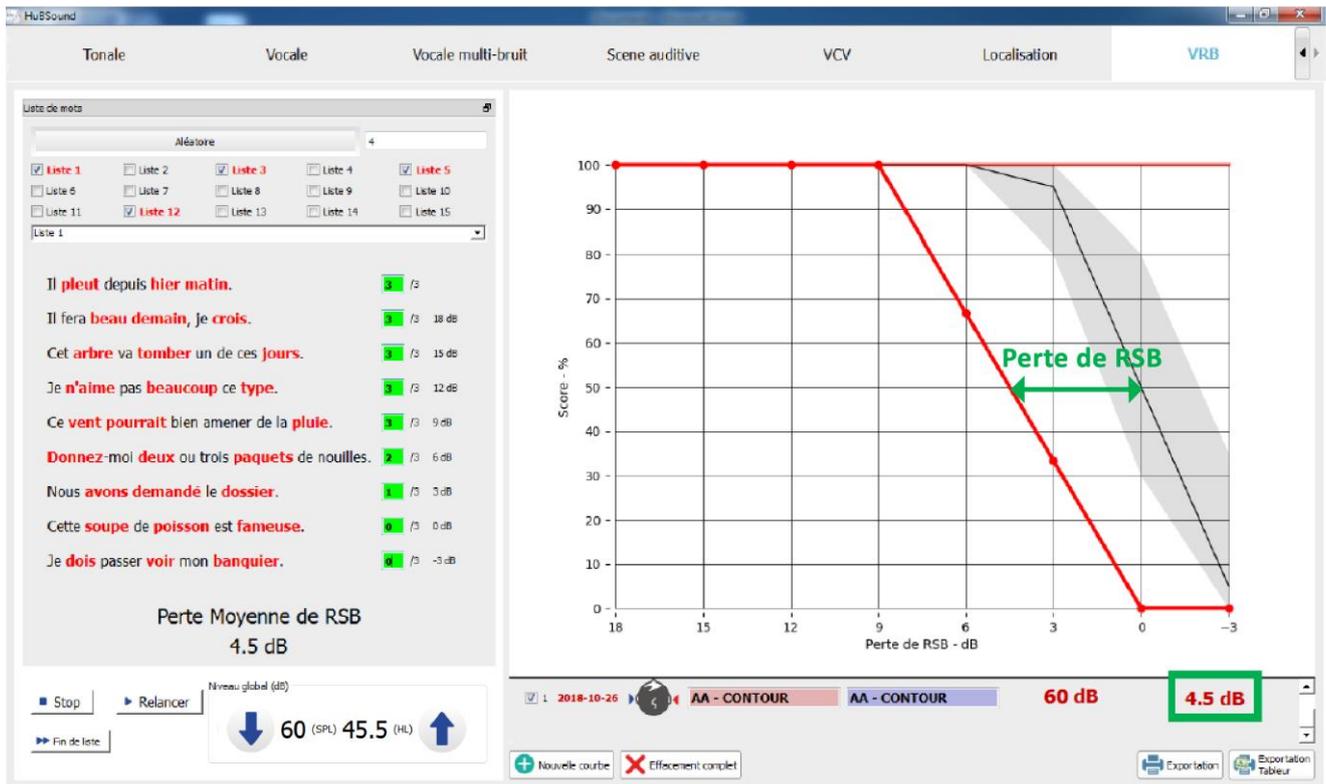


Figure 29 : Test du VRB chez un patient ayant une perte de 4,5 dB RSB (Leclercq, Guide d'utilisation du test VRB (Vocale Rapide dans le Bruit), 2018)

Partie pratique

Tous les tests énoncés et décrits dans cette partie ont été réalisés avec l'aide et la collaboration de Julie Courtier, étudiante de troisième année de l'école de Lyon et stagiaire des Laboratoires RENARD sur la même période.

1 Postulats et objectifs

L'étude et la réalisation de ce mémoire nous a permis, à partir d'un test déjà existant qu'est le VRB, de faire un point sur les avantages et inconvénients de ce dernier pour nous aider à la confection d'un nouvel outil. Ce nouvel outil se basant sur ce test, tout en palliant certaines de ses limites.

Postulat n°1 : Le test du VRB est un très bon outil de dépistage et de bilan sur les difficultés d'un patient en milieux bruyants. En revanche, son affichage et son résultat ne donne que peu d'informations sur la réelle compréhension dans ce type de milieux puisque le résultat obtenu nous informe uniquement sur un décalage de RSB (perte de RSB) comparé à un sujet normo-entendant. Il n'indique en aucun cas un pourcentage d'intelligibilité.

Nous avons donc cherché à mettre au point un outil permettant d'avoir un affichage direct du niveau de compréhension de la personne en mettant en avant le pourcentage d'intelligibilité résultant du test.

Postulat n°2 : Les niveaux de RSB extrêmes du VRB (+18 dB et -3 dB) ne sont que peu représentatifs et utiles lors du test pour définir des points d'amélioration du réglage. En effet, pour des RSB à +18 les patients n'ont généralement aucune difficulté et leur compréhension est proche ou égale à 100%. Cela s'explique par le fait qu'un RSB à +18 dB est un niveau où le bruit ne ressort que très peu comparé au signal de parole. Parallèlement, pour des RSB à -3 dB les patients ont généralement beaucoup de difficultés et leur score se rapproche ou est égal à 0%. À ce niveau de RSB, le signal de bruit est bien trop élevé, par rapport au signal de parole, pour un sujet malentendant pour qu'il puisse distinguer quelque chose. Toutefois, ces indices extrêmes restent quand même utiles dans une procédure de dépistage, ou de contrôle, pour détecter une dégradation auditive lors d'un rendez-vous de contrôle par exemple. En revanche, pour l'élaboration de notre outil, ces RSB extrêmes ne peuvent être des zones à prendre en compte. Cela s'explique par le fait qu'une compréhension à 100%

ne peut être améliorée car déjà à son maximum, et une compréhension à 0% ne peut obtenir d'amélioration significative.

C'est pourquoi nous nous sommes alors penchés pour ce nouvel outil sur une étude autour du SIB50. Grâce à cette valeur, l'audioprothésiste peut apporter une amélioration ou une dégradation significative de la compréhension sous l'effet de son réglage et/ou des paramètres acoustiques.

Postulat n°3 : Les débruiteurs des aides auditives ne fonctionnent pas de la même manière d'un fabricant à l'autre. Leur fonctionnement est alors difficile à étudier. Lorsqu'une variation rapide du RSB intervient, nous ne savons que trop peu sous quelles modalités les aides auditives réagissent. C'est pourquoi lorsque nous passons le test du VRB, nous ne savons pas à quelle vitesse ni à quel niveau de RSB les débruiteurs se mettent en route. Le test ayant pour procédure un RSB qui décroît par pas de 3 dB, nous pensons que cela est trop grand et trop variant pour prendre en compte la vitesse et le moment où les débruiteurs commencent à se mettre en route et avoir un réel impact.

Pour réussir à contenir ce problème, nous avons décidé de réaliser notre test à un niveau de RSB constant. Ce choix est d'autant plus pertinent car il est plus écologique par le fait que dans notre quotidien le bruit n'a pas tendance à avoir de fortes fluctuations au cours du temps.

Des études ont même montré que le RSB moyen dans lequel nous évoluons est de 5 dB et que 63% du temps les RSB sont compris entre +2 et +14 dB contre seulement 7,5% des situations avec des RSB inférieurs à 0 dB [50] [51]. Cela s'explique par le fait que lorsque nous sommes en présence de telles situations nos réflexes peuvent être soit de quitter l'endroit où nous nous trouvons, car trop bruyant, ou alors de demander à notre interlocuteur d'élever la voix ou de mettre un programme que l'on écoute (télévision, radio, etc.) plus fort et ainsi augmenter naturellement le RSB.

L'objectif principal de ce mémoire sera d'élaborer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit en proposant un outil simple, rapide et utilisable quotidiennement par les audioprothésistes et ainsi améliorer les réglages des patients et leur compréhension dans le bruit. Cet outil permettra de comparer les différents réglages et paramètres acoustiques par la visualisation directe de l'augmentation ou la diminution du pourcentage d'intelligibilité. Il viendra alors en complément du test du VRB.

2 Outils et critères

2.1 Outils utilisés

Dans le cadre de notre étude, le matériel que nous avons pu utiliser lors de nos tests sont :

- Vidéo-otoscope OTOcam 300 de la marque Otometrics pour vérifier que les patients n'ont pas de bouchons de cérumen
- Chaîne de mesure Siemens Unity 2 avec son coupleur 2cc pour être sûr du bon fonctionnement des appareils des patients (gains et niveaux de sortie)
- Logiciel Signia pour connecter les appareils et vérifier à l'aide de l'audiométrie InSitu la stabilité de l'audition
- Logiciel Hubsound pour réaliser et vérifier les gains prothétiques binauraux des patients
- Logiciel Hubsound pour réaliser le test du VRB
- Haut-parleurs de la marque Focal Sib installés au plafond au nombre de 5
- Amplificateur Pioneer VSX 330 pour le réglage du volume
- Listes de phrases du VRB au nombre de 15 listes de 9 phrases
- Logiciel Audacity pour modifier les listes de phrases à RSB constant
- Sonomètre Monacor SM4 pour vérifier le niveau de sortie des listes
- Lecteur Windows Media Player pour diffuser les listes à RSB constant
- Logiciel Excel pour répertorier les résultats du test à RSB constant.

2.2 Critères de population

Notre population se compose de 44 personnes, divisées en trois groupes de population différentes, réparties en fonction de l'avancement de l'étude.

Groupe 1 (GE) : premier groupe sélectionné pour la réalisation de notre étude de faisabilité composé de 5 sujets malentendants. 3 hommes et 2 femmes. Ce groupe témoin a permis d'une part de vérifier que notre protocole fonctionne et d'autre part de comprendre comment ajuster notre test pour la suite de l'étude.

Groupe 2 (GC) : deuxième groupe sélectionné constitué de 11 sujets normo-entendants. 3 hommes et 8 femmes. Ce groupe a permis de vérifier que nos listes créées soient bien cohérentes au niveau de RSB avec celles du test du VRB.

Groupe 3 (GT) : troisième groupe sélectionné constitué de 28 sujets malentendants pour notre étude test. 16 hommes et 12 femmes. Ce groupe a permis de réaliser notre test à RSB constant pour

essayer de déterminer le nombre de phrases à faire répéter pour la création finale de notre nouvel outil.

2.2.1 Critères d'inclusion et de non-inclusion



Les critères d'inclusion des deux groupes, pour l'étude de faisabilité ainsi que pour l'étude test, (GE et GC) ont été les mêmes. Les critères à respecter pour être sélectionnés sont les suivants :

- Avoir un âge compris entre 18 et 80 ans
- Être atteint d'une surdité endocochléaire
- Avoir une surdité légère à moyenne de type II
- Avoir une asymétrie de surdité de maximum 45 dB
- Être appareillé depuis au moins 6 mois
- Avoir un temps de port moyen des appareils de minimum 8h par jour.



Les critères de non-inclusion des deux groupes ont également été les mêmes. Les critères sont les suivants :

- Avoir un bouchon de cérumen
- Avoir une audition fluctuante
- Présenter des troubles cognitifs avérés
- Être atteint de pathologies associées
- Avoir une mauvaise connaissance de la langue française
- Avoir un score inférieur à 100% d'intelligibilité sur la première phrase dans le silence du test du VRB.



Les critères de sélection du groupe contrôle ont été les suivants :

- Avoir une audition normale selon le BIAP (Bureau International d'Audiophonologie) : seuil tonal supérieur à 20 dB sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz
- Avoir le français pour langue maternelle
- Ne pas avoir connaissance des phrases du test du VRB.

2.2.2 Âge de la population

Pour l'étude de faisabilité, l'âge moyen de la population est de 62,4 ans (écart-type : 9,9 ans). L'âge moyen du groupe contrôle est de 35,1 ans (écart-type : 9,5 ans). Enfin le groupe test a un âge moyen de 60,8 ans (écart-type : 20,1 ans).

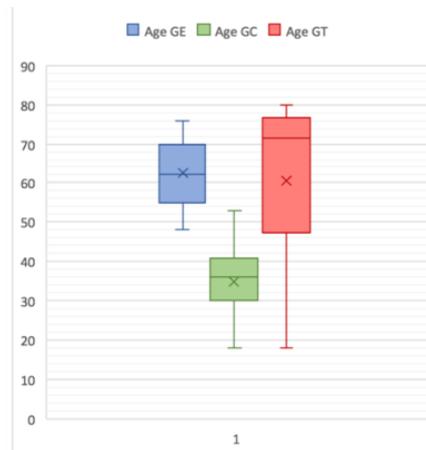


Figure 30 : Répartition de l'âge de la population des différents groupes (GE, GC, GT)

2.2.3 Audition de la population

Au niveau de l'audition de notre population, chaque groupe a une audition (perte tonale moyenne PTM) différente. En revanche, deux groupes se rapprochent puisque ces derniers ont une moyenne d'âge proche. Il s'agit du groupe 1 (GE) et du groupe 3 (GT). Nous avons donc pu moyenniser l'âge de ces deux groupes ensemble et séparément. Le groupe GE obtient une perte tonale moyenne de 41,50 dB HL (écart-type : 15,58 dB HL) et le groupe GT obtient lui une perte de 46,12 dB HL (écart-type : 13,62 dB HL). La perte tonale moyenne des deux groupes (de faisabilité GE et test GT) atteint 45,42 dB HL (écart-type : 13,77 dB HL).

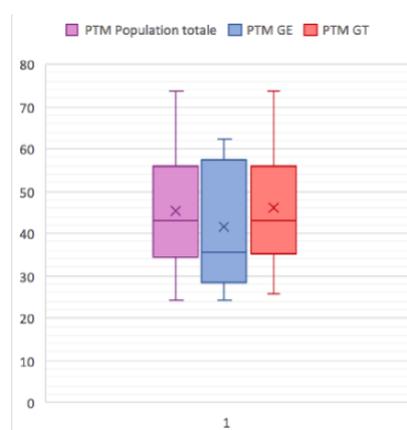


Figure 31 : Perte tonale moyenne de la population totale (GE et GT) et des deux groupes séparés

Le groupe contrôle a lui été testé via un casque TDH39 en double cabine et grâce à un audiomètre AC40 de la marque Interacoustics. Leurs seuils audiométriques ont été répertoriés sur le graphique avec les pertes oreille droite en rouge et oreille gauche en bleu.

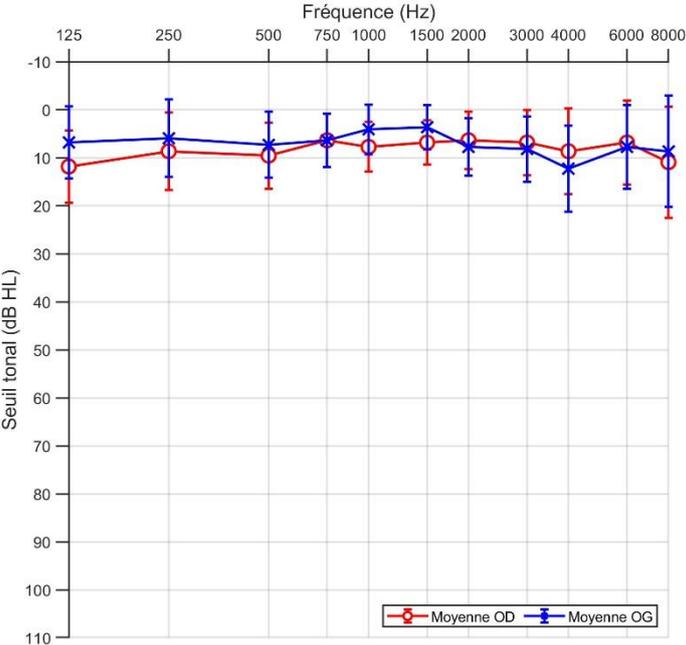


Figure 32 : Seuils audiométriques oreille droite et oreille gauche du groupe contrôle (GC) (n=11)

3 Étude de faisabilité

3.1 Outil vocal

Pour cette étude de faisabilité, réalisée en amont de notre étude principale, nous avons utilisé trois groupes/séries de phrases tirés des phrases du VRB et composés respectivement de 5 listes, elles même constituées de 8 phrases dans le bruit (les phrases dans le silence ayant été retirées). Ces trois séries A, B et C ont été mises en forme par Monsieur Le Net pour la réalisation de son mémoire de fin d'étude sur l'effort d'écoute. C'est grâce au logiciel Audacity, cité précédemment, qu'a été possible le collage des phrases du VRB l'une à la suite de l'autre pour qu'elles puissent être émises sans discontinuité à RSB constant par pas de 3 dB de RSB. Voici à quoi ressemble les 3 séries A, B et C :

- Série A : listes 1, 3, 6, 9 et 14 du VRB
- Série B : listes 2, 5, 8, 11 et 13 du VRB
- Série C : listes 4, 7, 10, 12 et 15 du VRB.

Notre étude de faisabilité a démarré avec ces trois séries composées de 40 phrases chacune et disponibles aux huit RSB correspondants à ceux du test du VRB (+18, +15, +12, +9, +6, +3, +0 et -3 dB de RSB).

3.2 Protocole d'étude

Cette première étude s'est réalisée en trois étapes.

