

UNIVERSITE MONTPELLIER 1 - UFR Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

**CENTRE DE RECHERCHES, D'ETUDES ET DE FORMATION EN
AUDIOPROTHESE**

***Evaluation de la discrimination fréquentielle dans le
bruit chez le patient appareillé dans un but
d'optimisation du réglage prothétique***

Mémoire de fin d'études du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

Présenté le 14 juin 2013 devant le jury d'examen

par Tanguy LELIEVRE

Maître de mémoire : Frédéric JOURDAIN

SOMMAIRE

I) INTRODUCTION	1
II) MATERIEL ET METHODE	4
Population testée	4
Dispositif expérimental	5
Méthode.....	6
Rappels statistiques.....	9
III) RESULTATS	10
Situation I – Sans aide auditive dans le calme	10
Situation II – Sans aide auditive dans le bruit	11
Situation III – Avec aide auditive dans le bruit	12
Situation IV – Avec aide auditive dans le bruit après réglage	13
Comparaison des scores de discrimination entre les situations I et II	14
Comparaison des scores de discrimination entre les situations II et III	15
Comparaison des scores de discrimination entre les situations III et IV	16
IV) DISCUSSION	17
V) CONCLUSION	21
VI) REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	23

I - INTRODUCTION

La principale plainte des patients appareillés réside aujourd'hui dans l'existence de difficultés récurrentes rencontrées en milieu bruyant, en faisant un des principaux facteurs de faible port ou d'abandon de l'appareillage. Les lacunes de compréhension en milieu calme sont aujourd'hui correctement corrigées par l'amplification.

Plusieurs pistes de correction ont été choisies par les fabricants d'aides auditives pour optimiser la compréhension en présence d'un bruit compétitif à savoir l'utilisation de débruiteurs chargés de faire émerger le signal de parole du signal global ou encore l'utilisation de microphones directionnels toujours dans le but d'obtenir une meilleure perception du signal utile.

Bien que ces algorithmes aient fait leurs preuves, ils n'apportent pas entière satisfaction puisque l'on observera dans la majorité des cas la persistance d'importantes lacunes de compréhension dans ces milieux difficiles.

Une perte auditive sera caractérisée par la déficience de plusieurs mécanismes ; en premier lieu par une élévation du seuil d'audition à savoir le niveau minimal de pression acoustique efficace induisant une sensation auditive, processus largement exploré par le professionnel par l'acoumétrie ou l'audiométrie. On observera également une atteinte de la faculté de l'oreille interne à discriminer deux sons de mêmes intensités et de fréquences différentes présentés successivement, la discrimination fréquentielle est donc également un niveau du traitement de l'information auditive touché. Ces deux processus de traitement de l'information sont liés à une bonne physiologie cochléaire tandis que l'identification de l'information, dernier étage de décodage du signal, sera liée à des processus centraux, difficiles à étudier.

Comme décrit précédemment, la perception d'un stimulus de quelque nature qu'il soit, est largement étudiée par le biais de l'audiométrie et ce au quotidien par les professionnels abordant la déficience auditive du patient qu'ils soient médecin ORL afin d'établir leur diagnostic ou audioprothésiste afin d'envisager une correction adéquate de la surdité.

Le second niveau de traitement du stimulus après sa perception est également lié à une faculté de l'oreille interne mais reste très peu étudié dans la prise en charge du patient déficient auditif à savoir la discrimination fréquentielle. Nous avons donc décidé dans cette étude de nous intéresser à cette propriété de la cochlée également touchée par une altération lors de l'apparition de la surdité.

La discrimination fréquentielle est la capacité de l'oreille à discriminer deux sons de fréquences proches présentés successivement. Décrivons dans un premier temps le processus de codage de la fréquence au niveau de la cochlée. Deux mécanismes entrent en jeu.

Selon la fréquence de la stimulation, celle-ci va entraîner une déflexion maximale de la membrane basilaire à un endroit précis de cette dernière. L'onde est ainsi propagée le long de la membrane basilaire de la base à l'apex cochléaire. L'amplitude augmente progressivement pour décroître ensuite très rapidement. Le point d'amplitude maximum sera d'autant plus rapproché de la base de la cochlée que le son stimulant sera aigu.

Ce mécanisme permet une première analyse fréquentielle passive, chaque zone de la membrane basilaire sera assignée à certaines fréquences, codées par des fibres nerveuses spécifiques.

Un second processus, actif, permet une amplification très sélective d'un court segment de la membrane basilaire. Cette amplification sera d'autant plus importante et sélective que le niveau de stimulation sonore sera faible. Cette amplification active qui se superpose au premier mécanisme est la conséquence d'une contraction des cellules ciliées externes. Lors de la vibration de la membrane basilaire, les stéréocils des cellules ciliées externes implantés dans la membrane tectoriale sont déplacés horizontalement ce qui entraîne une dépolarisation de la cellule. Ces cellules ciliées dépolarisées se contractent alors en phase avec la stimulation sous l'action de la prestine, moteur moléculaire de la cellule. Ce mécanisme fournit de l'énergie permettant une amplification locale de la vibration initiale de l'ordre de 50 dB et permet une augmentation accrue de la sélectivité en fréquence.

Ces mécanismes sont liés à un bon état physiologique de la cochlée. Une perte des cellules ciliées externes entraînera la disparition du mécanisme actif et par conséquent une altération de la discrimination fréquentielle.

Un déficit en sélectivité fréquentielle pourra également s'expliquer par un élargissement des filtres auditifs ERB¹ selon Glasberg et Moore avec pour conséquence un phénomène de masquage exacerbé.

¹ Equivalent Rectangular Bandwidth

En connaissance de tous ces phénomènes, nous avons étudié la possibilité d'une amélioration de la discrimination fréquentielle dans le bruit chez des patients appareillés afin de permettre une optimisation de l'intelligibilité en présence d'un bruit compétitif au signal utile.

Pour ce faire, nous utiliserons le « test de discrimination phonémique A§E® » créé par le Professeur Govaerts et son équipe.

II - MATERIEL ET METHODE

1) MATERIEL

a) Population testée

La population testée sera composée de vingt patients sans contrainte d'âge. Tous sont atteints d'une surdité moyenne selon la classification du BIAP² et sont appareillés depuis au moins trois mois chez un même et unique fabricant avec des appareils de milieu de gamme. Ceci dans un but de lissage concernant le perfectionnement des algorithmes de débruitage et de directionnalité.

Pour chaque patient, et avant le début des tests, nous calculerons la perte auditive tonale moyenne selon la formule suivante : « Une perte totale moyenne est calculée à partir de la perte en dB aux fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz. Toute fréquence non perçue est notée à 120 dB de perte. Leur somme est divisée par quatre arrondie à l'unité supérieure. » *Bureau international audiophonologie.*

