



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

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>



**INSTITUTS DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LA
RÉADAPTATION**

Directeur Professeur Jacques LUAUTE

**ANALYSE DE LA FIABILITÉ ET DE LA REPRODUCTIBILITÉ D'UN
TEST DE LOCALISATION SPATIALE SONORE EN SITUATION
RÉELLE ET VIRTUELLE**

Mémoire présenté pour l'obtention du

DIPLÔME D'ÉTAT D'AUDIOPROTHÉSISTE

par

VENDETTI Tim

Autorisation de reproduction

LYON, le 18/10/2024

David COLIN

N° 1020

Responsable de formation



Président
Pr Frédéric FLEURY

Vice-président CFVU
M. Christophe VITON

Vice-président CA
M. CHEVALIER Philippe

Vice-président CS
M. MORNEX Jean-François

Directeur Général des Services
M. ROLLAND Pierre

Secteur Santé

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

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Pr. MORIN Jean-Christophe

U.F.R de Médecine Lyon-Sud
Charles Mérieux
Directeur
Pr PAPAREL Philippe

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques
Directeur
Pr DUSSART Claude

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

Institut des Sciences et Techniques de
Réadaptation
Directeur
Pr LUAUTE Jacques

Comité de Coordination des
Etudes Médicales (CEM)
PR BURILLON Carole

Secteur Sciences et Technologies

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

M. BODET Guillaume

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

M. ROBERT Christian

Institut National Supérieur du Professorat et de l'éducation (INSPé)
Directeur

M. CHAREYRON Pierre

UFR de Sciences
Directeur

M. ANDRIOLETTI Bruno

POLYTECH LYON
Directeur

Pr PERRIN Emmanuel

IUT LYON 1
Directeur

M. MASSENZIO Michel

Observatoire astronomique de Lyon
Directeur

M. GUIDERDONI Bruno

UFR Biosciences
Directrice

Mme GIESELER Kathrin

Département Génie Electrique et des procédés (GEP)
Directrice

Mme CAVASSILA Sophie

Département informatique
Directrice

Mme BOUAKAZ BRONDEL Saida

Département Mécanique
Directeur

M. BUFFAT Marc

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance et ma gratitude à mon maître de stage Monsieur Christian RENARD pour m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé durant toute la réalisation de ce mémoire. Je le remercie également pour sa bienveillance et pour la confiance qu'il m'a accordée.

Je tiens également à exprimer ces mêmes sentiments envers Monsieur Frédéric REMBAUD pour m'avoir aussi aidé, encadré, soutenu pendant toute la durée du mémoire, ainsi que pour le prêt de son matériel. Merci également à son équipe informatique Monsieur Romaric DEFRANCE et Monsieur Rodrigue QUERAUD, de chez Xenylab, qui ont réalisé un travail formidable dans la conception du logiciel pour la réalisation des tests en situation virtuelle. Je n'oublie pas également Monsieur Vincent PEAN qui m'a grandement aidé sur la partie statistique des résultats.

J'adresse mes sincères remerciements à Madame Muriel RENARD, à Madame Alice LACOUR, à Monsieur François LECLERCQ, à Monsieur Matthieu CRÉPIN, à Madame Audrey FOUCART et à tous les membres de l'équipe du Laboratoire d'Audiologie RENARD pour leur accueil chaleureux, leur gentillesse, et leurs précieux conseils durant ces quatre mois passés auprès de chacun d'entre eux.

Je remercie également tous les patients qui ont accepté de consacrer leur temps à participer à ce mémoire, pour leur gentillesse et leur patience.

Enfin, je tiens à remercier mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, ainsi que mes sœurs, sans oublier mes colocataires et mes amis pour leurs encouragements et leurs soutiens.

ABSTRACT

OBJECTIFS : Les tests de localisation spatiale sonore sont souvent négligés par les audioprothésistes à cause des difficultés techniques et des coûts élevés du matériel nécessaire. Pourtant, la capacité à localiser les sources sonores est cruciale pour comprendre dans des environnements complexes, surtout pour les personnes ayant des problèmes auditifs. Avec l'avancement des applications de réalité virtuelle (VR), qui sont utilisées dans divers domaines comme le divertissement, l'éducation et l'entraînement, il est possible de simuler des environnements virtuels. Nous avons donc réalisé un test de localisation, l'Indice de Gêne dans la Localisation Spatiale (IGLS), pour comparer la localisation sonore dans des situations réelles et virtuelles à l'aide d'un casque VR.

MATÉRIELS ET MÉTHODE : L'étude a été menée auprès de 33 sujets normoentendants et 55 sujets malentendants. Chaque participant a passé le test IGLS en conditions IRL et VR, les sujets normoentendants réalisant trois sessions et les malentendants quatre sessions afin d'évaluer l'effet de l'utilisation d'appareils auditifs. Les performances de localisation ont été comparées entre les deux environnements en analysant les scores IGLS pour différents stimuli sonores, incluant des fréquences de 250 Hz, 4000 Hz et le mot "Bouchon".

RÉSULTATS : Les résultats montrent une baisse significative de la précision de la localisation sonore en réalité virtuelle (VR) par rapport aux conditions réelles (IRL), surtout pour les fréquences de 250 Hz, 4000 Hz et le mot "Bouchon". Les erreurs étaient influencées par les limitations du champ visuel en VR et l'utilisation de HRTF non personnalisées. Chez les malentendants, bien que les appareils auditifs aient amélioré les performances en VR, celles-ci restent inférieures à celles en conditions réelles.

CONCLUSION : Les tests de localisation sonore en réalité virtuelle (VR) sont moins fiables et répétables que ceux réalisés en conditions réelles, en raison de limitations techniques telles que l'utilisation de HRTF non personnalisées et un champ visuel réduit. Pour améliorer ces tests, il est essentiel d'intégrer des HRTF personnalisées, d'optimiser le design des casques VR, et de développer des protocoles de test adaptés. Bien que des défis subsistent, la VR a un potentiel prometteur pour l'évaluation auditive, à condition que ces améliorations soient mises en œuvre.

TABLE DES MATIÈRES

ABSTRACT.....	5
TABLE DES MATIÈRES	6
ACRONYMES	8
INTRODUCTION.....	9
PARTIE THÉORIQUE.....	11
1. Audition Binaurale	11
1.1. Principe de l'audition binaurale	11
1.2. Éléments de base de la physiologie de l'audition binaurale dans le système nerveux.....	11
1.3. Localisation auditive dans le plan spatial.....	12
1.4. Localisation auditive dans le plan vertical.....	18
1.5. Cône de confusion	20
1.6. Mécanismes binauraux	21
2. Dégradation de l'audition binaurale chez le malentendant	22
2.1. Altération de la localisation auditive.....	22
3. Tests de Localisation Spatiale	22
3.1. États des lieux	23
3.2. Épreuves stéréo audiométrique de localisation sonore spatiale (IGLS)	23
4. Réalité Virtuelle	25
4.1. Définition.....	25
4.2. Applications	26
4.3. Intérêts.....	28
PARTIE EXPÉRIMENTALE	29
1. Sélection des sujets	29
1.1. Normoentendants.....	29
1.2. Malentendants	30
2. Critères de sélection.....	31
2.1. Critères d'inclusion	31
2.2. Critères d'exclusion	31
3. Matériel requis	32
3.1. Cabine audiométrique	32
3.2. Audiomètre	32
3.3. Casque	32
3.4. Haut-parleurs.....	33
3.5. Casque de Réalité Virtuelle.....	34

3.6.	<i>Test du Cognitive Disorders Examination (CODEX)</i>	35
3.7.	<i>Statistiques</i>	35
4.	<i>Méthode</i>	36
4.1.	<i>Protocole séquences chez les sujets normo-entendants</i>	36
4.2.	<i>Protocole séquences chez les sujets malentendants</i>	37
4.3.	<i>Passation des tests</i>	38
RÉSULTATS		39
1.	<i>Normoentendants</i>	39
1.1.	<i>IRL vs VR</i>	39
1.2.	<i>Comparaison des conditions IRL et VR face à la condition IRL + VR</i>	42
2.	<i>Malentendants</i>	46
2.1.	<i>IRL vs VR sans AA</i>	47
2.2.	<i>IRL vs VR avec AA</i>	49
2.3.	<i>Comparaison des conditions IRL et VR avec et sans appareils auditifs</i>	52
DISCUSSION		57
1.	<i>Fiabilité et répétabilité en condition VR</i>	57
1.1.	<i>Normoentendant</i>	57
1.2.	<i>Malentendants</i>	59
2.	<i>Biais et limites</i>	60
CONCLUSION		62
BIBLIOGRAPHIE		63
ANNEXE		68

ACRONYMES

AA : Aides Auditives

IRL : In Real Life (dans la vie réelle)

VR : Virtual Reality (réalité virtuelle)

ITD : Interaural Time Difference

ILD : Interaural Level Difference

BF : Basses Fréquences

HF : Hautes Fréquences

dB SPL : Decibel Sound Pressure Level

dB HL : Decibel Hearing Level

HRTF : Head Related Transfer Function

HP : Haut-Parleur

PTM : Perte Tonale Moyenne

Hz : Hertz

INTRODUCTION

L'audition a évolué au fil du temps pour devenir un outil complexe de détection sonore. Au commencement, l'oreille était un simple capteur de pression. Une adaptation d'impédance a été nécessaire pour la transition de la vie aquatique à la vie terrestre. Le développement de l'oreille externe et moyenne a permis l'adaptation au milieu aérien, posant ainsi les fondements des capacités de perception et de localisation des sources sonores.

La binauralité, découlant des besoins de la prédation, a joué un rôle important dans le développement humain. Notre orientation frontale, liée à notre rôle de prédateur, a conduit à la réduction des muscles tendus du pavillon de l'oreille, tout en améliorant notre précision dans la localisation sonore. Aujourd'hui, la localisation sonore est avant tout une question de sécurité. Détecter rapidement un véhicule en approche, un intrus ou une menace potentielle est essentiel pour prévenir les accidents et les incidents. Cependant, la localisation sonore revêt également une importance sociétale. Elle nous permet de percevoir efficacement dans des environnements bruyants, de comprendre les diverses sources sonores qui nous entourent, et donc d'interagir avec notre environnement acoustique.

Le mécanisme de la localisation auditive combine des effets acoustiques et des effets binauraux associés au traitement central des informations auditives. Les différences interaurales de temps et d'intensité, ainsi que l'interaction des signaux auditifs captés par les deux oreilles, permettent au cerveau de déterminer l'origine des sons dans l'espace. Ce processus complexe aboutit à une localisation précise des sources sonores dans l'environnement.

Cependant, une perte d'audition peut entraîner des difficultés significatives dans la compréhension, notamment dans des environnements bruyants. Elle peut également compromettre ces mécanismes de localisation, entraînant une perturbation de la capacité à percevoir avec précision l'emplacement des sources sonores dans l'espace.

Un test de localisation sonore est alors nécessaire dans l'évaluation de la fonction auditive, fournissant des informations importantes sur la capacité à localiser avec précision les sources sonores dans l'espace. Cependant, malgré son utilité, ce test peut être délaissé en raison de contraintes financières liées à l'acquisition

d'équipements spécialisés coûteux et de critères techniques et spatiaux. Ces limitations peuvent entraver l'accessibilité, la disponibilité et la pratique des tests de localisation sonore, mettant en évidence le besoin de solutions innovantes pour rendre cette évaluation plus pratique et accessible.

L'avènement de la réalité virtuelle (VR) offre de nouvelles opportunités dans le domaine de l'évaluation auditive, permettant de recréer des environnements sonores réalistes et contrôlés, et ainsi de surmonter les limitations des environnements traditionnels. Grâce à la VR, il est possible de simuler diverses situations de localisation sonore de manière immersive, offrant une expérience d'écoute spatiale plus réaliste et adaptable. Les casques de VR offrent également une souplesse d'utilisation, pouvant être déployés dans divers espaces ou même utilisés à domicile. En intégrant la VR dans les tests de localisation sonore, il devient envisageable d'améliorer la précision des évaluations tout en offrant une expérience plus immersive et personnalisée aux patients.

Cependant, malgré les progrès réalisés dans ce domaine, une question demeure : quelle est la fiabilité et la répétabilité d'un test de localisation en situation réelle par rapport à un test similaire effectué en situation virtuelle ? Ce travail se propose donc de comparer ces deux approches, avec comme pistes d'évaluation principales la stabilité du test réalisé en situation réelle et la fidélité de reproduction du test virtuel.

L'objectif de ce travail est de répondre à la problématique posée précédemment. L'étude impliquera des sujets soumis au test de localisation de l'Indice de Gêne dans la Localisation Spatiale 2.0 dans différentes conditions. Les tests se concentreront spécifiquement sur l'identification de l'azimut de la source sonore et seront menés sur des normo-entendants ainsi que sur des malentendants.

PARTIE THÉORIQUE

1. Audition Binaurale

1.1. *Principe de l'audition binaurale*

L'audition binaurale est un processus auditif grâce auquel les sons sont perçus par les deux oreilles. Ce système binaural permet au cerveau de localiser et de détecter la provenance des sons dans l'espace en se basant sur les différences subtiles entre les signaux captés par chaque oreille. Il permet de déterminer la direction, la distance et la hauteur d'une source sonore dans l'environnement. Le cerveau intègre les signaux auditifs provenant des deux oreilles afin de former une image cohérente de l'environnement sonore. Cela permet une perception tridimensionnelle du son, offrant une sensation de profondeur et de position dans l'espace. L'audition binaurale permet également d'améliorer la compréhension de la parole, notamment dans des environnements bruyants, en permettant de filtrer les sons et de se focaliser sur la source sonore d'intérêt.

1.2. *Éléments de base de la physiologie de l'audition binaurale dans le système nerveux*

Le système auditif dispose de plusieurs réseaux de neurones qui acheminent les signaux jusqu'aux aires auditives primaires en passant par différents relais : les noyaux cochléaires, le complexe olivaire supérieur, le colliculus inférieur, le corps genouillé médian et le cortex auditif primaire [41]. La plupart des informations qui sont traitées par l'aire auditive primaire controlatérale sont transmises au départ par la cochlée, alors que l'aire auditive primaire ipsilatérale, elle, effectue le traitement des autres informations. Ce traitement s'effectue grâce à des réseaux neuronaux qui se croisent au niveau des différents relais. Ils permettent alors de traiter les indices binauraux quelle que soit leur nature (temporel, spectral, intensité). De ce fait, localiser une source et évaluer sa distance par les traitements effectués au niveau cortical devient alors possible.

1.3. Localisation auditive dans le plan spatial

Le plan spatial fait référence à l'espace tridimensionnel dans lequel les sons peuvent être localisés. Il comporte trois plans principaux :

- Le plan horizontal représente la direction gauche-droite, permettant de déterminer la provenance des sons sur un plan horizontal.
- Le plan frontal indique la direction haut-bas, permettant de localiser les sources sonores dans l'espace vertical.
- Le plan médian, ou plan sagittal qui représente la direction avant-arrière, permettant de distinguer les sons provenant de l'avant ou de l'arrière de l'auditeur.

Ces axes permettent de définir de manière précise la localisation spatiale des sons dans l'environnement sonore.

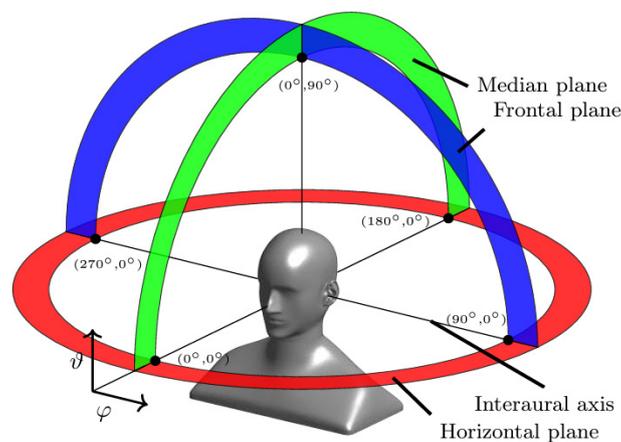


Figure 1 : Définitions du système de coordonnées liées à la tête [48]

1.3.1. Localisation dans le plan horizontal

L'audition binaurale se base sur trois paramètres, d'après Canévet [8] :

- La différence d'intensité (Interaural Level Difference)
- La différence de temps (Interaural Time Difference)
- La différence de phase (Interaural Phase Difference)

Nous déterminons qu'un son provient du côté droit lorsque celui-ci parvient plus rapidement et avec une intensité plus élevée à l'oreille droite qu'à l'oreille gauche. Selon la théorie duplex de la localisation du son de Rayleigh [45], chaque d'indice (ITD et /ou ILD) est utilisé pour détecter l'origine d'un type spécifique de son. Les sons de basses fréquences sont localisés en se basant sur les ITD, tandis que les sons de hautes fréquences le sont en se basant sur les ILD.

1.3.2. Différence Intéaurale de Temps (ITD)

L'ITD (Interaural Time Difference) est l'un des principaux indices utilisés par le cerveau pour localiser la provenance d'une source sonore dans l'espace. Cette différence de temps, mesurée en microsecondes, varie de $10\mu\text{s}$ à $600\mu\text{s}$ [40], elle peut fluctuer en fonction de la distance séparant la source sonore de l'oreille, et de la vitesse de déplacement du son, qui est d'environ 340 m/s . Un son provenant de l'avant ne provoquera pas de différence significative, mais un son provenant d'un côté sera perçu plus tôt par l'oreille la plus proche de la source sonore, ce qui engendre un décalage temporel entre les deux oreilles. Un angle minimal est requis pour percevoir une différence significative selon Dillon. Cet angle est en moyenne $1,5^\circ$ chez le normo entendant (figure 2). [17].

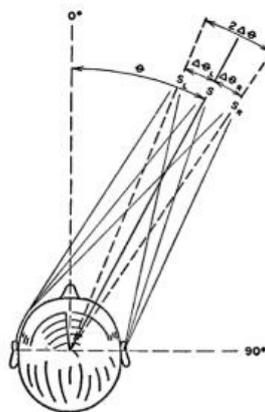


Figure 2 : Angle audible minimal. La position de la source sonore à l'azimut de référence (0°) est marquée par S, tandis que chacune des positions à peine discernables est représentée par SL. Les lignes légères illustrent les possibles trajectoires sonores vers les oreilles depuis chaque source. [40]

L'ITD peut être estimé avec précision grâce à des modèles géométriques (figure 3), et l'un des premiers modèles bien connus est celui proposé par Woodworth [64]. Ce modèle suppose que la tête peut être assimilée à une sphère parfaite, et considère une source sonore éloignée placée dans le plan horizontal. L'équation modélisant l'ITD est donnée par :

$$ITD(\alpha) = \frac{\Delta d(\alpha)}{c} = \frac{r(\alpha + \sin(\alpha))}{c}$$

Où :

- Δd représente la différence de temps,
- r est le rayon de la tête,
- c est la vitesse du son
- $\alpha \in [0, \pi/2]$ représente l'azimut.

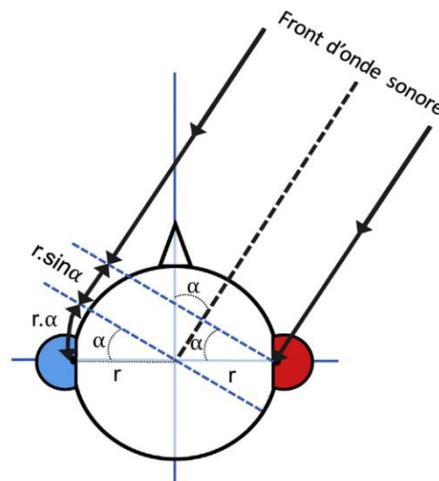


Figure 3 : Représentation géométrique de la différence de longueur de trajectoire entre les deux oreilles pour un front d'angle avec un rayon de tête r . Pour atteindre l'oreille la plus éloignée, le son parcourt une distance supplémentaire $r(\alpha + \sin(\alpha))$ [49]

Par la suite, des valeurs expérimentales modélisées par Feddersen (figure 4) nous montrent l'étroite relation entre la relation proposée par Woodworth et les valeurs obtenues en réalité. En effet, la valeur maximale du retard interaural naturel se situe généralement autour de 700 μ s microsecondes, mais cette valeur peut varier en fonction de la taille du périmètre crânien de l'individu.

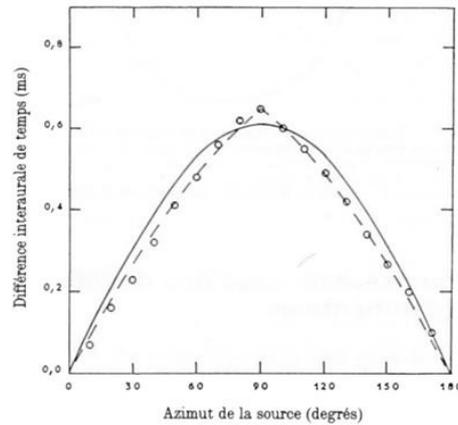


Figure 4 : ITD entre les deux oreilles en fonction de l'azimut de la source issue de trois recherches Feddersen (1955) en ronds, Hombostel (1920) en traits pleins et Woodworth (1938) en pointillés [18]

L'ITD est particulièrement efficace pour localiser les sources sonores de basses fréquences, car les longueurs d'onde plus longues accentuent les différences temporelles entre les deux oreilles. Les fréquences plus élevées peuvent également être localisées en utilisant l'ITD, bien que dans une moindre mesure. Le cerveau tire parti de cette différence temporelle entre les signaux captés par chaque oreille pour calculer la direction horizontale de la source sonore.

1.3.3. Différence Intéaurale d'Intensité (ILD)

L'ILD (Interaural Level Difference) ou la différence interaurale d'intensité, désigne la différence de niveau sonore entre les deux oreilles induites par la position d'une source sonore dans l'espace. La tête va agir comme une barrière acoustique entraînant une amplification du son du côté de la source sonore et une atténuation du côté le plus éloigné, on évoque l'effet d'ombre de la tête [17].

La distance joue un rôle de dissipateur acoustique entre les deux sources sonores et cet indice est principalement impacté par l'effet d'ombre de la tête, créant une zone acoustique atténuée qui altère à la fois l'intensité et la répartition fréquentielle du son capté par chaque oreille. Lorsqu'un son atteint une oreille et se propage vers l'oreille controlatérale, la diffraction au niveau de la tête se produit, laquelle est dépendante de la longueur d'onde (λ en m) de l'onde acoustique (figure 5).

Cette diffraction commence lorsque la longueur d'onde (λ) est sensiblement identique au diamètre de la tête. Plus spécifiquement, lorsque la longueur d'onde est inférieure au diamètre de la tête, une partie du son est réfléchiée et ne parvient pas de l'autre côté. Cette longueur d'onde est intrinsèquement liée à une distance qui est toujours reliée à la vitesse du son ($c = 340$ m/s). Par exemple, pour une tête considérée comme une sphère de 25 cm de diamètre, la diffraction commence pour des ondes sonores dont la fréquence est supérieure à 1500 Hz. [39] [2]

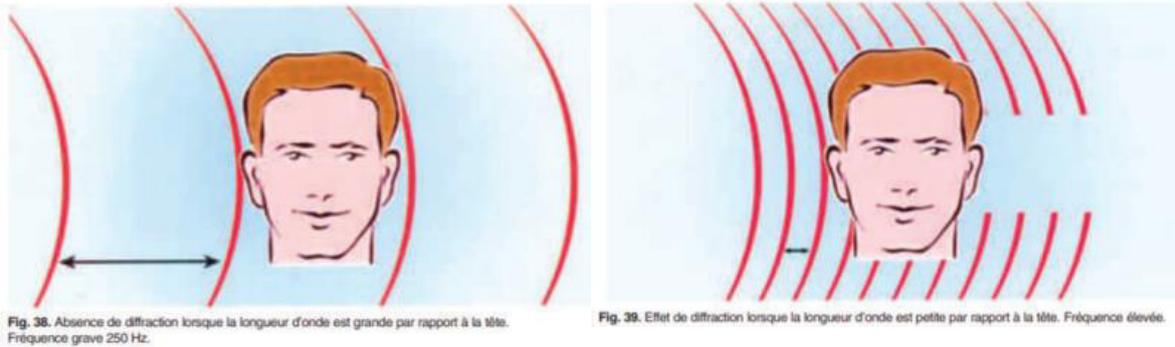


Figure 5 : Schéma représentant l'effet d'ombre de la tête pour les fréquences graves (à gauche) et aiguës (à droite). [5].

Les fréquences graves seront donc nettement moins atténuées que les fréquences aiguës. En effet, une atténuation peut atteindre jusqu'à 20 dB SPL pour une fréquence de 6000 Hz (figure 6). Ces dernières augmentent en fonction de l'angle formé par la source et le plan médian, ce qui en fait, pour les fréquences élevées, un indicateur efficace de la localisation latérale pour les fréquences élevées.

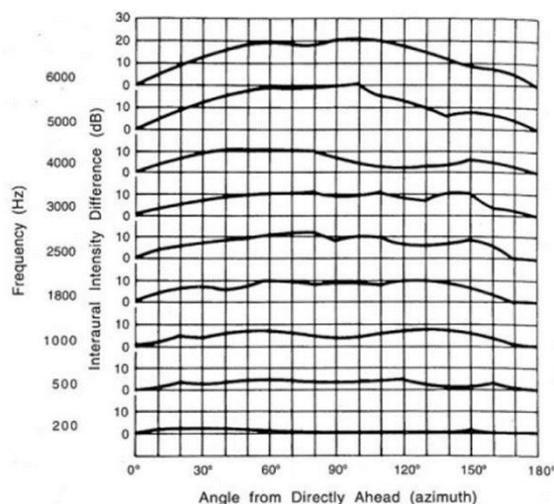


Figure 6 : Différences intérraures d'intensité pour une onde sinusoïdale émise en divers azimut. Chaque courbe correspond à une fréquence différente [18]

Le cerveau intègre cette différence de niveau entre les deux oreilles, associée à d'autres indices tels que l'ITD et les propriétés acoustiques de la tête et des oreilles (Head Related Transfer Function), pour déterminer la direction horizontale et verticale d'une source sonore.

L'ILD est un facteur important dans la localisation spatiale des sons, et il est particulièrement utile pour la localisation verticale des sons, ainsi que pour la discrimination des hauteurs sonores.

1.3.4. Différence Intéaurale de Phase (IPD)

L'Interaural Phase Difference (IPD), également connue sous le nom de différence de phase interaurale, fait référence à la différence de phase des ondes sonores arrivant aux deux oreilles (figure 7). Elle dépend à la fois de la fréquence de l'onde sonore ainsi que des différences de temps interaural. La variation de ces paramètres affecte la perception de la direction d'arrivée du son. De nombreux travaux ont été menés pour décrire ce phénomène comme ceux de Hartley et Fray (1921) [26] ou de Mills (1958) [40].

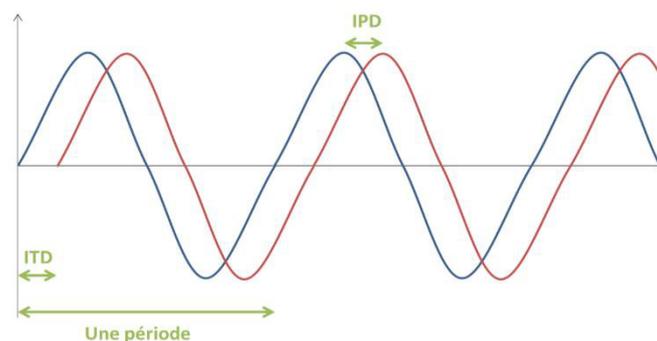


Figure 7 : Différenciation schématisé entre l'ITD et l'IPD [7]. L'ITD fait référence au retard qu'il y a pour que le son arrive de la première à la seconde oreille. L'IPD mesure la différence de phase. Cette dernière représente la différence de variation de l'onde sonore entre les deux oreilles.