Étape 1 : Tout d'abord, il a fallu vérifier quelques points auprès des patients, c'est-à-dire les critères d'inclusion et de non-inclusion. Nous avons réalisé une otoscopie pour vérifier la présence ou non de bouchons de cérumen et l'état du conduit auditif du patient ainsi que de son tympan. Nous avons ensuite passé les appareils auditifs du patient en chaine de mesure pour vérifier leur bon fonctionnement et vérifier que les niveaux de sortie soient bien identiques aux derniers enregistrés et ainsi éliminer tous problèmes pouvant venir des appareils. Puis nous avons connecté les appareils et réalisé une audiométrie InSitu, directement à travers les appareils et via le logiciel fabricant, pour vérifier la stabilité de l'audition du patient. Nous avons également vérifié grâce au logiciel Hubsound les gains prothétiques binauraux des patients représentés ci-dessous. Enfin, il a fallu expliquer au patient le déroulement des tests à suivre. Nous avons commencé par expliquer qu'il allait réaliser deux tests, le VRB puis le test à RSB constant. Les consignes, sur lesquelles nous avons insisté, sont identiques aux deux tests :

- De ne pas interagir avec le testeur pendant les tests car les phrases se suivent sans interruption et cela engendrerai un décalage et une non-compréhension des phrases qui suivent
- De répéter tout ce qui est entendu pendant le test, même si cela ne veut rien dire ou qu'il n'y a qu'un seul mot de compris dans la phrase (dû au principe de mot clé des tests)
- De parler bien fort et distinctement pour que le testeur puisse entendre ce que le patient répond car lui-même est également dans le bruit du test.

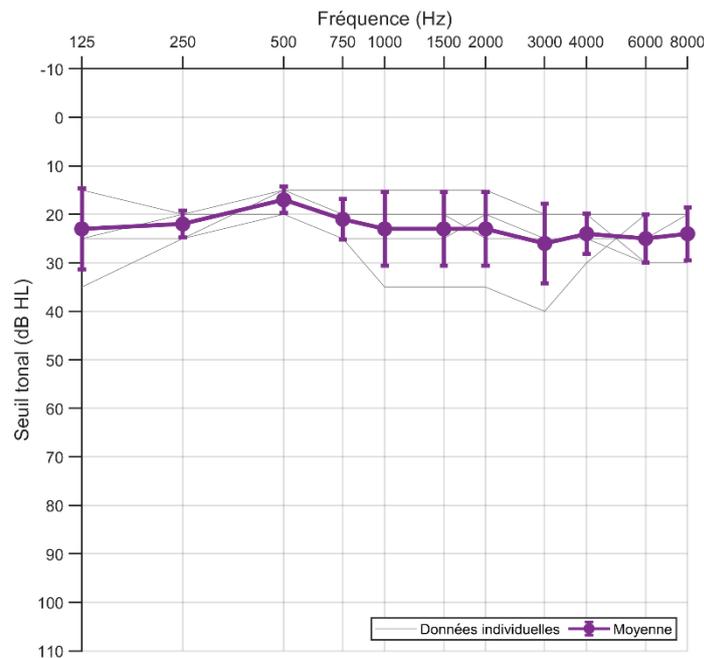


Figure 33 : Gains prothétiques binauraux du groupe 1 (GE) (n=5)

Étape 2 : Pour cette deuxième étape de notre protocole nous avons fait passer aux patients sélectionnés le test du VRB. Nous avons demandé aux patients de rester sur leur programme le plus couramment utilisé (généralement leur programme universel). Le but de leur faire passer le test du VRB étant d'obtenir la valeur de leur SIB50 et ainsi savoir à quel décalage de RSB ils obtiennent leur 50% de compréhension.

D'après les recommandations de Monsieur François Leclercq sur le test du VRB, nous avons réalisé le test avec 5 listes. Nous avons décidé de prendre les 5 listes de la série C pour garder les séries A et B pour notre test à RSB constant. La réalisation du test suit à la lettre le principe de passation du VRB évoqué plus haut. Une fois les courbes psychométriques de performance du VRB obtenues pour chaque patient, avec leur SIB50, nous avons pu les superposer sur un seul graphique ci-dessous.

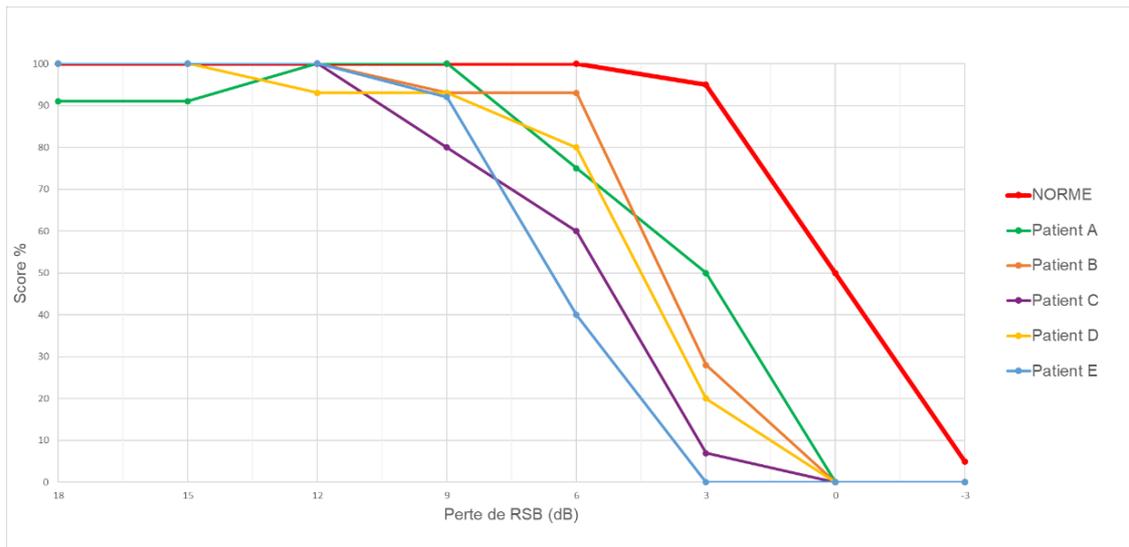


Figure 34 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 1 (GE) (n=5)

Étape 3 : Cette troisième étape a été le moment de réaliser pour la première fois notre test à RSB constant. Sa diffusion a été organisée de la manière suivante avec 2 haut-parleurs (HP1 et HP3) aux azimuts $+60^\circ$ et -60° diffusants tous deux à la fois la parole et le bruit (NB : le haut-parleur central (HP 2) servant uniquement de repère pour le placement du patient). Pour des soucis de cohérence avec le test du VRB, la parole est diffusée à un niveau de 65 dB SPL et le bruit dépendant du niveau de RSB choisi. Pour cette étude de faisabilité, uniquement la série A fût utilisée et diffusée via le logiciel Media Player.

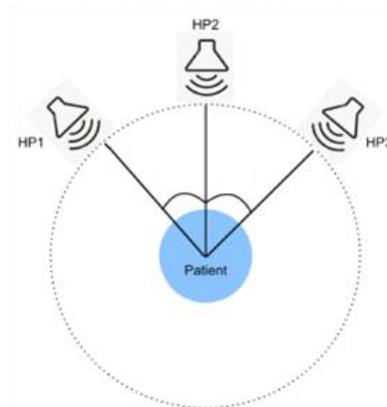


Figure 35 : Représentation schématique du positionnement des haut-parleurs pour le test à RSB constant

Pour noter nos résultats, nous avons créé un fichier Excel (Annexe 8) que nous avons complété au fur et à mesure durant le test avec les réponses données par les patients pour chaque phrase en rentrant le nombre de mots clés correctement répétés. Le but du test étant de repérer trois mots clés dans la phrase, les réponses rentrées dans le tableau sont 0, 1, 2 ou 3 (mots clés répétés). Nous avons

également converti ce nombre de réponse en pourcentage d'intelligibilité correspondant respectivement à 0, 33, 66 ou 100% de compréhension, que nous avons moyenné pour toutes les phrases de la série et ainsi obtenir un pourcentage d'intelligibilité global de la série.

Le premier patient (patient A) a été testé uniquement sur 20 phrases pour mettre au point notre protocole et notre aisance avec ce nouveau matériel et son utilisation. Par la suite, nos patients B, C et D ont eux été testés sur les 40 phrases.

Le niveau de RSB auquel ces quatre premiers patients ont réalisé le test a été réfléchi en fonction de leur SIB50 obtenu au test du VRB. Nous avons décidé dans un premier temps de choisir le premier niveau de RSB juste au-dessus du SIB50 (exemple pour le patient C : son SIB50 étant de +6,1 dB, nous avons pris le niveau de RSB constant à +9 dB). La première conclusion tirée une fois ces quatre premiers patients passés, fût que de prendre le premier niveau de RSB au-dessous du SIB50 donné par le VRB peut engendrer un gros écart de niveau d'intelligibilité. En effet, comme le montre le patient C, un SIB50 à +6,1 dB et tester à +9 dB de RSB constant entraîne un trop grand écart puisque nous sommes presque à 3 dB (2,9 dB) de plus que son SIB50. Cela entraîne donc une passation du test à un niveau bien trop supérieur et donc un pourcentage d'intelligibilité élevé puisque ce patient atteint environ 94% d'intelligibilité (bien trop loin du niveau espéré de 50%).

Nous avons par conséquent décidé pour le patient E de modifier le critère de choix du niveau de RSB. Cette fois-ci nous avons choisi le niveau de RSB le plus proche du niveau indiqué par le test du VRB pour se rapprocher le plus du 50% d'intelligibilité. Pour un SIB50 indiquant +6,5 dB, nous avons choisi de tester le patient à +6 dB de RSB constant.

Chaque fin de test c'est terminé par un petit questionnaire du patient pour connaître son ressenti sur le test, sa difficulté, sa longueur et d'autres éventuelles remarques.

3.3 Résultats, discussions et pistes d'améliorations de cette première étude

Les résultats de cette étude de faisabilité nous montrent différentes choses, tant sur le point chiffré que sur le point de la réflexion. En effet, les résultats chiffrés nous montrent une grande disparité des pourcentages d'intelligibilité en fonction des patients. Cela est principalement dû au mode de passation du test et du niveau de RSB constant choisi en fonction des résultats du test du VRB.

Patients	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité (%)	Nombre de phrases répétées (Série A)
A	4,25	6	44,86	20
B	4,10	6	73,93	40
C	6,10	9	94,08	40
D	4,90	6	55,63	40
E	6,50	6	58,05	40

Figure 36 : Données chiffrées de l'étude de faisabilité répertoriant le SIB50 obtenu au test du VRB, le RSB testé pour notre test avec son score d'intelligibilité résultant sur le nombre de phrases répétées

Tout d'abord, le premier patient A ne peut être représentatif du fait qu'il n'a pas passé le test avec le même nombre de phrase que les autres car il a été le premier de notre étude. En revanche, c'est grâce à ce patient que nous avons pu ajuster notre mode de passation, c'est-à-dire améliorer notre présentation et recueil des données sur notre fichier Excel ainsi que nos consignes données aux patients. Toutes ces modifications ont permis une meilleure fluidité dans notre travail.

Comme évoqué précédemment, les patients B et C ont des scores très élevés comparé au score de 50% d'intelligibilité attendu. Ceci s'explique principalement par le premier mode de passation du test qui fût de tester nos patients au niveau de RSB constant directement supérieur à celui obtenu au test du VRB. Le patient B passe donc de 4,1 dB, à son SIB50, à 6 dB de RSB constant, soit 1,9 dB de différence. Idem pour le patient C qui passe de 6,1 dB à 9 dB, soit 2,9 dB de différence. D'après la littérature, ces gros écarts de pourcentages d'intelligibilité s'expliquent par le fait qu'une élévation de 1 dB de SRT peut entraîner une modification d'intelligibilité allant de 14% à 19% autour du seuil de 50% d'intelligibilité [52].

Le patient D a lui légèrement sous-performé puisque pour 1,1 dB d'écart entre son SIB50 et son niveau testé, il ne dépasse son 50% d'intelligibilité que d'environ 5%. Au contraire, le patient E lui a surperformé alors qu'il a été testé à un niveau de RSB constant inférieur à celui de son SIB50.

Cette étude de faisabilité menée sur 5 patients nous a donc permis de mettre en lumière plusieurs choses. Tout d'abord elle nous a permis de lancer notre étude et de se familiariser avec notre nouvel outil et son mode de passation, ainsi qu'avec les différentes consignes à donner aux patients lors de la réalisation du test. Elle nous a également permis de gérer notre aisance quant au report des réponses et résultats sur notre fichier Excel.

Elle nous a également permis de confirmer qu'il nous fallait un grand nombre de phrases par séries pour pouvoir tester l'effet de fatigue et d'entraînement lors de la passation du test. En effet, le fait de faire un test à RSB constant, peut paraître monotone à long terme et peut entraîner un effet de fatigue ou au contraire à force d'avoir des conditions similaires cela peut engendrer un effet d'entraînement.

Les conclusions portées à la suite de cette étude sur ces différents points n'ont démontré aucun de ces effets (ni fatigue, ni entraînement) sur les 40 phrases proposées. Cette conclusion a pu

être tirée à la fois par le ressenti des patients, mais également par la figure ci-dessous ne montrant aucune tendance type dans les réponses des patients. Au contraire, cette figure nous montre même une très grande variabilité dans les réponses puisque certaines phrases ont été répétées en moyenne à 100% par les 4 patients de l'étude (exclusion du patient A n'ayant pas été testé sur le même nombre de phrase) contrairement à d'autres qui n'ont été répétées en moyenne qu'à moins de 40%. Par la suite, l'effet de fatigue et d'entraînement seront à nouveau vérifiés avec les groupes 2 (GC) et 3 (GT).

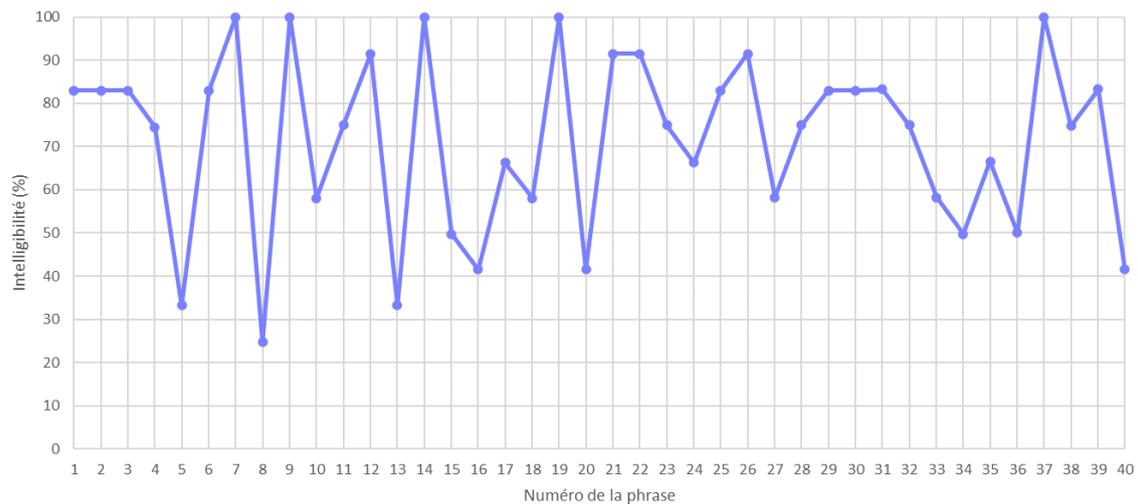


Figure 37 : Moyenne d'intelligibilité par phrase de la série A, par pas de 3 dB de RSB, sur les 4 patients du groupe GE (patient A exclu)

Enfin, cette étude de faisabilité nous a confirmé qu'il fallait que nous passions à un pas de RSB plus fin car le pas de 3 dB de RSB n'est pas suffisamment précis pour tester autour du 50% d'intelligibilité (moyenne d'intelligibilité globale = 71,49%). Nous avons donc modifié les séries A, B et C en passant d'un pas de 3 dB de RSB à un pas de 1 dB de RSB. Le choix du RSB constant à tester à la suite du test du VRB fût également revu puisque nous avons décidé de prendre le RSB le plus proche du résultat du SIB50 pour tester nos patients.

4 Étude test : étude du test à RSB constant « finalisé »

4.1 Modification de l'outil vocal

D'après l'étude de faisabilité nous avons remarqué qu'il serait plus pertinent de tester nos patients à un RSB constant plus proche de leur SIB50. C'est pourquoi nous avons dû modifier les séries de phrases de notre outil vocal. Nous avons à notre disposition les quinze listes de 9 phrases du VRB dans le silence au format wav. Nous disposons également dans un autre fichier le bruit type OVG également au format wav. Grâce au logiciel Audacity, nous avons pu reconstituer les 2 séries A et B à l'identique, mais en insérant cette fois-ci les 4 phrases dans le silence, initialement supprimées par Monsieur Maxime Le Net lors de son étude, correspondant aux phrases dans le silence des listes 3, 6, 9 et 14 pour la série 1 et des phrases 5, 8, 11 et 13 pour la série B.

Lors de la modification de cet outil vocal, nous avons également ajouté au début des 2 séries une phrase dans le silence pour l'initialisation du test. La série A se voit alors commencer par la première phrase dans le silence de la liste 1, et la série B par la première phrase dans le silence de la liste 2.

Enfin, le point le plus important dans l'élaboration de ces deux nouvelles séries a été que nous avons fait passer ces 2 séries de 3 dB de pas de RSB à des séries à 1 dB de pas de RSB et ajustant les niveaux de bruits, et donc de RSB, lors des différents collages.

Après toutes ces modifications, nous avons obtenu deux séries A et B constituées de 45 phrases chacune dont une première phrase 0 dans le silence puis les 44 phrases suivantes dans le bruit à tous les niveaux de RSB de +18 dB à -3 dB de RSB (Annexe 9).