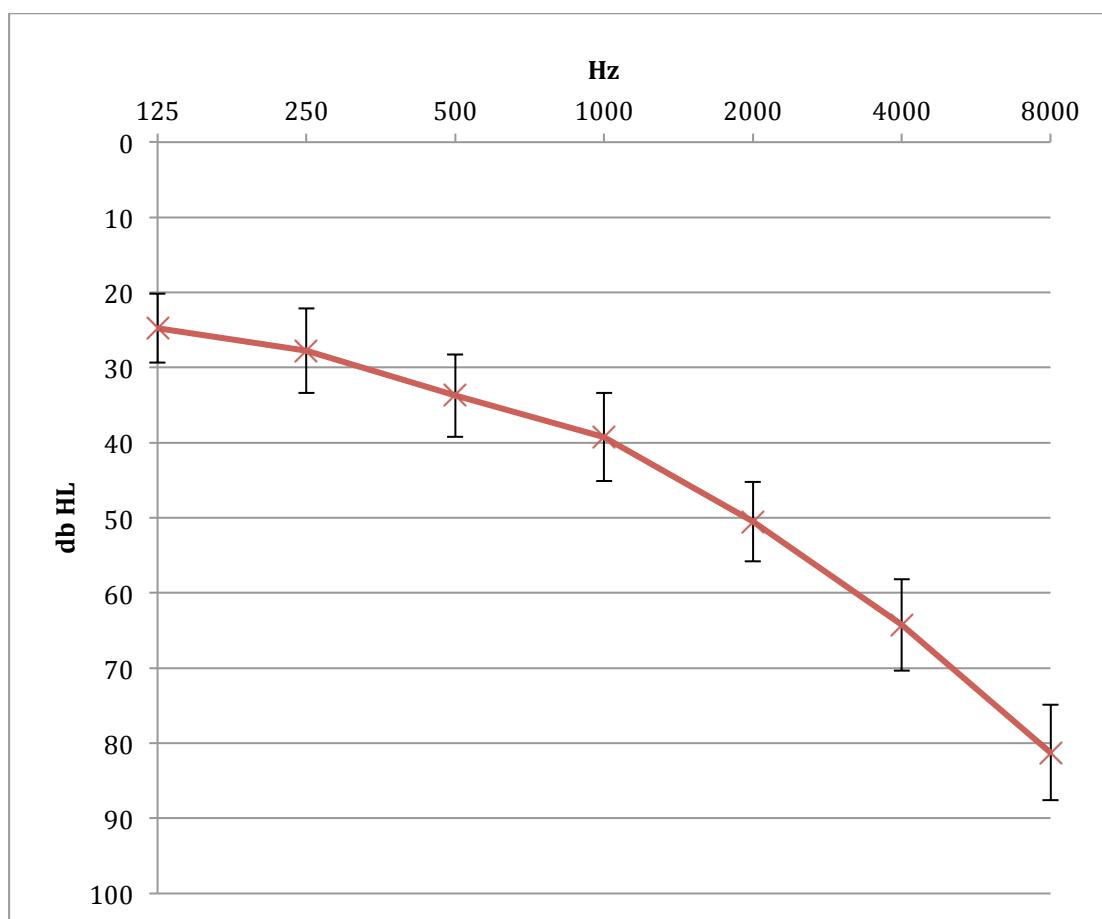


Figure 1 : Audiogramme tonal moyen oreille droite des 20 patients testés. La barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne.

² Bureau International d'Audiophonologie

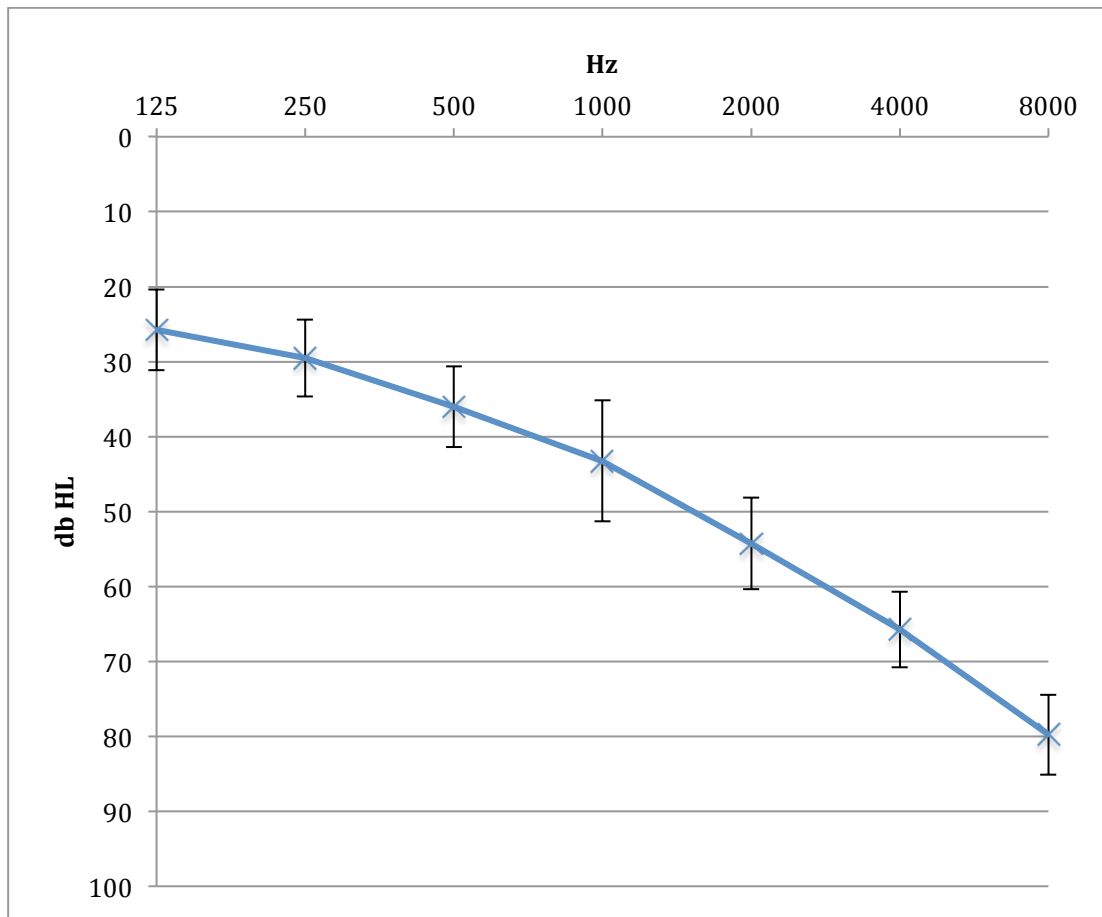


Figure 2 : Audiogramme tonal moyen oreille gauche des 20 patients testés. La barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne.

b) Dispositif expérimental

L'étude se déroulera en intégralité en cabine insonorisée en champ libre. Le test de discrimination phonémique est inclus dans le programme A§E® créé par le Professeur Govaerts et son équipe contenant divers tests phonétiques. Ce programme, une fois installé, nécessitera une calibration afin d'établir une intensité de production des phonèmes constante. Nous l'effectuerons à l'aide d'un sonomètre situé à un mètre du haut-parleur frontal situé à zéro degré face au patient. L'intensité de production sera par la suite réglée par le biais de la chaîne de mesure tout comme celle du bruit émis par les deux haut-parleurs latéraux situés à quarante cinq degrés de part et d'autre du patient selon la norme NF EN ISO 8253-3.

2) METHODE

Le test de discrimination phonémique AÏE® est construit de telle façon que les phonèmes, parmi les 14 proposés, sont présentés au patient par paire. Ces phonèmes ont pour particularité d'être semblables en intensité et en durée, seule leur composition spectrale les différencie.

Nous choisirons, pour chaque paire testée, un phonème de fond qui se répètera selon un intervalle de temps choisi et qui sera remplacé à intervalle régulier par le phonème utile. La paire est présentée à intensité choisie soit 70 dB SPL pour cette étude.

L'objectif du test pour le patient est d'identifier le passage du phonème de fond à l'autre sans qu'il lui soit demandé de les identifier. Le test débute par une explication et un entraînement à l'aide du mode *training* du programme.

La consigne délivrée au patient sera de lever la main à chaque fois que ce dernier repère une transition entre les deux phonèmes.

L'opérateur valide ou invalide la discrimination entre les deux phonèmes lorsque trois passages successifs ont été identifiés.

Les paires de phonèmes testées ont été choisies sur la base d'une étude réalisée par Franck LEFEVRE mettant en avant les phonèmes les plus touchés par des erreurs de perception chez 70 malentendants touchés par une surdité moyenne.