Les IPD sont employées pour la localisation dans l'azimut et sont présentes pour les basses fréquences, généralement en dessous de 1500 Hz. Des évaluations expérimentales ont été conduites en prenant en considération les effets de diffraction sur un modèle sphérique (figure 8).

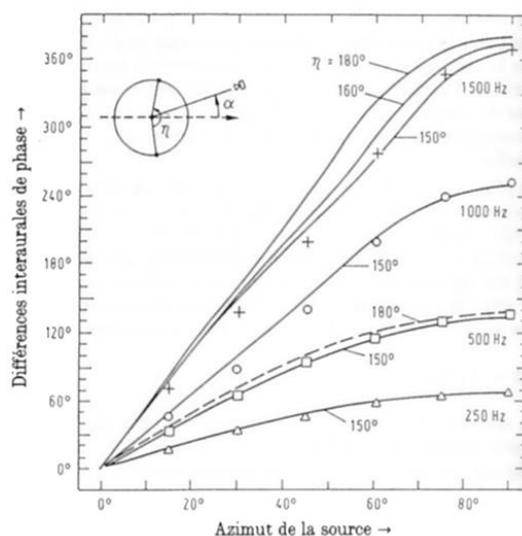


Figure 8 : Différences interaurales de phase en fonction de l'azimut de la source dans le premier quadrant ($0^\circ - 90^\circ$). Les symboles (triangles, carrés, ronds, croix) correspondent aux données expérimentales de Mills (1958). Les lignes continues et discontinues résultent du calcul théorique pour une angulation des points simulant les oreilles de 150° ou 180° [40]

1.4. Localisation auditive dans le plan vertical

La localisation de la source dans le plan vertical représente une tâche plus complexe. Les principaux indices sont dérivés des schémas de diffraction engendrés par la tête et le pavillon, qui se traduisent par des creux spectraux caractéristiques (figure 9) [22]. La fréquence à laquelle ces creux apparaissent est associée à la position verticale angulaire de la source, permettant ainsi de déduire les variations verticales à partir des modifications spectrales observées sur un large spectre sonore.

1.4.1. Indices monauraux

La capacité de localiser les sons dans le plan vertical repose sur l'interaction entre les épaules, la tête et la morphologie de l'oreille externe (connue sous le nom de HRTF - Head-Related Transfer Function). Le pavillon permet de moduler la puissance sonore dans des plages de fréquences spécifiques des indices monauraux. Plus simplement, le pavillon agit comme un système de filtrage, accentuant ou atténuant certaines fréquences du son qui y pénètre [42].

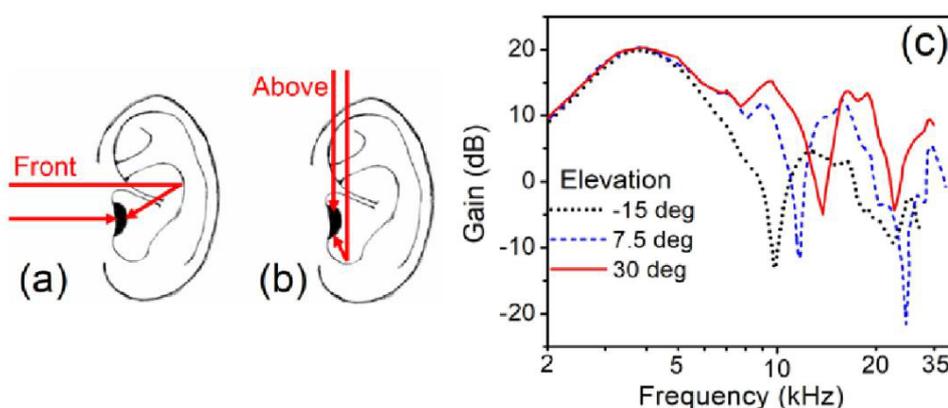


Figure 9 : (a) et (b) : Les retards (donc interférences) entre les trajets directs et réfléchis du pavillon dépendent de la direction du son. (c) HRTF (fonction de transfert liée à la tête) mesurée pour différents angles d'élévation de la direction du son, comparant le niveau sonore au niveau du tympan d'un chat avec la valeur de champ libre au même emplacement spatial en l'absence du chat (sur la base des données de [100]). La première encoche importante se produit dans la région 8-17 kHz. La direction azimutale du son était de 7,5 degrés. [30]

1.4.2. Indices spectraux

Ces indices interviennent dans la localisation horizontale et sont présents principalement pour les fréquences élevées. Ils complètent l'information relative à la localisation horizontale, permettant de préciser la provenance exacte du son, qu'il vienne de l'avant ou de l'arrière, du haut ou du bas.

Certains sons subissent des réflexions sur les courbes et les plis du pavillon auriculaire et du tragus avant d'entrer dans le canal auditif, ce qui rallonge légèrement leur temps pour atteindre la cochlée. En raison de la forme incurvée du pavillon, le trajet des sons réfléchis provenant du haut est plus court que celui des sons venant du bas. Ces deux

ensembles de sons (le retardé et le réfléchi) se combinent pour créer des sons légèrement différents à l'entrée du canal auditif.

1.5. *Cône de confusion*

Les différences interaurales, bien que essentielles pour la localisation spatiale des sons, ne résolvent pas toutes les ambiguïtés, en particulier celles concernant la localisation verticale. Comme montré précédemment, les indices interauraux tels que les ITD et les ILD varient en fonction de la distance de la source sonore. Cependant, il existe une zone de confusion où les sons provenant de différents points le long de ce cône auront des ITD et ILD identiques entre les deux oreilles (figure 10). Cette situation pose un défi pour la localisation précise des sources sonores dans le plan vertical.

Pour résoudre ces ambiguïtés, le système auditif humain tire parti de plusieurs mécanismes, notamment l'effet pavillonnaire et les HRTF. Ces deux mécanismes interviennent dans le plan vertical et à l'intérieur du cône de confusion en rendant asymétriques les indices provenant de différentes directions.

Il convient également de noter que l'effet pavillonnaire n'est pas uniforme sur tous les points du cercle du cône de confusion. La forme et la taille du pavillon varient d'un individu à l'autre, ce qui entraîne des variations dans la façon dont les sons sont réfléchis et atténués. Cette variabilité individuelle souligne la complexité de la localisation spatiale des sons et met en évidence l'importance des mécanismes de traitement auditif pour résoudre ces ambiguïtés et fournir une perception précise de l'environnement sonore. [63].

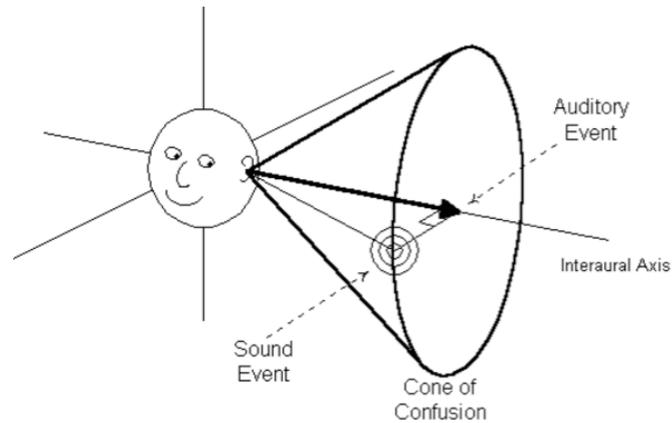


Figure 10 : Représentation du Cône de confusion [37]

1.6. Mécanismes binauraux

1.6.1. Démasquage binaurale ou Effet Squelch

L'effet Squelch permet d'améliorer l'intelligibilité et l'identification des signaux, en exploitant les différences entre les signaux concurrents perçus par chaque oreille. Cela fait référence à la capacité du système nerveux central à comparer et à intégrer les différents signaux reçus par chaque oreille [10]. Cette amélioration est plus marquée pour les sons de basses fréquences et diminue d'environ 2 à 3 dB pour les fréquences supérieures à 2500 Hz... Le Squelch binaural aurait amélioré le RSB 50 de 2,8 dB par rapport à ce que le son concurrent aurait été perçu en réception directe monaurale. Les indices binauraux s'ajoutent et favorisent la perception du signal utile [34].

1.6.2. Sommutation binaurale

L'audition binaurale apporte des avantages significatifs à la sonie. Ce phénomène psychophysique est désigné sous le nom de « sommation binaurale de la sonie » [19]. L'écoute naturelle par les deux oreilles permet un gain de +3 dB, ce qui se traduit par une sensation auditive de la sonie qui est doublée [61]. On peut observer une différence de 2 à 10 dB en fonction de l'intensité, du type de signal et du bruit utilisés [62]. Ce phénomène est particulièrement important dans des situations où la perception de la sonie est essentielle, comme dans la communication verbale en milieu complexe.

2. Dégradation de l'audition binaurale chez le malentendant

Chez le malentendant, nous observons un pincement du champ auditif. Il perçoit une partie tronquée de l'environnement, mais la sensation sonore varie également de la sensation à l'intolérance. La sonie augmente plus rapidement chez le malentendant. Cette sensation sonore va donc être expansée par la cochlée et l'on parle de recrutement. Dans notre étude, nous nous intéressons uniquement aux sujets atteints d'une surdité symétrique. Pour ce type de surdité, les champs dynamiques résiduels des deux oreilles restent sensiblement identiques et une diminution de la sélectivité fréquentielle et temporelle est observée. Cette dégradation diminue considérablement la compréhension de la parole dans le bruit, et le RSB 50.

2.1. *Altération de la localisation auditive*

Les patients souffrant d'une atteinte auditive éprouvent des difficultés à localiser avec précision les sources sonores. Cela se traduit par une mauvaise localisation des indices auditifs importants comme la parole par exemple. La baisse des ILD altère la perception d'intensité, tandis que la baisse des ITD induit une discrimination défectueuse de temps d'arrivée du signal, donc une modification du temps du parcours au niveau de la membrane basilaire. Les indices spectraux sont marqués par des changements au niveau des pics et creux spectraux. Cependant, malgré une surdité symétrique, la combinaison de ces indices altérés provoque des modifications au niveau de la localisation et impacte sur sa précision. [27]

3. Tests de Localisation Spatiale

Un test de localisation, en audioprothèse, est une évaluation permettant de mesurer la capacité d'un individu à déterminer la provenance spatiale des sons. Ce test vise à évaluer la capacité de l'auditeur à localiser la source d'un son dans l'espace en utilisant ses deux oreilles. Il peut impliquer l'utilisation de stimuli sonores qui proviennent de différentes directions, et les réponses du patient sont enregistrées pour évaluer sa

précision dans la localisation des sons. Cette évaluation est souvent utilisée pour mieux comprendre les besoins auditifs individuels et adapter les dispositifs auditifs en conséquence.

Les tests de localisation sont importants car ils permettent d'évaluer la capacité d'une personne à localiser la source d'un son dans un environnement bruyant (discrimination spatiale dans le bruit).

3.1. États des lieux

La réalisation du test de localisation spatiale sonore ou de l'équilibrage interaural reste rare chez les audioprothésistes. Selon une enquête menée en France auprès de 298 professionnels, seulement 37,8 % réalisent régulièrement un équilibrage stéréophonique [47]. Les tests de localisation sonore sont encore moins courants, avec 74,3 % des 144 audioprothésistes interrogés avouant ne jamais évaluer la localisation spatiale des sons [57]. Cette rareté s'explique par l'investissement important en termes de coûts matériels (coûteux et encombrants) et d'exigences techniques. Un test fiable d'indice de gêne en localisation spatiale sonore [14] [49] [25] nécessite un système avec au moins 6 haut-parleurs et un angle de 30° entre chaque haut-parleur.

Or conformément à la réglementation, il est impératif de pratiquer, selon les circonstances, et systématiquement au moins une fois par an lors des séances de contrôle, des évaluations de localisation spatiale ou d'équilibrage interaural. (Arrêté du 14 novembre 2018 modifiant les modalités de prise en charge des aides auditives et des prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations énumérée à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale—Légifrance. (s. d.), n.d.).

3.2. Épreuves stéréo audiométrique de localisation sonore spatiale (IGLS)

L'épreuve de stéréo-audiométrie de localisation sonore par le test de l'Indice de Gêne de la Localisation Spatiale (IGLS) est un test de localisation qui permet de déterminer les erreurs de localisation vers la droite ou vers la gauche. Selon les

travaux de Gabriel Decroix et Jacques Dehaussy [11] [12] [13] [14] [16], ce test se réalise dans un local insonorisé et peu réverbérant équipé de 7 haut-parleurs très directionnels tous disposés en demi-cercle et séparés les uns des autres de 30°.

Au centre de ces haut-parleurs, le sujet testé est installé dans un fauteuil avec la possibilité de bouger librement sa tête. La tâche du sujet consiste à identifier la provenance du stimulus sonore que nous lui envoyons, que ce soit un bruit blanc, un bruit « cocktail party » ou un son pur. En cas d'erreur de localisation de 30° vers la gauche ou la droite, un point de pénalisation était noté. Les résultats étaient reportés sur un graphique conçu à cet effet par Decroix et Dehaussy en 1962 : le localigramme (figure 11) [11].

L'Indice de Gêne de la Localisation Sonore spatiale est calculé en combinant le total des erreurs de localisation. A cela, se rajoute un supplément de durée de l'épreuve par rapport à sa durée normale statistique. Chaque pénalisation correspond à une augmentation de quinze secondes de la durée totale de l'épreuve. Le stimulus utilisé dans ce contexte est généralement un bruit continu en bande étroite et centrée sur la fréquence 2000 Hz.

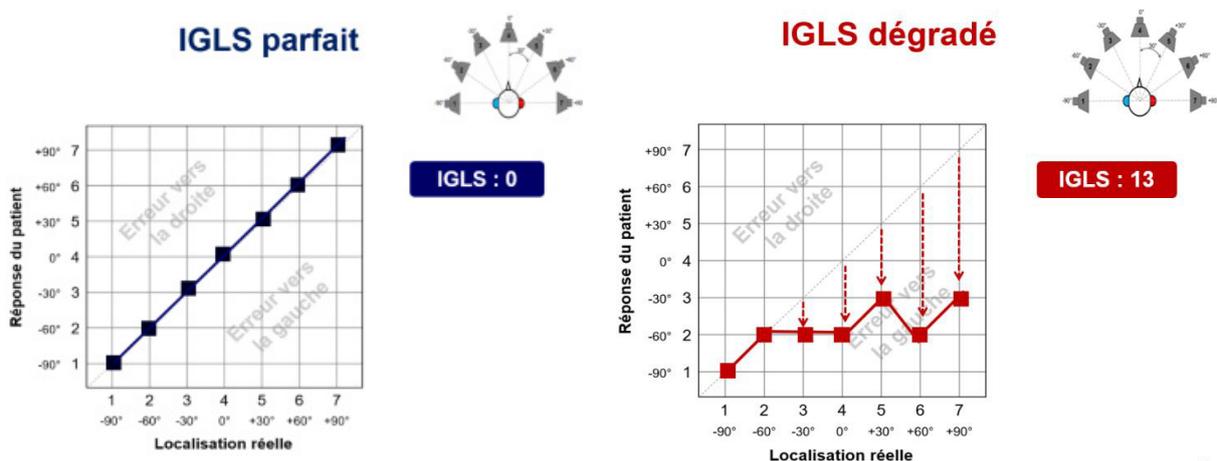


Figure 11 : Résultats de l'IGLS. Score parfait à gauche, score dégradé à droite avec une localisation décalée vers la gauche [C. Renard Lille]

En 2017, le Dr Risoud a optimisé ce test IGLS [49] :

- Utiliser comme stimulus un bruit en bande étroite à 250 Hz en pulsé, permet d'évaluer la capacité à localiser avec l'indice binaural de temps qu'est l'ITD.

- Utiliser un bruit en bande étroite à 4000 Hz en continu, permet d'évaluer la capacité à localiser avec l'indice binaural d'intensité qu'est l'ILD.

La condition Tête fixe a été retenue car les biais liés aux indices IPD et HRTF sont minorés.[49]

Ainsi donc, le protocole du test d'Indice de Gêne de Localisation Spatiale établie par Dr Risoud, soit l'IGLS 2.0 doit être réalisé :

- Avec un bruit bande étroite 250 Hz pulsé
- Avec un bruit bande étroite 4000 Hz continu
- Avec un mot dissyllabique
- Tête fixe face au haut-parleur

4. Réalité Virtuelle

4.1. *Définition*

La réalité virtuelle (VR) a connu un développement exponentiel à partir de la fin de 2015, marqué par la commercialisation de casques accessibles au grand public comme le Samsung Gear VR, l'Oculus Rift ou encore l'HTC Vive et la Playstation VR. Bien que ces avancées semblent récentes, le concept de la VR remonte aux années 1970. La VR fait référence à une interface technologique permettant à l'utilisateur de participer activement à un monde virtuel tridimensionnel (3D) généré par ordinateur. Cette expérience implique des dispositifs d'entrée sensorielle informatique qui simulent des expériences interactives du monde réel [51] [52] [53]. Les utilisateurs portent un casque avec des écrans d'affichage pour chaque œil ainsi que d'un dispositif de suivi de la tête. Cela permet à l'orientation de l'utilisateur dans le monde virtuel de changer naturellement en fonction des mouvements de la tête et du corps, ce qui procure aux utilisateurs un sentiment de présence et d'immersion dans l'environnement virtuel. Les utilisateurs portent souvent des écouteurs pour les stimuli auditifs [1], et dans certains environnements, ils peuvent disposer d'un dispositif de

pointage ou d'un joystick pour interagir avec l'environnement virtuel dans lequel ils sont plongés.[51] [53]

4.2. Applications

4.2.1. Générale

La réalité virtuelle était initialement réservée à des domaines spécialisés tels les domaines militaire, aérospatial, médical et de la recherche scientifique. Aujourd'hui, avec les avancées technologiques, surmontant ainsi les limitations des années 1990, les casques sont plus simples d'utilisation et profitent d'une puissance de calcul accrue des ordinateurs. Cela offre une liberté de mouvement inédite et des environnements détaillés, ce qui explique leur expansion dans divers secteurs dont la principale est le divertissement.

Mais outre le divertissement, il y a également le domaine de la formation et de l'éducation dans lequel la réalité virtuelle offre une immersion totale, permettant par exemple aux professionnels de la santé de simuler des procédures chirurgicales ou de former des étudiants en médecine de manière réaliste.

En conclusion, la réalité virtuelle offre des applications diverses et variées, de la formation à l'art en passant par le tourisme. Cette technologie immersive offre des expériences captivantes et constitue un outil précieux pour les entreprises et les organisations souhaitant offrir des expériences uniques à leur public.

4.2.2. Domaine de la Santé

Le casque de réalité virtuelle est déjà utilisé en tant qu'outil thérapeutique dans différents contextes de soins, avec des modalités d'utilisation, des objectifs thérapeutiques et bénéfiques variés.

Par exemple, il est utilisé pour des thérapies cognitivo-comportementales pour le traitement des phobies [36] [37]. Il s'agit dans ce cas d'exposer progressivement le sujet à sa peur, de façon maîtrisée et cadré afin de le désensibiliser.

Dans des contextes de troubles anxieux ou dépressifs [21] [53] [54], l'utilisation de la réalité virtuelle a démontré des avantages comparables à ceux observés dans le traitement des états post-traumatiques.

Dans le domaine de la rééducation, notamment après un accident vasculaire cérébral, l'utilisation de casques de réalité virtuelle s'avère être un moyen ludique et stimulant pour des séances de rééducation souvent perçues comme fastidieuses. [43]

4.2.3. Domaine de l'Audiologie

Il y a également des applications dans le domaine de l'audiologie. Dans le traitement des acouphènes [60], l'utilisation d'un contrôle actif de la représentation visuelle et auditive des acouphènes synthétiques a été étudié pour favoriser la maîtrise de la perception de ces derniers, réduisant ainsi leur aspect aversif.

Nous pouvons également parler de Hearing Space qui a introduit un test de localisation spatiale dynamique en utilisant un casque VR. Ce système reproduit une source sonore mobile sur un champ diffus de 180°, simulant un environnement où cinq haut-parleurs sont positionnés. Le patient équipé du casque et d'une manette doit pointer la provenance perçue de la source sonore mobile. Les résultats rapportent alors la différence entre la diffusion réelle et la direction indiquée par le sujet. [4].

Une étude comparant un système réel avec de vrais haut-parleurs à un système virtuel a révélé une dégradation significative de la localisation en VR, notamment dans les zones avant/arrière et droite/gauche (azimut 22.5°) [57]. Cette dégradation peut être attribuée à un environnement simulé trop éloigné de la réalité, suggérant que des interactions plus réalistes entre les indices visuels et auditifs pourraient améliorer les performances de localisation en VR [28].

Une étude supplémentaire visait à évaluer la fiabilité d'un test de localisation sonore en réalité virtuelle (VR) avec deux conditions différentes chez des normo-entendants [31]. Les résultats en VR, comparés à ceux en situation réelle avec des haut-parleurs réels, ont montré une amélioration des Root-Mean-Square-Error (RMSE) par rapport

au protocole de Sonzogni. Cependant, la comparaison avec le système en situation réelle n'a pas révélé de résultats significatifs.

Le développement des tests de localisation virtuelle apparaît comme une piste prometteuse, compte tenu du manque d'options matérielles et de tests disponibles. De plus, cette approche, avec l'avènement de solutions utilisant la réalité virtuelle, présente des avantages économiques et techniques par rapport aux solutions réelles.

4.3. Intérêts

Récemment, l'utilité de la réalité virtuelle comme outil d'évaluation de l'audition spatiale a été validée [59]. Les casques de réalité virtuelle permettent d'étudier les comportements qui accompagnent les changements spatiaux ainsi que l'évaluation de la précision de la localisation dans différents plans de l'espace.

Le matériel de réalité virtuelle permet une stimulation dans des environnements plus réalistes et écologiques, ainsi qu'un suivi dynamique de tous les comportements accompagnant la tâche de localisation, tels que les mouvements de la tête [20], les mouvements des yeux, les temps de réaction et les mouvements des bras lorsque la tâche inclut un pointage manuel [35]. Tous ces paramètres combinés en un seul dispositif résolvent le problème de complexité matérielle et rendent l'examen de l'audition spatiale plus accessible aux chercheurs et aux cliniciens.

En audition, l'utilisation de la réalité virtuelle offre la possibilité de reproduire des configurations sonores complexes ou onéreuses à mettre en place dans le monde réel. En comparant les résultats des systèmes de diffusion réelle avec ceux des simulations virtuelles, il sera envisageable de proposer des tests de localisation plus abordables pour les professionnels de l'audiologie. Les capacités de modélisation de la réalité virtuelle ouvrent la voie à une redéfinition des méthodes d'évaluation de l'audition, incluant la conception de nouvelles modalités de passation telles que des escape games, des jeux pour enfants ou des audiométries adaptatives.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

1. Sélection des sujets

Dans cette étude, nous avons réalisé les tests sur deux populations. Une première composée de normoentendant et la seconde de malentendant

1.1. Normoentendants

La première population était composée de normo-entendant, présentant une audition normale définie par la classification du BIAP, avec une moyenne des seuils inférieure à 20 dB HL (moyenne des seuils 500, 1000, 2000, 4000 < 20 dB HL) [46].

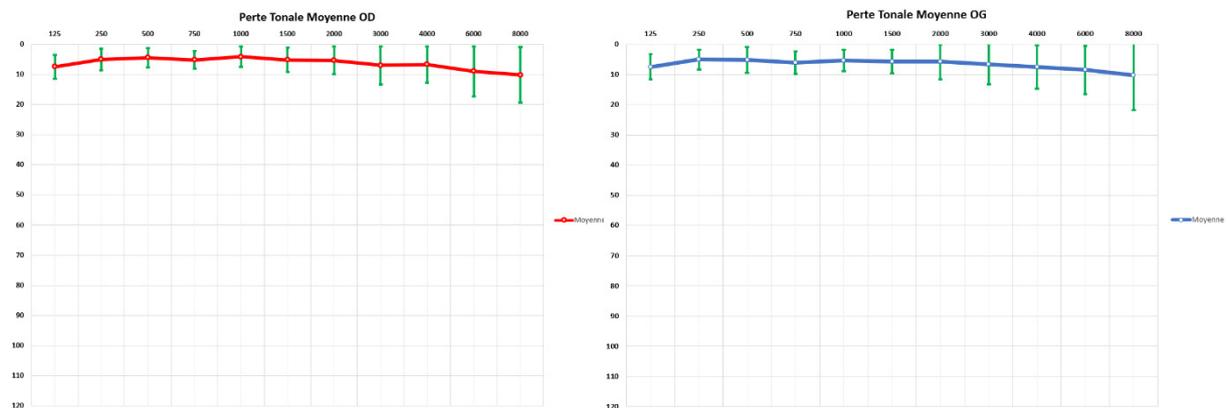


Figure 12 : Perte Tonale moyenne pour les 33 sujets sur les fréquences 250 - 500 - 1000 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 - 8000 pour l'oreille droite et l'oreille gauche

Ce groupe de normoentendant était composé de 33 sujets, dont 14 femmes et 19 hommes. L'âge moyen est de 32,48 ans (min : 18 ; médiane : 26 ; max : 59 ; écart-type : 13,62). La PTM (perte tonale moyenne) oreille droite est de 5 (min : 0 ; médiane : 5 ; max : 16,5 ; écart-type : 3,39). La PTM oreille gauche est de 5,9 (min : 0 ; médiane : 5 ; max : 20 ; écart-type : 4,12).

1.2. Malentendants

La deuxième population est composée de malentendants. Ils devaient avoir une perte d'audition de type presbycusie légère à moyenne, selon la classification du BIAP, avec une moyenne des seuils entre 20 et 69 dB HL ($20 < \text{moyenne des seuils } 500, 1000, 2000, 4000 < 69 \text{ dB HL}$) [46].

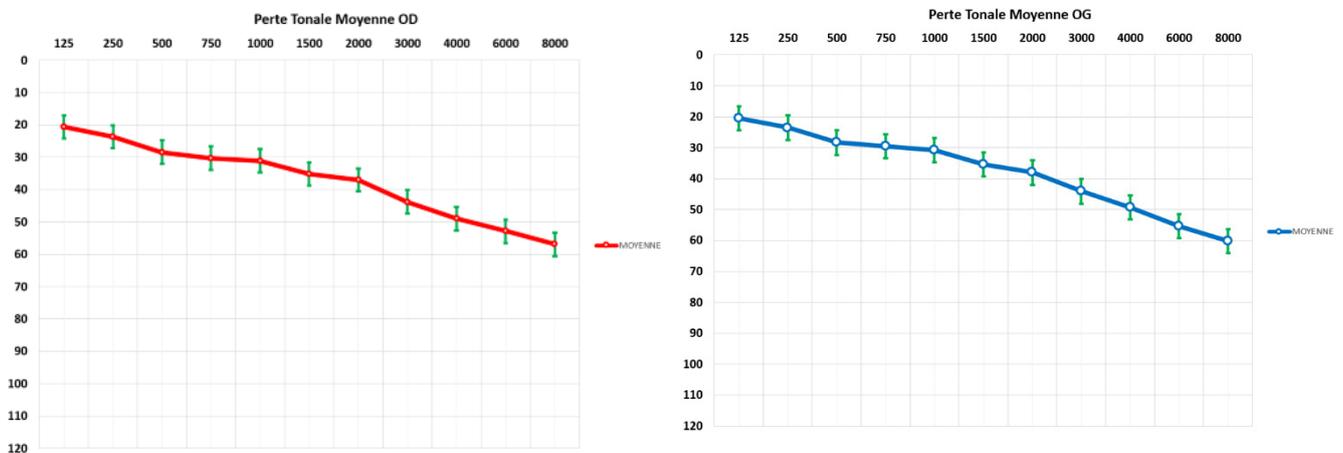


Figure 13 : Perte tonale moyenne pour les 56 sujets sur les fréquences 250 - 500 - 1000 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 - 8000 pour l'oreille droite et l'oreille gauche.