Lors du remaniement de ces différentes séries, nous avons également veillé à prendre en compte et à respecter la norme ISO 8253-3 de 1996 concernant l'intervalle de temps minimum entre deux items vocaux devant être supérieur ou égal à 4 secondes [48].

4.2 Protocole d'étude

4.2.1 Groupe 2 : groupe contrôle (GC)

Comme pour chaque étude, il s'agit de commencer par tester le protocole sur un groupe contrôle pour vérifier la concordance entre l'outil créé et un outil déjà existant. Dans notre cas, il s'agit de vérifier la cohérence entre les séries A et B créées, et le SIB50 du test du VRB. Pour chaque patient, nous aimerions obtenir un score d'intelligibilité proche de 50% en ayant été testé à un RSB constant choisi, comme énoncé plus tôt, en cohérence avec son SIB50 donné par le test du VRB.

Comme pour l'étude de faisabilité, chaque sujet contrôle a subi une otoscopie pour éliminer la présence de bouchons de cérumen et vérifier l'état de son conduit auditif ainsi que de son tympan. Il a ensuite subi une audiométrie en double cabine pour vérifier son audition (résultats répertoriés à la figure 32). Pour être retenu dans l'étude, il fallait que cette audition soit considérée comme normale pour valider les critères d'inclusion et pouvoir y participer.

Suite à ces contrôles, 11 sujets furent retenus.

Pour la suite de l'étude, les conditions de passation des tests furent les mêmes que celles réalisées par le groupe 1 (GE) pour l'étude de faisabilité, aux deux seules conditions que les séries A et B ne contenaient plus 40 mais 45 phrases, et que le critère de choix du RSB pour le test à RSB constant fût modifié.

Par la suite, chaque sujet a effectué le test du VRB sur 5 listes (pour respecter « une précision statistique suffisante »). À la suite de cela nous avons obtenu leurs courbes psychométriques de performance du VRB.

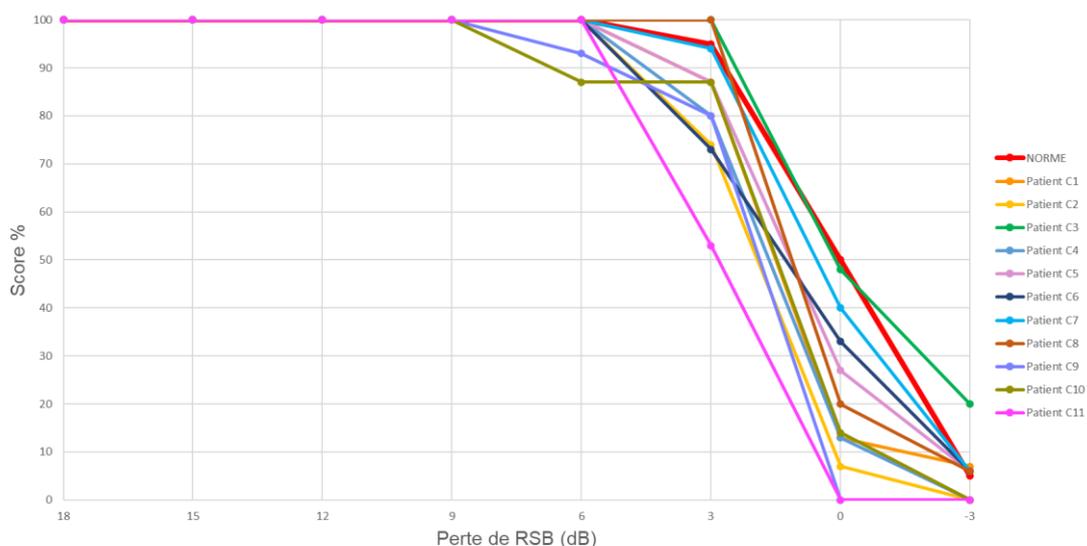


Figure 38 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 2 (GC) (n=11)

Puis chaque sujet a obtenu une valeur de SIB50 et a été testé au RSB le plus proche de ce dernier pour le test à RSB constant. Il a ainsi répété les 45 phrases, dont 44 dans le bruit, à RSB constant des deux séries A et B. Malgré le plus jeune âge de ce groupe contrôle, l'effet de fatigue doit également être éliminé, c'est pourquoi nous leur avons fait passer les deux séries (aléatoirement) à un jour d'intervalle (exemple : jour 1 : VRB + série 1, et jour 2 : série 2 ou alors jour 1 : VRB + série 2, et jour 2 : série 1).

Au final, il n'en résulte ni effet de fatigue, ni effet d'entraînement. Aucun des sujets n'a obtenu un score trop faible ou trop haut. Leur moyenne sur les deux séries A et B est très proche et leurs résultats par phrase est aléatoire avec l'avancée du test. Cette conclusion a pu être tirée à la fois par

le ressenti des sujets, mais également par les résultats par phrase ne montrant aucune tendance type dans les réponses des sujets.

Nous pouvons répertorier les moyennes obtenues, aux séries A et B, pour chaque sujet dans le tableau suivant :

Sujet	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité série A (%)	Moyenne intelligibilité série B (%)
C1	1,30	1	71,10	71,80
C2	2,10	2	61,90	58,10
C3	-0,50	0	50,60	50,60
C4	1,70	2	47,60	45,20
C5	0,90	1	36,10	30,10
C6	1,10	1	50,00	37,00
C7	0,30	0	50,60	52,80
C8	0,70	1	35,40	40,80
C9	2,30	2	71,80	49,00
C10	1,90	2	55,00	51,30
C11	2,90	3	60,50	70,00
		Moyenne	53,69	50,61
		Écart-type	12,08	12,73

Figure 39 : Tableau récapitulant les résultats du groupe 2 (GC) au test du VRB et au test à RSB constant (n=11)

Lorsque l'on analyse ces résultats, on remarque qu'environ la moitié des sujets ont un écart (en valeur absolue) supérieur à 10% d'intelligibilité par rapport au 50% attendu pour la série A, et que pour la série B cet écart (en valeur absolue) est supérieur à 8% d'intelligibilité pour environ la moitié des sujets. Malgré ces écarts, nous remarquons que pour un même sujet, seul deux sur onze ont plus de 10% d'écart entre la série A et B.

Toutefois, malgré ces écarts inter-série et intra-individuel, nous obtenons des moyennes, pour la série A et la série B, proches du 50% attendu avec respectivement 53,69% et 50,61% d'intelligibilité.

Puis nous avons décidé de comparer ces deux séries entre elles grâce à un test statistique.

Le chemin à emprunter pour savoir quel type de test utiliser m'a été enseigné pendant mes cours de Master 1 Neuroprothèse Sensorielles et Motrices par Monsieur Jérôme Bourien.

Tout d'abord nous avons dû tester si ces deux résultats (moyenne intelligibilité série A et B) suivent une loi normale ou non. Pour cela nous avons utilisé un test de Jarque-Bera (jbtest(X)) via le logiciel Matlab. Les résultats nous ont montrés que ces deux séries de moyennes par patient suivent bien une loi normale. Par conséquent, nous avons dû réaliser un test de Student pour échantillons appariés, car nous comparons les mêmes sujets sur deux séries différentes, (noté ttest(X,Y) sous le logiciel Matlab). Le résultat de ce test de Student nous indique que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative (p=0,2737).

La conclusion qui a pu être tirée de ces résultats est donc que les deux séries créées à RSB constant par pas de 1 dB de RSB peuvent être assimilées en moyenne au bon niveau de correspondance avec le SIB50 du test du VRB. L'écart moyen faible entre les séries A et B, et le 50%

attendu est tout à fait acceptable pour notre étude. Ces faibles écarts nous montrent que nos séries ont bien été constituées, et que nous pouvons continuer avec ces dernières pour réaliser notre test à RSB constant sur des patients ayant maintenant des pertes auditives appareillées.

4.2.2 Groupe 3 : groupe test (GT)

Chaque patient de ce groupe test a également subi les premiers examens de routine pour éliminer la présence de bouchons de cérumen et vérifier l'état de son conduit auditif ainsi que de son tympan à l'aide de l'otoscopie. Nous avons vérifié les appareils auditifs de chaque patient en chaîne de mesure pour contrôler leur bon fonctionnement, contrôler leur audition par l'intermédiaire des appareils auditifs avec l'audiométrie InSitu. Enfin nous avons vérifié la stabilité ou les bons gains prothétiques binauraux pour être sûr que chaque patient soit bien dans les critères d'inclusion et que la correction apportée par leurs appareils auditifs soit la meilleure pour notre étude.

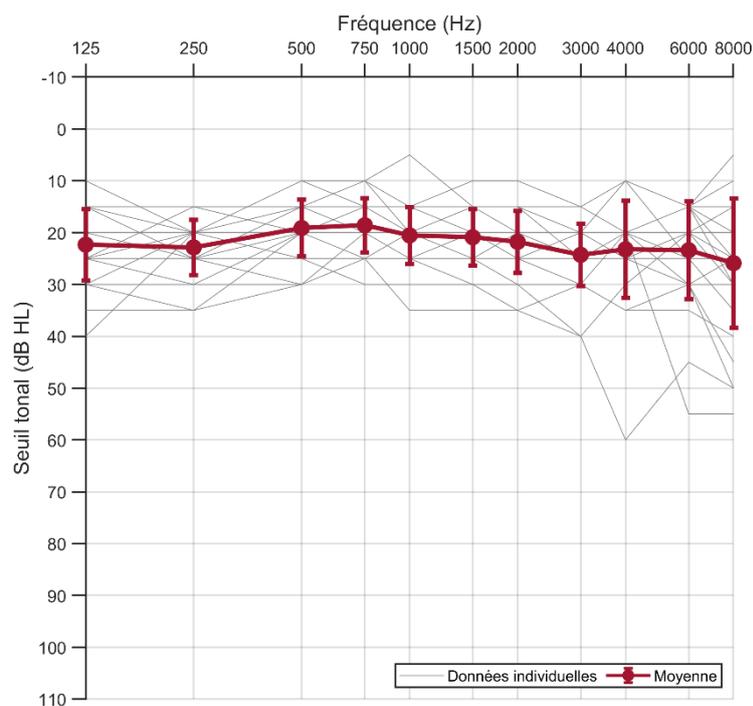


Figure 40 : Gains prothétiques binauraux du groupe 3 (GT) (n=28)

Ensuite, comme pour les groupes précédents, nous avons fait passer à chaque patient le test du VRB pour obtenir leurs courbes psychométriques de performance et leurs SIB50. Le test a également été passé sur 5 listes (pour respecter « une précision statistique suffisante »).

Chaque courbe psychométrique de performance a pu être rassemblée sur un même graphique pour les 28 patients testés du groupe test (figure 41).

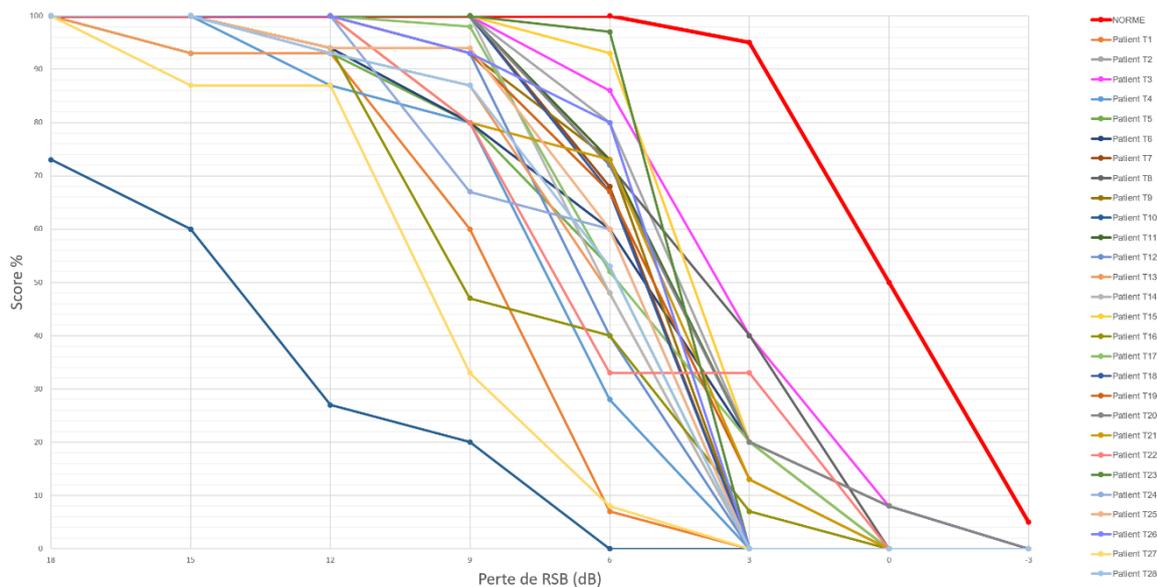


Figure 41 : Courbes psychométriques de performance du VRB du groupe 3 (GT) (n=28)

Ce test du VRB nous a ainsi permis de recueillir la perte de RSB de chaque patient pour pouvoir par la suite être testé à l'aide de notre test à RSB constant.

Pour des raisons de praticité et de temps lors de chaque rendez-vous, les patients ont été divisés en deux groupes de même taille composés de 14 patients chacun qui ont répétés aléatoirement soit les 45 phrases de la série A, soit les 45 phrases de la série B. Le fait d'avoir divisé les patients en deux groupes a permis d'éviter d'éventuels « biais de classement » que nous aurions pu avoir si nous les avions testés uniquement sur une seule série.

S'en suit pour chaque patient le test à RSB constant au niveau le plus proche indiqué par la perte de RSB au test du VRB. Chacun a ainsi répété les 45 phrases, soit de la série A, soit de la série B, dont 44 phrases dans le bruit à un même niveau de RSB. Les scores ont été répertoriés au fur et à mesure de l'avancement du test dans notre fichier Excel.

Malgré toutes les vérifications faites au préalable sur l'effet de fatigue et d'entraînement du test, nous avons à nouveau contrôlé que ces deux effets n'apparaissent pas lors de la passation, ce qui viendrait fausser nos résultats.

La figure suivante représente les différents pourcentages d'intelligibilité obtenus, moyennés pour chaque phrase pour les patients de la série A et de la série B, de la phrase 1 à la phrase 44 (la phrase 0 dans le silence n'ayant pas été représentée). Si un effet type devait apparaître, nous observerions soit une courbe chuter avec l'avancée dans le temps du test représentative de fatigue, ou bien une courbe qui augmente dans le temps, représentative d'un entraînement.

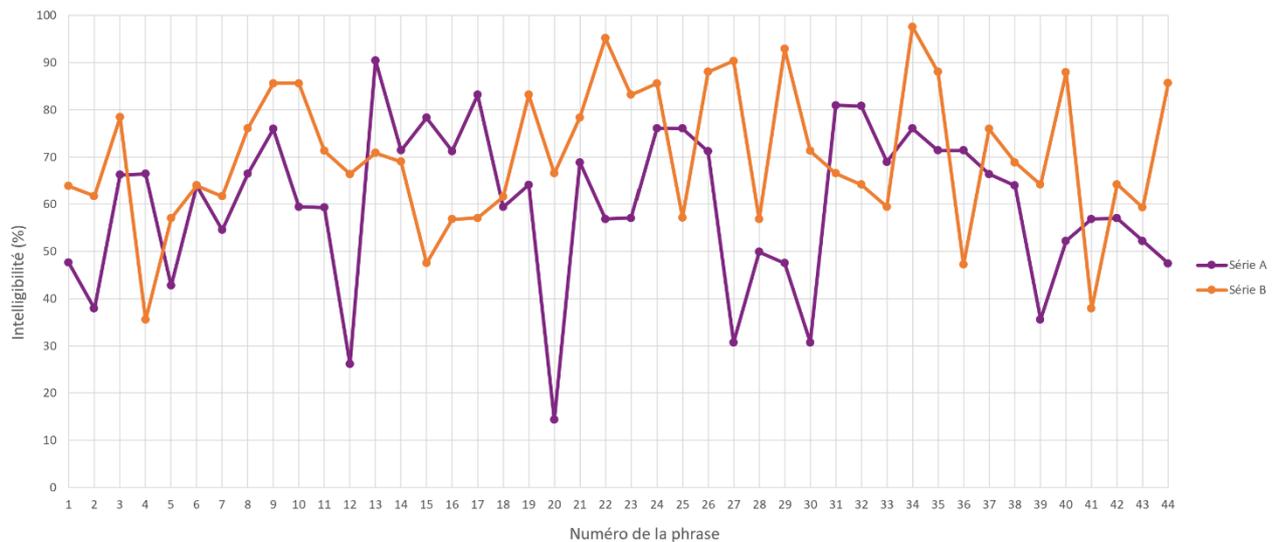


Figure 42 : Moyenne d'intelligibilité par phrase de la série A (n=14), et de la série B (n=14)

Nous constatons d'après cette figure qu'aucune des deux séries ne semble avoir de tendance d'entraînement ou de fatigue. Cependant, nous observons, aussi bien dans la série A que la série B, que les phrases à l'intérieur d'une même série possèdent une grande variabilité avec des résultats allant d'environ 15% d'intelligibilité, jusqu'à quasiment 100%.

Malgré cela, pour la suite de l'analyse nous avons référencé dans un tableau les différentes moyennes d'intelligibilité des 28 patients ayant réalisés le test à RSB constant (Annexe 10).

Nous remarquons que la série A a une moyenne d'intelligibilité de 60,10% pour n=14 patients, et que la série B a une moyenne d'intelligibilité de 70,11% pour n=14 patients.