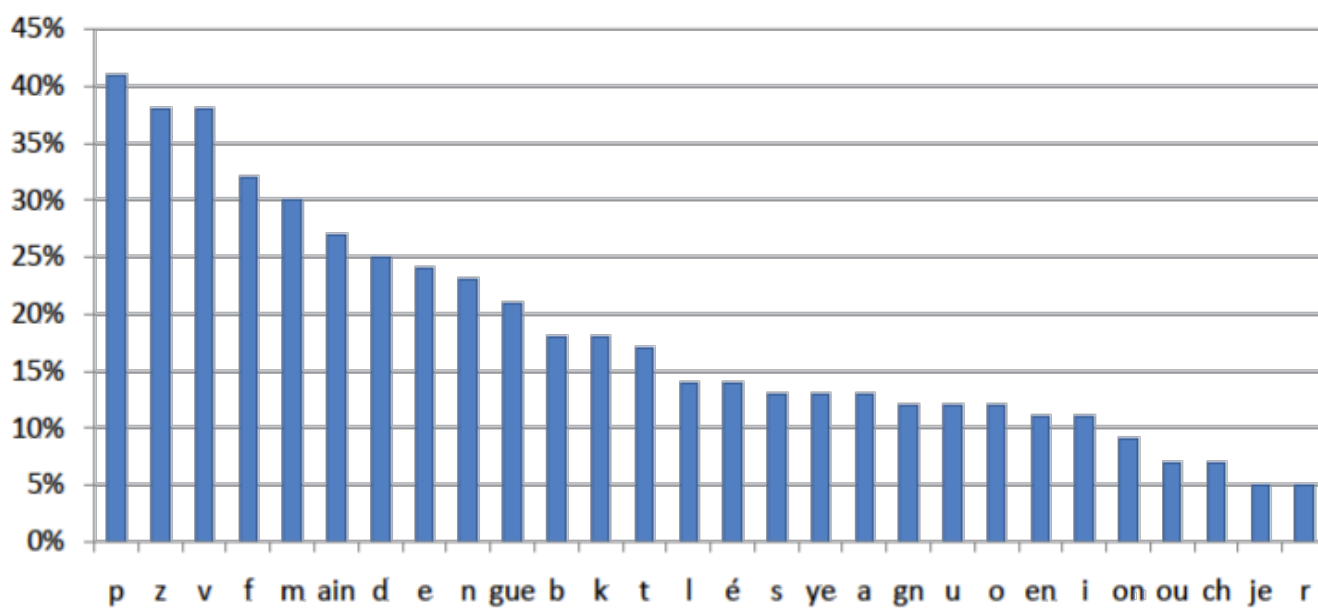


Figure 3 : Pourcentage d'erreurs de perception phonétique dans le silence selon l'étude réalisée par Franck LEFEVRE.

Les paires de phonèmes testées seront donc les suivantes :

U – A
I – A
S – F
Z – S
V – Z

Les deux premières paires choisies sont constituées de phonèmes pour lesquels le pourcentage d'erreur de perception est faible dans l'étude citée précédemment tandis que les suivants sont marqués par des difficultés de perception importantes.

L'étude se déroulera en quatre sessions de test ;

Nous réaliserons une première série de présentation des phonèmes à 70 dB SPL en milieu calme sans aide auditive. Chaque paire sera notée comme correctement discriminée si le patient repère trois transitions consécutives entre le phonème de fond et le phonème utile et ce pendant la totalité de l'étude.

La deuxième série de présentation des phonèmes se déroulera sans aide auditive en présence d'un bruit compétitif de type OVG (CD collège national d'audioprothèse) dont le niveau de présentation sera déterminé sur la base d'une étude réalisée par KILLION. Cette dernière établit un tableau de relations entre degré de surdité du malentendant et rapport signal à bruit nécessaire pour obtenir 50% de reconnaissance de mots par rapport à une audition normale.

Degré de surdité (dB HL)	Rapport signal à bruit (dB SPL)
30	+ 4
40	+ 5
50	+ 6
60	+ 7
70	+ 9

Figure 4 : Relation entre degré de surdité et rapport signal/bruit nécessaire pour obtenir 50% de reconnaissance de mots par rapport à une audition normale.

Lors de la troisième série de test, le patient sera appareillé. Les réglages seront ceux prescrits lors des séances d'adaptation précédentes en mesure in vivo sur la base d'un préréglage en DSL v5 et pour lesquels le patient est habitué depuis plusieurs mois. Ces réglages sont laissés intacts, comme les algorithmes de débruitage et les microphones directionnels sont laissés actifs. Les cibles utilisées en mesure in-vivo, selon la méthode de réglage choisie par l'audioprothésiste, se baseront, entre autres critères liés au patient lui même tels que l'âge ou le sexe, presque exclusivement sur les seuils de perception auditifs fournis par l'audiométrie tonale. Ce sont les méthodes de calcul des valeurs de gain et les zones fréquentielles amplifiées qui induiront des différences entre chaque réglage et les cibles déterminées.

Au terme de cette série et en fonction des résultats obtenus, nous procéderons à une modification des réglages des appareils.

Le test de discrimination phonémique A5E®, une fois les scores de discrimination de chaque paire de phonèmes évalués, nous fournit des informations sur la répartition de l'énergie en fonction de la fréquence pour chaque phonème. Il indique également les zones fréquentielles pour lesquelles la différence énergétique entre le phonème de fond et le phonème utile est conséquente.

Ainsi, nous supposons que si notre patient ne parvient pas à repérer la transition entre les deux phonèmes, c'est que le gain de l'aide auditive sur la fréquence correspondant au phonème utile est insuffisant. Dans cet optique, grâce aux informations délivrées par le logiciel, nous procédons à un rehaussement du gain des aides auditives sur chaque fréquence pour laquelle la différence énergétique entre le phonème de fond et le phonème utile est trop importante pour permettre la discrimination. Nous ciblons donc précisément la zone fréquentielle où la discrimination est défaillante pour réévaluer le gain de 3 dB sur cette dernière.

Nous avons également émis une seconde hypothèse selon laquelle la limitation du niveau de sortie également appelée MPO (maximum pressure output) et présente sur toutes les aides auditives actuelles pouvait nuire à la perception du phonème utile en coupant les émergences phonétiques. La perception de la parole en milieu bruyant étant essentiellement basée sur la perception de la structure fine de la parole dans les vallées de bruit, une limitation trop importante du niveau de sortie sur les fréquences correspondantes au phonème utile pourrait nuire à sa perception. Comme nous le faisons pour le gain, nous réévaluons le niveau de sortie maximum de 3 dB sur les mêmes fréquences.

Pour exemple, lors d'une non discrimination de la paire de phonèmes V – Z, nous tenterons une optimisation du réglage par une augmentation du gain sur les fréquences 1500 Hz et 8000 Hz tout en rehaussant également le niveau de sortie maximal sur ces canaux.

Une fois le réglage opéré, la série de phonèmes sera une nouvelle fois proposée à l'identique.

Rappels statistiques ;

La méthode statistique utilisée pour comparer nos résultats entre chaque situation proposée au patient sera celle des intervalles de confiance.

Nous calculons dans un premier temps la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes discriminés p soit le nombre total de phonèmes correctement discriminés par les 20 sujets sur le nombre total de phonèmes présentés au patient (20 sujets, 5 paires de phonèmes) $n=100$.

L'écart type est ensuite déterminé par la formule suivante ;

$$Sp = \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}$$

Enfin, l'intervalle de confiance sera délimité par deux bornes dont le calcul est le suivant :

$$Ic = [p - Z_{\alpha} \times Sp ; p + Z_{\alpha} \times Sp]$$

Soit $Z_{\alpha} = 1,95$ pour un risque d'erreur consenti de 5%.

III - RESULTATS

Les résultats obtenus lors de la présentation des cinq paires de phonèmes dans chaque situation proposée sont les suivants ;

1) SITUATION I – Sans aide auditive dans le calme

La figure 4 permet d'analyser le pourcentage de patients ayant correctement discriminé chaque paire de phonèmes dans le calme et sans port de l'appareillage.