Ce groupe de malentendants était composé de 56 sujets, dont 25 femmes et 31 hommes. L'âge moyen de ces sujets est de 66,73 ans (min : 18 ; médiane : 71,5 ; max : 87 ; écart-type : 12,31).

La PTM oreille droite est de 37,87 (min : 16,25 ; médiane : 36,5 ; max : 58,75 ; écart-type : 11,32). La PTM oreille gauche est de 37,73 (min : 7,5 ; médiane 35,125 ; max : 60 ; écart-type : 12,05).

Parmi ces sujets, un patient a été exclu de l'étude car il présentait un bouchon de cérumen oreille gauche 55 sujets malentendants ont été retenus.

2. Critères de sélection

2.1. *Critères d'inclusion*

2.1.1. *Normoentendant*

Les critères d'inclusion de la population normoentendante sont :

- Langue maternelle : Français
- Pas de trouble cognitif qui étaient évalués par le test du CODEX (score A et B)
- Pas de troubles visuels ou pas de troubles visuels après correction
- Compris entre 18 et 90 ans
- Une perte d'audition inférieure à 20 dB HL selon les recommandations du BIAP
- Pas de contre-indications au port d'un casque réalité virtuelle
- Un consentement éclairé de leur part sur l'étude menée

2.1.2. *Malentendant*

Les critères d'inclusion chez les malentendants sont :

- Langue maternelle : Français
- Pas de trouble cognitif qui étaient évalués par le test du CODEX (score A et B)
- Pas de troubles visuels ou pas de troubles visuels après correction
- Compris entre 18 et 90 ans
- Une perte d'audition légère à moyenne, donc avec une PTM entre 21 dB HL et 69 dB HL selon les recommandations du BIAP
- Pas de contre-indications au port d'un casque réalité virtuelle
- Un consentement éclairé de leur part
- Être appareillés depuis plus de six mois

2.2. *Critères d'exclusion*

Les critères d'exclusions sont :

- Un score CODEX C et D
- Présence de troubles visuels
- Incapacité à passer le test IGLS 2.0

3. Matériel requis

3.1. *Cabine audiométrique*

Pour mener à bien les tests de localisation, il est nécessaire de travailler dans un espace doté de parois acoustiquement isolantes et les moins réfléchissantes possible. Le sol doit avoir la capacité d'absorber les vibrations externes. Le lieu où sont réalisées les mesures doit se rapprocher le plus possible des conditions du champ libre, en étant isolé de toute réverbération, bruit ou vibration.

Pour ces raisons, la pièce utilisée pour notre protocole respecte le Décret n°85-590 du 10 Juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste à savoir :

- Disposer d'une cabine insonorisée ou d'une salle de mesures audioprothétiques d'une surface minimale de 10 m² et d'un volume minimal de 15 m³
- Avoir un niveau de bruit de fond inférieur ou égal à 40 dBA mesuré sur une période d'une heure
- Avoir un temps de réverbération inférieur à 0.5 secondes sur l'octave 500 Hz permettant de se rapprocher des conditions de champ libre
- Avoir une absence de tonalités marquées émergeant du bruit de fond

3.2. *Audiomètre*

L'audiomètre que nous avons utilisé est l'Affinity 2.0 de chez Interacoustics qui a été calibré il y a moins d'un an.

3.3. *Casque*

L'audiométrie liminaire en conduction aérienne a été réalisée à l'aide du casque TDH 39 normalisé avec la norme ISO 8253-1 (*Norme NF EN ISO 8253-1, Avril 1999*).

3.4. Haut-parleurs

Sept haut-parleurs amplifiés en large bande, directement branchés à un amplificateur, ont été nécessaires pour notre étude. La carte son reliée à l'amplificateur de type multi-canal à sept canaux analogiques capable d'émettre une sonorité sur chaque haut-parleur indépendamment les uns des autres.

Dans le cadre du protocole de test, ces sept haut-parleurs sont disposés à une distance de 1 m du patient et à une hauteur de 150 cm, de la manière suivante (figure 14) :

- Les haut-parleurs sont séparés de 30° sur 180°
- Les haut-parleurs sont notés de 1 à 7
- Le haut-parleur 4 est positionné en azimut 0 (en face du sujet)

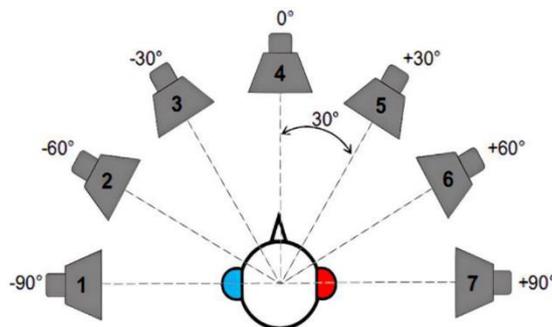


Figure 14 : Schéma représentatif de la position du sujet et des haut-parleurs

La figure 14 illustre la position du sujet par rapport aux haut-parleurs.



Figure 15 : Configuration des Haut-Parleurs dans la cabine du Laboratoire d'Audiologie Renard à Lille

3.5. Casque de Réalité Virtuelle

Le casque que nous utilisons est un Oculus Meta Quest 2 de la marque Meta (figure 16) qui fonctionne sous système d'exploitation Android 10.

L'application permettant de lancer les séquences de test est le logiciel Nautilus version 1.159. L'interface pour l'opérateur est le logiciel Xenserver version 0.2., installé sur PC fonctionnant sous système d'exploitation Windows 11. Ces logiciels sont développés sur le moteur de jeu Unity.



Figure 16 : Casque Meta Quest 2 avec les deux manettes et le casque stéréo

Les manettes permettent de sélectionner les réponses qui sont envoyées dans le casque. L'utilisation de manettes permet une interaction plus intuitive tout en engageant davantage l'utilisateur d'un point de vue moteur.

Un casque stéréo est rajouté en plus du casque afin d'avoir le son émis directement en direction des oreilles du sujet.

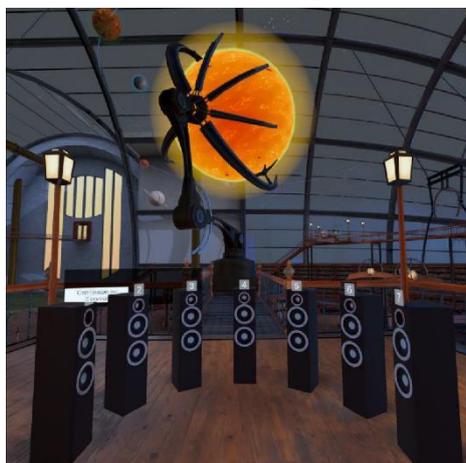


Figure 17 : Configuration des Haut-Parleurs en situation virtuelle

La pièce virtuelle ayant pour thème le nautilus (J. Verne 20000 lieues sous les mers) représente un planétarium avec le système solaire, une bibliothèque, une passerelle pour d'autres tests auditifs. Sur une de ces plates-formes nous retrouvons les sept haut-parleurs du test IGLS 2.0 (figure 17).

3.6. *Test du Cognitive Disorders Examination (CODEX)*

Le test du CODEX [58] (**Annexe 1**) est une évaluation cognitive rapide. Il permet d'évaluer en moins de 3 minutes les fonctions cognitives des sujets. Ce test fait intervenir la mémoire, les fonctions exécutives, l'attention et les praxies visuo-spatiales. Il comporte :

- Une tâche de mémoire : mémoriser 3 mots, puis les rappeler
- Le dessin du cadran d'une montre : test de l'horloge simplifié
- En fonction des résultats de ces 2 premières tâches : 5 questions d'orientation dans l'espace.

Avant de faire passer le CODEX, il faut s'assurer que le sujet entend et comprend les consignes, qu'il est capable d'écrire ou dessiner, et qu'il n'a pas une incapacité visuelle majeure. Les modalités de passation et l'interprétation des résultats sont en annexe 2. 4 scores codex permettent de déterminer l'importance du trouble cognitif.

Score A et B pas de troubles cognitif codex normal

Score C et D codex anormal

3.7. *Statistiques*

Les tests statistiques étaient réalisés à l'aide du logiciel EXCEL JASP. Le seuil de significativité était fixé pour une probabilité $p < 0.05$.

Pour les patients normoentendants, nous avons utilisé :

- Les tests descriptifs de Shapiro-Wilk afin de vérifier la normalité
- Les tests paramétriques de Student, si la normalité est vérifiée
- Les tests non paramétriques de Wilcoxon, si la normalité n'est pas vérifiée
- Les tests non paramétriques de Friedman

- Un tableau de contingence afin de mesurer le degré la proportion de désaccord entre les différentes situations

Pour les patients malentendants, nous avons utilisé :

- Les tests descriptifs de Shapiro-Wilk afin de vérifier la normalité
- Les tests paramétriques de Student, si la normalité est vérifiée
- Les tests non paramétriques de Wilcoxon, si la normalité n'est pas vérifiée
- Un tableau de contingence afin de mesurer le degré la proportion de désaccord entre les différentes situations

4. Méthode

4.1. *Protocole séquences chez les sujets normo-entendants*

L'audiométrie tonale a été réalisée par pas de 5 dB, avec des sons purs, pour les fréquences 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 2500, 3000, 4000, 6000, 8000 Hz.

Le test de l'IGLS 2.0 a été réalisé de la manière suivante :

Stimuli :

- Narrowband 250 Hz pulsé envoyé à 60 dB SPL permettant l'évaluation du ITD
- Narrowband 4000 Hz continu, d'abord envoyé sur plusieurs HP puis isolé sur un seul HP à 60 dB SPL permettant l'évaluation du ILD
- Mot dissyllabique "Bouchon" qui n'a été envoyé qu'une seule fois à 60 dB SPL, permettant une analyse globale

Chaque stimulation est envoyée sept fois, une fois par HP.

3 séquences sont passées au sujet testé :

- IGLS 2.0 en situation IRL
- IGLS 2.0 en situation VR
- IGLS 2.0 en situation virtuelle mais avec les stimulus qui proviennent des HP réels (IRL + VR)

Au total, par situation, il y a 21 stimuli qui sont envoyés, 7 avec le 250 Hz, 7 avec le 4000 Hz et 7 avec le mot Bouchon.

L'ordre de passage des épreuves est déterminé de manière aléatoire. L'ordre des stimuli est le même pour tous les sujets en commençant par le narrowband 250 Hz, puis le 4000 Hz et pour finir par le mot dissyllabique. Le tableau de répartition est en annexe 3

4.2. *Protocole séquences chez les sujets malentendants*

L'ensemble des sujets malentendants avaient été reçus lors d'un rendez-vous de contrôles et étaient vus quelques jours après.

Les résultats de leur perte tonale moyenne ont été récupérés sur leurs fichiers patients et dataient de moins de 6 mois.

Le test de l'IGLS 2.0 a été réalisé de la manière suivante :

Stimuli :

- Narrowband 250 Hz envoyé à 60 dB SPL
- Narrowband 4000 Hz continu, d'abord envoyé sur plusieurs HP puis isolé sur un seul HP à 60 dB SPL
- Mot dissyllabique "Bouchon" qui n'a été envoyé qu'une seule fois à 60 dB SPL

4 séquences sont passées au sujet testé :

- IGLS 2.0 en situation réelle sans appareils auditifs (21 stimuli)
- IGLS 2.0 en situation réelle avec appareils auditifs (21 stimuli)
- IGLS 2.0 en situation virtuelle sans appareils auditifs (21 stimuli)
- IGLS 2.0 en situation virtuelle avec appareils auditifs (21 stimuli)

L'ordre de passage des épreuves est déterminé de manière aléatoire. L'ordre des stimuli est le même pour tous les sujets en commençant par le narrowband 250 Hz, puis le 4000 Hz et pour finir par le mot dissyllabique. Le tableau de répartition de passage est en annexe 4.

4.3. Passation des tests

L'ensemble des évaluations a été effectué par un seul opérateur, comprenant la collecte des données démographiques (âge, sexe, latéralité) et l'évaluation de l'audition par audiométrie tonale liminaire au casque. Chaque sujet a été informé par un consentement éclairé que ses données (audiométrie, résultats CODEX, localisation spatiale) seraient anonymisées et utilisées exclusivement dans le cadre de l'étude.

Le protocole inclut l'exécution du test CODEX suivi des épreuves tonales. Une fois les tests effectués et les critères d'inclusion vérifiés, le sujet est placé dans une cabine audiométrique. Un tirage au sort détermine la séquence des épreuves.

En condition réelle, le sujet est assis entre sept haut-parleurs (HP) réels, recevant des explications. Il doit identifier le numéro du HP d'où provient le son, en maintenant la tête fixe vers le HP4.

En condition virtuelle, le sujet est préalablement interrogé sur son expérience en réalité virtuelle (VR). Lors des tests avec le casque VR, le casque est positionné de manière confortable, à 8-10 cm des pavillons, et la netteté visuelle est vérifiée.

Tout comme en situation réelle, le sujet doit maintenir la tête fixe vers l'azimut 0°, et pour valider sa réponse, il utilise une manette. Nous montrons au sujet comment il doit tenir les manettes et comment valider sa réponse en appuyant sur la gâchette.

Lorsque le stimulus est envoyé, le sujet doit donner oralement sa réponse en gardant la tête fixe vers l'avant. Il peut ensuite bouger la tête pour viser et valider, tout en évitant de modifier sa réponse initiale. Les stimuli sont émis à un niveau confortable de 60 dB HL aux haut-parleurs réels et de 60 dB HL au casque.

Aucun résultat n'est communiqué aux sujets pendant les épreuves. À la fin des tests, le sujet est invité à indiquer le stimulus qu'il a trouvé le plus simple ou le plus dur (narrowband 250, narrowband 4000, ou mot dissyllabique). Des questions sur d'éventuels effets indésirables liés à l'utilisation prolongée du casque (nausées, maux de tête, picotements oculaires) sont également évoquées.

RÉSULTATS

Il a fallu déterminer si nos données suivaient une loi normale. Pour cela, nous utilisons le test de Shapiro-Wilk. Ce dernier nous permet de choisir le test statistique le plus approprié à nos populations et notre étude permettant ainsi d'effectuer un test paramétrique ou non paramétrique. Nous choisissons un niveau de signification sur 5% ou 0,05.

Le test de Shapiro-Wilk, pour chacune de nos variables, montre que la distribution ne suit pas une loi normale ($p < 0,05$). (Annexe 5 et 6). Nous allons donc utiliser pour l'ensemble de nos données un test non paramétrique de Wilcoxon.

1. Normoentendants

Le test a été passé trois fois chez le groupe des normoentendants. Seule la condition de passation changeait (soit IRL, soit VR, soit IRL + VR). Nous allons comparer tout d'abord les résultats entre la condition IRL et la condition VR, afin de voir s'il y a une certaine fiabilité et reproductibilité des résultats entre les deux conditions. Puis nous comparerons les conditions IRL et VR à la condition combinée IRL + VR, afin de savoir si l'utilisation du casque a un effet sur les résultats.

1.1. *IRL vs VR*

Quand nous comparons les scores entre la condition IRL et la condition VR, les résultats statistiques montrent des différences significatives entre eux pour les trois types de stimulus (250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon).

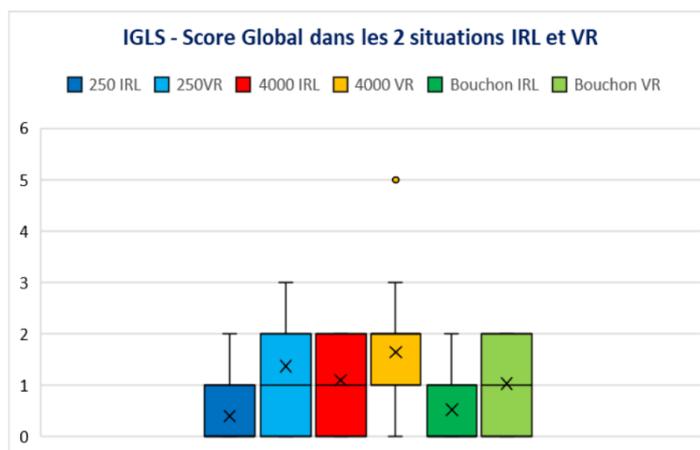


Figure 18 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL et en VR, des 33 sujets NE

La figure 18 montre une dégradation des scores IGLS, et ce, pour les différents stimuli, lorsque nous passons de la condition IRL à la condition VR. Nous pouvons voir les moyennes (symbolisées par les croix) augmentées pour chaque stimulation lorsqu'elles passent de la condition IRL à la condition VR.

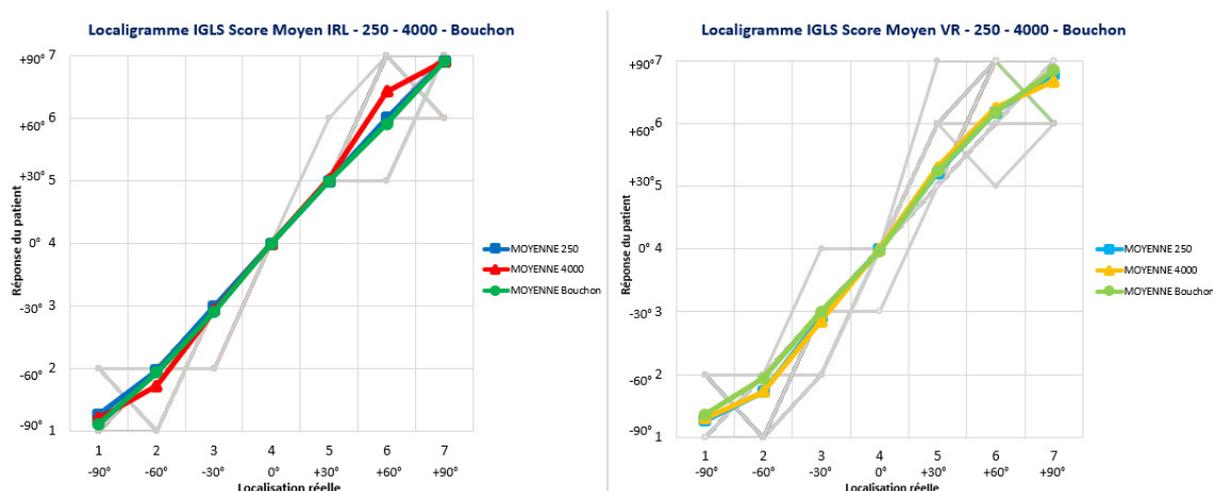


Figure 19 : Localigramme montrant les scores IGLS moyens chez les NE pour les stimuli 250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon en situation IRL et VR. Est représenté en gris les scores des sujets.

Quand nous regardons la figure 19, représentant les scores IGLS moyens selon la condition (IRL ou VR), par stimuli, nous pouvons voir plus de variabilité des résultats dans la condition VR par rapport à la condition IRL.

Pour la condition avec le narrowband pulsé à 250 Hz, le test de Wilcoxon indique une différence significative entre IRL et VR ($p = 0,000$), confirmée par les tests de Friedman pour IRL ($p < 0,0001$) et VR ($p < 0,0001$). Ces résultats suggèrent un écart significatif entre les performances de localisation en situation réelle et virtuelle pour le stimulus de 250 Hz. (Annexe 5)

Dans le cas du narrowband continu à 4000 Hz, le test de Wilcoxon montre une différence significative entre IRL et VR ($p = 0,005$), ce qui est corroboré par les tests de Friedman pour IRL ($p < 0,0001$) et VR ($p < 0,0001$). Ces résultats indiquent une divergence notable entre les performances de localisation en situation réelle et virtuelle pour le stimulus de 4000 Hz.

Tout comme pour les précédents stimuli, le test de Wilcoxon, pour le mot "Bouchon", révèle une différence significative entre IRL et VR ($p = 0,029$), renforcée par les tests de Friedman pour IRL ($p < 0,0001$) et VR ($p < 0,0001$). Ces résultats suggèrent une disparité significative entre les performances de localisation en situation réelle et virtuelle pour le mot "Bouchon".

Condition	IRL	VR	Differences	Normalité	Wilcoxon
250 Hz pulsé	0,40	1,36	0,96	$p = 0,016$	$p < 0,001$
4000 Hz continu	1,09	1,64	0,55	$p = 0,005$	$p = 0,030$
Bouchon	0,52	1,03	0,51	$p = 0,001$	$p = 0,005$

Tableau 1 : Score IGLS moyen par condition en IRL et en VR – Différence entre les scores moyens

Sur le tableau 1, nous pouvons voir les scores IGLS moyen par condition, et donc le décalage moyen par rapport aux différents HP.

Dans la condition 250 Hz pulsé, la différence de 0,96 indique un écart dans la localisation sonore entre les environnements réel et virtuel. En moyenne, la localisation en VR est moins précise, avec un décalage plus important par rapport à la direction idéale des HP. Le résultat hautement significatif ($p < 0,001$) reflète une différence de performance entre les deux conditions.

Pour la condition 4000 Hz continu, la différence de 0,55 montre que, bien que l'écart soit moins prononcé qu'à 250 Hz, la localisation en VR est toujours moins précise qu'en IRL. Le score plus élevé en VR indique une déviation de la localisation correcte des HP.

Enfin, pour la condition avec le mot Bouchon, les résultats montrent une localisation sonore moins précise en VR comparé à IRL. Il y a un écart de 0,51 HP par rapport à une localisation normale des HP. Le score plus élevé en VR reflète une localisation déviée par rapport à l'emplacement idéal.

Si nous regardons les résultats sur les différents HP, comme nous pouvons le voir par exemple sur la figure 20, nous remarquons que ces différences sont principalement présentes pour les HP 1, 2, 6 et 7, c'est-à-dire ceux situés aux extrêmes gauche et droite (voir également annexes 17 et 18), influençant ainsi les résultats moyens dans chaque condition.

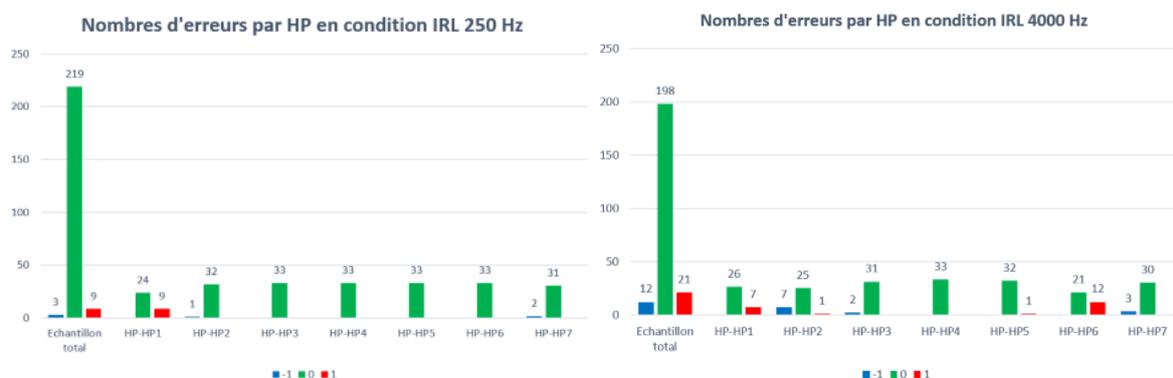


Figure 20 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec les stimulus 250 Hz pulsé et 4000 Hz continu chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif

1.2. Comparaison des conditions IRL et VR face à la condition IRL + VR

Dans ces conditions, les participants étaient en situation virtuelle mais le son provenait des haut-parleurs réels. L'objectif principal était de déterminer s'il existait une répétabilité et une fiabilité entre la situation réelle et virtuelle, ainsi que l'influence du port du casque sur les résultats.

1.2.1. IRL vs IRL + VR

Quand nous observons la figure 21, nous pouvons voir que les moyennes augmentent également démontrant ainsi une différence en faveur d'une augmentation des scores IGLS et donc d'une dégradation de la capacité à localiser.

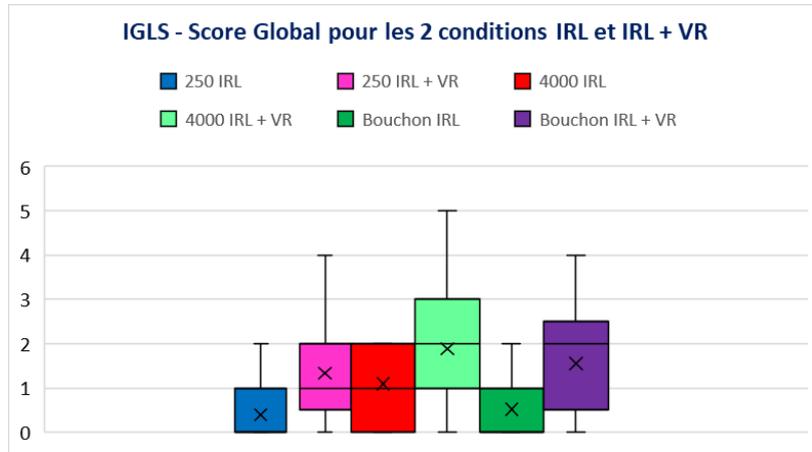


Figure 21 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL et en IRL + VR, des 33 sujets NE

Les comparaisons entre les conditions IRL et IRL + VR ont montré des résultats significatifs. Le test de Wilcoxon a montré des différences significatives dans la localisation des stimuli pour toutes les conditions ($p < 0,001$), indiquant que la situation virtuelle combinée à la situation réelle a affecté la manière dont les participants ont localisé les stimuli par rapport à la situation réelle seule. De plus, les tests de Friedman ont également révélé des différences significatives dans la localisation des stimuli entre les conditions IRL et IRL + VR pour toutes les conditions ($p < 0,0001$), confirmant ainsi l'impact de la combinaison de la situation virtuelle avec la situation réelle sur les résultats de localisation. (Annexe 5)

Condition	IRL	IRL + VR	Différence	Normalité	Wilcoxon
250 Hz pulsé	0,40	1,33	0,93	$p = 0,001$	$p < 0,001$
4000 Hz continu	1,09	1,88	0,79	$p < 0,001$	$p = 0,001$
Bouchon	0,52	1,55	1,03	$p = 0,006$	$p < 0,001$

Tableau 2 : Score IGLS moyen par condition entre IRL et IRL + VR – Différence entre les scores moyens

Sur le tableau 2, nous comparons les scores IGLS moyens entre les situations IRL et IRL + VR.

Dans la condition 250 Hz pulsé, la différence de 0,93 montre une dégradation notable de la localisation sonore lorsque les participants voient les HP en VR, malgré le fait que le son provienne des HP réels. L'écart de 0,93 HP suggère que la perception visuelle des HP en VR perturbe la capacité des sujets à localiser précisément le son, créant un décalage significatif ($p < 0,001$) par rapport à la situation IRL.