Cette différence a été testé de la même manière que pour le groupe 2 (GC), à l'aide d'un test statistique pour vérifier si cette dernière était significative ou non.

Nous avons commencé par réaliser un test de Jarque-Bera ($jbtest(X)$) via le logiciel Matlab pour vérifier la normalité de ces deux séries de données. Les résultats nous ont montré que ces deux séries de moyennes par patient sur 44 phrases suivent bien une loi normale. Par conséquent, nous avons dû réaliser un test de Student pour échantillons indépendants, car nous comparons deux séries de patients différents et dont aucun n'appartient aux deux groupes simultanément, (noté $ttest2(X,Y)$ sous le logiciel Matlab). Le résultat de ce test de Student nous indique que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,0997$).

Toutefois, nous constatons que ces deux moyennes sont supérieures au résultat attendu de 50% d'intelligibilité. La série A est supérieure au 50% de 10,10% et la série est supérieure au 50% de 20,11%. La question qui se pose alors est : pourquoi y-a-t-il une telle différence, alors que, d'après le groupe contrôle (GC), les séries ont été correctement créées ?

Nous avons voulu vérifier si cette différence pouvait être due à l'âge des patients, à leur Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille ou bien à la durée d'appareillage.

Pour cela, nous avons commencé par répertorier dans le tableau suivant, tous les éléments nécessaires à ces différentes comparaisons.

Série A						
Patients	Âge (année)	Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille (dB)	Durée d'appareillage (années)	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité (%)
T1	71	41,25	1	8,70	9	46,77
T2	72	28,75	1	4,50	5	75,57
T3	38	23,75	1	3,50	4	91,59
T4	22	51,25	8	7,70	8	45,30
T5	73	26,25	1	6,90	7	37,73
T6	35	31,25	1	5,70	6	35,48
T7	57	31,25	5	5,50	6	46,77
T8	26	53,75	25	4,10	4	50,48
T9	28	45,00	24	5,50	6	55,05
T10	78	62,50	10	14,10	14	70,27
T11	49	73,75	22	6,90	7	70,30
T12	80	56,25	8	6,10	6	69,45
T13	80	40,00	11	6,10	6	64,18
T14	78	61,25	4	10,10	10	82,41
Moyenne						60,10
Écart-type						17,19

Série B						
Patients	Âge (année)	Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille (dB)	Durée d'appareillage (années)	Perte de RSB (dB)	RSB constant testé (dB)	Moyenne intelligibilité (%)
T15	75	25,00	3	4,70	5	70,27
T16	48	35,00	6	6,50	6	82,45
T17	18	55,00	14	4,10	4	64,84
T18	74	35,00	3	7,90	8	82,41
T19	80	40,00	8	5,70	6	63,39
T20	67	65,00	15	5,50	7	43,77
T21	76	21,25	5	5,30	5	76,27
T22	69	40,00	7	4,50	5	50,52
T23	77	25,00	1	5,50	6	84,68
T24	79	50,00	3	6,10	6	55,09
T25	72	53,75	25	4,90	5	65,02
T26	47	32,50	5	6,70	7	83,20
T27	61	22,50	1	5,30	5	72,57
T28	72	33,75	1	6,50	7	86,98
Moyenne						70,11
Écart-type						13,64

Figure 43 : Tableaux récapitulant les données et résultats du groupe 3 (GT) au test du VRB et au test à RSB constant pour la série A (n=14) et la série B (n=14)

Comme toujours pour comparer deux échantillons nous vérifions la normalité des séries de données à comparer grâce au test de Jarque-Bera (jbtest(X)). Ici en comparant les deux séries d'âge, nous constatons que la série d'âge des patients de la série A suit bien une loi normale, mais pas celle de la série B. Nous effectuons par conséquent un test de Wilcoxon pour échantillons indépendants, car nous avons deux séries d'âge pour des patients différents n'appartenant pas aux deux groupes simultanément, (noté Ranksum(X,Y) sous le logiciel Matlab). Le résultat de ce test de Wilcoxon nous montre que les deux séries d'âge sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,0505$).

La même comparaison fut effectuée par rapport à la Perte Tonale Moyenne relevée sur la meilleure oreille. Ici les deux groupes de patients suivent bien une loi normale d'après le test de Jarque-Bera. Nous avons alors effectué un test de Student pour échantillons indépendants (noté ttest2(X,Y)

sous le logiciel Matlab). Le résultat de ce test de Student nous donne que les deux séries sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,2388$).

Enfin, nous avons encore une fois effectué une comparaison mais cette fois-ci sur la durée d'appareillage des patients. La série A suit bien une loi normale, mais pas la série B. Nous effectuons par conséquent un test de Wilcoxon pour échantillons indépendants, car nous avons deux séries de durée d'appareillage pour des patients différents n'appartenant pas aux deux groupes simultanément, (noté Ranksum(X,Y) sous le logiciel Matlab). Le résultat de ce test de Wilcoxon nous donne que les deux séries de durée d'appareillage sont statistiquement égales entre elles puisqu'elles ne montrent pas de différence significative ($p=0,8340$).

Ces trois comparaisons nous montrent que les deux séries A et B sont équivalentes et comparables en termes d'âge, de Perte Tonale Moyenne sur la meilleure oreille ainsi que sur la durée d'appareillage.

Le but sera maintenant de montrer si les valeurs de ces moyennes d'intelligibilité, des deux séries A et B, sont corrélées ou non aux trois caractéristiques.

Tout d'abord, nous étudions la corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur âge. La figure suivante créée sous le logiciel Matlab nous montre ces données, ainsi qu'une droite des moindres carrés. Cette droite représente la meilleure équation, unique, qui lie les deux valeurs et qui minimise l'erreur quadratique totale (somme de toutes les différences au carré entre les valeurs données par la droite et les valeurs réellement observées dans notre échantillon). Le logiciel va trouver la droite optimale au sens de ce critère, celle qui passe « le plus près possible de tous les points du nuage »

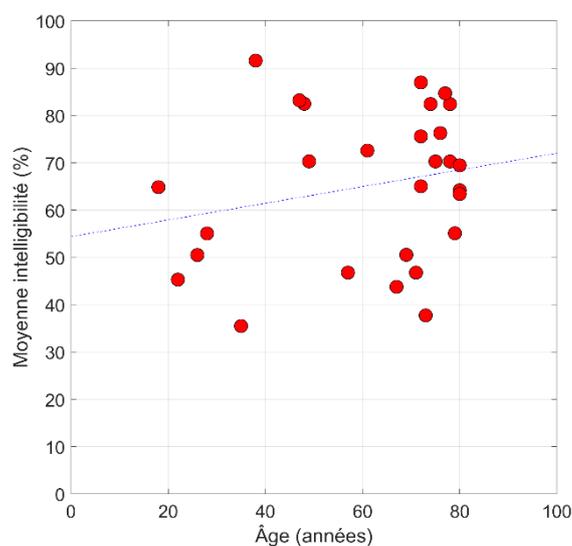


Figure 44 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur âge ($n=28$)

Les données de cette droite nous indiquent un $R=0.2213$. D'après la littérature [53], une valeur de R comprise entre 0.2000 et 0.4000 indique une importance de la liaison faible. Cela signifie que dans ce cas, la relation qui lie la moyenne d'intelligibilité de chaque patient à leur âge est faible. De plus, d'après la droite, l'intelligibilité augmente avec l'âge, ce qui n'est pas logique lors du vieillissement de notre système auditif. Nous ne pouvons donc pas conclure dans ce cas que l'âge est un facteur responsable de la moyenne d'intelligibilité.

La deuxième corrélation que nous avons étudiée a été entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur perte tonale moyenne de la meilleure oreille. Voici le graphique :

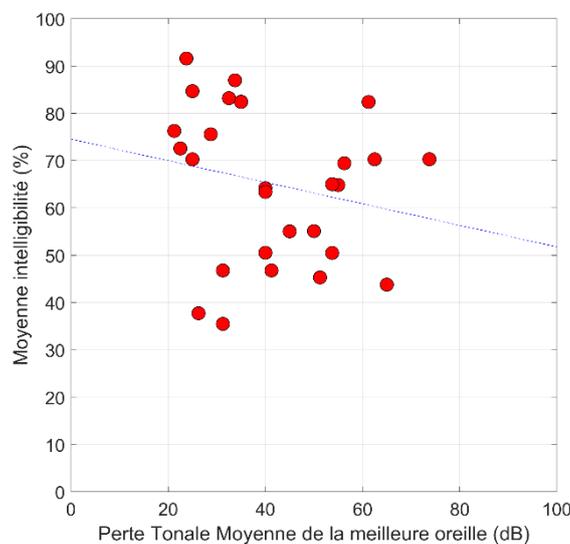


Figure 45 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur perte tonale moyenne de la meilleure oreille ($n=28$)

Les données montrent ici un $R=-0.2074$. Encore une fois notre R se situe entre 0.2000 et 0.4000 en valeur absolue ce qui signifie une liaison faible entre ces deux paramètres. Malgré une droite qui nous montre une baisse de l'intelligibilité avec l'augmentation de la perte tonale moyenne de la meilleure oreille, nous constatons que les points représentant chaque patient sont répartis assez aléatoirement, ce qui ne démontre pas réellement de lien. La perte tonale moyenne de la meilleure oreille n'est donc pas un facteur influençant l'intelligibilité.

Enfin, la dernière corrélation que nous avons étudiée fût entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur durée d'appareillage dont voici le graphique :

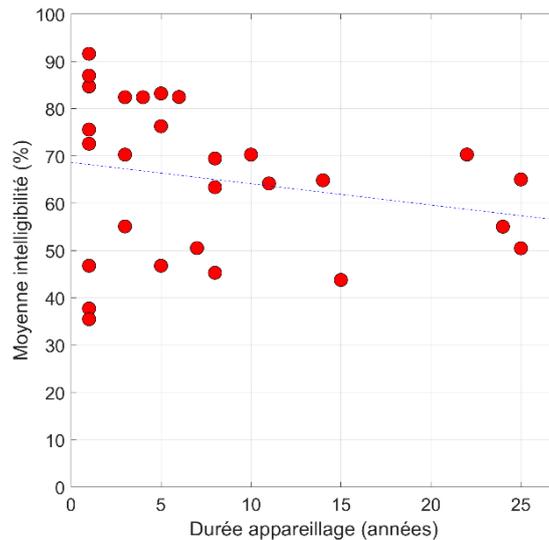


Figure 46 : Corrélation entre la moyenne d'intelligibilité de chaque patient et leur durée d'appareillage (n=28)

Pour cette dernière corrélation, les données nous indiquent un $R=-0.2189$. Encore une fois la valeur se situe entre 0.2000 et 0.4000 en valeur absolue et nous montre donc une liaison faible entre ces deux paramètres. De plus, d'après la droite de régression, l'intelligibilité baisse avec la durée d'appareillage, ce qui n'est pas dans le sens logique d'une habitude au port d'un appareillage auditif. Les points étant également répartis assez aléatoirement, cela nous montre encore une fois qu'on ne peut pas établir de réel lien d'influence entre la moyenne d'intelligibilité et la durée d'appareillage.

Ces études de corrélations nous montrent qu'il n'y a pas de réels liens entre ces trois variables et la moyenne d'intelligibilité de chaque patient. Cela signifie que la variabilité des séries A et B créées n'est pas directement due à un de ces trois paramètres mais certainement à d'autres paramètres extérieurs.

4.3 Analyse du groupe test (GT) par paquets de phrases

L'objet principal de cette étude est d'élaborer un nouvel outil de comparaison de réglages à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit en proposant un outil simple, rapide et utilisable quotidiennement par les audioprothésistes et ainsi améliorer les réglages des patients et leur compréhension dans le bruit.

La notion d'outil simple et rapide implique que le test ne doit pas être trop long, et donc ne doit pas comporter trop de répétition de phrase.

L'analyse suivante consistera à comparer des paquets de phrases, de chaque série A et B entre eux, à savoir si en réduisant la longueur des paquets le test reste significativement identique.

4.3.1 Paquets de 22 phrases

Dans un premier temps la comparaison des paquets de phrases fût réalisée patient par patient, puis sur la moyenne globale de chaque série A et B. Grâce à nos deux séries de 44 phrases nous avons pu tout d'abord scinder chacune des séries en deux groupes de 22 phrases. Le tableau suivant reprend tous les résultats des statistiques faites dans cette catégorie.

Série A						Série B					
Patients	H1	H2	H	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0,7848	ttest(X,Y)	T15	0	0	0	0,4992	ttest(X,Y)
T2	0	1	0	1,0000	signtest(X,Y)	T16	1	1	0	0,7539	signtest(X,Y)
T3	1	1	0	0,6875	signtest(X,Y)	T17	0	0	0	0,3585	ttest(X,Y)
T4	0	0	0	0,2799	ttest(X,Y)	T18	1	1	0	0,5811	signtest(X,Y)
T5	0	0	0	0,1739	ttest(X,Y)	T19	0	0	0	0,1220	ttest(X,Y)
T6	0	0	0	0,3744	ttest(X,Y)	T20	0	0	0	0,9948	ttest(X,Y)
T7	0	0	0	0,6467	ttest(X,Y)	T21	1	1	0	0,5811	signtest(X,Y)
T8	0	0	0	0,4570	ttest(X,Y)	T22	0	0	0	0,2698	ttest(X,Y)
T9	0	0	0	0,4746	ttest(X,Y)	T23	0	1	0	0,7744	signtest(X,Y)
T10	0	1	0	0,4545	signtest(X,Y)	T24	0	0	0	0,7060	ttest(X,Y)
T11	0	0	0	0,6470	ttest(X,Y)	T25	0	0	0	0,6731	ttest(X,Y)
T12	1	0	0	0,2101	signtest(X,Y)	T26	1	1	0	1,0000	signtest(X,Y)
T13	0	0	0	0,3072	ttest(X,Y)	T27	1	0	0	1,0000	signtest(X,Y)
T14	0	1	0	0,0923	signtest(X,Y)	T28	0	1	0	0,5078	signtest(X,Y)
Moyenne série A	0	0	0	0,9698	ttest(X,Y)	Moyenne série B	0	0	0	0,4015	ttest(X,Y)

Figure 47 : Tableaux récapitulant les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en deux groupes de 22 phrases chacun

Les données des tableaux :

- H1 représente les données des phrases 1 à 22. Si H1=0, les données suivent une loi normale. Si H1=1, les données ne suivent pas une loi normale
- H2 représente les données des phrases 23 à 44
- H représente le résultat du test comparatif de moyennes. Si H=0, les deux échantillons ont la même valeur moyenne, il n'y a pas de différence significative entre les échantillons. Si H=1, les deux échantillons n'ont pas la même valeur moyenne, il y a une différence significative entre l'échantillons 1 et 2
- p représente le risque d'erreur consenti ou p-value. Cela représente la confiance que le test a dans son résultat. Si la valeur est inférieure à 5%, la différence est prouvée et les deux échantillons ont une différence significative avec un risque de 5% de se tromper. Au contraire, si cette valeur est supérieure à 5%, les deux échantillons ont la même valeur moyenne, elles n'ont pas de différence significative avec un risque $\alpha=5\%$ de se tromper.

L'arborescence proposée dans les cours de Monsieur Jérôme Bourien pour une analyse statistique nous indique de commencer par un test de normalité comme à chaque fois en utilisant le test de Jarque-Bera (`jbtest(X)`).

Dans ce premier tableau de valeurs, décomposé en deux groupes de 22 phrases pour chaque série A et B, nous constatons que toutes les séries de données ne suivent pas une loi normale. Par conséquent, nous ne suivons pas le même chemin dans l'arborescence proposée. Le test utilisé ne sera pas le même. En fonction du résultat du test de normalité, chacun des groupes a été étudié et comparés entre eux grâce au test répertorié en dernière colonne du tableau ci-dessus. Pour comparer deux échantillons entre eux, et s'ils suivent tous les deux une loi normale, nous utilisons un test de Student. Ce test se décline sous deux formes, soit pour échantillons appariés, soit pour échantillons indépendants. Ici, nous sommes en présence de deux échantillons appariés, du fait que nous comparons les mêmes sujets sur deux échantillons différents. Nous utilisons par conséquent un test de Student pour échantillons appariés (noté `ttest(X,Y)` sous le logiciel Matlab).

Pour comparer deux échantillons, et si un des deux ne suit pas une loi normale, nous utilisons donc le test de Wilcoxon, lui aussi décliné sous deux formes si les échantillons sont appariés ou non. Dans ce cas nous avons donc utilisé le test de Wilcoxon pour échantillons appariés (noté `signtest(X,Y)` sous le logiciel Matlab), pour les mêmes raisons qu'évoquées précédemment.

Les comparaisons pour chaque patient, des deux échantillons, de la phrase 1 à 22 et de la phrase 23 à 44, ne nous révèlent aucunes différences significatives entre les deux échantillons de phrases car tous nos H sont égales à 0 et toutes nos valeurs de p sont supérieures à 5%.

Par conséquent, nous pouvons dire que ces deux échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, pour chaque patient et pour la moyenne globale des séries A et B, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper.

[4.3.2 Paquets de 11 phrases](#)

Dans un deuxième temps, nous avons décidé de réduire encore la taille des paquets de phrases pour arriver à 4 paquets de 11 phrases pour chacune des listes A et B dont voici le tableau récapitulatif des statistiques effectuées sur ces échantillons.