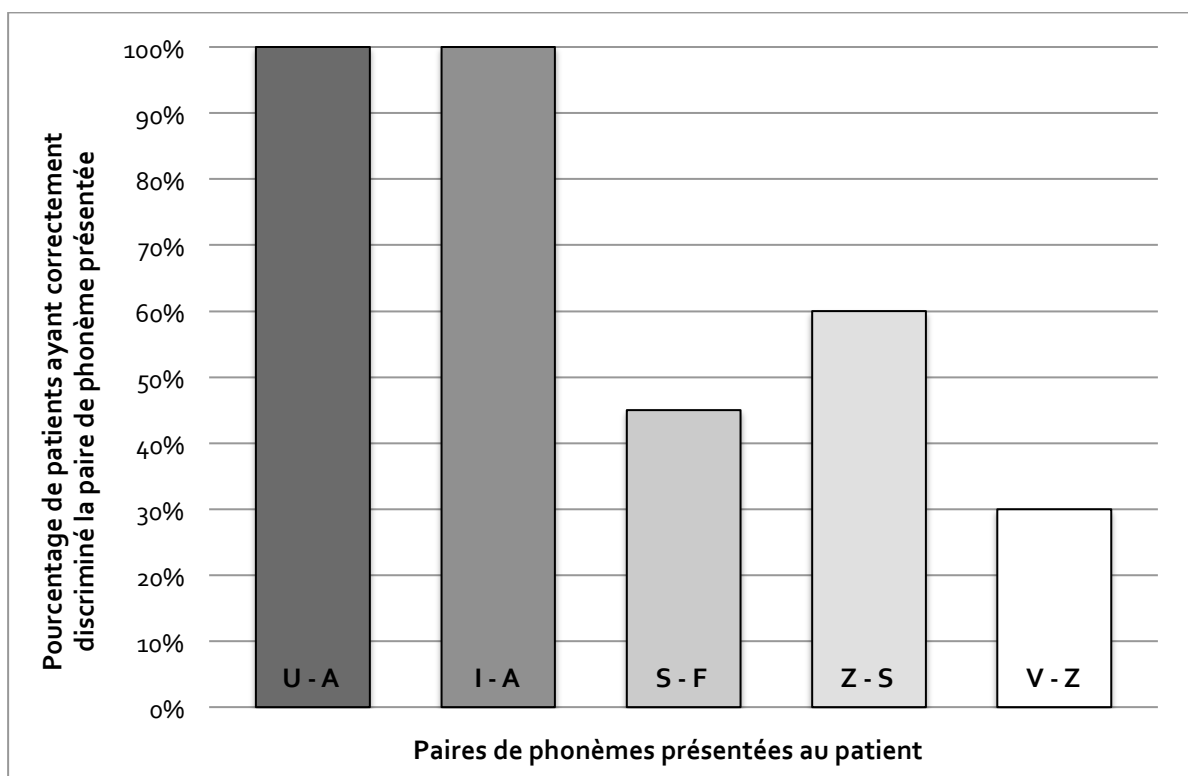


Figure 5 : Représentation du pourcentage de patients ayant correctement discriminé les cinq différentes paires de phonèmes sans aide auditive dans le calme. L'intensité de production des phonèmes est fixée à 70 dB SBL.

Nous constatons sur la figure 4 que les deux premières paires de phonèmes *U – A* et *I – A* sont correctement discriminées par les 20 patients, obtenant un score de 100%.

Les paires suivantes obtiennent un score moindre, soit 47% pour la paire *S – F*, 60% de discrimination pour la paire *Z – S* tandis que les deux derniers phonèmes présentés sont ceux pour lesquels les patients ont éprouvé le plus de difficulté de discrimination avec un score de 30%.

2) SITUATION II – Sans aide auditive dans le bruit

La figure 5 nous montre l'impact d'un bruit ambiant de type OVG sur les facultés de discrimination fréquentielle des 20 patients de notre étude sans port de l'appareillage.

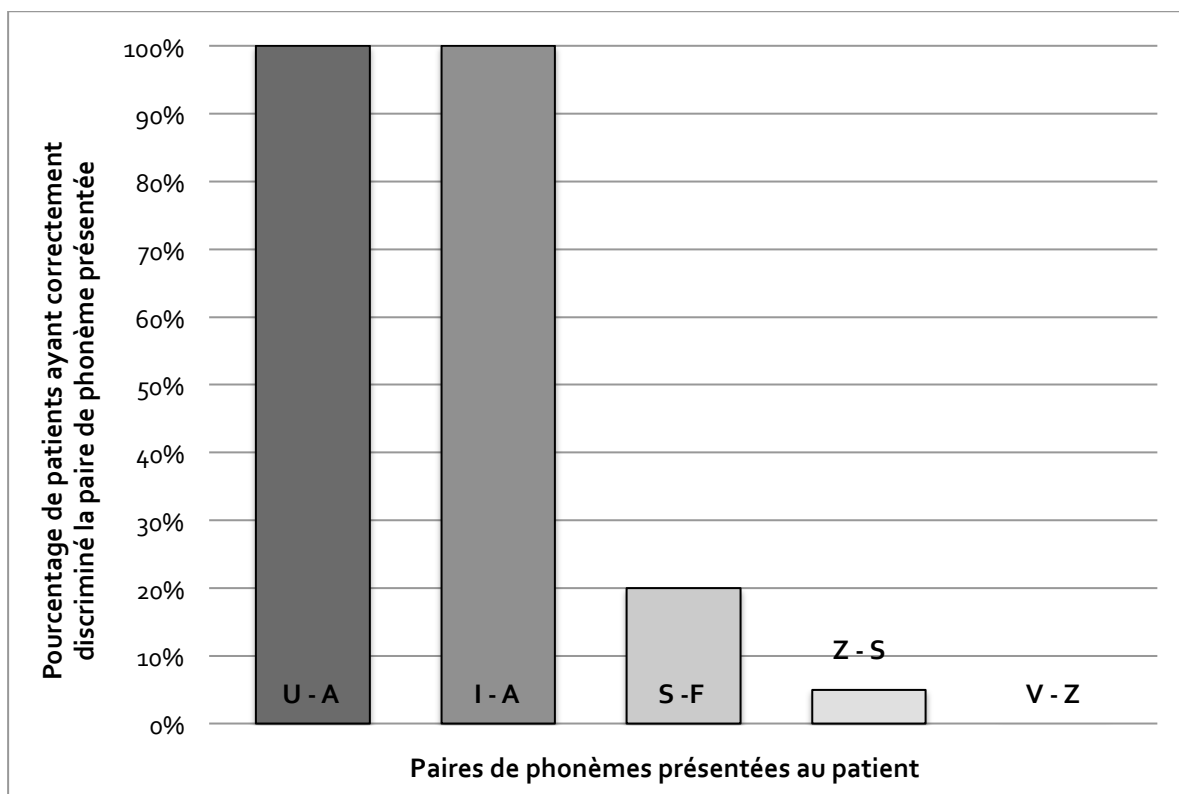


Figure 6 : Représentation du pourcentage de patients ayant correctement discriminé les cinq différentes paires de phonèmes sans aide auditive dans le bruit.

Comme lors de la situation précédemment proposée aux patients, les deux premières paires de phonèmes *U – A* et *I – A* sont correctement discriminées par les 20 patients, obtenant un score de 100%.

Le pourcentage de patients ayant correctement discriminés les trois paires de phonèmes suivantes chute brutalement en milieu bruyant.

Ainsi, 20% des patients ont correctement discriminés la paire *S – F* et seulement 5% la paire *Z – S*. Enfin, l'impact du bruit est le plus important sur les deux derniers phonèmes *V – Z* puisque aucun des patients de l'étude n'a réussi à repérer le passage d'un phonème à l'autre dans cette situation de milieu bruyant.

3) SITUATION III – Avec aide auditive dans le bruit

La figure 6 permet d'analyser l'apport de l'aide auditive sur les capacités de discrimination fréquentielle du patient dans une situation équivalente à la précédente à savoir en présence d'un bruit compétitif.