Ensuite, dans la condition 4000 Hz continu, avec une différence de 0,79, la configuration IRL + VR montre une localisation sonore moins précise que l'IRL seule, malgré l'utilisation des mêmes HP physiques. Ce résultat souligne l'influence perturbatrice de la perception visuelle virtuelle, qui augmente de manière significative ($p < 0,001$) le décalage de localisation par rapport à l'environnement réel.

Enfin, pour le mot « Bouchon », la différence de 1,03 montre une localisation sonore nettement moins précise en IRL + VR comparée à IRL. Ce résultat suggère que la visualisation des HP en VR provoque un écart significatif ($p < 0,001$) encore plus important dans la perception de la localisation, même si le son provient des HP réels.

1.2.2. VR vs IRL + VR

Cette fois-ci, nous comparons la condition VR à la condition combinée IRL + VR. Sur la figure 22, le stimulus 250 Hz montre des moyennes similaires entre les deux conditions. Cependant, lorsque nous observons les moyennes des autres stimuli, celles-ci divergent et ont tendance à augmenter pour la condition IRL + VR. Cela démontre des performances moindres en termes de localisation.

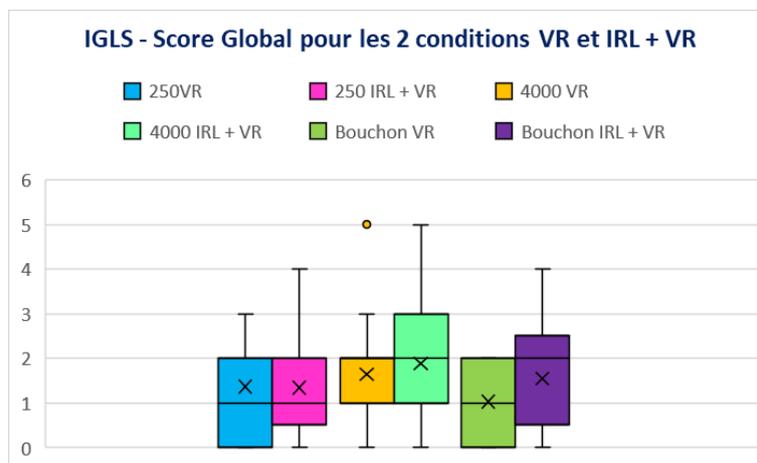


Figure 22 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL et en IRL + VR, des 33 sujets NE

Quand nous réalisons les tests de Wilcoxon, qui comparent les différences de rang moyen entre les paires de données appariées, ils n'ont pas montré de différences significatives dans la localisation des stimuli entre la VR et l'IRL + VR pour les stimuli à 250 Hz et 4000 Hz ($p = 0,756$ et $p = 0,450$ respectivement). Cependant, les tests de Friedman, qui évaluent les différences entre les groupes de données, ont révélé des différences significatives dans la localisation des stimuli entre VR et IRL + VR pour toutes les conditions ($p < 0,0001$).

Mais lorsque le mot Bouchon est envoyé, il y a une différence significative lors du test de Wilcoxon ($p = 0,019$) qui est corroboré avec le test Friedman, montrant également une différence significative ($p < 0,0001$). (Annexe 5)

Condition	VR	IRL + VR	Différence	Normalité	T-Tests
250 Hz pulsé	1,36	1,33	0,03	$p = 0,024$	Wilcoxon $p = 0,772$
4000 Hz continu	1,64	1,88	0,24	$p = 0,139$	Student $p = 0,450$
Bouchon	1,03	1,55	0,52	$p = 0,041$	Wilcoxon $p = 0,020$

Tableau 3 : Score IGLS moyen par condition entre VR et IRL + VR – Différence entre les scores moyens

Sur le tableau 3, nous comparons cette fois-ci les scores IGLS moyens entre la situation VR et la situation IRL + VR.

Dans la condition 250 Hz pulsé, la différence de 0,03 est très faible, indiquant que la précision de localisation du son pulsé à 250 Hz est pratiquement identique entre les deux conditions. Le test de Wilcoxon confirme que cette différence n'est pas significative, suggérant que la perception visuelle en VR (IRL + VR) n'altère pas la performance de localisation par rapport à l'environnement entièrement virtuel.

Pour la condition 4000 Hz continu, avec une différence de 0,24 montre une légère baisse de la précision de localisation sonore dans la condition IRL + VR par rapport à VR pour le son continu à 4000 Hz, mais cette différence n'est pas significative ($p = 0,450$). Cela suggère que la perception visuelle des HP en VR n'a pas un impact notable sur la localisation sonore dans cette condition.

Enfin, pour la dernière condition, la différence de 0,52 indique une réduction significative de la précision de localisation dans la condition IRL + VR par rapport à VR pour le mot « Bouchon ». La significativité statistique ($p = 0,020$) suggère que voir les HP en VR tout en écoutant le son depuis des HP réels affecte négativement la capacité à localiser correctement.

2. Malentendants

Le test a été passé quatre fois chez le groupe des malentendants. Seule la condition de passation changeait (soit IRL, soit VR avec ou sans appareils auditifs (AA)). Nous allons comparer tout d'abord les résultats entre la condition IRL et la condition VR sans appareils, puis avec appareils afin de voir s'il y a une certaine fiabilité et reproductibilité des résultats entre les deux conditions. Nous comparerons par la suite la condition IRL avec et sans appareils et la condition VR avec et sans appareils afin de voir si l'apport de gain en score de localisation par l'appareil sont sensiblement identiques par la même méthode.

2.1. IRL vs VR sans AA

Quand nous comparons les résultats entre la condition IRL et VR sans appareils, nous pouvons voir, d'après la figure 23, qu'il y a une différence notable pour les stimuli 4000 et Bouchon. Différence non présente cependant pour le stimulus 250. L'ensemble des stimuli voit leurs moyennes augmenter lorsqu'elles sont testées dans la condition VR.

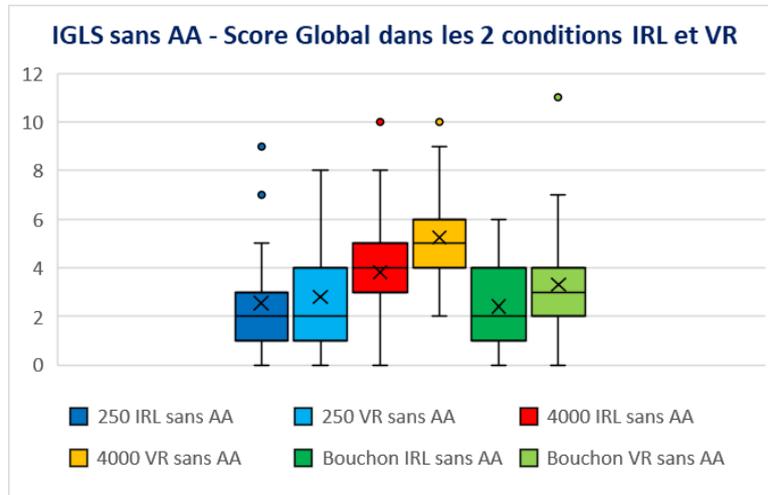


Figure 23 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL et en VR sans AA, des 55 sujets ME

Quand nous regardons la figure 24, nous pouvons voir une plus grande disparité des réponses en condition VR qu'en condition IRL.

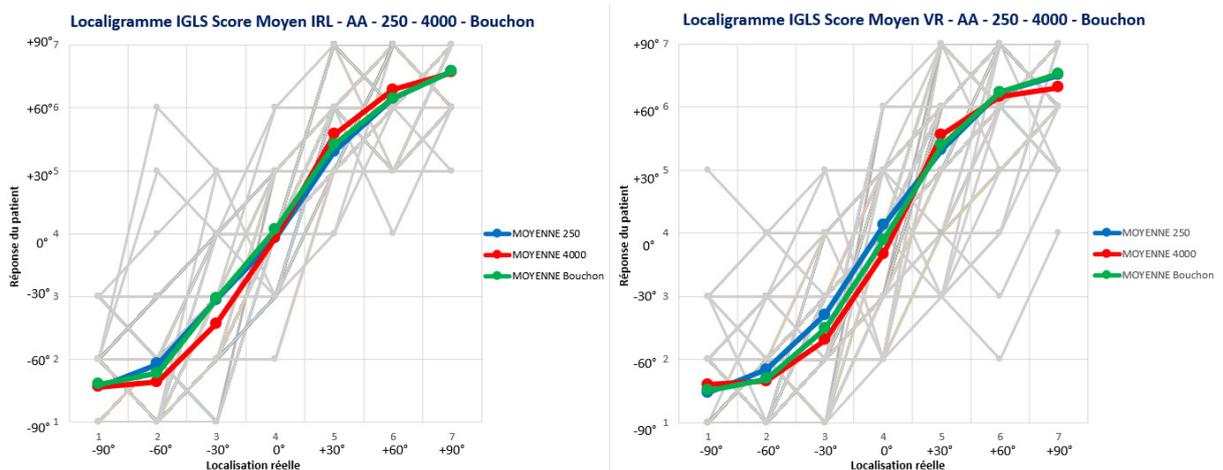


Figure 24 : Localigramme montrant les scores IGLS moyens chez les ME pour les stimuli 250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon en situation IRL et VR sans AA. Est représenté en gris les scores des sujets.

Pour le stimulus 250 Hz, le test de Wilcoxon n'a pas révélé de différences significatives entre IRL et VR ($p = 0,461$). En revanche, les tests de Friedman ont montré des résultats significatifs ($p < 0,0001$), indiquant une différence significative dans la localisation des stimuli entre ces deux conditions. (Annexe 6)

Quant au stimulus 4000 Hz, le test de Wilcoxon a montré une différence significative entre IRL et VR ($p < 0,0001$), et les tests de Friedman pour ces conditions ont également montré des résultats significatifs ($p < 0,0001$). (Annexe 6)

Enfin, pour le mot « Bouchon », le test de Wilcoxon a révélé une différence significative entre IRL et VR ($p = 0,009$), et les tests de Friedman ont également montré des résultats significatifs ($p < 0,0001$). (Annexe 6)

Condition	IRL	VR	Différence	Normalité	T-Tests
250 Hz pulsé	2,64	2,73	0,09	$p = 0,007$	Wilcoxon $p = 0,803$
4000 Hz continu	3,82	5,26	1,44	$p = 0,132$	Student $p < 0,001$
Bouchon	2,4	3,31	0,91	$p = 0,002$	Wilcoxon $p = 0,010$

Tableau 4 : Score IGLS moyen par condition entre IRL et VR sans AA – Différence entre les scores moyens

Le tableau 4 montre les scores IGLS moyens entre la situation IRL et VR des sujets sans AA.

Pour la condition 250 Hz pulsé, la différence de 0,09 entre IRL et VR est très faible, indiquant que la précision de localisation pour le son pulsé à 250 Hz est similaire entre les deux environnements. Le test de Wilcoxon confirme que cette différence n'est pas significative ($p = 0,803$), suggérant que les participants localisent le son de manière comparable en IRL et en VR pour cette condition.

Dans la condition 4000 Hz continu, la différence de 1,44 montre un écart notable dans la précision de localisation entre IRL et VR, avec une performance significativement

moins précise en VR. Cette grande déviation reflète une altération marquée de la capacité de localisation lorsque les participants sont en VR, confirmée par la significativité élevée ($p < 0.001$).

Et pour le mot « Bouchon », la différence de 0,91 du score IGLS moyen montre que la localisation du son est moins précise en VR comparée à IRL pour le stimulus verbal « Bouchon ». Le score plus élevé en VR indique une déviation accrue par rapport à la position idéale du haut-parleur. Le résultat statistiquement significatif ($p < 0.010$) suggère que cette différence est réelle et impacte la performance de localisation en VR.

2.2. IRL vs VR avec AA

Nous comparons les deux conditions IRL et VR mais avec les appareils auditifs. Sur la figure 25, nous pouvons voir pour le stimulus 4000 Hz que la condition VR dégrade légèrement les scores, mais cela ne démontre pas une différence significative avec la situation IRL. Tandis que pour les stimuli 250 et Bouchon, une différence significative est plus présente par l'étendue des échantillons, en faveur d'une dégradation des scores en situation VR par rapport à la situation IRL.

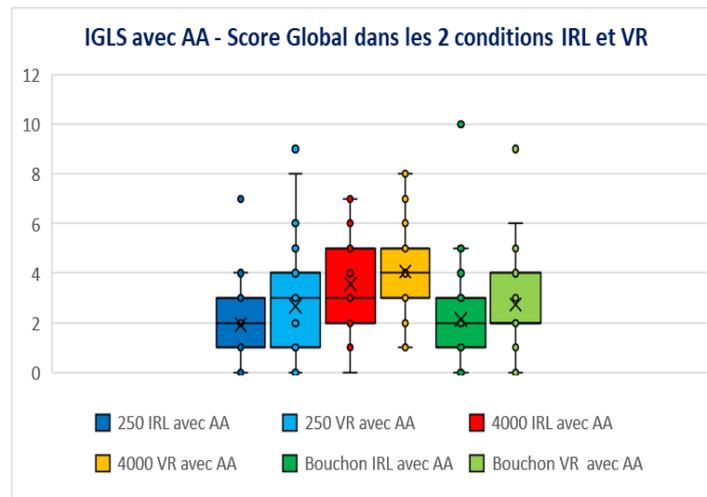


Figure 25 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL et en VR avec AA, des 55 sujets ME

De même que sur la figure 26, la variabilité des réponses est d'avantage présente en condition VR qu'en condition IRL.

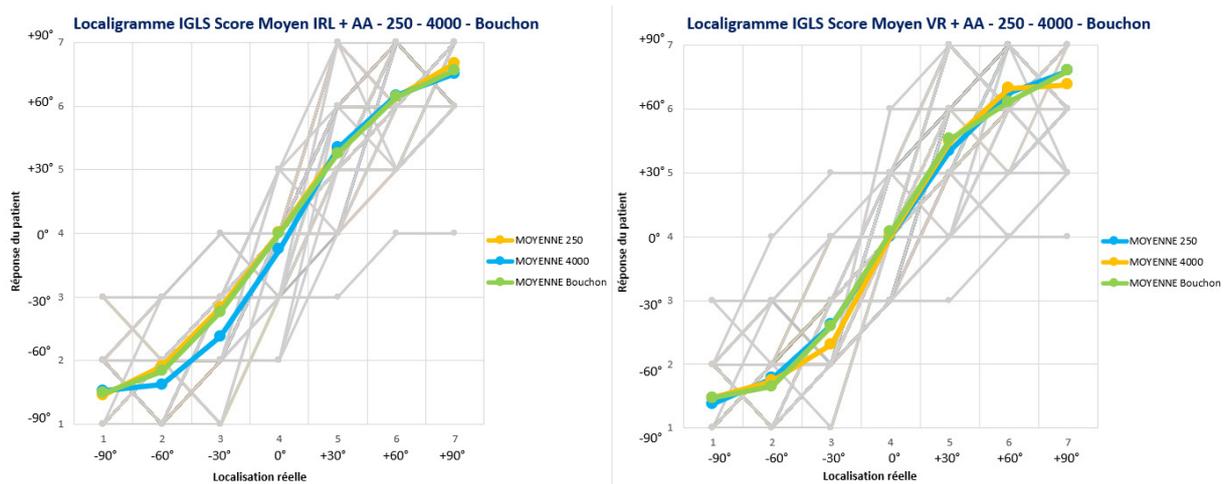


Figure 26 : Localigramme montrant les scores IGLS moyens chez les ME pour les stimuli 250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon en situation IRL et VR avec AA. Est représenté en gris les scores des sujets.

Lors du stimulus 250 Hz, le test de Wilcoxon a révélé de différences significatives entre IRL et VR ($p = 0,002$). Et lorsque nous réalisons les tests de Friedman, nous retrouvons des résultats inférieurs au niveau de signification de 5% ($p < 0,0001$), suggérant une différence significative dans la localisation des stimuli entre ces deux conditions. (Annexe 6)

Concernant le narrowband à 4000 Hz, le test de Wilcoxon n'a pas révélé de différences significatives entre IRL et VR ($p = 0,054$). Cependant, les tests de Friedman pour les conditions IRL et VR ont tous deux montré des résultats significatifs ($p < 0,0001$), montrant ainsi une différence significative dans la localisation des stimuli entre ces deux conditions.

Enfin, pour la condition « Bouchon », le test de Wilcoxon a révélé une différence significative entre IRL et VR ($p = 0,033$). De plus, les tests de Friedman pour les conditions IRL et VR ont tous deux montré des résultats significatifs ($p < 0,0001$). Nous avons donc une différence significative entre ces deux conditions.

Condition	IRL	VR	Différence	Normalité	T-Tests
250 Hz pulsé	1,91	2,64	0,49	$p = 0,020$	Wilcoxon $p = 0,002$
4000 Hz continu	3,65	4,07	0,42	$p = 0,184$	Student $p = 0,56$
Bouchon	2,15	2,73	0,58	$p = 0,021$	Wilcoxon $p = 0,033$

Tableau 5 : Score IGLS moyen par condition entre IRL et VR avec AA – Différence entre les scores moyens

Dans le tableau 5, nous pouvons voir les scores IGLS moyens entre la situation IR et VR mais cette fois-ci, les sujets sont avec leurs AA.

Dans la condition 250 Hz pulsé, la différence de 0,73 montre que la localisation sonore à 250 Hz pulsé est moins précise en VR comparée à IRL, même avec des aides auditives. Le test de Wilcoxon confirme que cette différence est significative ($p = 0,002$), ce qui suggère que l'environnement VR affecte négativement la précision de la localisation sonore pour cette condition sonore, malgré l'utilisation des AA.

Pour le 4000 Hz continu, une différence de 0,42 constatée, les résultats montrent une légère diminution de la précision de la localisation sonore en VR pour le son continu à 4000 Hz, mais cette différence n'est pas significative ($p = 0,56$). Cela suggère que, dans cette condition, l'utilisation des AA permet de maintenir une performance de localisation similaire entre les environnements IRL et VR.

Enfin, dans la condition avec le mot « Bouchon », la différence de 0,58 indique une localisation sonore du mot « Bouchon » moins précise en VR par rapport à IRL, même avec des AA. La significativité statistique ($p = 0,033$) suggère que cette différence est réelle et que la VR affecte la localisation auditive malgré l'assistance des AA.

2.3. Comparaison des conditions IRL et VR avec et sans appareils auditifs

2.3.1. IRL – AA vs IRL + AA

En regardant la figure 27, nous pouvons constater que l'ensemble des scores IGLS connaît une amélioration des scores. En effet, lorsque nous passons les tests de localisation avec les AA, les moyennes connaissent toutes une diminution, démontrant une amélioration de la capacité à localiser.

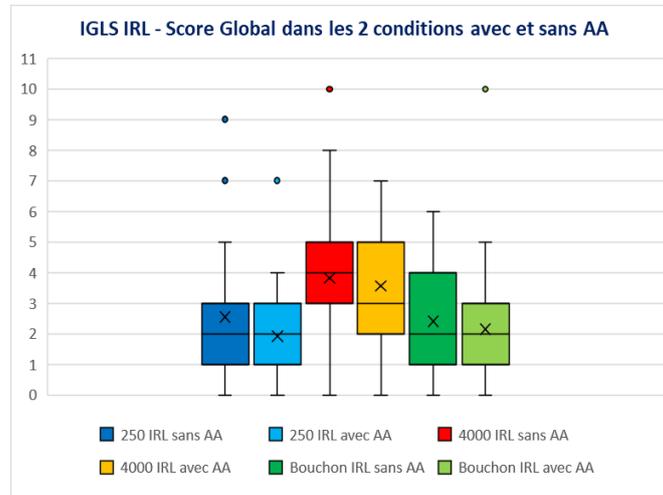


Figure 27 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en IRL avec et sans AA, des 55 sujets ME

Nous pouvons voir sur la figure 28 qu'effectivement, l'apport des AA améliore les compétences de localisation comparée à la situation sans AA. Nous voyons qu'il y a moins de variabilité lorsqu'il y a les AA que sans.

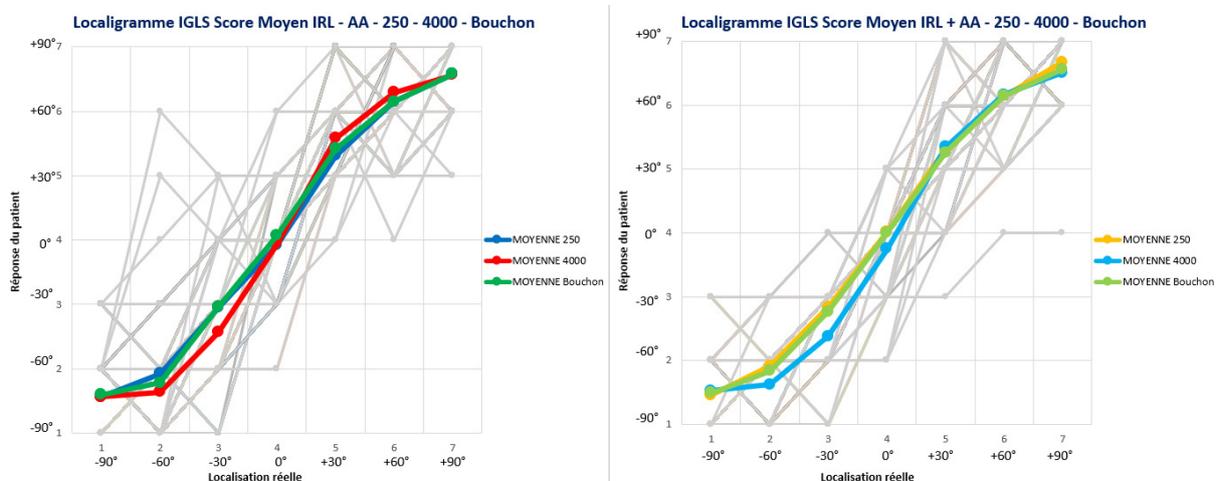


Figure 28 : Localigramme montrant les scores IGLS moyens chez les ME pour les stimuli 250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon en situation IRL avec et sans AA. Est représenté en gris les scores des sujets.

Pour commencer, le test de Wilcoxon a révélé une différence significative entre ces conditions ($p = 0,040$) pour le stimulus 250 Hz. De plus, les tests de Friedman ont confirmé des différences significatives entre les deux conditions ($p < 0,0001$ dans les deux cas), soulignant ainsi une influence notable des appareils auditifs sur la localisation sonore à cette fréquence. (Annexe 6)

Concernant le stimulus à 4000 Hz, le test de Wilcoxon n'a pas révélé de différence significative entre elles ($p = 0,598$). Toutefois, les tests de Friedman ont de nouveau mis en évidence des différences significatives entre les conditions IRL - AA et IRL + AA ($p < 0,0001$ dans les deux cas), confirmant ainsi une influence des appareils auditifs sur la localisation sonore, même si cette différence ne s'est pas reflétée dans le test de Wilcoxon. (Annexe 6)

Enfin, avec le mot "Bouchon", bien que le test de Wilcoxon n'ait pas mis en évidence de différence significative entre ces conditions ($p = 0,168$), les résultats des tests de Friedman indiquent des résultats inférieurs à 5% ($p < 0,0001$ dans les deux cas) et donc une différence significative est présente. (Annexe 6)

Conditions	Sans AA	Avec AA	Différence	Normalité	T-Tests
250 Hz pulsé	2,64	1,91	0,73	$p = 0,076$	Student $p = 0,016$
4000 Hz continu	3,82	3,56	0,26	$p = 0,170$	Student $p = 0,342$
Bouchon	2,4	2,15	0,25	$p = 0,008$	Wilcoxon $p = 0,307$

Tableau 6 : Score IGLS moyen par condition en IRL sans et avec AA – Différence entre les scores moyens

Dans le tableau 6, nous comparons les scores IGLS moyens des sujets en condition réelle avec et sans AA.

Lorsque nous sommes dans la condition 250 Hz pulsé, nous trouvons une différence de 0,73 mais avec un score moyen qui est meilleure dans la condition avec AA. L'ajout des AA améliore significativement la localisation sonore à 250 Hz pulsé en situation réelle, avec une diminution notable de l'erreur de localisation. Le résultat

statistiquement significatif ($p = 0,016$) montre que l'utilisation des AA a un impact positif clair sur la performance des sujets.

Pour la condition 4000 Hz continu, bien que l'ajout des aides auditives améliore légèrement la localisation sonore pour le son continu à 4000 Hz, cette amélioration n'est pas significative. Cela suggère que les aides auditives n'apportent pas de changement majeur dans cette condition sonore spécifique en IRL.

Enfin, pour le mot « Bouchon », l'utilisation des AA entraîne une légère amélioration de la précision de localisation pour le mot « Bouchon » en IRL, mais cette amélioration n'est pas significative. Cela indique que les AA ont un effet limité sur ce type de stimulus sonore

2.3.2. VR – AA vs VR + AA

Tout comme pour la condition IRL avec et sans AA, nous pouvons voir également que l'ensemble des scores IGLS sont améliorés par la présence des AA (figure 29).

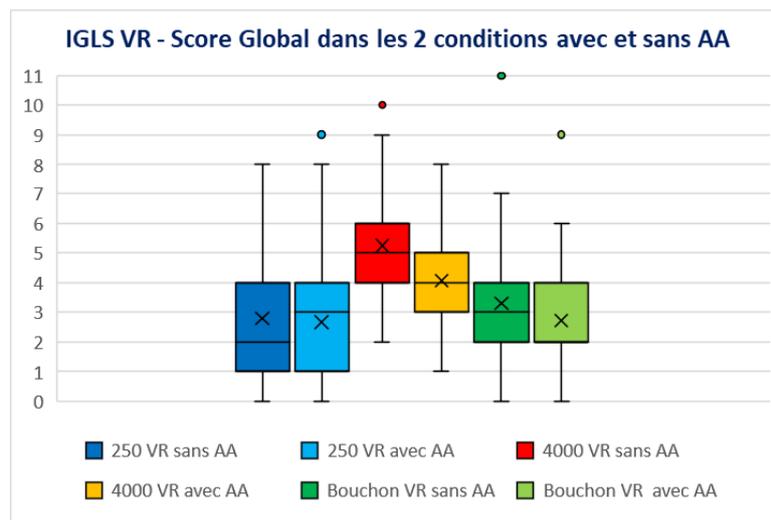


Figure 29 : Représentation graphique boîtes à moustaches des score IGLS des stimuli 250, 4000, Bouchon en VR avec et sans AA, des 55 sujets ME

La figure 30 confirme cette amélioration des scores en montrant moins de variabilité lorsque les sujets sont équipés de leurs appareils.

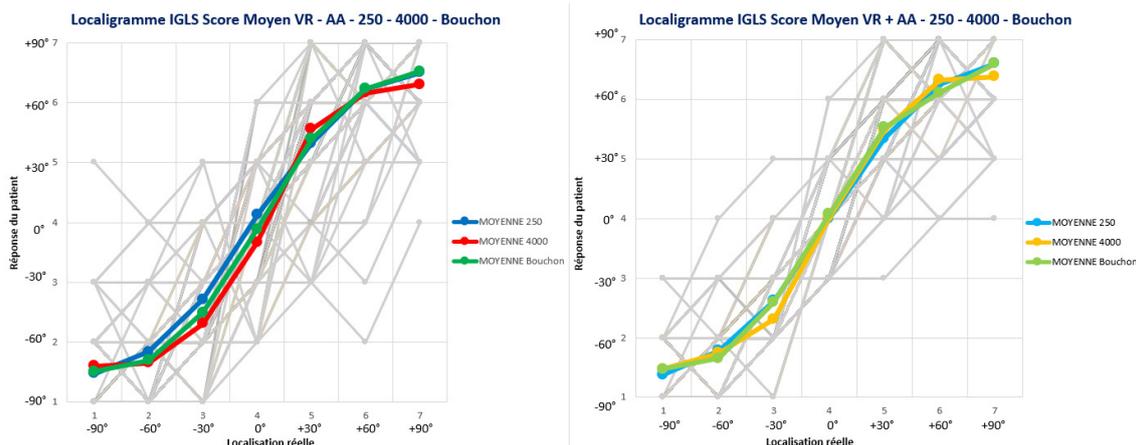


Figure 30 : Localigramme montrant les scores IGLS moyens chez les ME pour les stimuli 250 Hz, 4000 Hz et le mot Bouchon en situation VR avec et sans AA. Est représenté en gris les scores des sujets.