Série A						Série B							
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,9083	anova1(Xi) ; multcompare ()	T15	0	0	0	0	0,7961	anova1(Xi) ; multcompare ()
T2	0	1	0	0	0,5987	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T16	0	1	1	0	0,2178	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T3	1	1	1	1	0,1096	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T17	0	0	0	0	0,8113	anova1(Xi) ; multcompare ()
T4	0	0	0	0	0,7731	anova1(Xi) ; multcompare ()	T18	0	1	1	0	0,3618	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T5	0	0	0	0	0,4788	anova1(Xi) ; multcompare ()	T19	0	0	0	0	0,4159	anova1(Xi) ; multcompare ()
T6	0	0	0	0	0,3794	anova1(Xi) ; multcompare ()	T20	0	0	0	0	0,8661	anova1(Xi) ; multcompare ()
T7	0	0	0	0	0,8580	anova1(Xi) ; multcompare ()	T21	0	1	1	0	0,2840	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T8	0	0	0	0	0,2812	anova1(Xi) ; multcompare ()	T22	0	0	0	0	0,2758	anova1(Xi) ; multcompare ()
T9	0	0	0	0	0,7291	anova1(Xi) ; multcompare ()	T23	0	0	1	0	0,7677	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T10	0	0	0	0	0,5533	anova1(Xi) ; multcompare ()	T24	0	0	0	0	0,8832	anova1(Xi) ; multcompare ()
T11	0	0	0	0	0,9309	anova1(Xi) ; multcompare ()	T25	0	0	0	0	0,6087	anova1(Xi) ; multcompare ()
T12	0	1	0	0	0,4108	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T26	1	1	0	1	0,9309	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T13	0	0	1	0	0,1135	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T27	0	1	0	0	0,4688	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T14	0	0	1	1	0,3308	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T28	1	0	1	1	0,1242	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
Moyenne série A	0	0	0	0	0,9486	anova1(Xi) ; multcompare ()	Moyenne série B	0	0	0	0	0,7351	anova1(Xi) ; multcompare ()

Figure 48 : Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 11 phrases chacun

Les tableaux indiquent les mêmes données que le tableau précédent, à l'exception que nous rajoutons H3 et H4. H1 vérifie la normalité des données des phrases 1 à 11, H2 des phrases 12 à 22, H3 des phrases 23 à 33 et H4 des phrases 34 à 44.

Cette fois-ci, nous n'avons pas de H, mais c'est directement notre valeur p qui nous donne la significativité de la comparaison des 4 paquets entre eux. Il en va donc de même pour l'interprétation des résultats en fonction des valeurs de p.

Le fait que cette fois-ci nous comparons plus de deux groupes, l'arborescence de choix de test à effectuer n'est pas la même. Le test de normalité de Jarque-Bera (jbtest(X)) reste quant à lui identique avant tout test statistique.

Ici aussi, tous les groupes de phrases ne suivent pas tous une loi normale. Étant sur le même type de comparaison de mêmes sujets sur des échantillons différents, nous utiliserons ici aussi des tests pour séries appariés. Si les groupes de phrases suivent tous une loi normale, le test utilisé sera un test ANOVA pour échantillons appariés (noté anova1(Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). En revanche, si un seul des groupes de phrases ne suit pas une loi normale, le test sera celui de Kruskal-Wallis pour échantillons appariés (noté kruskalwallis (Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). L'indicateur « multcompare » permet, sous le logiciel Matlab, d'afficher pour chaque comparaison une fenêtre supplémentaire permettant de visualiser les moyennes et barres d'erreurs de chaque groupe comparé ensemble, et ainsi pouvoir comparer leur différence significative entre eux en cliquant dessus. Une représentation de cette figure est présentée en annexe 11 (représentation, ne correspondant pas à la série de paquets de 11 phrases mais à des données aléatoires, pour montrer la fonction « multcompare ») avec 4 illustrations montrant le fait d'avoir cliqué sur les 4 groupes. Dans cet exemple nous verrons que le groupe 1 n'est significativement différent d'aucun groupe, le groupe 2 est significativement différent du groupe 3, le groupe 3 est significativement différent des groupes 2 et 4, et le groupe 4 est significativement différent du groupe 3.

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 11, de la phrase 12 à 22, de la phrase 23 à 33, et de la phrase 34 à 44, ne nous révèlent aucunes différences significatives

entre les 4 échantillons de phrases car toutes nos valeurs de p sont supérieures à 5% et aucunes comparaisons, grâce à la fonction « multcompare », ne révèlent de différences significatives entre les groupes.

Par conséquent, nous pouvons dire que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, pour chaque patient et pour la moyenne globale des séries A et B, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper.

4.3.3 Paquets de 10 phrases

Dans ce troisième temps, nous avons encore une fois réduit la longueur des paquets pour passer à des paquets de 10 phrases. Étant donné que nos deux séries comportent chacune 44 phrases, nous avons dû ne pas tenir compte des quatre dernières phrases par série pour avoir 4 paquets de 10 phrases dans chaque série. Voici le tableau des résultats :

Série A						Série B							
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,7474	anova1(Xi) ; multcompare ()	T15	0	0	1	0	0,4567	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T2	0	1	0	0	0,4587	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T16	0	1	1	0	0,1020	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T3	1	1	0	1	0,0107	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T17	0	0	0	0	0,8048	anova1(Xi) ; multcompare ()
T4	0	0	0	0	0,9124	anova1(Xi) ; multcompare ()	T18	0	1	1	0	0,6620	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T5	0	0	0	0	0,5445	anova1(Xi) ; multcompare ()	T19	0	0	1	0	0,0623	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T6	0	0	0	0	0,3489	anova1(Xi) ; multcompare ()	T20	0	0	0	0	0,6119	anova1(Xi) ; multcompare ()
T7	0	0	0	0	0,9039	anova1(Xi) ; multcompare ()	T21	0	1	1	0	0,1339	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T8	0	0	0	0	0,9721	anova1(Xi) ; multcompare ()	T22	0	0	0	0	0,4598	anova1(Xi) ; multcompare ()
T9	0	0	0	0	0,8726	anova1(Xi) ; multcompare ()	T23	0	0	1	0	0,8882	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T10	0	0	0	1	0,2337	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T24	0	0	0	0	0,5947	anova1(Xi) ; multcompare ()
T11	0	0	0	0	0,6056	anova1(Xi) ; multcompare ()	T25	0	0	1	0	0,3011	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T12	0	1	0	0	0,6180	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T26	1	0	0	1	0,4780	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T13	0	0	0	0	0,2809	anova1(Xi) ; multcompare ()	T27	0	1	1	0	0,3432	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T14	0	0	0	1	0,5062	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T28	1	0	1	1	0,0450	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
Moyenne série A	0	0	0	0	0,5679	anova1(Xi) ; multcompare ()	Moyenne série B	0	0	0	0	0,0907	anova1(Xi) ; multcompare ()

Figure 49 : Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 10 phrases chacun

Ici encore, nous avons 4 groupes de comparaisons. H1 vérifie la normalité des données des phrases 1 à 10, H2 des phrases 11 à 20, H3 des phrases 21 à 30 et H4 des phrases 31 à 40.

Les comparaisons et l'arborescence utilisée sont dans ce cas les mêmes que pour la comparaison précédente avec des paquets de 11 phrases. Le test de normalité de Jarque-Bera (jbtest(X)) reste lui aussi identique avant tout test statistique.

Ici aussi, tous les groupes de phrases ne suivent pas tous une loi normale. Comme nous sommes sur le même type de comparaison de mêmes sujets sur des échantillons différents, nous utiliserons ici aussi des tests pour séries appariés. Si les groupes de phrases suivent tous une loi normale, le test utilisé sera un test ANOVA pour échantillons appariés (noté anova1(Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). En revanche, si un seul des groupes de phrases ne suit pas une loi normale, le test sera celui de Kruskal-Wallis pour échantillons appariés (noté kruskalwallis (Xi) ; multcompare sous

le logiciel Matlab). L'indicateur « multcompare » est également utilisé dans ce cas pour afficher chaque comparaison.

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 10, de la phrase 11 à 20, de la phrase 21 à 30, et de la phrase 31 à 40, nous révèlent ici une différence pour les patients T3, T19 et T28.

Les patients T3, T19 et T29 ont leur groupe 1 qui n'est significativement différent d'aucun groupe.

Le patient T3 à le groupe 2 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 3 est significativement différent des groupes 2 et 4, et le groupe 4 est significativement différent du groupe 3. Ces différences significatives sont données par les résultats de la valeur de p inférieur à 5%, ainsi que par l'indicateur « multcompare ».

Le patient T19 à le groupe 2 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 3 qui est significativement différent du groupe 2, et le groupe 4 qui n'est significativement différent d'aucun groupe. Pour ce patient, cette différence entre le groupe 2 et 3 est donnée principalement par l'indicateur « multcompare », car sa valeur de p est de 0,0623, soit un nombre supérieur à 5%.

Le patient T29 à le groupe 2 qui est significativement différent du groupe 4, le groupe 3 qui n'est significativement différent d'aucun groupe, et le groupe 4 qui est significativement différent du groupe 2.

Dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour 3 patients des différences significatives. En revanche, dans chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons de ces deux « super patient » ne révèlent aucune différence significative, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons alors conclure que ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 10 phrases, nous révèlent 3 patients qui ont des différences significatives.

4.3.4 Paquets de 9 phrases

Réduisons encore une fois le nombre de phrases par paquets pour cette fois-ci passer à des paquets de 9 phrases.

Cette fois encore, au vu du découpage et de la taille originelle des séries A et B de 44 phrases, nous avons dû faire 4 paquets de 9 phrases, soit un total de 36 phrases par série. Par conséquent nous avons supprimé les 8 dernières phrases. Voici le tableau des résultats :

Série A							Série B						
Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H3	H4	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0,8911	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T15	0	0	1	0	0,4523	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T2	0	1	0	0	0,6114	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T16	0	1	1	1	0,5054	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T3	1	1	0	1	0,3717	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T17	0	0	0	1	0,7460	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T4	0	0	0	0	0,9973	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T18	0	1	1	1	0,2358	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T5	0	0	0	1	0,2967	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T19	0	0	1	0	0,3216	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T6	0	0	0	0	0,5612	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T20	0	0	0	0	0,4739	anova1(Xi) ; multcompare (f)
T7	0	0	0	0	0,8661	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T21	0	1	1	0	0,0419	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T8	0	0	0	0	0,7111	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T22	0	0	0	0	0,6673	anova1(Xi) ; multcompare (f)
T9	0	0	0	0	0,6236	anova1(Xi) ; multcompare (f)	T23	0	0	1	1	0,8400	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T10	0	0	0	1	0,5587	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T24	0	0	0	0	0,8884	anova1(Xi) ; multcompare (f)
T11	0	1	0	1	0,1283	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T25	0	0	1	0	0,1326	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T12	0	1	0	0	0,2642	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T26	1	0	1	0	0,6770	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T13	0	0	1	1	0,4506	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T27	0	1	1	1	0,2355	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
T14	0	0	0	1	0,3549	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)	T28	1	0	1	1	0,1222	kruskalwallis (Xi) ; multcompare (f)
Moyenne série A	0	0	0	0	0,6245	anova1(Xi) ; multcompare (f)	Moyenne série B	0	0	0	0	0,0698	anova1(Xi) ; multcompare (f)

Figure 50 : Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 4 groupes de 9 phrases chacun

H1 vérifie la normalité des données des phrases 1 à 9, H2 des phrases 10 à 18, H3 des phrases 19 à 27 et H4 des phrases 28 à 36.

Les comparaisons et l'arborescence utilisée sont dans ce cas les mêmes que pour la comparaison précédente avec des paquets de 9 phrases. Le test de normalité de Jarque-Bera (jbtest(X)) reste lui aussi identique avant tout test statistique.

Tous les groupes de phrases ne suivent pas tous une loi normale. Nous utiliserons ici aussi des tests pour séries appariés. Si les groupes de phrases suivent tous une loi normale, le test utilisé sera un test ANOVA pour échantillons appariés (noté anova1(Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). En revanche, si un seul des groupes de phrases ne suit pas une loi normale, le test sera celui de Kruskal-Wallis pour échantillons appariés (noté kruskalwallis (Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). L'indicateur « multcompare » est également utilisé.

Les comparaisons pour chaque patient, des 4 échantillons, de la phrase 1 à 9, de la phrase 10 à 18, de la phrase 19 à 27, et de la phrase 28 à 36, nous révèlent ici une différence pour le patient T21.

Le patient T21 à le groupe 1 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 2 n'est significativement différent d'aucun groupe, le groupe 3 qui est significativement différent du groupe 1, et le groupe 4 qui n'est significativement différent d'aucun groupe.

Dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 4 échantillons ont également des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour un patient des différences significatives. En revanche, dans chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons dans ces deux « super patient » ne révèlent aucunes différences significatives, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons donc conclure que

ces 4 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 9 phrases, nous révèlent un patient qui a des différences significatives.

4.3.5 Paquets de 8 phrases

Enfin, nous avons une dernière fois réduit le nombre de phrases par paquets pour passer à des paquets de 8 phrases.

Au vu du découpage, nous avons pu faire 5 paquets de 8 phrases, soit un total de 40 phrases. Nous avons donc supprimé les 4 dernières phrases. Voici le tableau des résultats :

Série A								Série B							
Patients	H1	H2	H3	H4	H5	p	Test utilisé	Patients	H1	H2	H3	H4	H5	p	Test utilisé
T1	0	0	0	0	0	0,9693	anova1(Xi) ; multcompare ()	T15	0	0	0	0	0	0,3993	anova1(Xi) ; multcompare ()
T2	0	0	1	1	0	0,8758	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T16	0	1	0	1	1	0,4268	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T3	1	1	1	0	1	0,0449	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T17	0	0	0	0	0	0,3746	anova1(Xi) ; multcompare ()
T4	0	0	0	0	0	0,6193	anova1(Xi) ; multcompare ()	T18	0	1	0	1	0	0,5369	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T5	0	0	0	0	0	0,8048	anova1(Xi) ; multcompare ()	T19	0	0	0	0	0	0,7748	anova1(Xi) ; multcompare ()
T6	0	0	1	0	0	0,6986	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T20	0	0	0	0	0	0,8310	anova1(Xi) ; multcompare ()
T7	0	0	0	0	0	0,8406	anova1(Xi) ; multcompare ()	T21	0	0	0	1	0	0,1328	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T8	0	0	0	0	0	0,5343	anova1(Xi) ; multcompare ()	T22	0	0	0	0	0	0,3689	anova1(Xi) ; multcompare ()
T9	0	0	0	0	0	0,3357	anova1(Xi) ; multcompare ()	T23	0	0	0	1	0	0,7976	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T10	0	0	0	0	1	0,4996	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T24	0	0	0	0	0	0,8525	anova1(Xi) ; multcompare ()
T11	0	1	0	0	0	0,1863	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T25	0	0	0	0	0	0,9854	anova1(Xi) ; multcompare ()
T12	0	1	0	0	0	0,1538	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T26	1	1	1	0	1	0,9816	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T13	0	0	0	1	0	0,5272	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	T27	0	1	1	0	0	0,0467	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
T14	0	0	0	0	0	0,7889	anova1(Xi) ; multcompare ()	T28	1	0	0	1	1	0,3595	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()
Moyenne série A	0	0	1	0	1	0,5475	kruskalwallis (Xi) ; multcompare ()	Moyenne série B	0	0	0	0	0	0,3360	anova1(Xi) ; multcompare ()

Figure 51 : Tableaux récapitulants les comparaisons statistiques dans chaque série A et B, patient par patient (n=28), scindées en 5 groupes de 8 phrases chacun

H1 vérifie la normalité des données des phrases 1 à 8, H2 des phrases 9 à 16, H3 des phrases 17 à 24, H4 des phrases 25 à 32 et H5 des phrases 33 à 40.

Les comparaisons et l'arborescence utilisée sont dans ce cas les mêmes que pour la comparaison précédente avec des paquets de 8 phrases. Le test de normalité de Jarque-Bera (jbtest(X)) reste lui aussi identique avant tout test statistique.

Tous les groupes de phrases ne suivent pas tous une loi normale. Comme nous sommes sur le même type de comparaison de mêmes sujets sur des échantillons différents, nous utiliserons ici aussi des tests pour séries appariés. Si les groupes de phrases suivent tous une loi normale, le test utilisé sera un test ANOVA pour échantillons appariés (noté anova1(Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). En revanche, si un seul des groupes de phrases ne suit pas une loi normale, le test sera celui de Kruskal-Wallis pour échantillons appariés (noté kruskalwallis (Xi) ; multcompare sous le logiciel Matlab). L'indicateur « multcompare » est également utilisé dans ce cas pour afficher chaque comparaison dans un fenêtre supplémentaire et ainsi visualiser les moyennes et barres d'erreurs de chaque groupe comparé ensemble, et pouvoir comparer leur différence significative entre eux en cliquant dessus.

Les comparaisons pour chaque patient, des 5 échantillons, de la phrase 1 à 8, de la phrase 9 à 16, de la phrase 17 à 24, de la phrase 25 à 32, et de la phrase 33 à 40 nous révèlent ici une différence pour les patients T3 et T27.

À l'inverse du cas précédent, pour ce patient T3, cette différence est donnée principalement par la valeur de p , car sa valeur de p est de 0,0449, soit un nombre inférieur à 5%, mais l'indicateur « multcompare » ne trouve pas de différence significative.

Le patient T27 à le groupe 1 qui est significativement différent du groupe 3, le groupe 2 n'est significativement différent d'aucun groupe, le groupe 3 qui est significativement différent du groupe 1, et le groupe 4 qui n'est significativement différent d'aucun groupe.