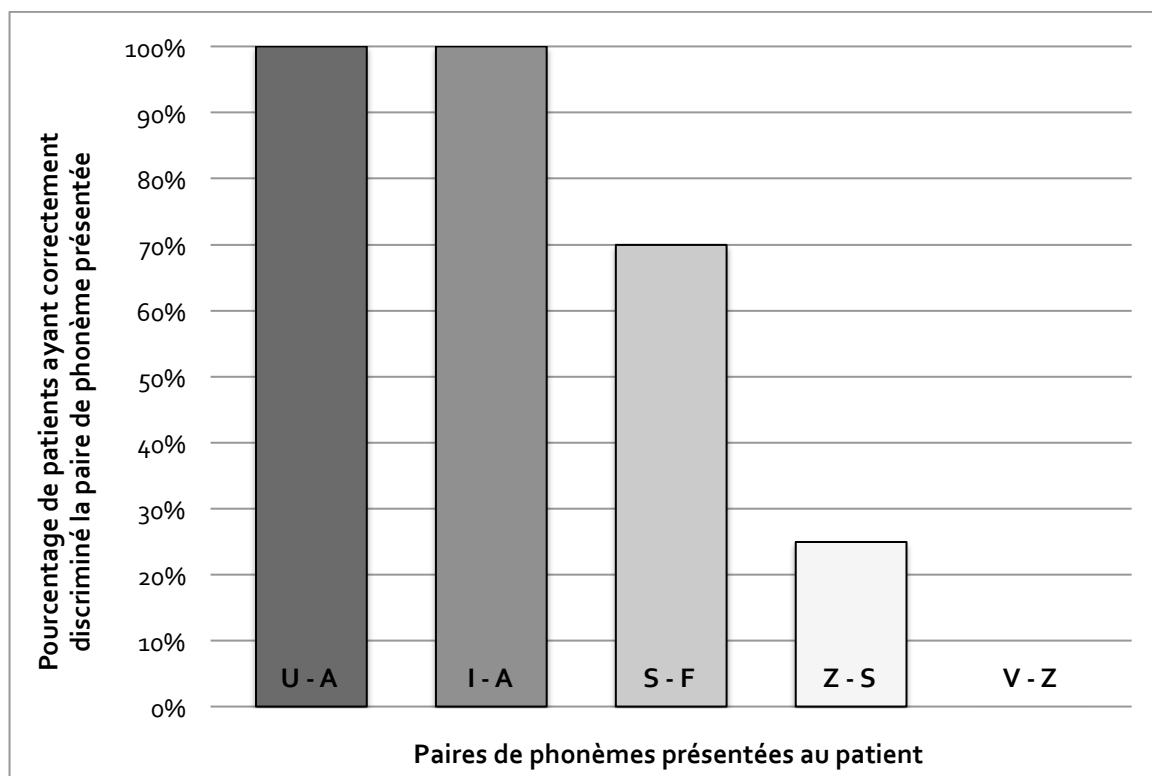


Figure 7 : Représentation du pourcentage de patients ayant correctement discriminé les cinq différentes paires de phonèmes avec aide auditive dans le bruit.

Les deux premières paires de phonèmes étaient déjà correctement discriminées sans appareil, le pourcentage est donc identique à précédemment soit 100% des patients.

La troisième paire de phonèmes présentée au patient, *S – F*, est correctement discriminée par 70% des patients. La paire *Z – S* obtient un score de 25% tandis que les derniers phonèmes présentés aux patients ne sont discriminés par aucun des patients malgré le port de l'appareillage.

4) SITUATION IV – Avec aide auditive dans le bruit après réglage

A la suite des résultats obtenus en milieu bruyant avec port de l'appareillage, une analyse des erreurs a permis de déterminer les zones fréquentielles en sous correction pour permettre une bonne discrimination fréquentielle. Une modification des réglages prothétiques a donc été opérée sur les canaux de fréquence considérés. La figure 7 nous permet d'évaluer le nombre de patients ayant correctement discriminé les paires de phonèmes proposées après cette modification de réglage en milieu bruyant.

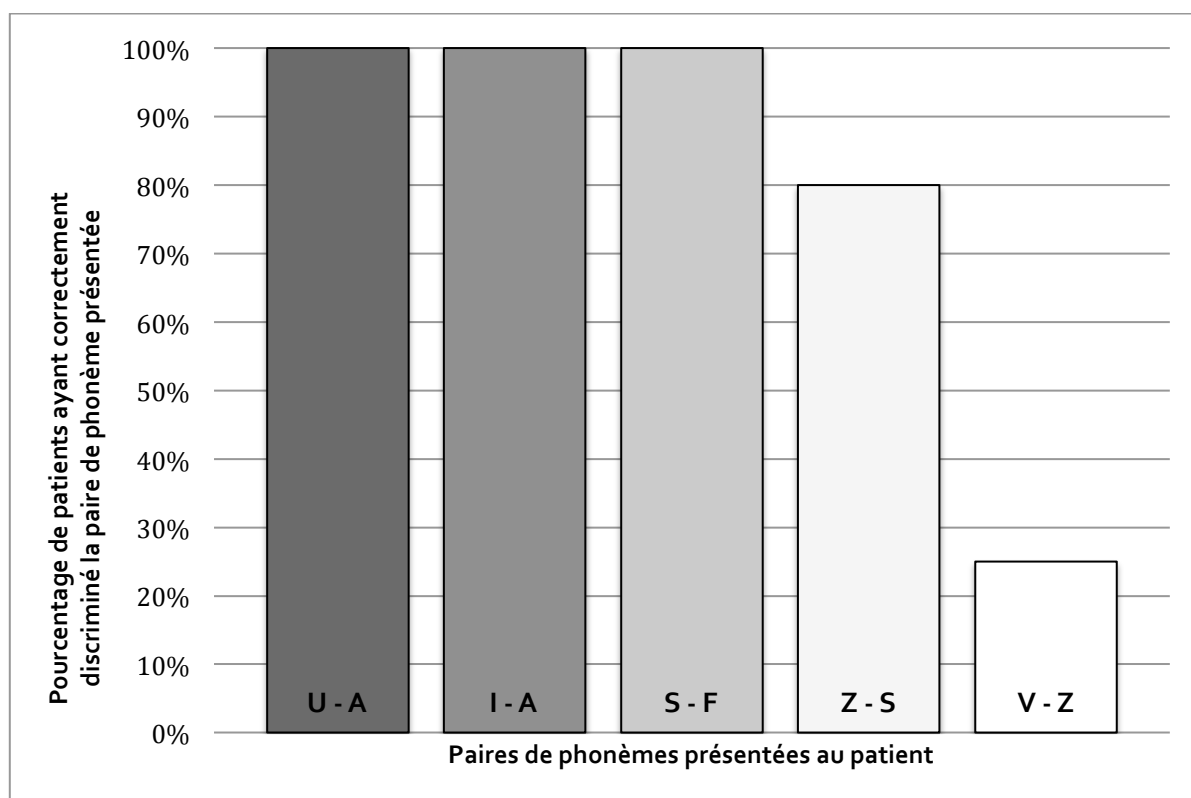


Figure 8 : Représentation du pourcentage de patients ayant correctement discriminé les cinq différentes paires de phonèmes avec aide auditive dans le bruit après avoir opéré à une modification préalable du réglage.

Nous n'aborderons pas le cas des phonèmes *U – A* et *I – A* puisque non concernés par une modification de réglage, ils sont toujours correctement discriminés par 100% des patients. La paire *S – F* obtient à présent un score après réglage de 100% de patients ayant correctement repéré les transitions tandis que la paire *Z – S* est discriminée par cette fois ci 80% des participants. Une nouvelle fois, le plus faible taux de discrimination est obtenu pour la dernière paire de phonèmes de la série avec un score de 25%.

Nous allons à présent comparer les situations entre elles afin de mettre en avant une dégradation ou une amélioration des scores de discrimination selon la situation rencontrée par les patients.

Une étude statistique est ensuite réalisée afin de comparer les résultats lors des différentes situations proposées au patient.