Dans le cadre de la condition avec un stimulus de 250 Hz, nos analyses ont mis en lumière une absence de différence significative entre les performances avec et sans AA selon le test de Wilcoxon ($p = 0,707$). Cependant, les tests de Friedman ont révélé des variations notables entre les deux conditions ($p < 0,0001$ dans les deux cas), impliquant une influence des AA sur la localisation sonore, bien que la normalité des données ait été confirmée dans les deux contextes. (Annexe 6)

Quant à la condition utilisant un stimulus de 4000 Hz, le test de Wilcoxon a révélé une différence significative ($p = 0,000$) entre les performances avec et sans AA, indiquant une influence de ces derniers sur la localisation. Cette conclusion est renforcée par les tests de Friedman, qui ont également montré des variations substantielles entre les deux conditions ($p < 0,0001$ dans les deux cas). (Annexe 6)

Concernant la condition avec le stimulus "Bouchon", aucun effet significatif des AA sur la localisation n'a été détecté selon le test de Wilcoxon ($p = 0,073$). Cependant, les tests de Friedman ont, une fois de plus, mis en évidence des différences significatives ($p < 0,0001$ dans les deux cas) entre les performances avec et sans AA, suggérant une perturbation dans la localisation sonore. (Annexe 6)

Conditions	Sans AA	Avec AA	Différence	Normalité	T-Tests
250 Hz pulsé	2,73	2,67	0,06	$p = 0,096$	Student $p = 0,813$
4000 Hz continu	5,26	4,07	1,19	$p = 0,443$	Student $p = 0,002$
Bouchon	3,31	2,73	0,58	$p = 0,018$	Wilcoxon $p = 0,219$

Tableau 7 : Score IGLS moyen par condition en VR sans et avec AA – Différence entre les scores moyens

Sur le tableau 7 est montré les scores IGLS moyens des sujets en condition virtuelle avec et sans AA.

Dans la condition 250 Hz pulsé, même si la différence de 0,06 semble faible, elle est statistiquement non significative ($p = 0,813$), ce qui indique que l'ajout des AA n'améliore pas la précision de localisation en VR pour le son pulsé à 250 Hz, même si l'ampleur de l'amélioration est petite.

Pour la condition 4000 Hz continu, nous avons une différence de 1,19 entre la situation sans et avec AA. L'utilisation des AA en VR améliore de manière significative la précision de localisation pour le son continu à 4000 Hz, avec une réduction notable de l'erreur de localisation. Ce résultat ($p = 0,002$) souligne l'efficacité des AA pour ce type de stimulus sonore en VR.

Pour finir avec le mot « Bouchon », bien que l'utilisation des AA améliore la localisation du mot « Bouchon » en VR, cette différence de 0,58 n'est pas statistiquement significative ($p = 0,219$). Les AA apportent donc un bénéfice limité pour ce type de stimulus en environnement virtuel.

DISCUSSION

L'objectif de notre étude est d'évaluer la fiabilité et la répétabilité d'un test de localisation sonore en situation virtuelle en comparant les résultats obtenus aux résultats du même test en situation réelle.

1. Fiabilité et répétabilité en condition VR

1.1. *Normoentendant*

Les résultats de notre étude mettent en évidence des différences significatives dans la localisation sonore spatiale entre les conditions réelles (IRL) et virtuelles (VR). Ces différences soulèvent des questions quant à la validité et à la fiabilité des tests de localisation en réalité virtuelle. Nos analyses montrent que les performances de localisation sont significativement affectées avec une différence modérée lors du passage de la condition IRL à la condition VR, que ce soit pour le stimulus de 250 Hz, de 4000 Hz, ou pour le mot "Bouchon". Cependant, il est intéressant de noter que lorsque les haut-parleurs 1 et 7 (HP1 et HP7) sont exclus des analyses, les erreurs de localisation diminuent de manière significative, voire disparaissent presque complètement. Cela suggère que les erreurs observées pourraient être partiellement attribuées à des limitations liées au champ visuel comme le relève Lewald dans ses travaux sur la position des yeux et l'écoute directionnelle [33].

La dégradation des scores IGLS enregistrée en condition VR par rapport à la condition IRL est confirmée par nos résultats. En effet, les moyennes des scores IGLS augmentent pour chaque stimulus lorsque les sujets passent le test en VR, comme illustré par la figure 19. De plus, la figure 20 met en évidence une variabilité accumulée des résultats en condition VR. Cette variabilité est encore plus prononcée dans les conditions où HP1 et HP7 sont inclus, renforçant l'idée que ces haut-parleurs posent un problème spécifique en VR.

Cette dégradation est confirmée par les tests statistiques. Les tests de Wilcoxon ont révélé des différences significatives, confirmées par les tests de Friedman, pour chaque condition, avec des décalages pouvant aller jusqu'à deux haut-parleurs, comme le montre l'Annexe 14 pour le stimulus de 4000 Hz en condition VR. Néanmoins, l'effet "plancher" observé dans les résultats, en particulier pour les scores

proches de 0 en condition IRL, limite la portée des conclusions que nous pouvons tirer. Cet effet plancher selon Arslan et al., et Simkovic et al [3] [56] empêche une discrimination fine des différences entre les conditions, rendant l'interprétation des résultats plus complexe.

Un autre facteur crucial à considérer est l'utilisation de HRTF (Head-Related Transfer Functions) standardisées dans les casques de réalité virtuelle. Les HRTF sont des fonctions qui modélisent la manière dont les sons sont filtrés par la forme de la tête, des oreilles et du torse avant d'atteindre les tympans. Dans notre étude, le casque VR utilise un modèle HRTF standardisé, qui n'est pas personnalisé pour chaque individu. Cette absence de personnalisation peut dégrader la précision de la localisation sonore, notamment dans les hautes fréquences, où les HRTF jouent un rôle particulièrement important. Selon Zotkin, les HRTF personnalisées sont connues pour offrir une localisation sonore plus précise, car elles tiennent compte des particularités anatomiques de chaque utilisateur [65]. L'utilisation de HRTF non personnalisées pourrait donc contribuer à la dégradation des performances de localisation observées en condition VR.

Ainsi, la réalisation d'un test de localisation sonore en réalité virtuelle, à ce jour, présente des résultats difficilement interprétables chez les normoentendants. De plus, la standardisation des HRTF dans les dispositifs VR peut introduire des erreurs supplémentaires, particulièrement dans les fréquences élevées, ce qui complique davantage cette interprétation des résultats.

Pour évaluer l'impact de cette dégradation des scores IGLS, nous avons mené le même test en combinant la condition réelle à la condition virtuelle, où les sujets portaient le casque de réalité virtuelle, mais les stimuli provenaient des haut-parleurs en condition réelle. Les résultats montrent que, comparés à la condition VR seule, la condition combinée ne présente pas de différences significatives pour les stimuli de 250 Hz et 4000 Hz, comme le démontrent les tests statistiques de Wilcoxon et de Friedman. Cependant, pour le mot "Bouchon", une différence significative est retenue. Comparée à la condition IRL seule, la condition combinée présente des erreurs plus importantes, confirmées par les tests statistiques de Wilcoxon et de Friedman, que ce soit pour le stimulus de 250 Hz, de 4000 Hz ou pour le mot "Bouchon". Ces résultats entraînent que l'utilisation d'un environnement virtuelle aurait tendance à dégrader les capacités de localisation, même lorsque les stimuli proviennent de sources réelles.

1.2. Malentendants

L'évaluation des performances de localisation sonore chez les malentendants a révélé des différences significatives entre les conditions réelles (IRL) et virtuelles (VR), que les sujets soient équipés ou non de leurs appareils auditifs (AA). En l'absence d'AA, nous avons observé une dégradation des capacités de localisation en VR par rapport à IRL, avec une variabilité accrue des réponses pour toutes les stimulations testées (250 Hz, 4000 Hz, et le mot "Bouchon"). Cela indique que la perception de la localisation sonore est altérée en environnement virtuel pour les malentendants.

L'intégration des appareils auditifs a toutefois permis d'améliorer les performances de localisation, tant en IRL qu'en VR, mais avec des résultats particulièrement marqués en VR. L'amélioration des scores IGLS est plus prononcée en VR, ce qui peut être attribué au phénomène de "champ proche" créé par le casque VR. Ce phénomène réduit les réflexions acoustiques de la pièce en créant un environnement acoustique plus contrôlé, offrant ainsi des indices auditifs plus clairs et directs. En conséquence, les aides auditives semblent fonctionner de manière plus efficace en VR qu'en condition réelle, où les réflexions et le bruit ambiant peuvent interférer avec la précision de la localisation. Selon Guazheng, plus la distance de la source sonore est proche du patient, plus les résultats sont meilleurs [23] que lorsque la source s'éloigne du sujet.

Le casque VR, en supprimant les réflexions du champ diffus, crée un champ libre qui favorise la localisation sonore. Cependant, le modèle HRTF utilisé dans les casques VR est standardisé et non personnalisé pour chaque utilisateur, ce qui peut dégrader la précision de la localisation, notamment dans les hautes fréquences. Cette limitation pourrait expliquer pourquoi, malgré les améliorations apportées par les AA, une variabilité persiste en condition VR.

En somme, bien que l'utilisation des appareils auditifs améliore les performances de localisation en VR, des défis subsistent, notamment liés à la personnalisation des HRTF et aux caractéristiques du champ visuel réduit en VR. Néanmoins, les résultats indiquent que les casques VR offrent un gain prothétique supérieur à celui observé en condition réelle, grâce à la suppression des réflexions de la pièce et à un environnement acoustique plus contrôlé.

2. Biais et limites

Dans notre étude, plusieurs biais et limites ont été identifiés, susceptibles d'avoir influencé les performances des sujets et les résultats obtenus. Il est crucial de les prendre en compte pour une interprétation appropriée des données.

Tout d'abord, chez les malentendants, l'âge des participants a joué un rôle important. La majorité des sujets étant plus âgés, ils étaient peu familiarisés avec la réalité virtuelle, et pour beaucoup, il s'agissait de leur première expérience dans un environnement virtuel. Cette inexpérience a pu entraîner une appréhension face à l'utilisation des casques VR et des interfaces virtuelles, potentiellement influençant leurs performances.

De plus, la majorité des sujets souffrait de presbyacousie, une perte d'audition liée à l'âge qui affecte principalement la perception des hautes fréquences. Cette perte auditive pourrait avoir biaisé les performances des participants, notamment lors des tests utilisant le stimulus à 4000 Hz.

Un autre point crucial est la différence de champ visuel entre les conditions IRL et VR. En réalité, le champ visuel est d'environ 150°, permettant aux sujets de voir les haut-parleurs situés de HP2 à HP6 lorsqu'ils regardent droit devant eux. En revanche, le champ visuel est réduit à environ 110° lorsqu'ils portent le casque VR, limitant la visibilité aux haut-parleurs de HP3 à HP5. Cette divergence peut influencer la perception spatiale en VR et modifier la capacité des participants à localiser avec précision les sources sonores.

La calibration et le bon positionnement du casque VR sont également des éléments cruciaux. Selon Shaw, E. A. G., et R. Teranishi. [55], toute variation dans le positionnement du casque peut entraîner des variations dans la perception des stimuli sonores, modifier les HRTF et créer un décalage entre l'information visuelle et auditive. Un positionnement incorrect du casque, tant en réelle (IRL) qu'en réalité virtuelle (VR), peut altérer la précision des localisations sonores.

La centralisation des haut-parleurs (HP) est un autre facteur important. En IRL, les haut-parleurs doivent être placés de manière uniforme pour garantir des conditions de test homogènes. En VR, les variations dans le placement des haut-parleurs virtuels peuvent également introduire des biais. Les erreurs de positionnement des haut-

parleurs sur les oreilles en IRL et en VR peuvent modifier la manière dont les stimuli sonores sont perçus et localisés.

De plus, l'ordre séquentiel des stimulations, avec le 250 Hz suivi du 4000 Hz et terminé par le mot "Bouchon", comporte un risque d'effet d'apprentissage. Les participants pourraient améliorer leurs réponses lors des tests en se familiarisant progressivement avec la tâche.

Enfin, l'absence d'une session d'entraînement préalable avant les tests représente une autre limitation. Un essai préalable ou une reconnaissance des stimuli par haut-parleur aurait permis aux sujets de se familiariser avec la tâche et l'environnement virtuel, ce qui aurait pu réduire les effets de nouveauté et de surprise lors de la passation des tests. D'après les travaux précédents d'étudiants de Lille (Sonzoni et Laguiller **[31]** **[57]**), l'effet d'entraînement est important et très marqué.

Les conditions de passation sont sévères et ne laisse pas place à l'erreur. Le stimulus est passé une seule fois par azimut.

CONCLUSION

Ce mémoire visait à évaluer la fiabilité et la répétabilité des tests de localisation sonore en réalité virtuelle (VR) par rapport aux conditions réelles (IRL). Les résultats montrent une dégradation significative des performances en VR, tant pour les normoentendants que pour les malentendants, cependant les écarts restent dans la limite acceptable du modèle.

Pour les normoentendants, les performances en VR étaient inférieures à celles observées en IRL pour chacun des différents stimuli. Les erreurs étaient exacerbées par les haut-parleurs 1 et 7, et l'effet "plancher" sur les scores en IRL limite l'interprétation fine des données. De plus, l'utilisation de HRTF standardisées non personnalisées dans les casques VR semble altérer la précision de localisation, particulièrement dans les hautes fréquences.

Chez les malentendants, l'ajout des appareils auditifs a amélioré les performances en VR, bien que des variations importantes subsistent. Le phénomène de "champ proche" lié au casque VR semble réduire les réflexions ambiantes, optimisant ainsi la précision des aides auditives en VR.

Les résultats soulignent la nécessité de tenir compte des biais liés au positionnement du casque, au champ visuel réduit, et à l'absence de session d'entraînement dans les futures études. Pour améliorer la fiabilité des tests de localisation en VR, il est crucial de développer des technologies VR plus précises et d'affiner les protocoles de test.

En résumé, bien que la réalité virtuelle offre des opportunités prometteuses, des défis importants doivent être surmontés pour rendre ces tests plus fiables et représentatifs des conditions réelles.

BIBLIOGRAPHIE

1. Anderson P, Rothbaum BO, Hodges L. Virtual reality: Using the virtual world to improve quality of life in the real world. *Bull Menninger Clin* 2001 ; 65 : 78-91.
2. Avan, P. Mécanismes neurophysiologiques de la binauralité. *Sciences & techniques* (2006).
3. Arslan, Janan, et Kurt Benke. « Statistical Analysis of Ceiling and Floor Effects in Medical Trials ». *Applied Biosciences* 2, n° 4 (décembre 2023): 668-81. <https://doi.org/10.3390/applbiosci2040042>.
4. Barruet, M, Bendavid,E, Jansen, R, Ribeau, G et Béchambes, P « Notre solution ». *Hearing Space* (blog) <https://www.hearing-space.com/notre-solution>.
5. Beraha J-P, Bouaziz P, Casenave A, Cohen H, Deys S, Lacombe B, Mateu P, Trogneux J-P. 2004. La prothèse auditive, Les monographies Amplifon n° 33, Paris , pp.28–31.
6. Bland, J. M., et D. G. Altman. « Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement ». *Lancet (London, England)* 1, n° 8476 (8 février 1986): 307-10.
7. Bourgon, Rémy. « Localisation spatiale : proposition d'un protocole pour haut-parleur directionnel », 24 août 2016.
8. CANEVET G « *Audition binaurale et localisation auditive : aspects physiques et psychoacoustiques* », INSERME/SFA/CENT, Série Audition, 1989, p86 à 119.
9. Cirone, Joey. « Head Relative Transfer Functions (HRTFs) », 2017. https://sites.tufts.edu/eeseniordesignhandbook/files/2017/05/Purple_Cirone_F2.pdf.
10. Cox, Robyn M, Bisset, Jan D. (1984). Relationship between Two Measures of Aided Binaural Advantage. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 49(4), pp. 399-408.
11. Decroix G, Dehaussy J. Prothèse auditive en stéréophonie et intelligibilité. *J Fr ORL* 1962 ; XI (3):1036–58. 2.
12. Decroix G, Dehaussy J. Stéréaudiométrie et appareillage stéréophonique. Librairie Arnette; 1965. 3.
13. Decroix G, Dehaussy J. Restauration de l'Audition Binaurale par Audioprothèses Stéréophoniques. Société Scientifique d'Audioprothèse. *Audioprothés Fr* 1968;(13):1–8. 4.
14. Decroix, G., Dehaussy, J., 1971. [Multidirectional measurement of prosthetic gain. A new stere-audiometric test]. *J Fr Otorhinolaryngol Audiophonol Chir Maxillofac* (1967) 20, 643 passim.
15. Decroix G, Dehaussy J. Stéréaudiométrie. In : L'audiométrie du praticien. Société française d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Pathologie Cervico-Faciale.

16. Decroix G, Lafon J-C, Morgon A, Portmann C. Paris: Librairie Arnette; 1972. pages 195–202.
17. Dillon, H. (2012). Hearing aids (2. ed). Binaural and bilateral considerations in hearing aid fitting. 430-442. Sydney : Boomerang Press. Turramurra.
18. FEDDERSEN W.E (1955). Measurements of Interaural Time and Intensity-Differences. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Septembre, 27(5).
19. Feuerstein, J.F. (1992) . Monaural versus binaural hearing: ease of listening, word recognition, and attentional effort. *Ear and hearing* 13(2), PP. 80-86.
20. Gessa, E., Giovanelli, E., Spinella, D., Verdelet, G., Farnè, A., Frau, G. N., Pavani, F., & Valzolgher, C. (2022). Spontaneous head-movements improve sound localization in aging adults with hearing loss. *Frontiers in Human Neuroscience*, 0, 711. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2022.1026056>
21. Gorini A., Riva G., The potential of Virtual Reality as anxiety management tool: a randomized controlled study in a sample of patients affected by Generalized Anxiety Disorder, 2008, *Trials*, 9 (25)
22. Grothe B., Pecka M., et McAlpine. D. (2010). Mechanisms of Sound Localization in Mammals. *Physiol. Rev*, vol. 90, no 3, PP. 983-1012.
23. Guangzheng, Yu, Wu Ruixing, Liu Yu, et Xie Bosun. « Near-Field Head-Related Transfer-Function Measurement and Database of Human Subjects », 2018.
24. Guezenoc, Corentin, et Renaud Segulier. « HRTF Individualization : A Survey ». In *145th Audio Engineering Society Convention*, 8. Audio Engineering Society, 2018. <https://hal.science/hal-01890916v2>.
25. Hartmann, William M., Brad Rakerd, et Joseph B. Gaalaas. « On the Source-Identification Method ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 104, n° 6 (1 décembre 1998): 3546-57. <https://doi.org/10.1121/1.423936>
26. HARTLEY R.V.L and FREY Thornton.C (1921) « The binaural location of pure tones. » *Physics Review*, 18:431-442.
27. Häusler, R, Colburn, S, Marr. (1983). Sound localization in subjects with impaired hearing. "Spatial-discrimination and interaural-discrimination tests" 400, PP. 1-62
28. Hohmann, Volker, Richard Paluch, Melanie Krueger, Markus Meis, et Giso Grimm. « The Virtual Reality Lab: Realization and Application of Virtual Sound Environments ». *Ear and Hearing* 41 (décembre 2020): 31S. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000945>
29. Jeffress. L.A. (1948). A place theory of sound localization. *J. Comp. Physiol Psychol*, 41, PP. 35–39.
30. Kunchur, Milind. *The Human Auditory System and Audio*, 2023. <https://doi.org/10.2139/ssrn.4437822>.

31. Laguillez, Vincent. « Etude de la fiabilité et de la répétabilité d'un test de localisation spatiale sonore en réalité virtuelle chez des normoentendants », s. d., 43.
32. « Légifrance - Publications officielles - Journal officiel - JORF n° 0134 du 12/06/1985 (accès protégé) ». <https://www.legifrance.gouv.fr/download/securePrint?token=kPhqdXeQD!vEwgquwghy&pagePdf=25>.
33. Lewald, Jörg. « Eye-position effects in directional hearing ». *Behavioural Brain Research* 87, n° 1 (1 août 1997): 35-48. [https://doi.org/10.1016/S0166-4328\(96\)02254-1](https://doi.org/10.1016/S0166-4328(96)02254-1).
34. Lorenzi. A. Audition et démasquage binaural chez l'homme. Médecine humaine et pathologie. Université Montpellier, 2016. Français. ffNNT : 2016MONTT003ff. fftel-01508857
35. Majdak, P., Goupell, M. J., & Laback, B. (2010). 3-D localization of virtual sound sources: Effects of visual environment, pointing method, and training. *Attention, Perception, and Psychophysics*, 72(2), 454–469. <https://doi.org/10.3758/APP.72.2.454>
36. Malbos E., Boyer L., Lançon C., L'utilisation de la réalité virtuelle dans le traitement des troubles mentaux, 2013, La Presse Médicale, 42 (11), 1442 - 1452
37. Maples-Keller, Jessica L., Carly Yasinski, Nicole Manjin, et Barbara Olasov Rothbaum. « Virtual Reality-Enhanced Extinction of Phobias and Post-Traumatic Stress ». *Neurotherapeutics* 14, n° 3 (juillet 2017): 554-63. <https://doi.org/10.1007/s13311-017-0534-y>.
38. McMullen, Kyla. « Interface Design Implications for Recalling the Spatial Configuration of Virtual Auditory Environments. », 1 janvier 2012.
39. Middlebrooks, John C., et David M. Green. « Sound Localization by Human Listeners ». *Annual Review of Psychology* 42, n° 1 (1991): 135-59. <https://doi.org/10.1146/annurev.ps.42.020191.001031>.
40. Mills, A. W. « On the Minimum Audible Angle ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 30, n° 4 (1 avril 1958): 237-46. <https://doi.org/10.1121/1.1909553>.
41. Moore, David. « Anatomy and Physiology of Binaural Hearing ». *Audiology : official organ of the International Society of Audiology* 30 (1 février 1991): 125-34. <https://doi.org/10.3109/00206099109072878>.
42. Noble, W. (1987). Auditory localization in the vertical plane: accuracy and constraint on bodily movement. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83(5), PP. 1631-1636.
43. Raimondi A. Hygiène, Groupe Médecine &. « Retrouver la forme grâce à la réalité virtuelle ». Retrouver la forme grâce à la réalité virtuelle - Planète santé. Consulté le 2 janvier 2024. <https://www.planetesante.ch/Magazine/Actualites-et-recherche/Technologie/Retrouver-la-forme-grace-a-la-realite-virtuelle>.
44. Rakerd, Brad, Timothy J Vander Velde, et William M Hartmann. « Sound Localization in the Median Sagittal Plane by Listeners with Presbycusis ». *Journal of the*

American Academy of Audiology 9, n° 6 (1998).

45. Rayleigh, Lord O.M. Pres. R.S. « XII. On Our Perception of Sound Direction ». *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, 1 février 1907. <https://doi.org/10.1080/14786440709463595>
46. « Recommandation biap 02/1 bis Classification audiométrique des déficiences auditives », 1997. <https://www.biap.org/en/recommendations/65-ct-2-classification-des-surdites/5-recommandation-biap-021-bis>.
47. Rembaud, F., Fontan, L., Füllgrabe, C., 2017. *L'audiométrie vocale en France : état des lieux*. Les cahiers de l'audition 22.
48. Richter, Jean-Gerrit. « Fast Measurement of Individual Head-Related Transfer Functions » 30 (2019): 172.
49. Risoud, M., J. -N. Hanson, F. Gauvrit, C. Renard, P. -E. Lemesre, N. -X. Bonne, et C. Vincent. « Localisation sonore spatiale ». *Annales françaises d'Oto-rhino-laryngologie et de Pathologie Cervico-faciale* 135, n° 4 (1 septembre 2018): 251-57. <https://doi.org/10.1016/j.aforl.2017.11.004>.
50. Risoud, Par Michaël. « Stéréo-audiométrie, optimisation du protocole », Thèse, Lille, 2017.
51. Riva G. Virtual Reality in Psychotherapy: Review. *Comportement CyberPsychol* 2005 ; 8 : 220-230.
52. Rizzo A, Buckwalter J, Neumann U. Virtual Reality and Cognitive Rehabilitation: A Brief Review of the Future. *J Head Trauma Rehabil* 1997 ; 12 : 1-15.
53. Rothbaum, Barbara O. « Using Virtual Reality to Help Our Patients in the Real World ». *Depression and Anxiety* 26, no 3 (2009): 209-11. <https://doi.org/10.1002/da.20556>.
54. Rothbaum BO, Hodges LF. The Use of Virtual Reality Exposure in the Treatment of Anxiety Disorders 1999 ; 23 : 507-525.
55. Shaw, E. A. G., et R. Teranishi. « Sound Pressure Generated in an External-Ear Replica and Real Human Ears by a Nearby Point Source ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 44, n° 1 (1 juillet 1968): 240-49. <https://doi.org/10.1121/1.1911059>
56. Šimkovic, Matúš, et Birgit Träuble. « Robustness of statistical methods when measure is affected by ceiling and/or floor effect ». *PLOS ONE* 14, n° 8 (19 août 2019): e0220889. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220889>.
57. Sonzogni, I., 2022. *Validation chez le normoentendant d'un outil de réalité virtuelle pour la localisation spatiale* (Mémoire). Lille.
58. testcodex. « Cognitive disorders examination Test (CODEX) » . <https://www.testcodex.org/en-pratique>
59. Valzolgher, C., Alzhaler, M., Gessa, E., Todeschini, M., Nieto, P., Verdelet, G., Salemme, R., Gaveau, V., Marx, M., Truy, E., Barone, P., Farnè, A., & Pavani, F. (2020). The impact of a visual spatial frame on real sound-source localization in

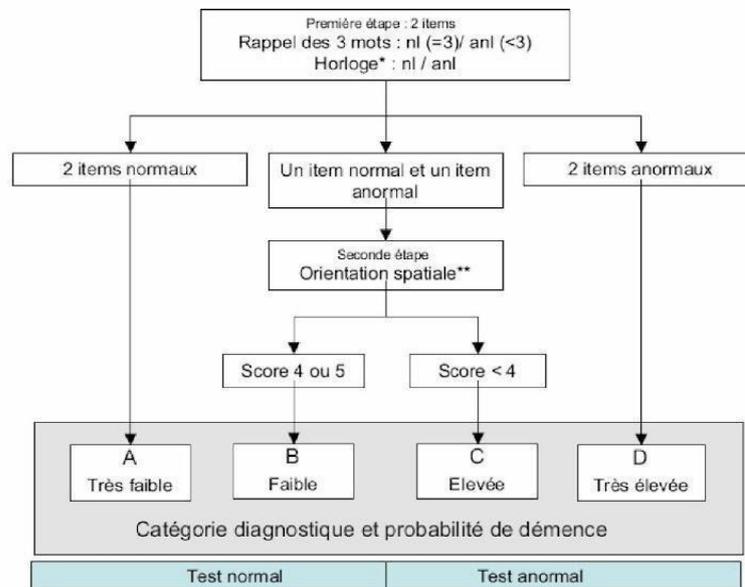
virtual reality. *Current Research in Behavioral Sciences*, 1, 100003.
<https://doi.org/10.1016/j.crbeha.2020.100003>

60. Viaud Delmon, I. « La réalité virtuelle peut-elle soigner les acouphènes ? » *Traiter-acouphenes.fr* (blog), 1 avril 2021. <https://www.traiter-acouphenes.fr/la-realite-virtuelle-peut-elle-soigner-les-acouphenes/>.
61. Von Békésy, G. (1929). Théorie des Horens. *Phsik. Zeits.*, 30, PP. 721-741.
62. Von Békésy, G., Wever, E.G., 1960. *Experiments in hearing*. New York : McGraw-Hill.
63. Von Hornbostel, Wertheimer. (1920). Über die Wahrnehmung der Schallrichtung. *Akademie der Wissenschaften*, Berlin, PP. 239-266.
64. Woodworth, R.S. and Schlosberg, H. (1938). *Experimental Psychology*. Holt, New York, PP. 614-654.
65. Zotkin, Dmitry N., Jane Hwang, Ramani Duraiswami, et Larry S. Davis. « HRTF Personalization Using Antrhopometric Measurments », s. d. http://users.umiacs.umd.edu/~dz/pbplist/waspaa03_dz_final_v2.pdf.