Enfin, dans ce cas de figure, nous serions amenés à dire que ces 5 échantillons ont également des valeurs moyennes qui ne sont pas égales entre elles car nous relevons pour deux patients des différences significatives. En revanche, dans chaque série nous avons effectué les mêmes comparaisons pour un « super patient » qui révèle les comparaisons de la « moyenne série A » et la « moyenne série B », moyennes globales. La comparaison de ces échantillons dans ces deux « super patient » ne révèlent aucunes différences significatives, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper. Nous pouvons donc conclure que ces 5 échantillons ont des valeurs moyennes égales entre elles, au risque $\alpha=5\%$ de se tromper, tout en gardant à l'esprit que ces comparaisons avec des paquets de 8 phrases, nous révèlent deux patients qui ont des différences significatives.

4.4 Complément d'étude [54]

L'analyse de Madame Julie Courtier, quant à la variabilité, dans les réponses intra-série (A et B) de la figure 42, fut réalisée. Cette grande variabilité nous laisserait penser que toutes les phrases n'ont pas le même niveau de difficulté. Un test ANOVA non paramétrique à mesures répétées a montré une différence significative d'intelligibilité entre les phrases des séries A et B.

Un Conover's Post Hoc Tests a également révélé des différences significatives entre des groupes de phrases plus petits, mais il n'est pas possible de conclure à un effet de fatigue ou d'entraînement en raison de l'absence de randomisation de l'ordre de passage des phrases.

L'analyse a également montré que l'intelligibilité moyenne des phrases de la série A est plus homogène que celle de la série B.

En comparaison, la série B a un meilleur pourcentage d'intelligibilité moyen que la série A. En effet, 50% des participants ont atteint le niveau maximal d'intelligibilité pour 48% des phrases de la série B, contrairement à la série A où seulement 30% des phrases ont atteint le niveau maximal

d'intelligibilité. De plus, 50% des participants ont obtenu une intelligibilité de 33% pour seulement 20% des phrases de la série A, comparé à seulement 7% des phrases de la série B.

De plus, Madame Julie Courtier a également pu étudier les différences significatives par paires de phrases. Elles ont été comparées deux par deux à l'aide d'un Conover's Post Hoc Tests qui révèle des différences significatives entre plusieurs paires de phrases. Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que certaines phrases ont obtenues un fort pourcentage d'intelligibilité (90% en moyenne pour la série A et 95% en moyenne pour la série B) par opposition à d'autres ayant obtenues un faible pourcentage d'intelligibilité (14% en moyenne pour la série A et 36% en moyenne pour la série B).

Elle a également pu étudier la variabilité pouvant exister entre deux groupes de phrases pris aléatoirement qui a révélé que la série A est moins variable avec des grands groupes comportant un grand nombre de phrases. Plus le nombre de phrases diminue, plus la variabilité augmente. Au contraire, la série B possède toujours une grande variabilité, malgré l'augmentation du nombre de phrases dans les groupes. Cependant, d'après son analyse, la série B semble plus équilibrée que la série A car elle retrouve que la moitié des patients ont moins de 10% d'écart de variabilité. Pour expliquer en partie cette variabilité, elle a vérifié la présence ou non de corrélation entre la variabilité de chaque groupe de phrase et l'âge, la Perte Tonale Moyenne de la meilleure oreille et la durée d'appareillage pour la série A et B.

Enfin, sa dernière étude s'est portée sur les influences contextuelles et phrases du VRB. Elle a souhaité évaluer le poids de la suppléance mentale lors de notre test à RSB constant et donc directement la sensibilité des phrases du VRB. Son étude a permis de montrer que le contexte est suffisant pour permettre de compléter les phrases correctement. De plus, la littérature nous montre que l'âge est l'un des principaux paramètres pour la suppléance mentale car étroitement lié au niveau d'instruction. Ses résultats sont donc cohérents avec la littérature car elle observe que les tranches d'âge les plus élevées obtiennent les meilleurs scores.

Malheureusement, ses résultats ne sont pas tout à fait cohérents avec les réponses de notre groupe test. Cela peut être dû au facteur audibilité car si le début d'une phrase n'est pas entendu, la suite ne peut pas être suppléée, contrairement à son étude qui s'effectue sur une lecture de phrase.

Ses travaux peuvent être retrouvés dans son mémoire de fin d'étude intitulé : « Élaboration d'un nouvel outil de vocale dans le bruit permettant la comparaison de deux réglages », présenté en octobre 2022 à l'école de Lyon.

Discussion

En reprenant les résultats dans l'ordre, nous constatons que nos deux séries A et B présentent un écart faible au 50% d'intelligibilité dans notre groupe de sujets normo-entendants. Ce faible écart nous a permis de conclure que nos séries à RSB constant ont été correctement élaborées et ainsi valider cette première étape pour continuer notre protocole. Toutefois, il faut quand même garder à l'esprit que lorsque nous regardons les moyennes obtenues individuellement par chaque sujet de ce groupe, les réponses varient d'un faible pourcentage d'intelligibilité pour certains et un haut pourcentage d'intelligibilité pour d'autres.

Plusieurs hypothèses se dégagent pour tenter d'expliquer un écart du taux d'intelligibilité, inférieur ou supérieur à 50% de certains. Tout d'abord, les séries A et B ont été reconstituées à l'aide du logiciel Audacity en modifiant le niveau de bruit pour obtenir des pas de 1 dB de RSB. Ceci a pu créer un décalage entre le bruit et les phrases, provoquant des mélanges au niveau des pics d'énergie et réduisant l'intelligibilité pour les sujets les plus sensibles. L'étalonnage du volume pourrait également être un facteur. Même si le volume a été vérifié avec un sonomètre comme étant le même entre le test VRB et le test à RSB constant, des différences peuvent encore persister dû à des imprécisions de mesures. Un autre paramètre qui pourrait expliquer cette divergence est la différence de délivrance du signal. En effet, le VRB est réalisé avec cinq haut-parleurs, le haut-parleur d'azimut 0° délivrant les signaux de parole et de bruit, et les quatre autres ne délivrant que du bruit. Le test à RSB constant n'a été réalisé qu'avec deux haut-parleurs placés à -60° et +60° d'azimut, chacun délivrant les signaux de parole et de bruit. Ainsi, les deux oreilles reçoivent le même signal de parole et de bruit du même endroit, ce qui en fait une situation d'écoute plus difficile que le VRB. La différence de présentation du signal pourrait avoir un impact négatif sur l'intelligibilité. De plus, certains sujets ont rencontré des difficultés de compréhension dès le début du test à RSB constant, ce qui pourrait avoir un impact sur l'aspect psychologique : ils pourraient plus facilement se décourager ou se distraire, expliquant le faible score d'intelligibilité.

Enfin, certains sujets obtiennent parfois un score bien supérieur à 50%. L'explication la plus évidente serait la capacité attentionnelle du sujet et son implication dans le test. Pendant le test, certains sujets étaient très concentrés et attendaient la prochaine phrase. Les capacités attentionnelles jouent un rôle important dans la capacité à extraire la parole du bruit et pourraient expliquer la variabilité des résultats du groupe contrôle. Il est possible qu'il soit plus facile de se concentrer dans un environnement bruyant mais "stable", comme c'est le cas lors du test à RSB constant, car le cerveau se trouve dans les mêmes conditions pour chaque phrase. En revanche, lors du VRB, la RSB varie de 3 dB, ce qui peut perturber la concentration par la variation du niveau sonore.

Cependant, l'écart le plus pertinent à observer est l'écart entre les deux séries (aussi bien pour le groupe de sujets normo-entendants que pour le groupe test), car c'est lui qui va nous permettre de juger de la cohérence de nos deux séries A et B, et conclure si elles sont égales ou non et ainsi pouvoir déterminer et créer des paquets d'un certain nombre de phrases. Cet écart étant à ce stade faible, nous pouvons juger que notre reconstitution par pas de 1 dB de RSB a été correctement réalisée.

Concernant notre groupe test de malentendants appareillés, les différences entre les deux séries et par rapport au 50% d'intelligibilité sont beaucoup plus importantes. Cette différence peut être tout d'abord expliquée par le fait que chaque patient a été testé à un RSB constant le plus proche de son SIB50 obtenu au test du VRB. Le fait d'avoir été testé ainsi signifie que chaque patient n'a pas été testé au SIB50 exact, et donc cette différence, même minimisée par la création des séries par pas de 1 dB de RSB, peut tout de même avoir un impact positif ou négatif sur les résultats d'intelligibilité.

Ensuite, l'impact des débruiteurs est également un facteur important qui peut être responsable des niveaux d'intelligibilité obtenus. En effet, lors du test du VRB, le niveau de bruit varie en permanence passant de +18 dB de RSB et -3 dB de RSB. Cette diminution du niveau de RSB se fait très rapidement lors du test, ce qui ne permet pas aux débruiteurs des appareils auditifs de se mettre en route et de se stabiliser. À l'inverse, lors de notre test à RSB constant, le niveau de bruit étant le même à chaque instant du test, les débruiteurs ont ici l'occasion de se mettre en route et se stabiliser. Cependant nous ne savons pas exactement à partir de quel instant, ni à partir de quel niveau ces derniers se mettent en route. Ces deux dernières caractéristiques peuvent même varier d'un fabricant à l'autre. Nous ne pouvons donc pas tirer de conclusions exactes sur ce point sachant que même pour un niveau testé de RSB constant de +4 dB, les réponses peuvent varier énormément (exemple des patients T3 et T8).

Les corrélations entre les niveaux d'intelligibilité obtenus et les trois caractéristiques que sont l'âge des patients, la durée d'appareillage et la perte tonale moyenne de la meilleure oreille n'ont pas révélés d'influences d'un de ces paramètres sur l'intelligibilité. Les bons scores obtenus aux deux séries de phrases ne seraient donc pas liés à cela. D'après les études de Madame Julie Courtier, la suppléance mentale n'est dans un premier temps également pas responsable. En revanche, d'après son analyse il faut rester vigilant sur cette conclusion car la suppléance n'a été testé que sur un seul mot en fin de phrase et non sur les trois mots clés de chaque phrase.

Au final, la caractéristique la plus importante à relever n'est pas forcément l'écart entre le niveau d'intelligibilité de nos deux séries comparées au 50%, mais bien la différence d'intelligibilité entre nos deux séries A et B pour l'élaboration de notre nouvel outil. Il est important que chaque

paquet de phrases ai un niveau d'intelligibilité identique pour pouvoir comparer des réglages à la suite de modifications faites sur les réglages.

Pour essayer de maîtriser cette différence entre les deux séries, il aurait été pertinent de randomiser l'ordre des phrases à l'intérieur de chaque série. Cette randomisation aurait également été utile pour pallier que lors de la comparaison de certains paquets de phrases nous avons dû supprimer les dernières (peut-être très bonne ou très mauvaise) pour avoir un nombre équivalent de phrases à l'intérieur des paquets. Toutefois, nous avons essayé de pallier cela en créant deux séries avec toutes les phrases du test du VRB et non une seule série de 88 phrases.

Conclusion

L'objectif principal de l'étude était de déterminer le nombre de phrases à répéter par un patient pour la comparaison de deux réglages, à RSB constant, basés sur les listes VRB, afin de visualiser l'amélioration ou la dégradation d'un réglage A par rapport à un réglage B à travers le score d'intelligibilité. Les résultats ont montré une variabilité significative entre les phrases d'une même série (résultat du groupe test) et également entre les deux séries (résultat du groupe contrôle). L'absence de randomisation a empêché des conclusions précises car les effets de fatigue et d'entraînement n'ont pas été contrôlés parfaitement. Le nombre élevé de combinaisons existantes est également un obstacle aux conclusions car il faudrait tester toutes les combinaisons possibles pour établir un nombre minimal de phrases tout en minimisant la variabilité. Cependant, avec cette configuration, nous avons quand même pu avoir un premier aperçu du nombre de phrases qu'il nous faudrait approximativement. Cela tout en restant juste et cohérent avec un bon niveau d'intelligibilité entre les différents paquets de phrases. À ce stade, des paquets de 11 phrases paraît être la meilleure solution, car c'est la dernière découpe de paquets où il n'y a aucun patient qui relève des différences significatives entre les différents paquets de phrases.

Pour les études futures, il serait souhaitable de modifier le protocole afin que la série B soit uniquement utilisée et présentée au groupe des malentendants en randomisant l'ordre des 44 phrases pour chaque participant. En effet, pour l'échantillon étudié et d'après les résultats de Madame Julie Courtier, la série B est moins variable et semble moins sensible à la suppléance mentale que la série A. Une phase de test-retest pourrait être envisagée pour s'assurer que la variabilité n'est pas trop élevée. Si la variabilité reste élevée, il serait intéressant de modifier le matériel vocal en utilisant des items de type logatome ou mots monosyllabiques qui sont moins ou non dépendants de la suppléance mentale et donc plus sensibles. Cela pourrait venir du fait que les phrases utilisées dans notre version actuelle, et issues du corpus MBAA, datent de 1992 et donc non représentatives d'un contexte actuel pour les sujets les plus jeunes. Cependant, si la variabilité est contrôlée par la modification du protocole, il sera nécessaire de déterminer à nouveau le nombre minimum de phrases à répéter par les malentendants, puis de réaliser une phase de validation de protocole sur un plus grand nombre de patients. Le nouvel outil doit être suffisamment sensible pour mettre en évidence une augmentation ou une diminution du pourcentage d'intelligibilité liée à l'ajustement du réglage ou d'un paramètre acoustique.

Annexes

Annexe 1 : Options des aides auditives (liste A, liste B) [1]

Liste A

La liste A est composée des options suivantes :

- un système générateur de signaux ajustables permettant la mise en place des thérapies sonores de traitement de la perception des acouphènes ;
- une connectivité sans fil permettant un échange de données avec des dispositifs de communication sans fil (fonction télécommande et/ou Bluetooth) ;
- un réducteur de bruit du vent qui permet une atténuation des basses fréquences générées par les turbulences à l'entrée du ou des microphones ;
- une synchronisation binaurale, permettant de synchroniser les traitements du son entre l'oreille droite et gauche le cas échéant ;
- une directivité microphonique adaptative (le nul de captation induit par la directivité en fonction de la localisation de la source de bruit s'adapte automatiquement en fonction de l'azimut de la source) ;
- une bande passante élargie $\geq 6\ 000$ Hz permettant de capter des sons sur une étendue de fréquences jusqu'à $6\ 000$ Hz mesurée au coupleur 2cc selon la norme NF EN 60118-0:2015* ;
- une fonction « apprentissage de sonie » permettant l'enregistrement des modifications moyennes du volume apportées par l'utilisateur et d'appliquer ces changements soit automatiquement soit par l'intermédiaire de l'audioprothésiste ;
- un réducteur de réverbération assurant une gestion de la dégradation du signal liée aux réverbérations tardives (champs diffus) dans un local, au-delà de ce que peut permettre la directivité.

Liste B

La liste B est composée des options suivantes :

- une bande passante élargie $\geq 10\ 000$ Hz permettant de capter des sons sur une étendue de fréquences de 0 à $10\ 000$ Hz ;
- au moins 20 canaux de réglages permettant une amplification du son différente sur 20 plages de fréquences non chevauchantes différentes ;
- un réducteur de bruit impulsionnel permettant d'augmenter le confort d'écoute du patient en réduisant les bruits de durée inférieure à 300 ms ;
- une batterie rechargeable et son chargeur branché sur secteur associé, permettant de s'affranchir de l'utilisation de piles traditionnelles.