La valeur moyenne du pourcentage de phonèmes correctement discriminés par les 20 patients est calculée et les intervalles de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne nous permettrons de comparer statistiquement les situations entre elles.

5) COMPARAISON DES SCORES DE DISCRIMINATION ENTRE LES SITUATIONS I ET II

La figure 8 nous permet de comparer la première et la seconde situation proposée à nos 20 patients soit sans aide auditive dans le calme et sans aide auditive dans le bruit.

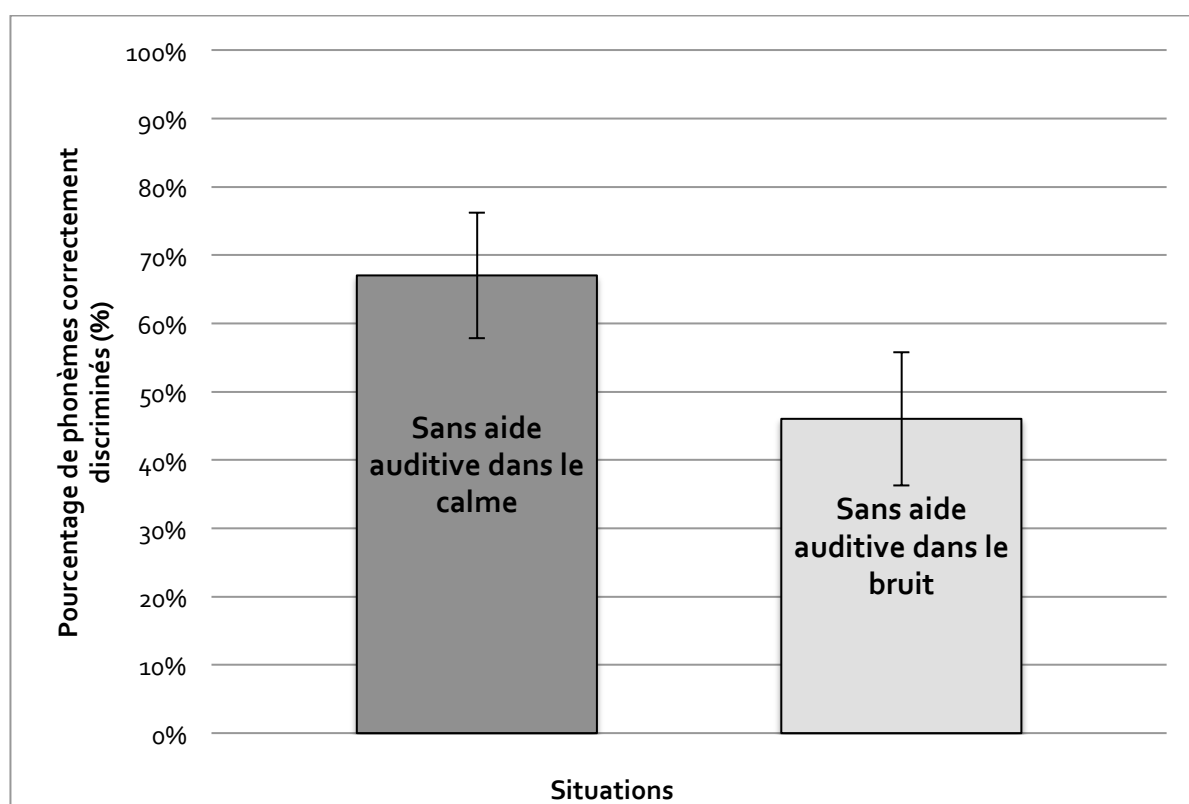


Figure 9 : Représentation de la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes ayant correctement été discriminés par les patients sans aide auditive dans le calme et sans aide auditive dans le bruit. La barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne (20 sujets, 5 paires de phonèmes par sujet, soit $n=100$).

Ainsi, sans aide auditive et dans le calme, le pourcentage de phonèmes correctement discriminés s'élève à 67%. Nous observons par la suite une baisse significative de ce pourcentage (intervalles de confiance disjoints) dès lors que nous ajouterons au signal utile un bruit compétitif de type OVG. Sans appareillage pour le patient et en présence de ce bruit, le pourcentage de phonèmes correctement discriminés s'élève à 46% soit une baisse significative du score de discrimination.

6) COMPARAISON DES SCORES DE DISCRIMINATION ENTRE LES SITUATIONS II ET III

Cette figure 9 nous permet de visualiser globalement l'apport de l'aide auditive sur les capacités de discrimination fréquentielle du patient en milieu bruyant. Nous reprendrons ainsi la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes correctement discriminés sans aide auditive dans le bruit pour le comparer à une situation équivalente en terme d'environnement sonore mais cette fois-ci avec port de l'équipement auditif par le patient.

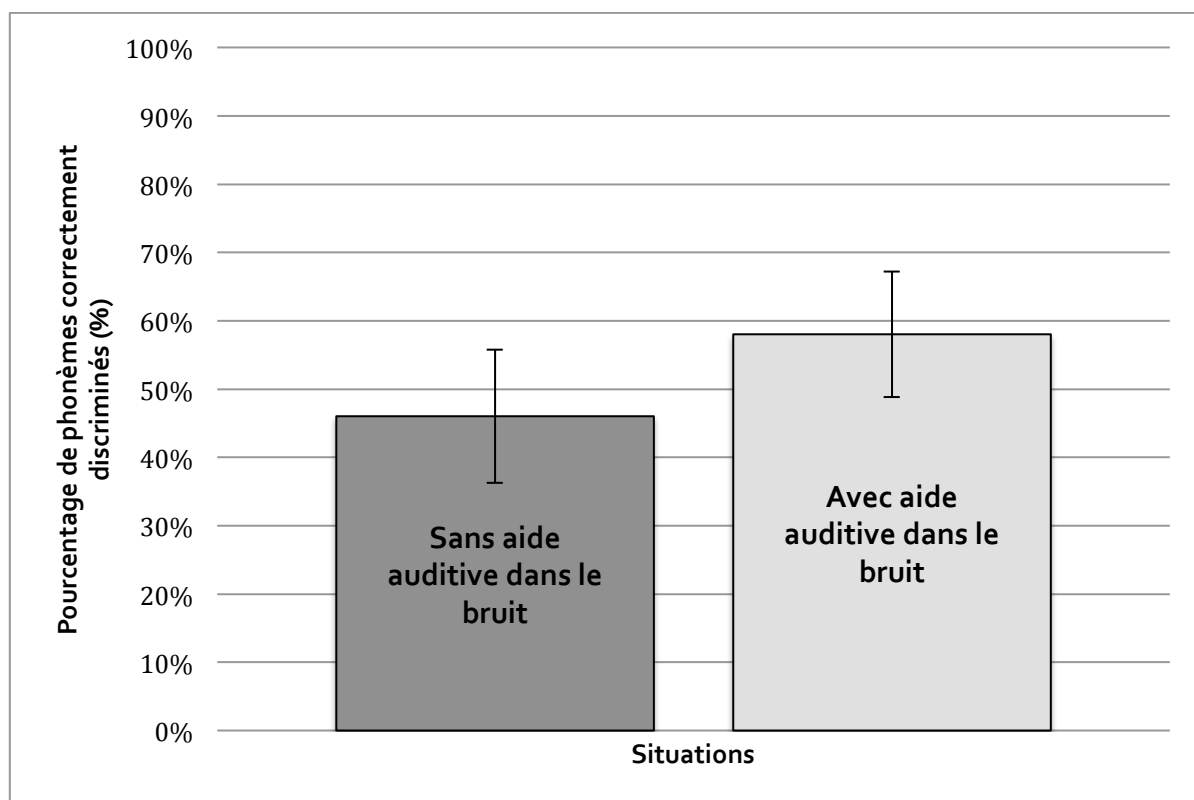


Figure 10 : Représentation de la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes ayant correctement été discriminés par les patients sans aide auditive dans le bruit et avec aide auditive dans le bruit. La barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne (20 sujets, 5 paires de phonèmes présentés, soit $n=100$).