ANNEXE

Evaluation cognitive ultra-rapide par le test CODEX Page à imprimer pour les dossiers médicaux

Nom : Date :
Prénom : Evalueur :



Cotation du test CODEX

1. Cotation du test de l'horloge :

Les nombres sont-ils tous présents ?	Oui-Non	4 OUI = horloge normale sinon anormale
Sont-ils correctement placés ?	Oui-Non	
Y a-t-il une petite et une grande aiguille ?	Oui-Non	
Leurs directions sont-elles convenables ?	Oui-Non	

2. Cotation du rappel des 3 mots

Les 3 mots sont bien rappelés = **Rappel des 3 mots normal**

3. Utilisez l'arbre de décision pour savoir si la seconde étape est nécessaire

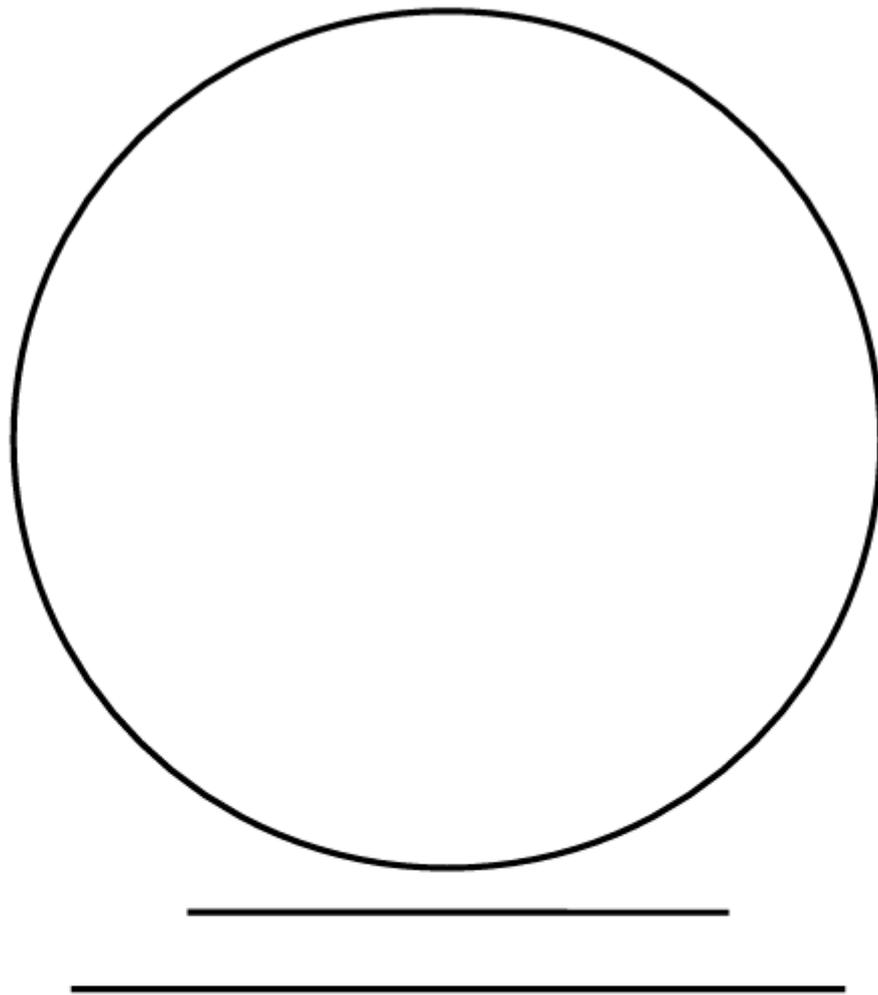
Horloge et 3 mots normaux = CODEX normal (Catégorie diagnostique A)
Horloge et 3 mots anormaux = CODEX anormal (Catégorie diagnostique D)
Autres cas = faire la seconde étape

4. Cotation de la seconde étape :

Comptez 1 point par bonne réponse
Somme = 4 ou 5 : = CODEX normal (Catégorie diagnostique B)
Somme = 0, 1, 2 ou 3 = CODEX anormal (Catégorie diagnostique C)

Le test CODEX a été mis au point par le Pr Belmin et son équipe à l'hôpital Charles Foix, Ivry-sur-Seine
Information sur le test sur le site www.testcodex.org
Références : Presse Med 2007; 36:1183-90; Revue de Gériatrie 2007; 32:627-31.

Annexe 1 : Arbre de décision et grille de cotation du CODEX



NOM :
PRENOM :
Heure demandée :

Date :
Evaluateur

*Le test CODEX a été mis au point par le Pr Belmin et son équipe à l'hôpital Charles Foix, Ivry-sur-Seine
Information sur le test sur le site www.testcodex.org
Références : Presse Med 2007; 36:1183-90 ; Revue de Gériatrie 2007; 32:627-31.*

Annexe 2 : Cercle pour le test de l'Horloge du CODEX

Sujets	1ere séquence	2eme séquence	3eme séquence
1	IRL	VR	IRL + VR
2	VR	IRL	ILR + VR
3	IRL + VR	VR	IRL
4	IRL	IRL + VR	VR
5	VR	IRL + VR	IRL
6	IRL + VR	IRL	VR
7	IRL	VR	IRL + VR
8	VR	IRL + VR	VR
9	IRL	IRL + VR	VR
10	VR	IRL	IRL + VR

Annexe 3 : Exemple ordre de passage des séquences chez 10 sujets NE

Sujets	Séquence 1	Séquence 2	Séquence 3	Séquence 4
1	IRL sans ACAs	IRL avec ACAs	VR sans ACAs	VR avec ACAs
2	IRL sans ACAs	IRL avec ACAs	VR avec ACAs	VR sans ACAs
3	IRL sans ACAs	VR avec ACAs	IRL avec ACAs	VR sans ACAs
4	IRL sans ACAs	VR sans ACAs	IRL avec ACAs	VR avec ACAs
5	IRL avec ACAs	IRL sans ACAs	VR sans ACAs	VR avec ACAs
6	IRL avec ACAs	IRL sans ACAs	VR avec ACAs	VR sans ACAs
7	IRL avec ACAs	VR avec ACAs	IRL sans ACAs	VR sans ACAs
8	IRL avec ACAs	VR sans ACAs	VR avec ACAs	IRL sans ACAs
9	VR sans ACAs	VR avec ACAs	IRL sans ACAs	IRL avec ACAs
10	VR sans ACAs	VR avec ACAs	IRL avec ACAs	IRL sans ACAs

Annexe 4 : Exemple ordre de passage des séquences chez 10 sujets ME

	N	Moyenne	Ecart-type	Shapiro-Wilk	P-value	Minimum	Maximum
250 IRL	33	0,394	0,609	0,655	<0,001	0,000	2,000
250 VR	33	1,364	1,055	0,866	<0,001	0,000	3,000
250 IRL + VR	33	1,333	1,080	0,891	0,003	0,000	4,000
4000 IRL	33	1,091	0,805	0,799	<0,001	2,000	2,000
4000 VR	33	1,636	0,929	0,810	<0,001	0,000	5,000
4000 IRL + VR	33	1,879	1,317	0,910	0,010	0,000	5,000
Bouchon IRL	33	0,515	0,755	0,676	<0,001	0,000	2,000
Bouchon VR	33	1,030	0,810	0,802	<0,001	0,000	2,000
Bouchon IRL + VR	33	1,545	1,175	0,896	0,004	0,000	4,000

Annexe 5 : Résultats test de Shapiro-Wilk chez les sujets NE

	N	Moyenne	Ecart-type	Shapiro-Wilk	P-value	Minimum	Maximum
250 IRL – AA	55	2,545	1,814	0,908	<0,001	0,000	9,000
250 VR - AA	55	2,800	1,947	0,917	0,001	0,000	8,000
4000 IRL – AA	55	3,818	1,765	0,935	0,005	0,000	10,000
4000 VR – AA	55	5,255	1,965	0,941	0,009	2,000	10,000
Bouchon IRL – AA	55	2,400	1,582	0,940	0,009	0,000	6,000
Bouchon VR – AA	55	3,309	2,292	0,889	<0,001	0,000	11,000
250 IRL + AA	55	1,909	1,295	0,888	<0,001	0,000	7,000
250 VR + AA	55	2,673	1,906	0,916	<0,001	0,000	9,000
4000 IRL + AA	55	3,564	1,642	0,952	0,028	0,000	7,000
4000 VR + AA	55	4,073	1,730	0,950	0,022	1,000	8,000
Bouchon IRL + AA	55	2,145	1,870	0,864	<0,001	0,000	10,000
Bouchon VR + AA	55	2,727	1,769	0,928	0,003	0,000	9,000

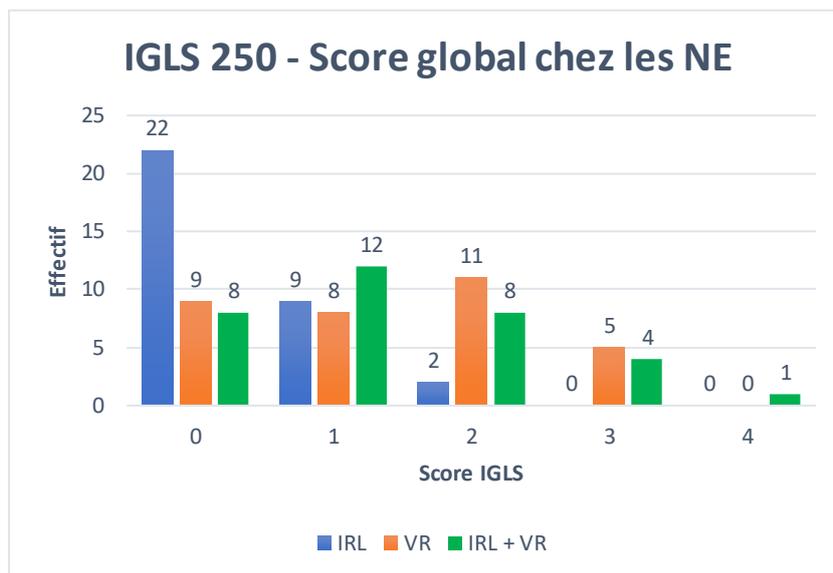
Annexe 6 : Résultats test de Shapiro-Wilk chez les sujets ME

	250	4000	Bouchon
IRL vs VR	Wilcoxon : p = 0,000 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,005 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : <0,0001	Wilcoxon : p = 0,029 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : <0,0001
IRL vs IRL + VR	Wilcoxon : p = 0,000 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,001 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = <0,0001 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001
VR vs IRL + VR	Wilcoxon : p = 0,759 Friedman VR : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,450 Friedman VR : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,019 Friedman VR : p = <0,0001 Friedman IRL + VR : p = <0,0001

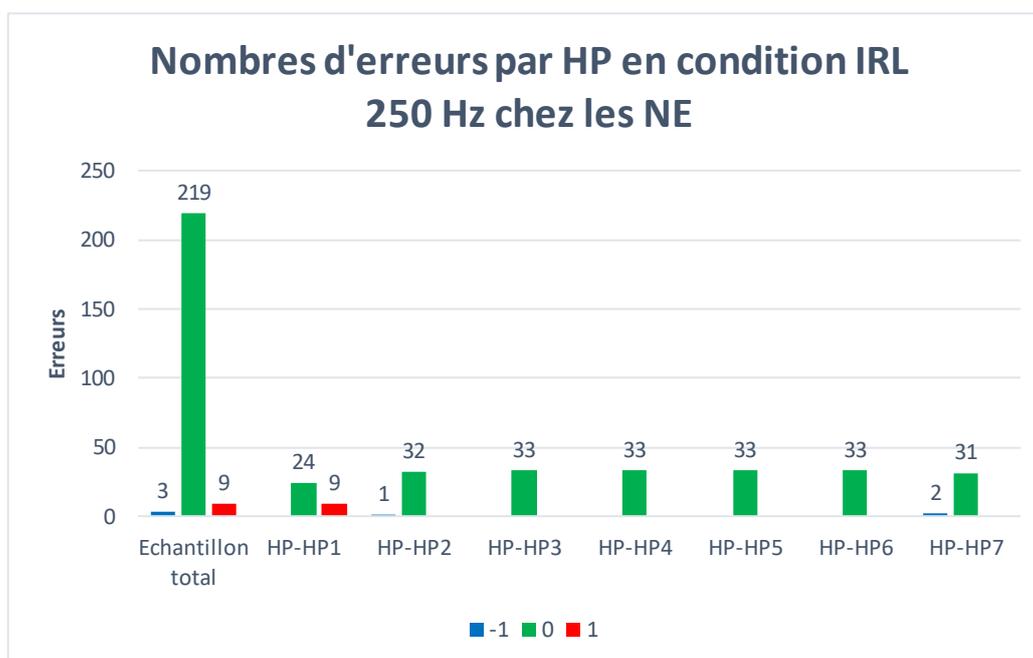
Annexe 7 : Résultats statistiques chez les sujets NE pour les conditions IRL, VR et IRL + VR

	250	4000	Bouchon
IRL – AA vs VR – AA	Wilcoxon : p = 0,461 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = <0,0001 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,009 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001
IRL + AA vs VR + AA	Wilcoxon : p = 0,002 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,054 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,033 Friedman IRL : p = <0,0001 Friedman VR : p = <0,0001
IRL – AA vs IRL + AA	Wilcoxon : p = 0,040 Friedman IRL – AA : p = <0,0001 Friedman IRL + AA : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,598 Friedman IRL – AA : p = <0,0001 Friedman IRL + AA : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,168 Friedman IRL – AA : p = <0,0001 Friedman IRL + AA : p = <0,0001
VR – AA vs VR + AA	Wilcoxon : p = 0,707 Friedman VR – AA : p = <0,0001 Friedman VR + AA : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,000 Friedman VR – AA : p = <0,0001 Friedman VR + AA : p = <0,0001	Wilcoxon : p = 0,073 Friedman VR – AA : p = <0,0001 Friedman VR + AA : p = <0,0001

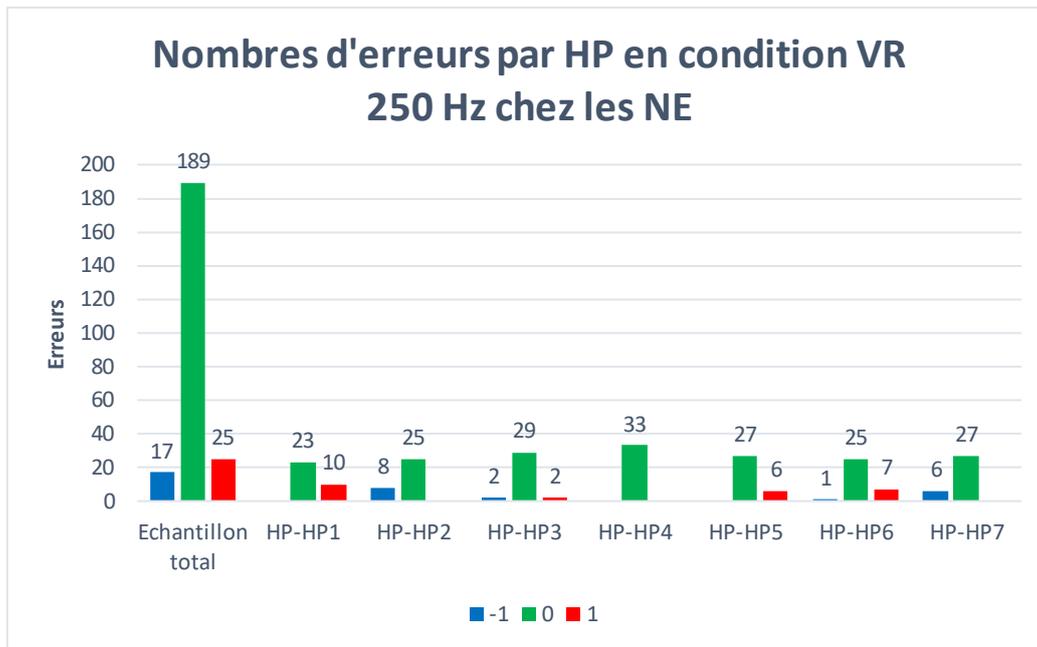
Annexe 6 : Résultats statistiques chez les sujets ME pour les conditions IRL- AA, VR -AA, IRL + AA et VR + AA



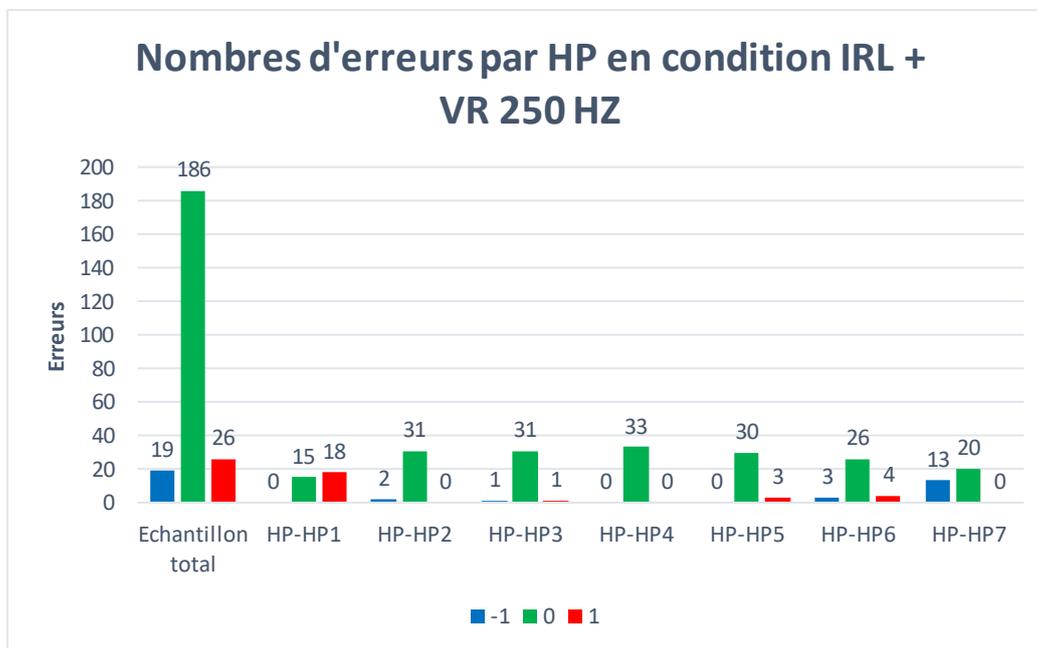
Annexe 7 : Score Global IGLS à 250 Hz chez les sujets 33 NE



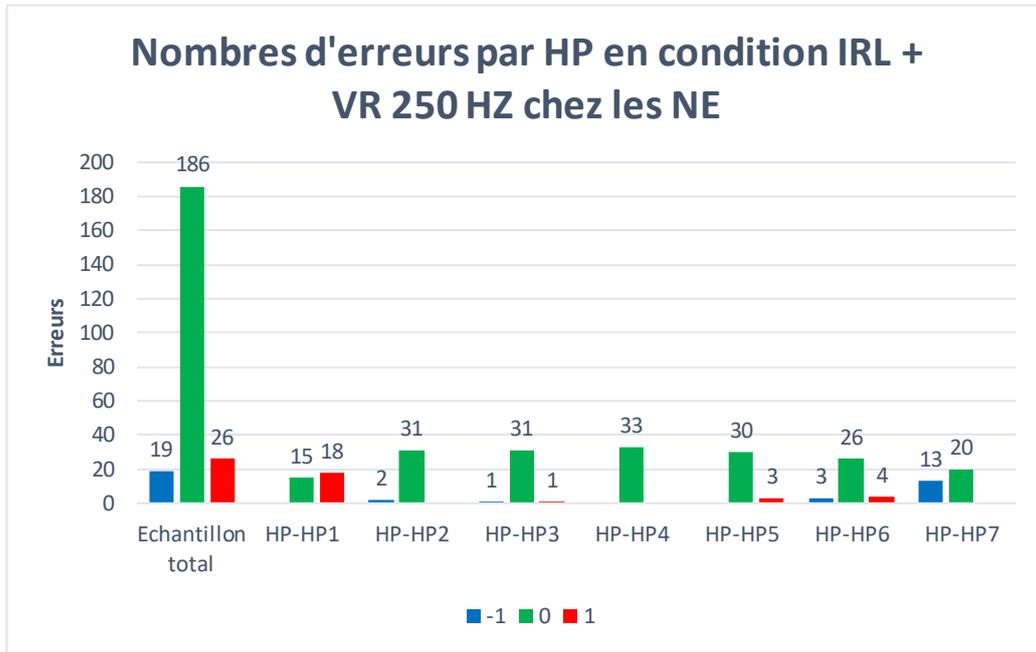
Annexe 8 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 250 Hz pulsé chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



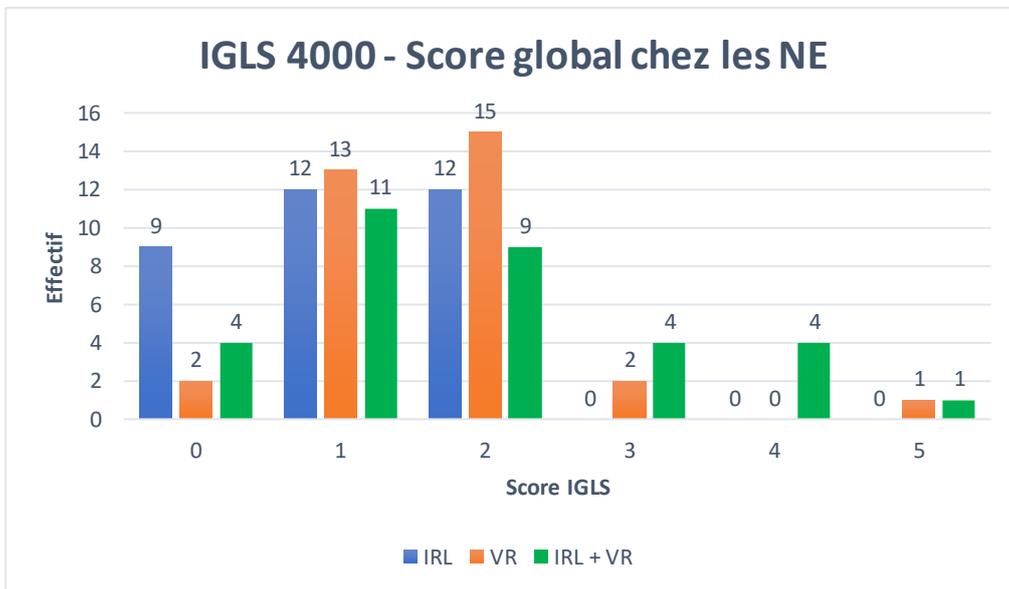
Annexe 9 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 250 Hz pulsé chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



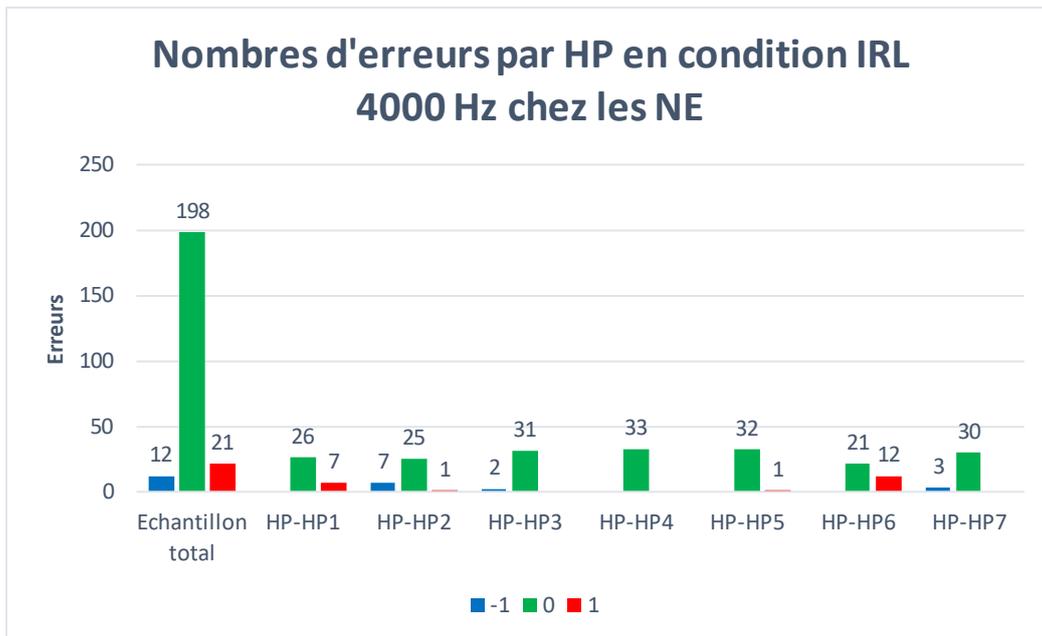
Annexe 10 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL + VR avec le stimulus 250 Hz pulsé chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