Annexe 2 : Tableau phonétique des consonnes [12]

	Bilabiales	Labio-dentales	Dento-Alvéolaires	Pré-palatales ou post-alvéolaires	Médio-palatales	Vélaires	Uvulaires	Glottal
Occlusives								
<i>(orales)</i>								
Sourdes	p		t			k		
Sonores	b		d			g		
Fricatives								
<i>(orales)</i>								
Sourdes		f	s	ʃ				h
Sonores		v	z	ʒ				
Approximantes								
<i>(orales et sonores)</i>								
			ɹ		j, ɥ	w	ʁ	
(Occlusives) Nasales								
<i>(sonores)</i>								
	m		n		ɲ	ŋ		
Vibrantes								
<i>(orales et sonores)</i>								
			r				R	
Latérale (orale et sonore)								
			l					

Annexe 3 : API (Alphabet Phonétique International) [12]

API pour le français

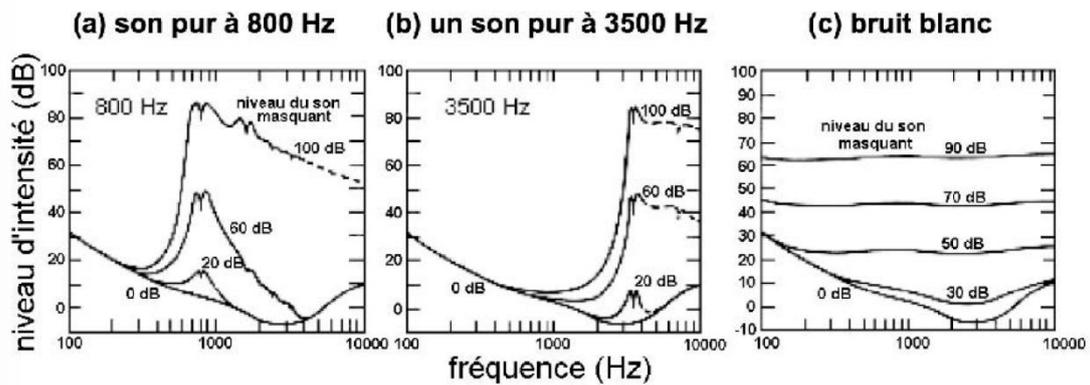
• Consonnes : p t k b d g f s ʃ v z ʒ l ʁ m
n ɲ ɲ j ɥ w

- /p/ par /j/ biais
- /t/ tard /w/ moi (/mwa/)
- /k/ col /ɥ/ lui (/lɥi/)
- /b/ bon /ʁ/ riz
- /d/ don /l/ lait
- /g/ gare
- /m/ ma
- /n/ nid
- /ɲ/ parking (parkiɲ)
- /ʁ/ agneau (ou /ɲj/)
- /f/ fort
- /s/ son
- /ʃ/ chat
- /v/ vous
- /z/ zest
- /ʒ/ jour, girafe

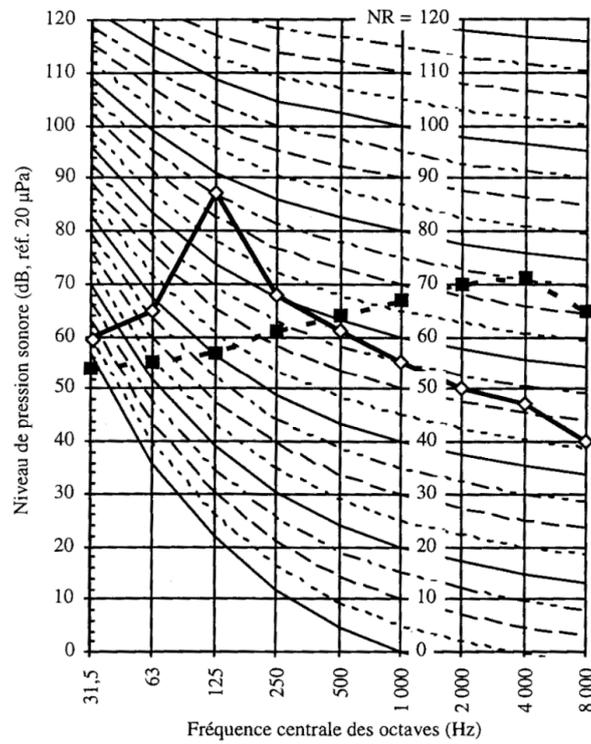
• Voyelles : i e ε a y ø œ u o ɔ
ɑ ə..... ɛ œ ã ɔ̃

- /i/ lit
- /e/ pré
- /ε/ verte
- /a/ bas
- /y/ flûte
- /ø/ peu
- /œ/ peur
- /ə/ je (schwa)
- /u/ loup
- /o/ do, beau
- /ɔ/ porte
- /ɔ̃/ bon
- /ã/ temps
- /ɛ̃/ fin, brin
- /œ̃/ un, brun

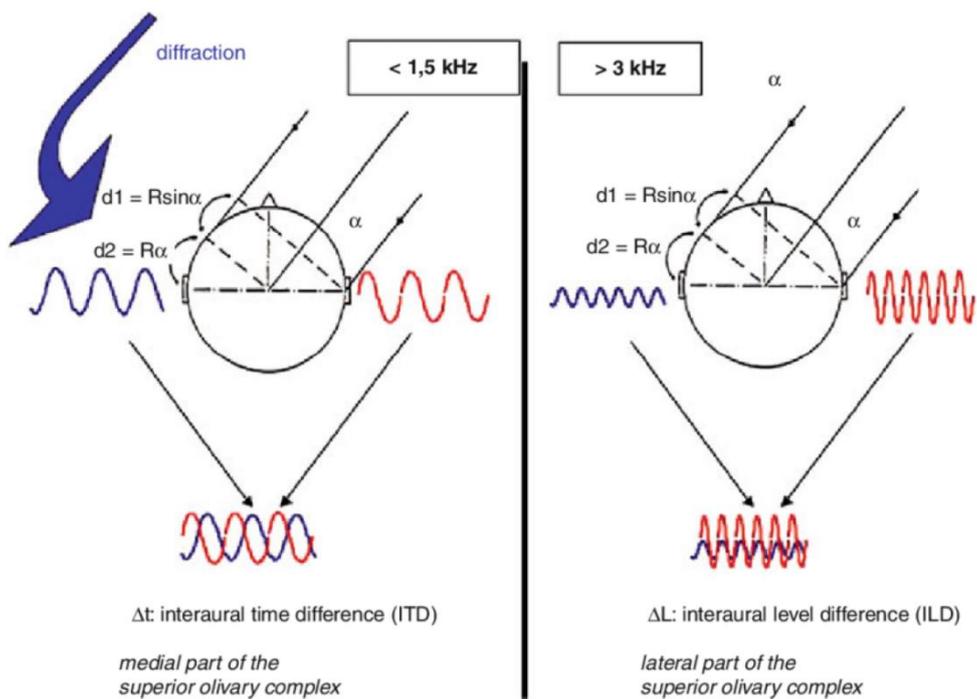
Annexe 4 : Exemples de sons masquant à différentes fréquences et intensités [15]



Annexe 5 : Abaque de l'indice NR représentant le tracé de 2 sons fictifs de contenu spectral très différents mais ayant le même indice NR de 75 [15]



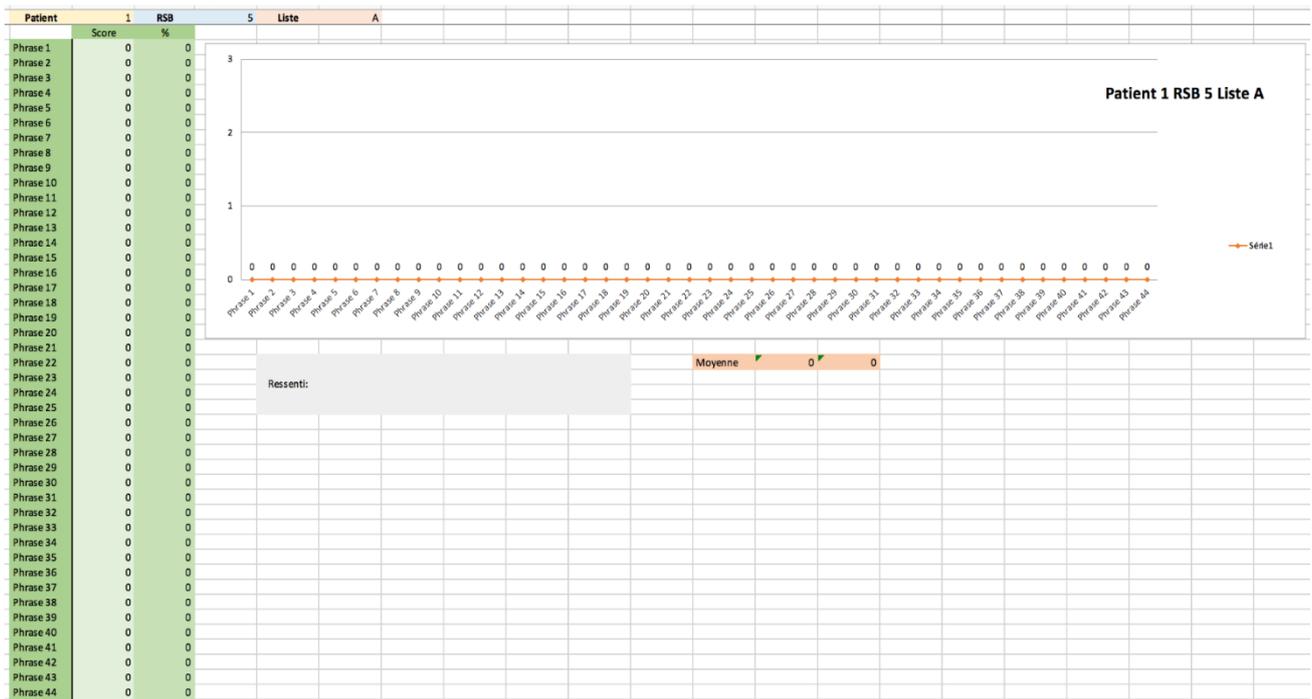
Annexe 6 : Schéma représentant l'ITD et l'ILD [15]



Annexe 7 : Listes de phrases du VRB

N° Phrase	Liste 1	Nombre de mots-clés corrects	Liste 2	Nombre de mots-clés corrects	Perte de RSB testés	N° Phrase	Liste 9	Nombre de mots-clés corrects	Liste 10	Nombre de mots-clés corrects	RSB testés
1	Il pleut depuis hier matin.		Il fait trop chaud pour sortir faire des courses.			1	Il y a longtemps qu'il n'a pas autant ri.		J'adore écouter ce chanteur.		
2	Il fera beau demain, je crois.	/3	On a fait un très bon repas chez mon frère.	/3	18	2	Les radis sont trop piquants.	/3	Pose cette affiche sur le bureau.	/3	18
3	Cet arbre va tomber un de ces jours.	/3	Il est prêt à te donner des conseils.	/3	15	3	Ma femme va se faire coiffer.	/3	Tous les jours il déjeune au restaurant.	/3	15
4	Je n'aime pas beaucoup ce type.	/3	Mon ami a fait de longues études.	/3	12	4	Le chien va te mordre si tu l'embêtes.	/3	J'ai bien reçu votre courrier.	/3	12
5	Ce vent pourrait bien amener de la pluie.	/3	Le vent emporte les feuilles.	/3	9	5	Je dois emmener les enfants à l'école.	/3	Je ne crois pas qu'il soit parti.	/3	9
6	Donnez-moi deux ou trois paquets de nouilles.	/3	Nous irons voir mes amis dans quelques jours.	/3	6	6	C'est le meilleur qui a gagné la course.	/3	On va bientôt tailler cette haie.	/3	6
7	Nous avons demandé le dossier.	/3	Le ciel est vraiment couvert.	/3	3	7	J'ai perdu les clés du garage.	/3	L'avion a pris du retard.	/3	3
8	Cette soupe de poisson est fameuse.	/3	Pousse la chaise contre le mur.	/3	0	8	Elle est sortie en même temps que moi.	/3	Je cherche de nouveaux rideaux.	/3	0
9	Je dois passer voir mon banquier.	/3	Il y a longtemps qu'il n'a pas autant ri.	/3	-3	9	Il pleut depuis hier matin.	/3	Il fait trop chaud pour sortir faire des courses.	/3	-3
	Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24			Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24	
	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects			Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	
	Liste 3		Liste 4				Liste 11		Liste 12		
1	Ma fille est malade depuis trois jours.		J'ai beaucoup aimé ce film.			1	Cette maison est beaucoup trop chère.		La neige n'est pas encore tombée.		
2	J'ai mis un poulet au four.	/3	Je crois que ton frère est fâché.	/3	18	2	Cette veste est trop légère pour la saison.	/3	J'ai oublié d'acheter du pain.	/3	18
3	Regarde la robe que je veux acheter.	/3	On devrait inviter nos amis plus souvent.	/3	15	3	Nos enfants se disputent souvent.	/3	J'aime bien aller au cinéma.	/3	15
4	Je veux un steak et des frites.	/3	Viens voir le tableau qu'il a peint.	/3	12	4	Il va y avoir du verglas sur la route.	/3	Je suis content de te voir.	/3	12
5	Vous connaissez la plupart de mes amis.	/3	Les chevaux galopent dans le pré.	/3	9	5	Elle va acheter une nouvelle voiture.	/3	Embrasse tes parents de ma part.	/3	9
6	N'oubliez pas de faire la vaisselle.	/3	Ces paquets sont vraiment lourds.	/3	6	6	Ces parents sont des gens charmants.	/3	Il y a souvent de la neige en février.	/3	6
7	Il va falloir traverser toute la ville.	/3	La vieille ferme tombe en ruine.	/3	3	7	Il faut que tu ailles chez le dentiste.	/3	Je connais quelqu'un qui pourra nous aider.	/3	3
8	L'oiseau se cogne contre la vitre.	/3	Ils ont fait le ménage avant de partir.	/3	0	8	Il faut repartir au plus vite.	/3	Mon fils ne sait pas quel métier choisir.	/3	0
9	J'adore écouter ce chanteur.	/3	Cette maison est beaucoup trop chère.	/3	-3	9	Ma fille est malade depuis trois jours.	/3	J'ai beaucoup aimé ce film.	/3	-3
	Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24			Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24	
	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects			Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	
	Liste 5		Liste 6				Liste 13		Liste 14		
1	La neige n'est pas encore tombée.		Demain, j'irai payer mes impôts.			1	Les voisins font repeindre leur maison.		Il a construit sa maison tout seul.		
2	Toutes ces histoires ne nous concernent pas.	/3	L'espère que nous aurons du beau temps.	/3	18	2	Mon canari chante toute la journée.	/3	Je ne crois pas qu'il fasse beau demain.	/3	18
3	On m'a dit que c'était cher à la vente.	/3	Pousse ta chaise, s'il te plaît.	/3	15	3	Nous lui avons fait un cadeau.	/3	Tu devrais réparer la clôture.	/3	15
4	Toute cette histoire ne me plaît pas.	/3	Ma voiture est encore en panne.	/3	12	4	La banque ouvre à deux heures.	/3	Les nouilles sont trop cuites.	/3	12
5	Nous voulons acheter une petite maison.	/3	Je préfère les meubles anciens.	/3	9	5	Tous les dimanches ils vont voir leurs amis.	/3	Ce gamin est trop sérieux.	/3	9
6	Mon bébé marche tout seul depuis trois jours.	/3	On va chez le médecin ce soir.	/3	6	6	Mon voisin va se marier bientôt.	/3	On part en vacances à la mer.	/3	6
7	Deux menus à dix-sept euros, s'il vous plaît.	/3	Le docteur va passer vous voir.	/3	3	7	J'ai perdu mon petit chat.	/3	Il joue au tennis depuis six mois.	/3	3
8	Le chat a fait tomber le bol de lait.	/3	Je suis coincé dans les bouchons tous les soirs.	/3	0	8	Je vais revoir le médecin bientôt.	/3	La petite fille a fini ses devoirs.	/3	0
9	J'ai peur de perdre mes affaires.	/3	Les voisins font repeindre leur maison.	/3	-3	9	La neige n'est pas encore tombée.	/3	Demain, j'irai payer mes impôts.	/3	-3
	Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24			Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24	
	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects			Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	
	Liste 7		Liste 8				Liste 15				
1	J'ai fait les courses ce matin.		Je dois passer voir mon banquier.			1	Il pleut depuis hier matin.				
2	Tous les bateaux sont en mer.	/3	Ma femme a le sommeil léger.	/3	18	2	Je pense que ton frère fume en cachette.	/3			
3	Le temps va peut-être changer.	/3	Hier j'ai vu un bon film à la télé.	/3	15	3	Mon fils ne fait rien dans cette école.	/3			
4	Elle risque de partir trop tard.	/3	Je ne veux pas que tu sortes seul si tard.	/3	12	4	Il y a souvent des orages par ici.	/3			
5	Nous sommes allés au cinéma.	/3	Ils ont coupé le chauffage depuis trois jours.	/3	9	5	Elle a changé tous les meubles de place.	/3			
6	Je trouve ces enfants amusants.	/3	Il vaut mieux acheter des fruits de saison.	/3	6	6	Une fois de plus le soleil se cache.	/3			
7	La tempête a détruit les maisons.	/3	Vous allez devoir attendre.	/3	3	7	Les étudiants sont encore en vacances.	/3			
8	Ils viennent réparer le toit.	/3	Reprenez une part de gâteau.	/3	0	8	Je vais partir dans cinq minutes.	/3			
9	Il a construit sa maison tout seul.	/3	Ça fait longtemps que j'attends ce moment.	/3	-3	9	J'ai fait les courses ce matin.	/3			
	Total pour la liste	/24	Total pour la liste	/24			Total pour la liste	/24			
	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects	Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects			Perte RSB = 19.5 - nb de mots-clés corrects			

Annexe 8 : Capture d'écran du fichier Excel de notre test à RSB constant

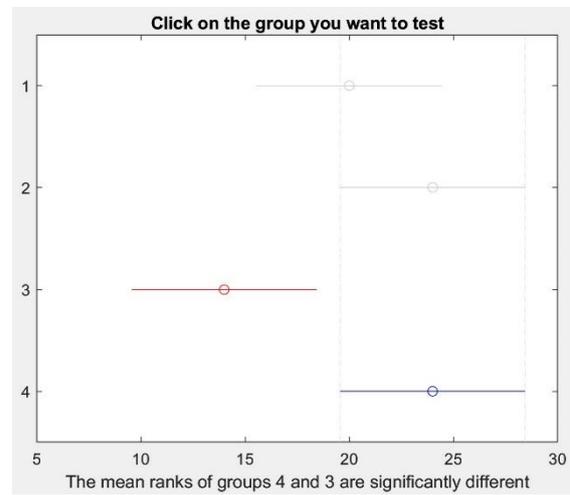
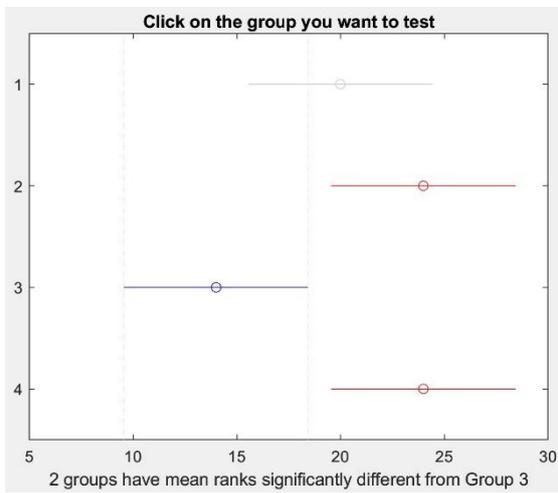
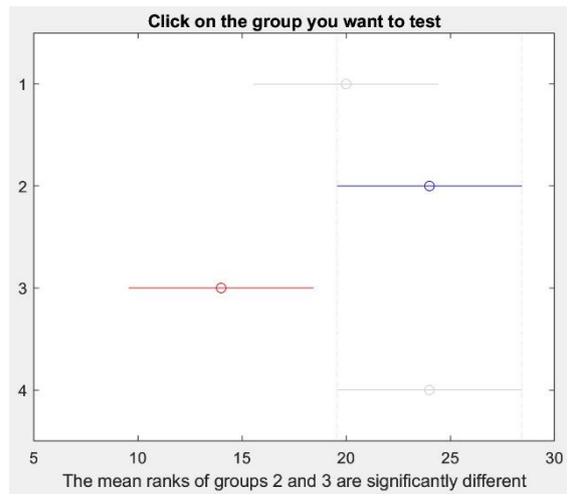
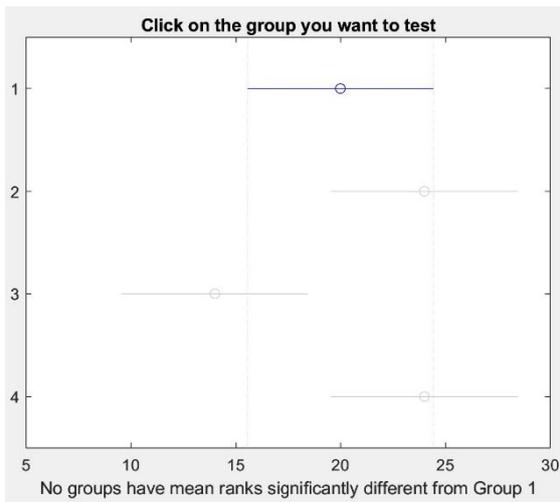