Comme nous l'avons décrit précédemment, la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes discriminés dans le bruit sans port de l'appareillage est de 46%.

Lorsque le patient porte ses aides auditives avec le réglage de base, résultat des différents rendez-vous d'adaptation précédents et en présence d'un bruit compétitif, la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes correctement discriminés s'élève cette fois à 58%. L'amélioration est donc peu significative, les intervalles de confiance calculés n'étant pas disjoints.

7) COMPARAISON DES SCORES DE DISCRIMINATION ENTRE LES SITUATIONS III ET IV

Cette dernière figure conclue la série de tests mis en place. A la suite de la série précédente nous avons opéré à un réglage des prothèses en connaissance des zones fréquentielles faisant défaut à une bonne discrimination fréquentielle du patient. Nous comparons donc à présent la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes correctement discriminés avec aide auditive dans le bruit et après avoir modifié le réglage dans une situation équivalente.

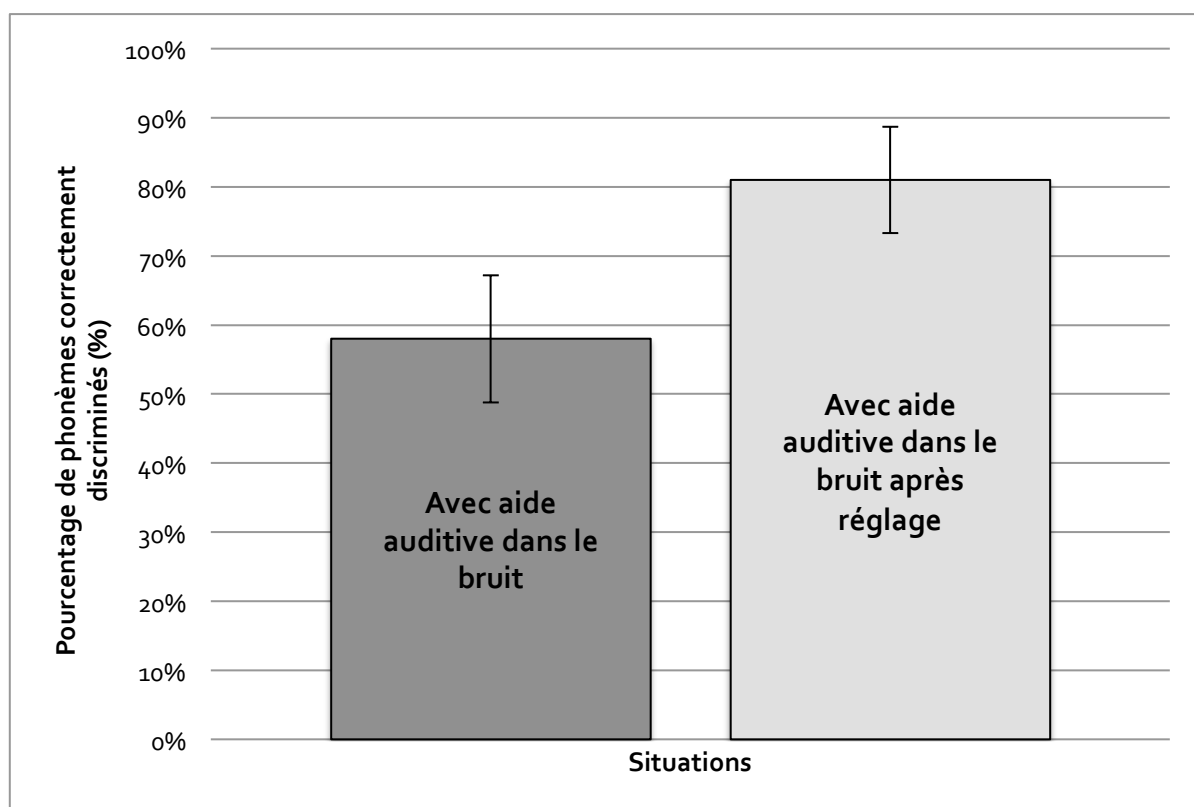


Figure 11 : Représentation de la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes ayant correctement été discriminés par les patients avec aide auditive dans le bruit et avec aide auditive dans le bruit après avoir opéré à une modification du réglage prothétique. La barre d'erreur représente l'intervalle de confiance à 95% centrée sur la valeur moyenne (20 sujets, 5 paires de phonèmes présentés, soit $n=100$)

Lorsque le patient est appareillé avec son réglage initial, la valeur moyenne du pourcentage de phonèmes discriminés s'élève à 58% tandis que cette même valeur moyenne s'élève à 81% à la suite des modifications prothétiques opérées soit une progression significative du score obtenu.

IV - DISCUSSION

L'analyse de la première série de tests effectués (figure 4), sans appareil auditif pour le patient et dans un environnement calme, permet de déterminer deux tendances importantes.

Nous différencierons clairement la perception des voyelles et des consonnes et ce tout au long de l'étude. En effet, alors que 100% de nos 20 patients discriminent correctement les voyelles U – A et I – A, l'essentiel des difficultés se situera dans la discrimination des consonnes.

Cela peut s'expliquer par la composition spectrale de ces deux types de phonèmes. Les voyelles sont caractérisées par leurs formants tandis que les consonnes sont caractérisées par le spectre et les transitions de formants. L'essentiel de l'énergie pour ces deux types de phonèmes n'est donc pas située dans les mêmes fréquences.

En effet, l'essentiel de l'énergie des voyelles est situé dans les fréquences graves. En revanche, l'énergie des consonnes, quelles soient constrictives ou occlusives est concentrée dans les fréquences aiguës (Cf. Annexe 1).

Les pertes auditives de nos patients étant principalement marquées dans les fréquences aiguës (voir audiogramme tonal moyen, figure 1 et 2), on retrouve donc logiquement une concentration d'erreurs sur les consonnes confirmant ainsi l'étude menée par Franck LEFEVRE en 2007 sur laquelle nous nous sommes basés.

La seconde étude nous a permis de mettre en évidence une importante dégradation de la discrimination fréquentielle des phonèmes proposés en présence d'un bruit compétitif.

Comme décrit dans les résultats, la discrimination fréquentielle des voyelles est toujours intacte tandis que celle des consonnes chute brutalement.

Cette chute brutale de la discrimination fréquentielle pourra s'expliquer une nouvelle fois par le fait que la perte auditive tonale moyenne de nos patients est située principalement dans les fréquences aiguës.

De plus, selon une étude de MOORE en 1986, les filtres auditifs ont tendance à s'élargir pour des seuils supérieurs à 30 dB HL. Une perte auditive modérée sera généralement associée à un élargissement des filtres cochléaires par un facteur 2 et une perte sévère par un élargissement par un facteur 4 (Cf. Annexe 2).

Un élargissement de ces filtres auditifs sera susceptible d'accentuer les effets de masque de la parole produits par les bruits ou par tout signal de parole concurrent.

Ce phénomène de masquage, induit par la présence du bruit compétitif, sera plus prononcé vers les hautes fréquences. Les basses fréquences masqueront donc plus facilement les hautes fréquences (Cf. Annexe 3).

L'essentiel des indices acoustiques des voyelles étudiées au cours de protocole étant situé dans la bande de fréquences constituant le signal masquant, on peut donc émettre l'hypothèse selon laquelle ces voyelles ne seront que peu impactées par ce signal compétitif c'est pourquoi la discrimination fréquentielle de ces phonèmes est intacte.

Les consonnes étudiées possèdent des caractéristiques fréquentielles davantage étendues vers les hautes fréquences. Se sera notamment le cas par exemple du / s / et du / z / caractérisés par des concentrations diffuses entre 4000 et 8000 Hz. Ces phonèmes seront donc fortement impactés par le signal masquant puisque situés fréquentiellement postérieurement à ce dernier.