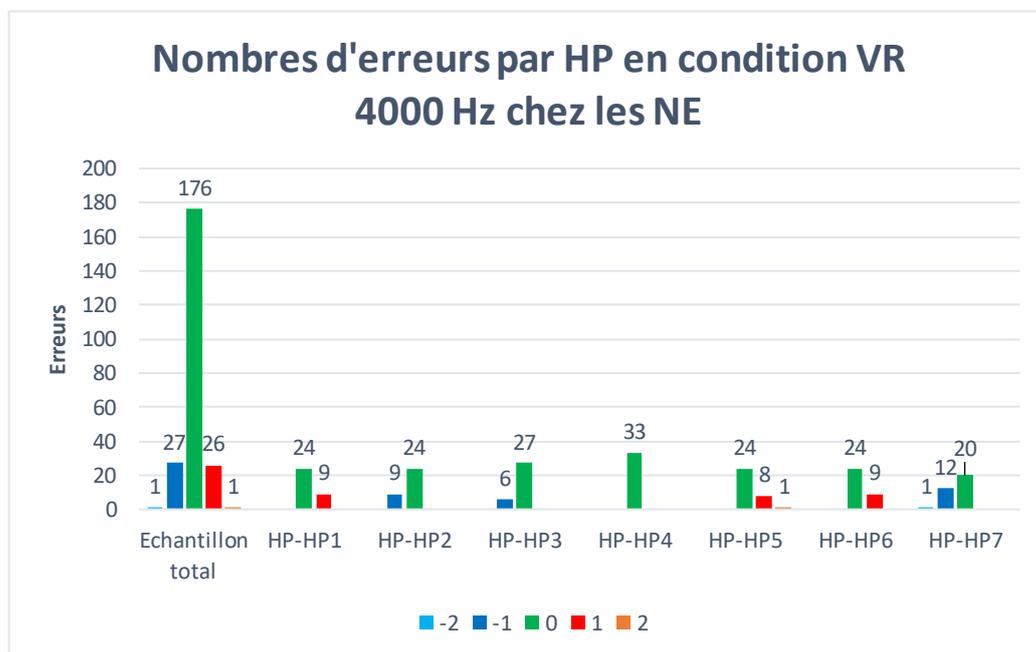
Annexe 11 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL + VR avec le stimulus 250 Hz pulsé chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



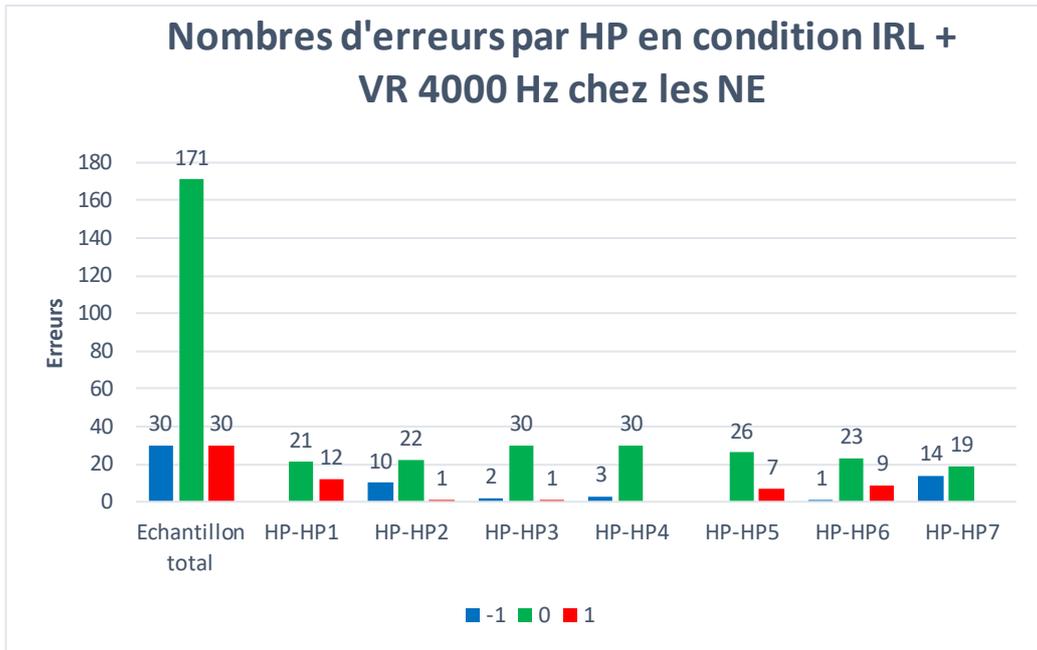
Annexe 12 : Score Global IGLS à 4000 Hz chez les 33 sujets NE



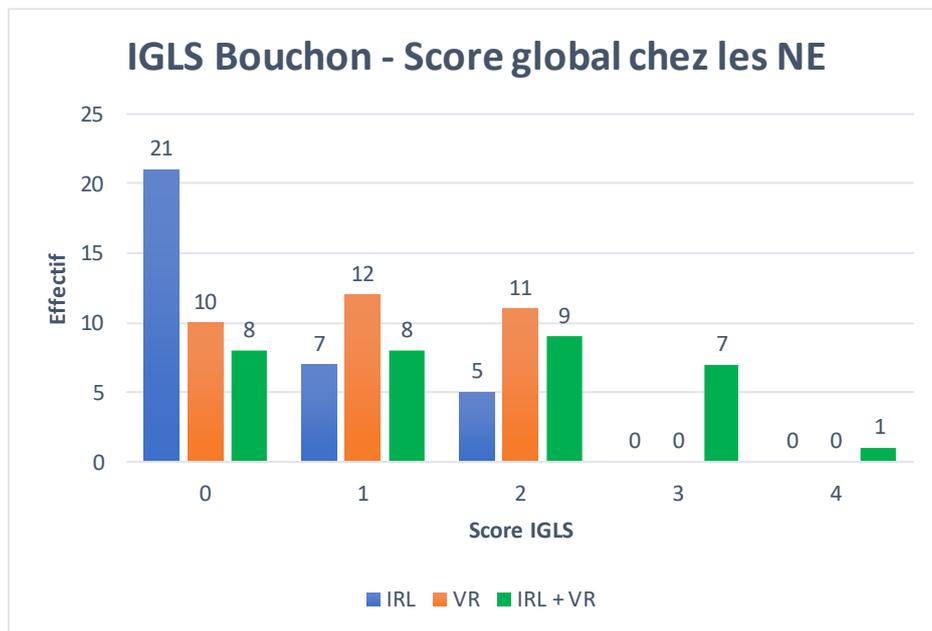
Annexe 13 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 4000 Hz continu chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



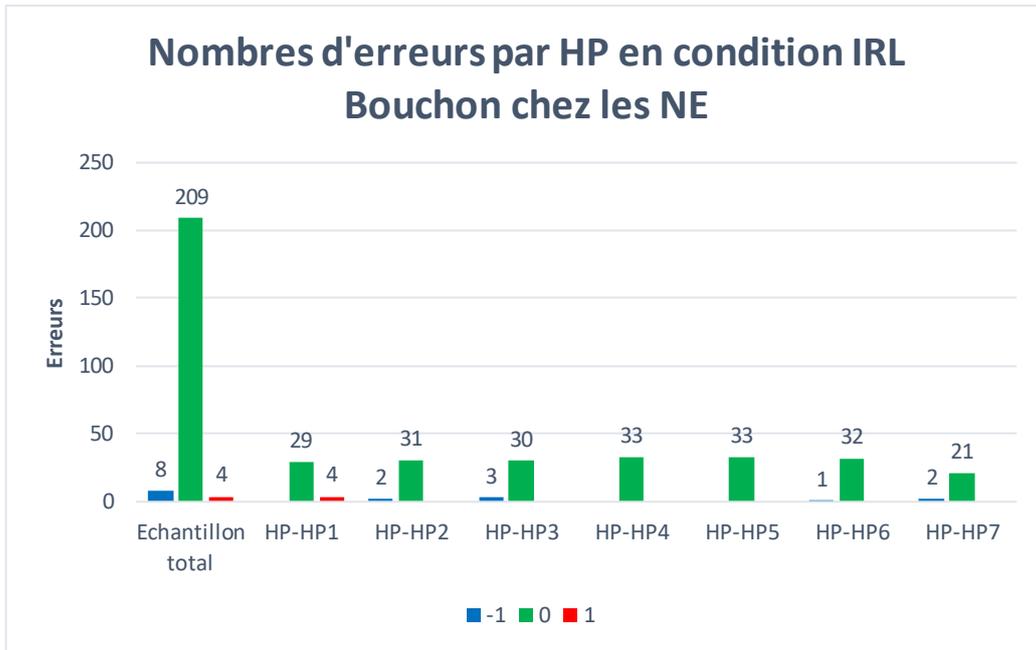
Annexe 14 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 4000 Hz continu chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



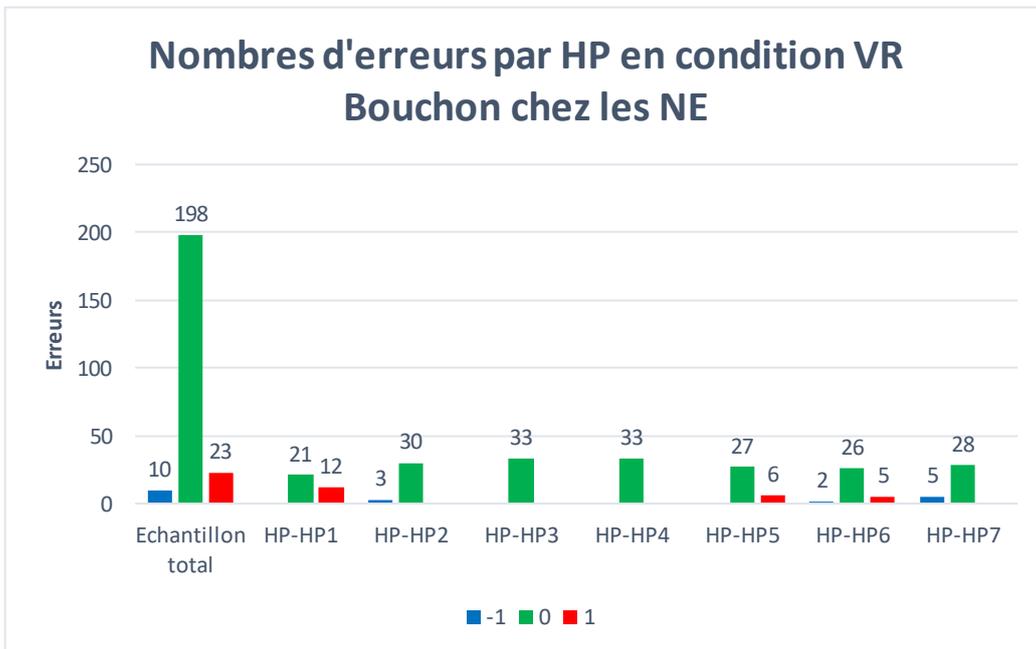
Annexe 15 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL + VR avec le stimulus 4000 Hz continu chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



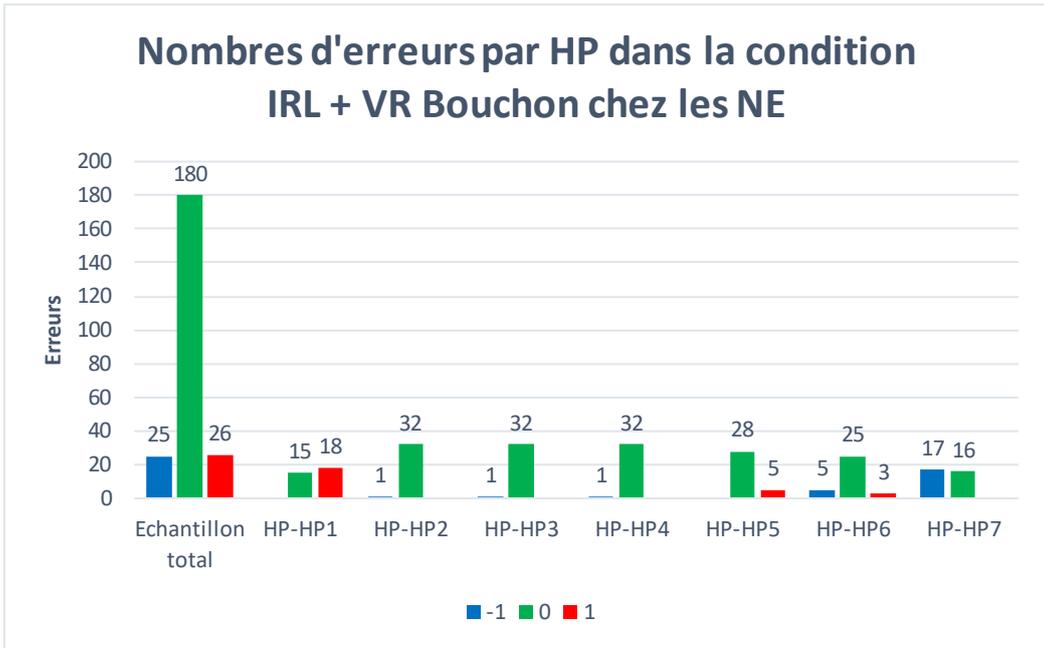
Annexe 16 : Score Global IGLS pour le mot Bouchon chez les 33 sujets NE



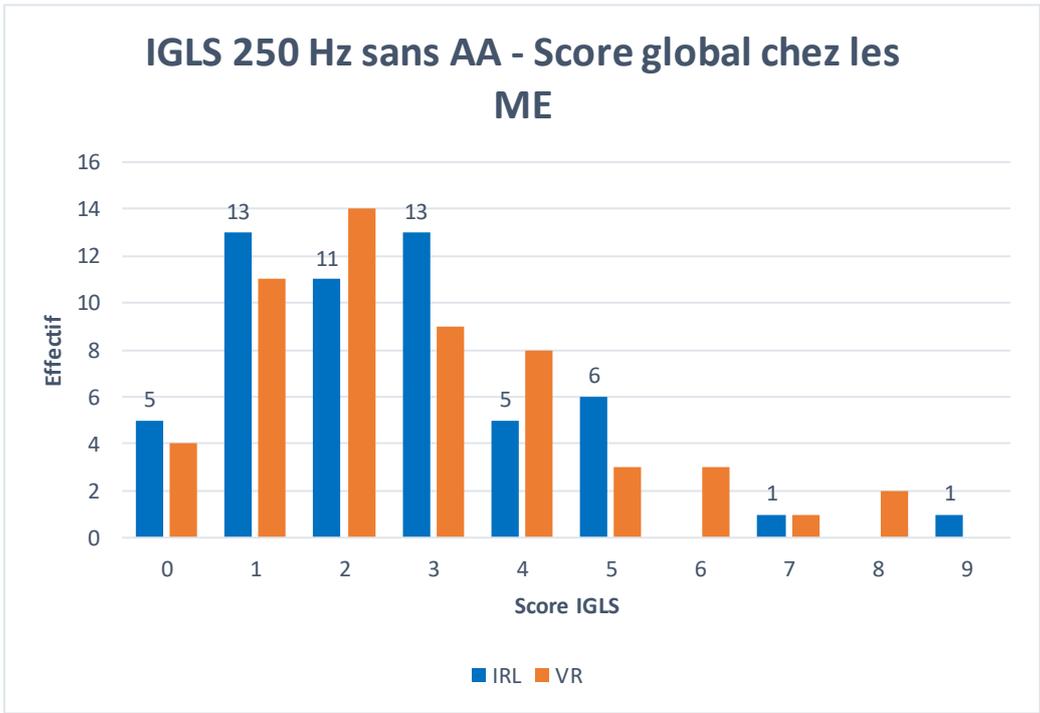
Annexe 17 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le mot Bouchon chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



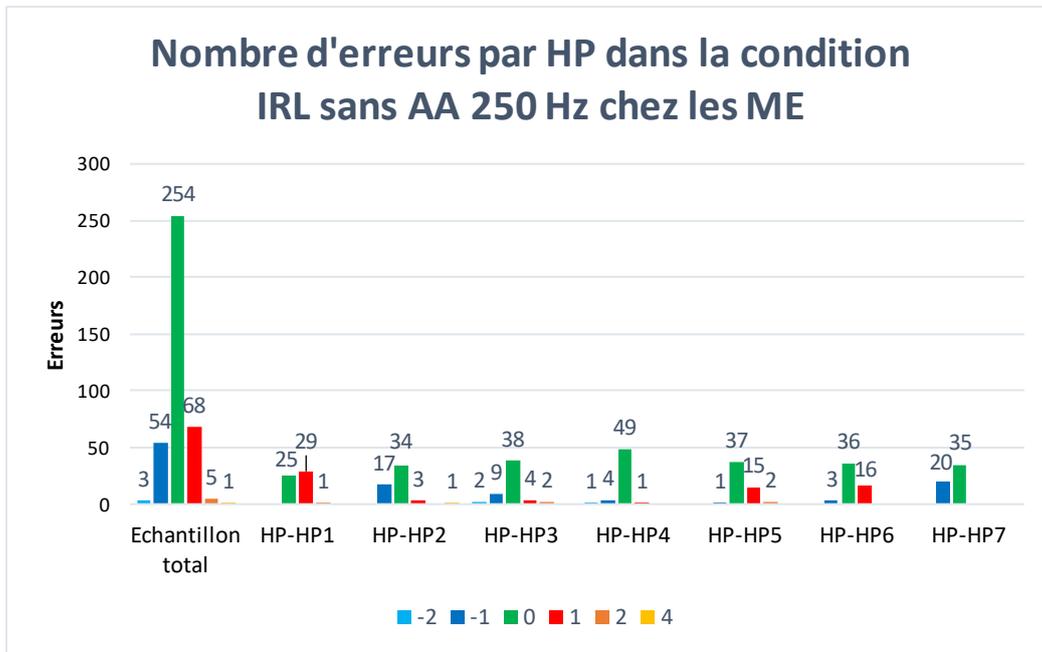
Annexe 18 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le mot Bouchon chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



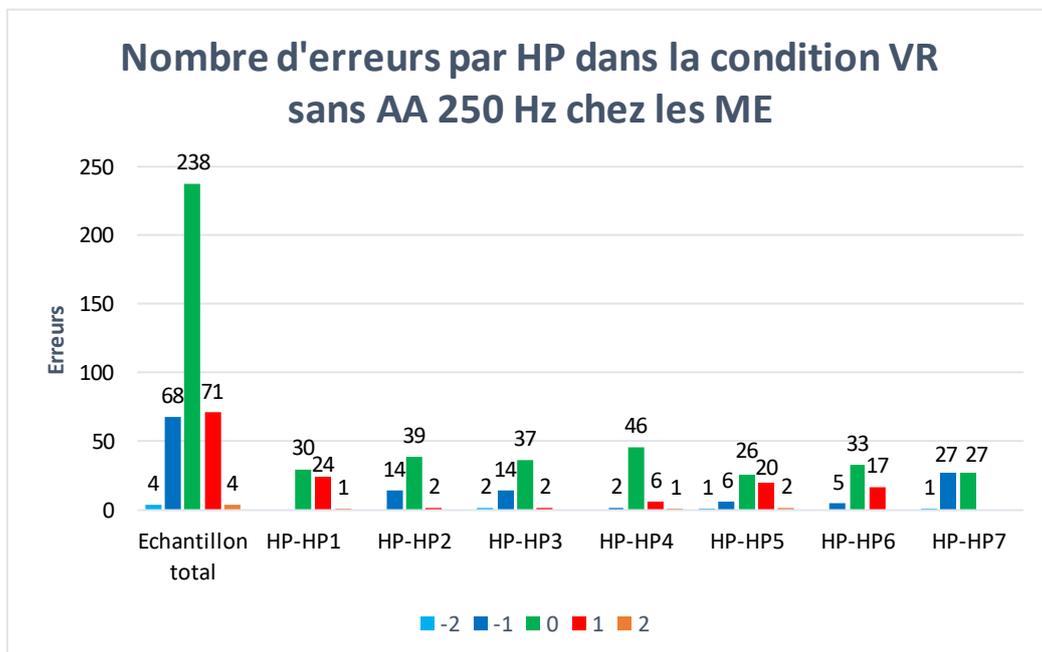
Annexe 19 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL + VR avec le mot Bouchon chez les 33 sujets NE – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



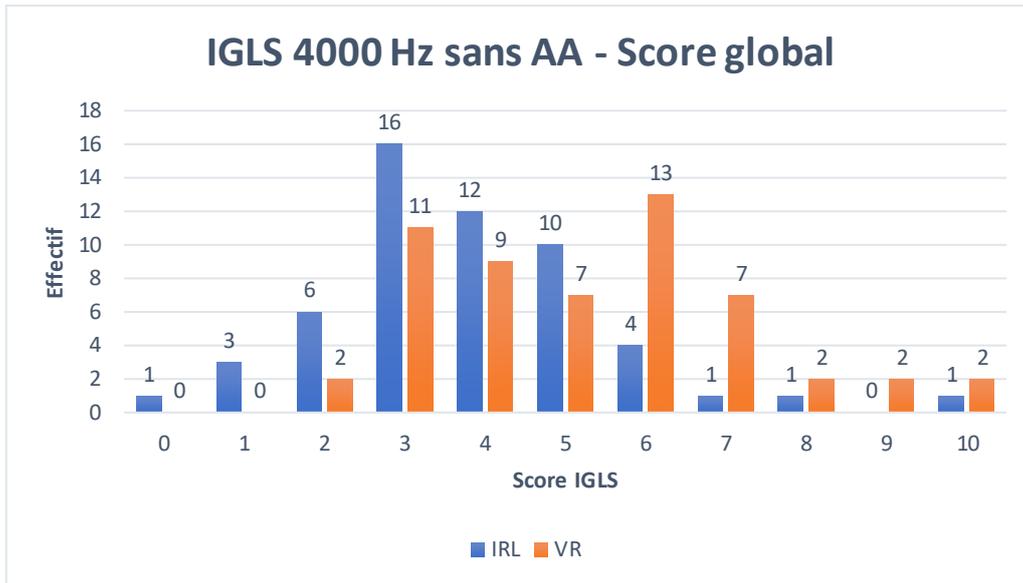
Annexe 20 : Score Global IGLS à 250 Hz chez les 55 sujets ME sans AA



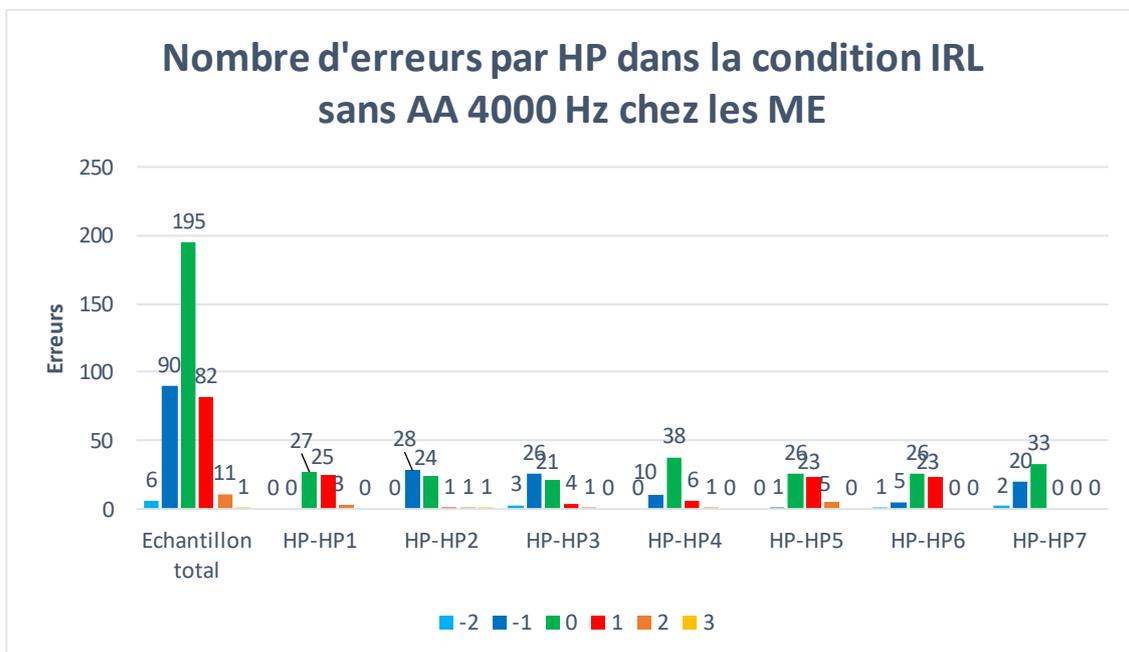
Annexe 21 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 250 Hz chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



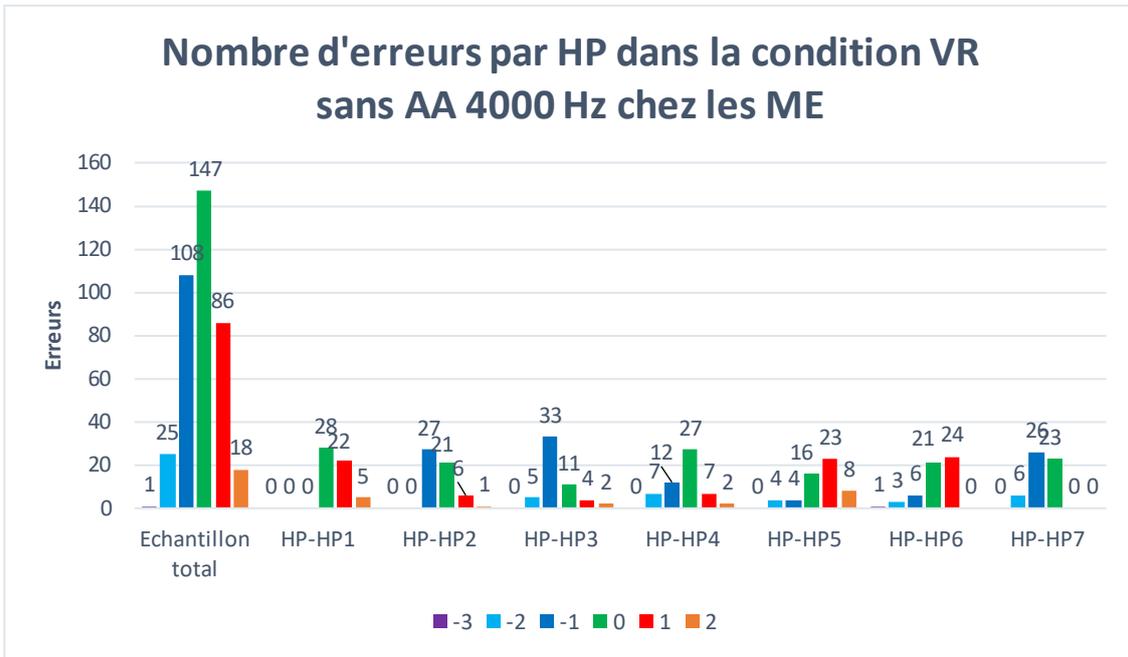
Annexe 22 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 250 Hz chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



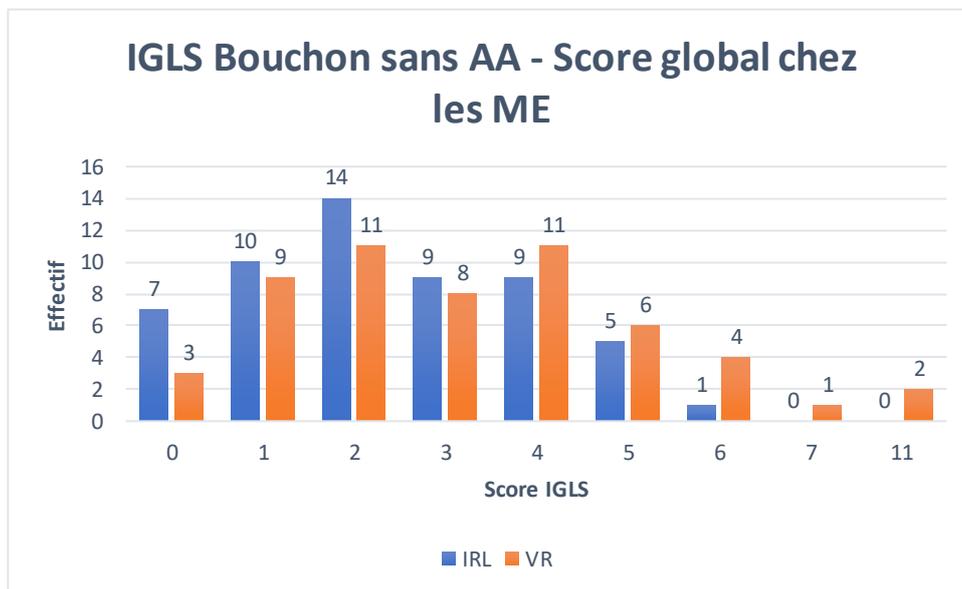
Annexe 23 : Score Global IGLS à 4000 Hz chez les 55 sujets ME sans AA