Annexe 9 : Séries de phrases A et B du test à RSB constant avec les mots clés à répéter, en gras

	Liste A	Correspondance avec le VRB
Phrase 0 (dans le silence)	Il pleut depuis hier matin	Liste 1
Phrase 1	Il fera beau demain je crois .	Liste 1
Phrase 2	Cet arbre va tomber un de ces jours .	Liste 1
Phrase 3	Je n'aime pas beaucoup ce type .	Liste 1
Phrase 4	Ce vent pourrait bien amener de la pluie .	Liste 1
Phrase 5	Donnez-moi deux ou trois paquets de nouilles.	Liste 1
Phrase 6	Nous avons demandé le dossier .	Liste 1
Phrase 7	Cette soupe de poisson est fameuse .	Liste 1
Phrase 8	Je dois passer voir mon banquier .	Liste 1
Phrase 9	Ma fil le est malade depuis trois jours.	Liste 3
Phrase 10	J'ai mis un poulet au four .	Liste 3
Phrase 11	Regarde la robe que je veux acheter .	Liste 3
Phrase 12	Je veux un steak et des frites .	Liste 3
Phrase 13	Vous connaissez la plupart de mes amis .	Liste 3
Phrase 14	N'oubliez pas de faire la vaisselle .	Liste 3
Phrase 15	Il va falloir traverser toute la ville .	Liste 3
Phrase 16	L' oiseau se cogne contre la vitre .	Liste 3
Phrase 17	J' adore écouter ce chanteur .	Liste 3
Phrase 18	Demain , j' irai payer mes impôts .	Liste 6
Phrase 19	J' espère que nous aurons du beau temps .	Liste 6
Phrase 20	Pousse ta chaise , s'il te plait .	Liste 6
Phrase 21	Ma voiture est encore en panne .	Liste 6
Phrase 22	Je préfère les meubles anciens .	Liste 6
Phrase 23	On va chez le médecin ce soir .	Liste 6
Phrase 24	Le docteur va passer vous voir .	Liste 6
Phrase 25	Je suis coincé dans les bouchons tous les soirs .	Liste 6
Phrase 26	Les voisins font repeindre leur maison .	Liste 6
Phrase 27	Il y a longtemps qu'il n'a pas autant ri .	Liste 9
Phrase 28	Les radis sont trop piquants .	Liste 9
Phrase 29	Ma femme va se faire coiffer .	Liste 9
Phrase 30	Le chien va le mordre si tu l' embêtes .	Liste 9
Phrase 31	Je dois emmener les enfants à l' école .	Liste 9
Phrase 32	C'est le meilleur qui a gagné la course .	Liste 9
Phrase 33	J'ai perdu les clés du garage .	Liste 9
Phrase 34	Elle est sortie en même temps que moi .	Liste 9
Phrase 35	Il pleut depuis hier matin .	Liste 9
Phrase 36	Il a construit sa maison tout seul .	Liste 14
Phrase 37	Je ne crois pas qu'il fasse beau demain .	Liste 14
Phrase 38	Tu devrais réparer la clôture .	Liste 14
Phrase 39	Les nouilles sont trop cuites .	Liste 14
Phrase 40	Ce gamin est trop sérieux .	Liste 14
Phrase 41	On part en vacances à la mer .	Liste 14
Phrase 42	Il joue au tennis depuis six mois.	Liste 14
Phrase 43	La petite fille a fini ses devoirs .	Liste 14
Phrase 44	Demain j' irai payer mes impôts .	Liste 14

	Liste B	Correspondance avec le VRB
Phrase 0 (dans le silence)	Il fait trop chaud pour sortir faire des courses	Liste 2
Phrase 1	On a fait un très bon repas chez mon frère .	Liste 2
Phrase 2	Il est prêt à te donner des conseils .	Liste 2
Phrase 3	Mon ami a fait de longues études .	Liste 2
Phrase 4	Le vent emporte les feuilles .	Liste 2
Phrase 5	Nous irons voir mes amis dans quelques jours.	Liste 2
Phrase 6	Le ciel est vraiment couvert .	Liste 2
Phrase 7	Pousse ta chaise contre le mur .	Liste 2
Phrase 8	Il y a longtemps qu'il n'a pas autant ri .	Liste 2
Phrase 9	La neige n'est pas encore tombée .	Liste 5
Phrase 10	Toutes ces histoires ne nous concernent pas.	Liste 5
Phrase 11	On m'a dit que c'était cher à la vente .	Liste 5
Phrase 12	Toute cette histoire ne me plait pas.	Liste 5
Phrase 13	Nous voulons acheter une petite maison .	Liste 5
Phrase 14	Mon bébé marche tout seul depuis trois jours.	Liste 5
Phrase 15	Deux menus à dix-sept euros, s'il vous plait .	Liste 5
Phrase 16	Le chat a fait tomber le bol de lait.	Liste 5
Phrase 17	J'ai peur de perdre mes affaires .	Liste 5
Phrase 18	Je dois passer voir mon banquier .	Liste 8
Phrase 19	Ma femme a le sommeil léger .	Liste 8
Phrase 20	Hier , j'ai vu un bon film à la télé .	Liste 8
Phrase 21	Je ne veux pas que tu sortes seul si tard .	Liste 8
Phrase 22	Ils ont coupé le chauffage depuis trois jours.	Liste 8
Phrase 23	Il vaut mieux acheter des fruits de saison.	Liste 8
Phrase 24	Vous allez devoir attendre .	Liste 8
Phrase 25	Reprenez une part de gâteau .	Liste 8
Phrase 26	Ça fait longtemps que j' attends ce moment .	Liste 8
Phrase 27	Cette maison est beaucoup trop chère .	Liste 11
Phrase 28	Cette veste est trop légère pour la saison .	Liste 11
Phrase 29	Nos enfants se disputent souvent .	Liste 11
Phrase 30	Il va y avoir du verglas sur la route .	Liste 11
Phrase 31	Elle va acheter une nouvelle maison.	Liste 11
Phrase 32	Ces parents sont des gens charmants .	Liste 11
Phrase 33	Il faut que tu ailles chez le dentiste .	Liste 11
Phrase 34	Il faut repartir au plus vite .	Liste 11
Phrase 35	Ma fil le est malade depuis trois jours.	Liste 11
Phrase 36	Les voisins font repeindre leur maison .	Liste 13
Phrase 37	Mon canari chante toute la journée .	Liste 13
Phrase 38	Nous lui avons fait un cadeau .	Liste 13
Phrase 39	La banque ouvre à deux heures.	Liste 13
Phrase 40	Tous les dimanches ils vont voir leurs amis .	Liste 13
Phrase 41	Mon voisin va se marier bientôt .	Liste 13
Phrase 42	J'ai perdu mon petit chat.	Liste 13
Phrase 43	Je vais revoir le médecin bientôt .	Liste 13
Phrase 44	La neige n'est pas encore tombée .	Liste 13

Annexe 11 : Représentation de la fonction « multcompare »



Bibliographie

[1] Site internet : <https://www.legifrance.gouv.fr/jorf/id/JORFTEXT000037615111>, consulté le 26/09/2022

[2] Carhart R, Tillman TW, Interaction of competing speech signals with hearing losses, Arch Otolaryngol Chic Ill 1960, Mars 1970 ; 91 : 273-279

[3] Recommandations de la Société Française d'Audiologie et de la Société Française d'ORL et de Chirurgie Cervico-Faciale pour la pratique de l'audiométrie vocale dans le bruit chez l'adulte, Septembre 2020

[4] Ducourneau J, cours d'acoustique « Généralités sur les sons », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[5] Knittel ML, cours de linguistique « Introduction à la linguistique », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[6] Abu Shama Y, cours de phoniatry « Introduction à la phoniatry », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[7] Collège National d'audioprothèse, Précis d'Audioprothèse : Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Elsevier Masson, 2005 ; 257

[8] Gnansia D, Intelligibilité dans le bruit et démasquage de la parole chez les sujets normo-entendants, malentendants et implantés cochléaires, Les cahiers de l'audition, 2009, Vol 22 (6)

[9] Richard C, thèse de doctorat « Étude de l'encodage des sons de parole par le tronc cérébral dans le bruit », École doctorale : Neurosciences et Cognition, Université Lumière Lyon 2, 2010

[10] Djakoure MJ, thèse présentée en vue de l'obtention du Diplôme d'État de Docteur en Médecine « Évaluation d'un test d'audiométrie vocale rapide dans le bruit (VRB) par la mesure du rapport signal sur bruit », Faculté de Médecine Henri Warembourg de Lille, 2017

[11] Swaminathan J, Mason CR, Streeter TM, Best V, Roverud E, Kidd G, Role of Binaural Temporal Fine Structure and Envelope Cues in Cocktail-Party Listening, J Neurosci Off J Soc Neurosci, Aug 2016 ; 36 ;36 (31) : 8250–7

[12] Bonneau A, cours de phonétique « La phonétique », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[13] Site internet : <https://www.researchgate.net>, consulté le 03/10/2022

[14] Knittel ML, cours de linguistique « Introduction à la linguistique », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[15] Ducourneau J, cours d'acoustique « Psychoacoustique », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[16] Site internet : <https://www.cirrusresearch.fr/blog/2013/06/que-representent-les-filtres-par-bandes-doctave-et-tiers-doctave-sur-un-sonometre/>, consulté le 03/10/2022

[17] Site internet : https://conseils.xpair.com/consulter_savoir_faire/acoustique-aeraulique/spectre-ponderation-acoustique.htm#:~:text=Les%20courbes%20de%20niveaux%20sonores,pour%20chaque%20bande%20d'octaves, consulté le 10/10/2022

[18] Lasry Y, Del Rio M, L'audiométrie vocale dans le bruit en douze questions, Les cahiers de l'audition, 2012, Vol 25 (6)

[19] Goujon F, mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothésiste « Audiométrie vocale : étude de l'intelligibilité dans le bruit chez le normo-entendant et détermination de courbes vocales de référence », Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012

[20] Site internet : <https://studylibfr.com/doc/3670509/comment-entendons-nous-%3F-anatomie-de-l-audition>, consulté le 11/10/2022

[21] Multon S, cours d'audiologie « Nerf auditif et voies auditives centrales », Diplôme d'État d'Audioprothèse 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[22] Site internet : <http://www.cochlea.eu/cerveau-auditif>, consulté le 11/10/2022

[23] Site internet : <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/corps-humain-plasticite-cerebrale-15833/>, consulté le 12/10/2022

[24] Rempp C, cours d'audioprothèse « Acouphène et hyperacousie », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[25] Shore SE, Koehler S, Oldakowski M, Hughes LF, Syed S, Dorsal Cochlear Nucleus Responses to Somatosensory Stimulation Are Enhanced after Noise-Induced Hearing Loss, *The European Journal of Neuroscience* 27, Jan 2008 ; 1 :155-68

[26] Wan CY, Schlaug G, Music Making as a Tool for Promoting Brain Plasticity across the Life Span, *Neuroscientist*, 2010 ; 16 : 566-77

[27] Fauvel B, Groussard M, Desgranges B, Platel H. Pratique musicale et plasticité cérébrale : l'expertise musicale permet-elle de se préserver du vieillissement neurocognitif ?, *Rev Neuropsychol*, 2012 ; 4 (2) : 131-7

[28] Rempp C, cours d'audioprothèse « La T.R.T. : Tinnitus Retraining Therapy », Diplôme d'État d'Audioprothèse 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2020

[29] Renard C, Azéma B, 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 ; 288

[30] Paquier M, Traitement du bruit et de la parole par le système auditif chez l'entendant et le déficient auditif, *Les cahiers de l'audition*, 2013, Vol 26 ; 19

[31] Ferber O, mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothésiste « Audioprothèse et son 3D : Étude et application du son binaural à un dispositif de rééducation auditive », Faculté de Pharmacie de Nancy, 2015

[32] Site internet : http://courses.washington.edu/psy333/lecture_pdfs/Week9_Day2.pdf, consulté le 26/10/2022

[33] Canévet G, Psycho acoustique et perception auditive, INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989 ; 93-100

[34] Zhong XL, Xie BS, Soundscape Semiotics – Localization and Categorization, Édition Hervé Glotin, InTech, 2014, chapitre 6, figure 11

[35] Licklider JCR, The Influence of Interaural Phase Relations Upon the Masking of Speech by White Noise, Journal of the Acoustical Society of America, 1948, Vol 20 ; 150-159

[36] Hirsch IJ, The Relation Between Localization and Intelligibility, journal of the Acoustical Society of America, 1950, Vol 25 ; 975-979

[37] Durlach NI, Colburn HS, Binaural Phenomena, Handbook of Perception, Hearing, Academic Press, 1978, Vol 4

[38] Santon F, Intelligibilité de la parole masquée et rôle de la direction de la source masquante, Acustica n°67, 1986 ; 67-74

[39] Jerger J, Brown D, Smith S, Effect of Peripheral Hearing Loss on the MLD, Arch Otolaryngol, 1984, Vol 110 ; 290-296

[40] Peissig J, Kollmeier B, Directivity of binaural noise reduction in spatial multiple noise source arrangements for normal and impaired listeners, Journal of Acoustic Society of America, 1997, n°101 ; 1660-1670

[41] Moore BJC, An introduction to the Psychology of hearing, 3rd Edition, London Academic, 1989

[42] Chays A, Naissance, vie et mort de l'oreille, Les monographies Amplifon, 2008, n°45 ; 104

[43] Zeng FG, Nie K, Stickney GS, Kong YY, Vongphoe M, Bhargava A, Wei C, Cao K, Speech recognition with amplitude and frequency modulations, Proc Nat Acad Sci USA 102, 2005 ; 2293-2298

[44] Site internet : https://fr.wikipedia.org/wiki/Suppl%C3%A9ance_mentale, consulté le 28/10/2022

[45] Knudsen LV, Oberg M, Nielsen C, Naylor G, Kramer SE, Factors influencing help seeking, hearing aid uptake, hearing aid use and satisfaction with hearing aids : a review of the literature, *Trends in Amplification*, 2010, 14 (3) ; 127-154

[46] Taylor B, Speech-in-noise tests : How and why to include them in your basic test battery, *The hearing Journal*, 2003, 56 (1) ; 40, 42-46

[47] Lelercq F, travail de fin d'études présenté en vue de l'obtention du grade de Bachelier en Audiologie « Conception d'un matériel vocal équilibré en difficulté utilisable pour le développement d'un test d'audiométrie vocale dans le bruit », Institut Libre Marie Haps, 2015

[48] Site internet :
<https://cdn.standards.iteh.ai/samples/22491/4095f001697c4e88a4864507781a96e9/ISO-8253-3-1996.pdf>, consulté le 07/11/2022

[49] Demullier R, mémoire présenté en vue de l'obtention du Master II Neuroprothèses Sensorielles et Motrices « Évaluation de l'effort cognitif pendant le test vocal rapide dans le bruit (VRB) grâce à la pupillométrie : de l'audition normale à l'implant cochléaire, Faculté de Montpellier 2019

[50] Wu YH, Stangl E, Chipara O, Hasan SS, Welhaven A, Olesen J, Characteristics of Real-World Signal-to-noise Ratios and Speech Listening Situations of Older Adults with Mild-to-Moderate Hearing Loss, *Ear and Hearing*, 2018, 39 ; 293-304

[51] Smeds K, Wolters F, Rung M, Estimation of Signal-to-Noise Ratios in Realistic Sound Scenarios, *Journal of the American Academy of Audiology*, 2015, 26 ; 183-196

[52] Moore BJC, *Perceptual Consequences of Cochlear Damage*, Oxford Medical Publication, 1995 ; 165-168

[53] Bestel J, *Statistique pour audioprothésistes*, Les cahiers de l'audition, 2019, Vol 32 (5)

[54] Courtier J, mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme d'État d'Audioprothésiste « Élaboration d'un nouvel outil de vocale dans le bruit permettant la comparaison de deux réglages », Université Claude Bernard Lyon 1, 2022