L'impact du signal masquant sera donc différent selon les phonèmes soumis aux patients, principalement selon leur composition spectrale. L'altération des fonctions de discrimination fréquentielle en présence d'un bruit compétitif sera davantage marquée pour des phonèmes dont la composition spectrale est concentrée dans des fréquences supérieures à celles constituant le son masquant.

La situation suivante a permis d'évaluer le bénéfice apporté par les aides auditives sur ces capacités de discrimination en milieu bruyant avant d'envisager une modification des réglages.

Nous avons observé une amélioration de la discrimination fréquentielle notamment sur la paire de phonème S – F tandis que les deux paires de phonèmes suivantes sont peu impactées par l'amplification apportée.

L'amplification basée uniquement sur les fréquences présentant une élévation du seuil de perception ne permet donc pas de palier à la perte du mécanisme actif engendrée par la destruction des cellules ciliées (Cf. Annexe 4) et de restaurer les capacités de discrimination fréquentielle.

Aucune méthode de réglage à l'heure actuelle ne prend en compte la défaillance du mécanisme de discrimination fréquentielle des patients. Après avoir constaté que le réglage de base n'améliorait pas ou peu les capacités de discrimination fréquentielle du patient en milieu bruyant, nous avons émis l'hypothèse selon laquelle une modification du réglage prothétique ciblée sur les zones fréquentielles présentant des failles de discrimination pourrait remédier à ce phénomène et ainsi améliorer l'intelligibilité du patient en présence d'un bruit compétitif.

On observe une progression significative du score obtenu en milieu bruyant avant et après avoir modifié le réglage prothétique. Les quatre premières paires de phonèmes sont ainsi globalement correctement discriminées lors de cette dernière session de test tandis que la dernière présente toujours d'importantes lacunes de discrimination.

L'amplification ciblée et l'élévation du niveau de sortie maximum ont donc été favorables à une amélioration de la discrimination fréquentielle du patient. Nous avons pu le constater lors du déroulement des tests, l'identification de la transition entre le phonème de fond et le phonème utile se révéla plus aisée suite à la modification du réglage.

A l'issue de ce dernier test nous pouvons émettre plusieurs limites à cette étude. En effet, nous avons notamment constaté que des caractères propres au patient pouvaient influencer sur les résultats aux tests.

Ainsi, l'âge du patient semble être un de ces facteurs prépondérants, l'assimilation du déroulement du protocole et des consignes de réponse étaient plus rapides et aisées chez les patients les moins âgés et parallèlement les résultats dans le bruit après avoir opéré au réglage des aides auditives étaient meilleurs.

D'après les résultats, la discrimination fréquentielle des phonèmes est améliorée mais nous n'avons cependant pas de résultat concernant une réelle amélioration ou non de l'intelligibilité d'une conversation en milieu bruyant. Dans une perspective d'approfondissement de l'étude, il

serait opportun de soumettre également au patient des listes de mots en présence du même bruit compétitif avant et après réglage afin d'évaluer plus concrètement l'intelligibilité. Nous ne pouvons donc à présent que statuer sur une amélioration de la discrimination fréquentielle.

En outre, nous avons procédé à une élévation ciblée du gain chez des patients habitués à leur réglage initial depuis plusieurs mois, nous n'avons donc pas assez de recul sur l'étude pour conclure sur une acceptation à long terme du nouveau réglage. En effet, il est courant qu'au cours de l'adaptation prothétique, une augmentation du gain de 3 dB ne soit pas supportée par le patient. Le niveau de sortie maximal, réévalué également, pourra entraîner un possible inconfort chez le patient malgré la précaution prise en amont de ne jamais placer ce niveau au dessus des seuils d'inconforts évalués lors de l'audiométrie tonale. Ces deux données à plus long terme semblent importantes à prendre en compte dans l'évaluation globale du protocole.

Une autre limite à l'étude concernera un possible effet placebo engendré par la modification du réglage sur le patient. En effet, il est d'actualité d'évoquer ce phénomène à la suite d'une publication de Dawes sur l'effet placebo lors des tests d'aides auditives. Une modification du réglage des appareils à la suite des premiers tests engendre une attente chez le patient. On ne pourra pas s'affranchir de ce phénomène à part en répétant le même test à plusieurs reprises ce qui aurait pour conséquence une fatigabilité du patient ayant l'effet inverse.

L'habituation pourra également être évoquée. En effet, si l'on néglige la fatigabilité du patient, le protocole entier se déroulant en 40 minutes environ, les performances seront globalement meilleures lors de la dernière série de part une meilleure appréhension de la consigne et une habituation au déroulement du protocole.

V - CONCLUSION

L'objectif initial de cette étude était de répondre à l'hypothèse de départ émise selon laquelle une optimisation du réglage sur les zones fréquentielles concernées pourrait permettre une amélioration de la discrimination fréquentielle dans le bruit chez des patients appareillés. L'ensemble de ces tests permet également de confirmer des études préalables sur lesquelles nous nous sommes basés pour construire le protocole.

Les résultats obtenus lors de cette étude sont positifs. En effet, nous avons pu mettre en avant dans un premier temps la perte de discrimination fréquentielle chez le patient malentendant. Nos patients présentant essentiellement une perte auditive située dans les fréquences aiguës, nous avons retrouvé une correspondance dans les résultats par une bonne discrimination des phonèmes graves tandis que les plus aigus présentent le plus d'erreurs.

Les patients appareillés témoignant dans la grande majorité des cas de difficultés récurrentes en milieu bruyant, nous avons évalué la diminution de la discrimination en présence d'un bruit compétitif. Les résultats sont significatifs puisque nous avons observé une chute très importante du taux de réussite à l'épreuve. Cette baisse est très localisée, sur les phonèmes les plus aigus, phénomène que nous avons associé à l'élargissement des filtres auditifs provoquant une majoration des effets de masque en présence de bruit.

Une telle chute des capacités de perception et de discrimination entre une situation calme et une situation bruyante permet d'expliquer l'essentiel des difficultés rencontrées par les patients avant de se diriger vers l'appareillage auditif à savoir de grosses lacunes de compréhension dès que plusieurs interlocuteurs sont présents.

Le reste du protocole se déroula avec les aides auditives, nous avons ainsi pu constater qu'un réglage réalisé en mesure in vivo ne restaurait pas ou très peu les facultés de discrimination fréquentielle du patient. Cela pourra ainsi expliquer les difficultés récurrentes dont les patients témoignent en milieu bruyant malgré le port de leur équipement auditif à savoir entendre mais ne pas comprendre ce que l'interlocuteur dit.

A la suite de ces constatations, une modification du gain et du niveau de sortie maximal ciblée sur les fréquences concernées par ces défaillances a permis une significative restauration des capacités de discrimination du patient qui présentera quand même toujours des difficultés sur les phonèmes les plus aigus.

Ce protocole a donc permis de restaurer partiellement la discrimination fréquentielle des patients dont le rôle dans l'intelligibilité de la parole est déterminant.

VI – REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Dawes, P., Hopkins, R., & Munro, K. Avril 2013. Placebo effects in hearing-aid trials are reliable. *International Journal of Audiology*. p 1-6.

Glasberg, B. R., and Moore, B. C. J. 1986. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *Journal of the Acoustical Society. Am.* 79, 1020-1033.

Gnansia, D. 2009. Les cahiers de l'audition ; Intelligibilité et démasquage de la parole chez les sujets normo-entendants, malentendants et implantés cochléaires. Vol.22.

Govaerts PJ, Daemers K, Yperman M, De Beukelaer C, De Saegher G, De Ceulaer G. Auditory speech sounds evaluation (AŞE®): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment. *Cochlear Implants International* 2006; 7(2): 97-106.

Killion, M. 1997. Circuits haven't solved the hearing-in-noise problem. *The Hearing Journal*. Vol.50.N°10.

Lefevre, F. 2008. Précis d'audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perceptive de la parole. p393.

NF EN 750 8253-3. 2012. Acoustique – Méthodes d'essais audiométriques – Partie 3 audiométrie vocale.