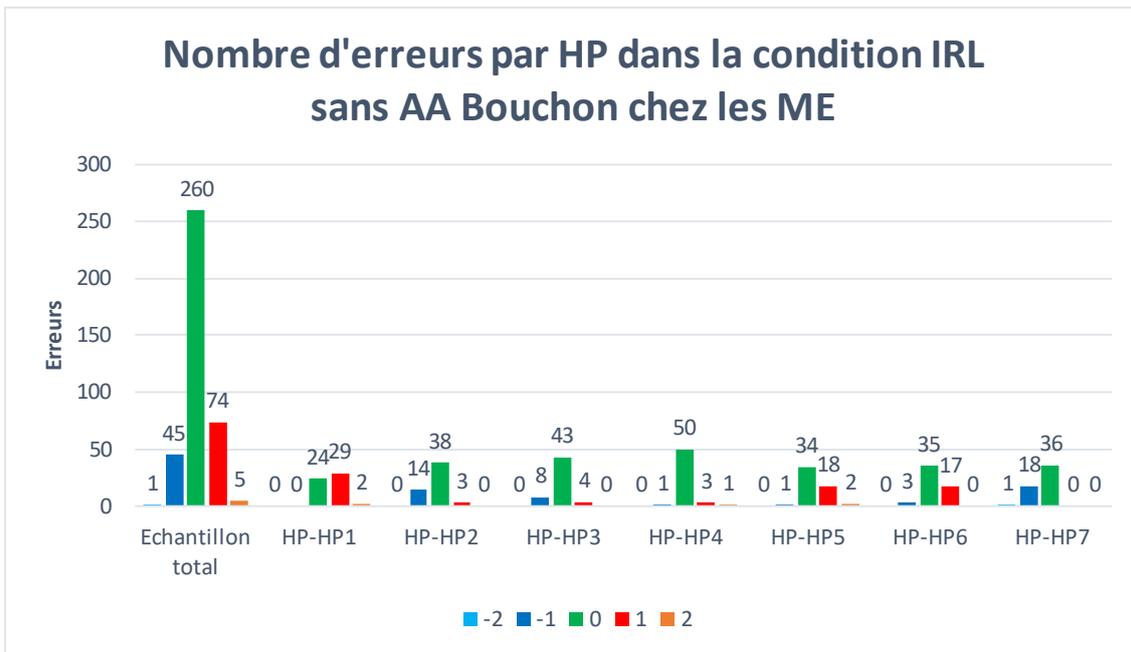
Annexe 24 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 4000 Hz chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



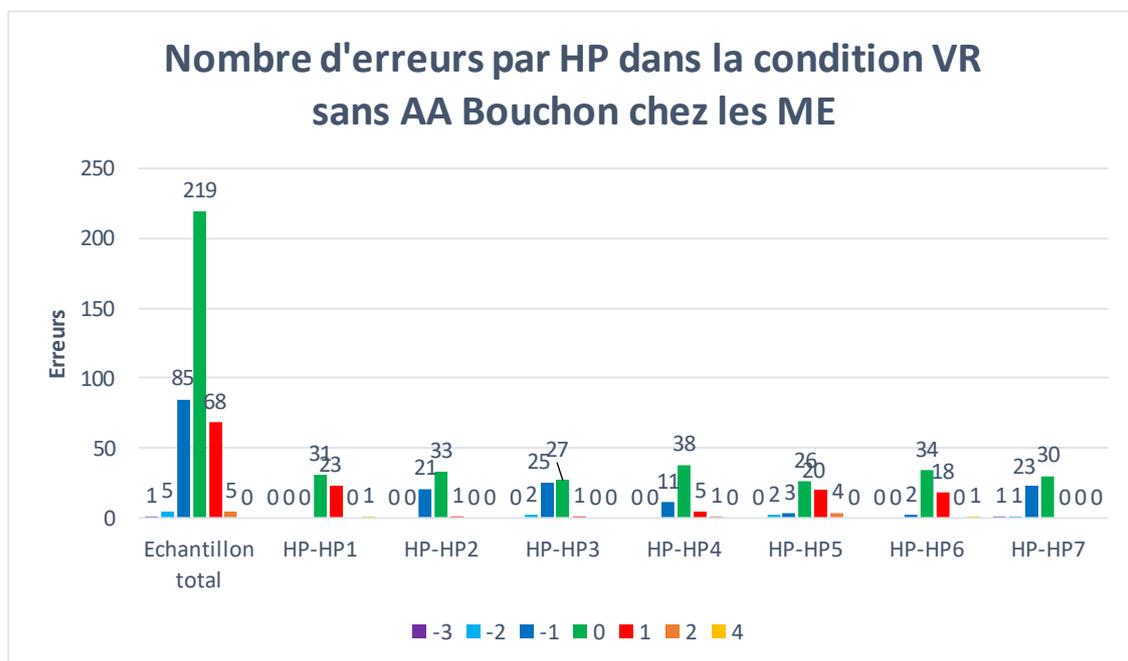
Annexe 25 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 4000 Hz chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



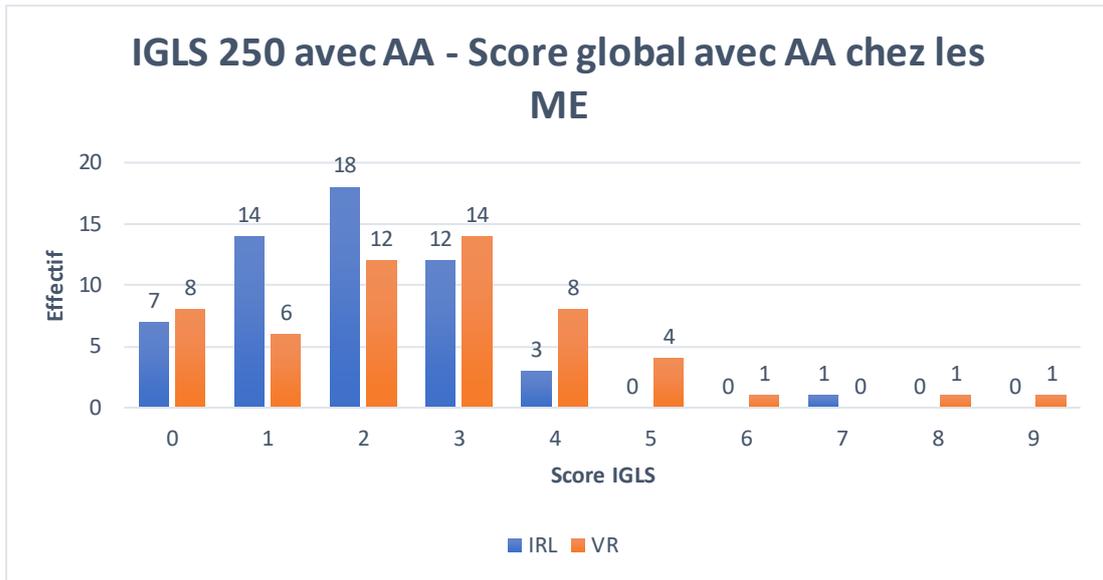
Annexe 26 : Score Global IGLS pour le mot Bouchon chez les 55 sujets ME sans AA



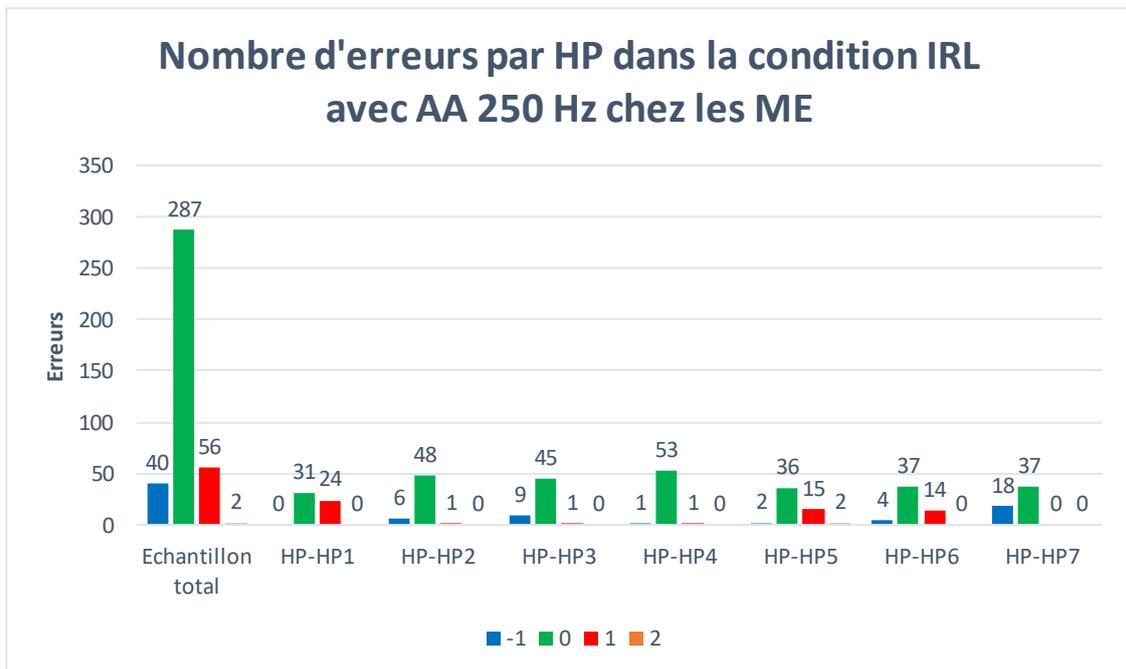
Annexe 27 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le mot Bouchon chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



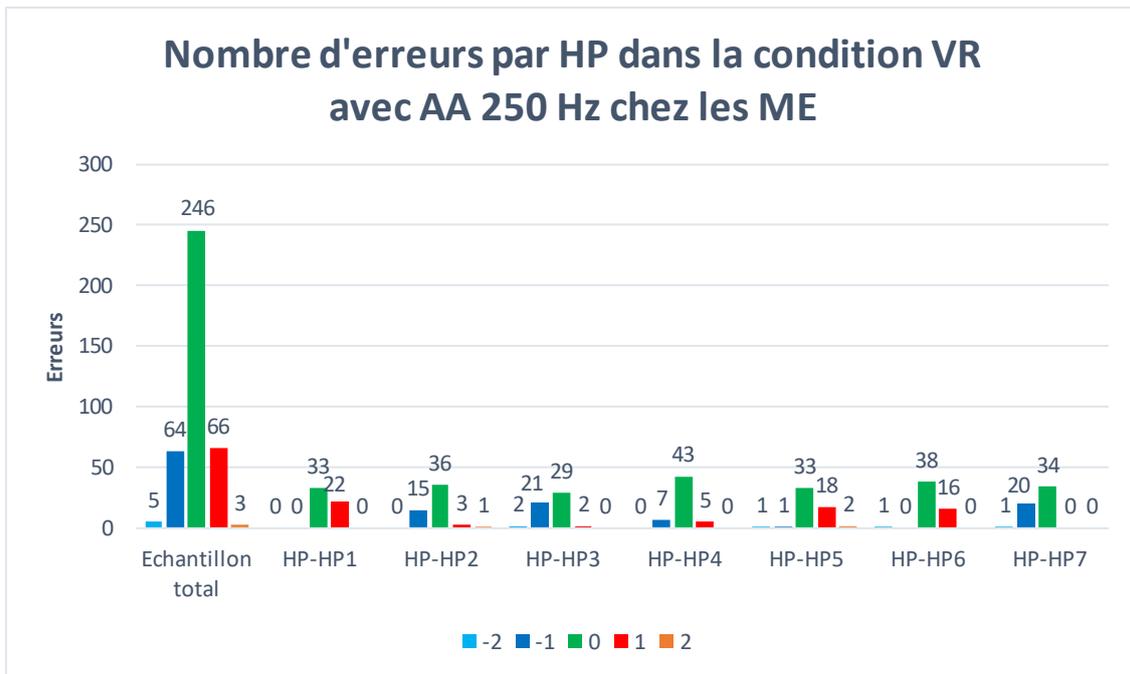
Annexe 28 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le mot Bouchon chez les 55 sujets ME sans AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



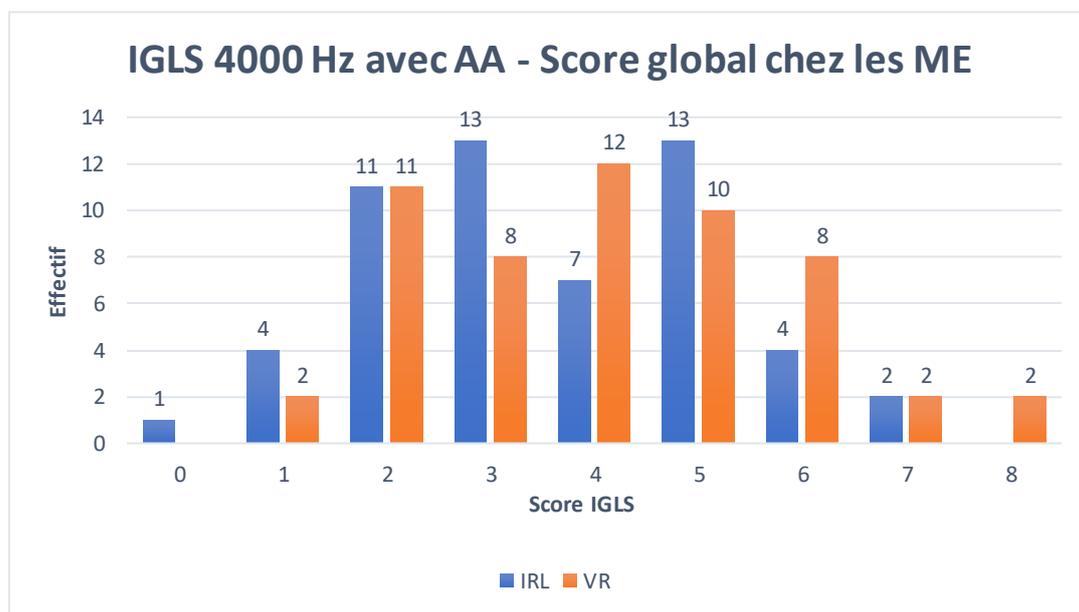
Annexe 29 : Score Global IGLS à 250 Hz chez les 55 sujets ME avec AA



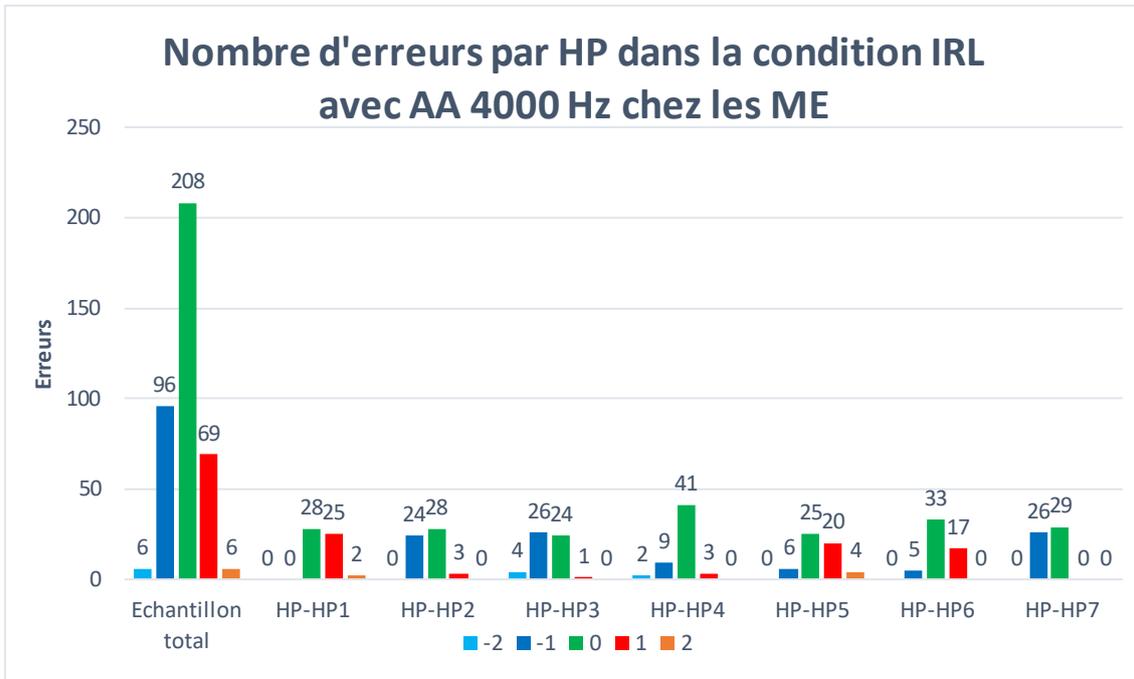
Annexe 30 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 250 Hz chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



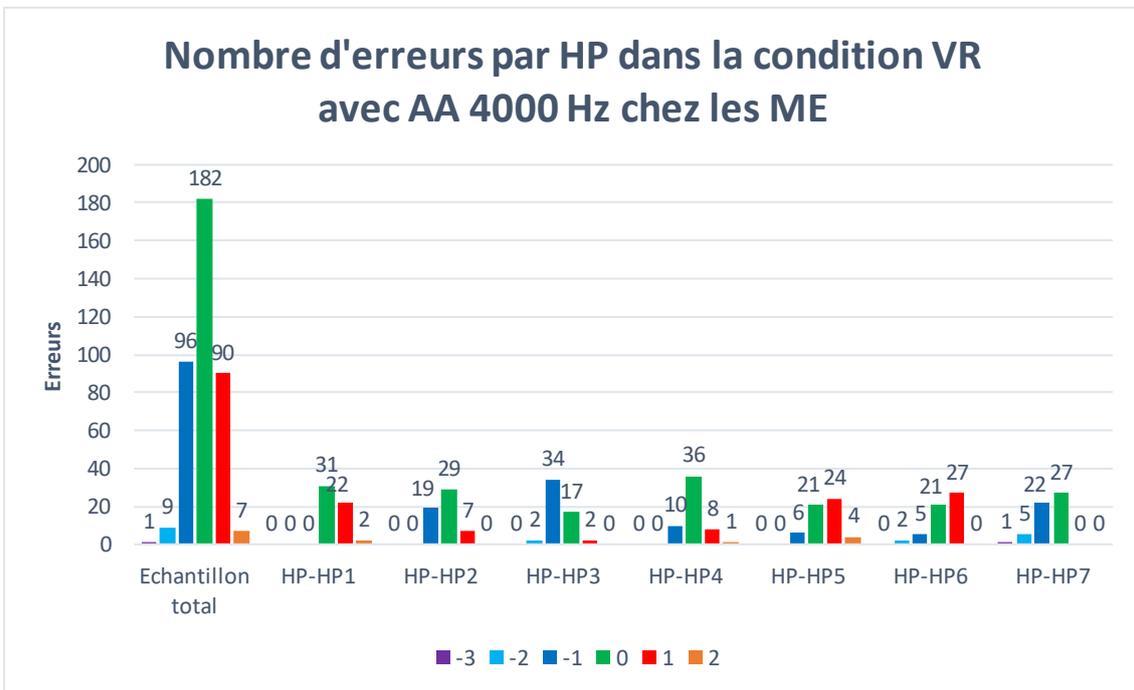
Annexe 31 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 250 Hz chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



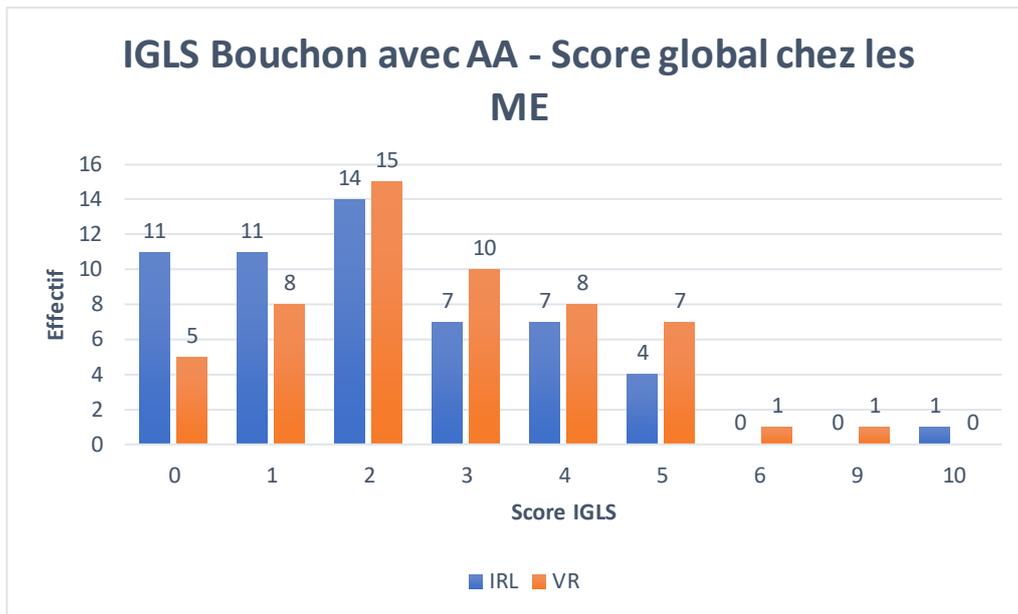
Annexe 32 : Score Global IGLS à 4000 Hz chez les 55 sujets ME avec AA



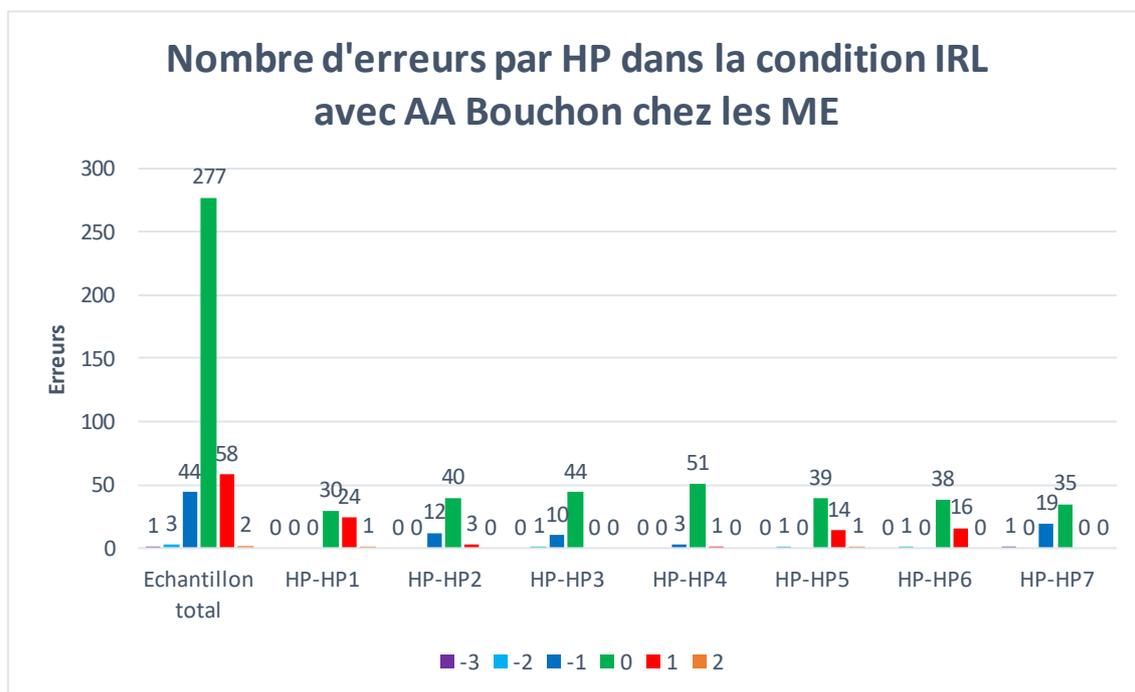
Annexe 33 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le stimulus 4000 Hz chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



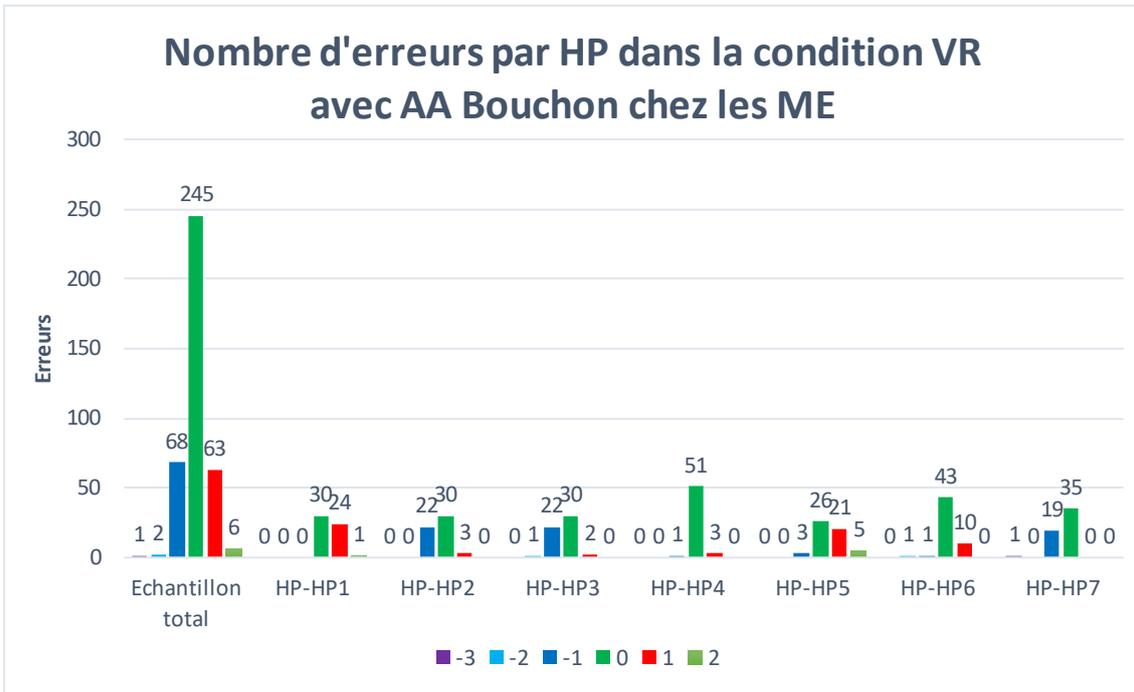
Annexe 34 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le stimulus 4000 Hz chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



Annexe 35 : Score Global IGLS pour le mot Bouchon chez les 55 sujets ME avec AA



Annexe 36 : Nombres d'erreurs par HP en condition IRL avec le mot Bouchon chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif



Annexe 37 : Nombres d'erreurs par HP en condition VR avec le mot Bouchon chez les 55 sujets ME avec AA – Latéralisation à droite en positif – Latéralisation à gauche en négatif