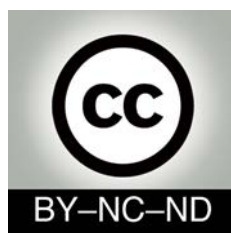


Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



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



Université Claude Bernard Lyon 1
Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation
Département Orthophonie

N° de mémoire 2035

Mémoire d'Orthophonie

présenté pour l'obtention du

Certificat de capacité d'orthophoniste

Par

BONNAMY Lucie

Rééducation en réalité virtuelle de l'espace auditif des patients

bi-implantés cochléaires adultes : étude de faisabilité

Directeurs de Mémoire :

GAVEAU Valérie

COUDERT Aurélie

Année académique 2019-2020

Membres du jury

TRUY Eric

BARILLY Claire

Directeur ISTR
Xavier PERROT

Equipe de direction du département d'orthophonie :

Directeur de la formation
Agnès BO

Coordinateur de cycle 1
Claire GENTIL

Coordinateur de cycle 2
Solveig CHAPUIS

Responsables de l'enseignement clinique
Claire GENTIL
Ségolène CHOPARD
Johanne BOUQUAND

Responsables des travaux de recherche
Lucie BEAUVAIS
Nina KLEINSZ

Responsable de la formation continue
Johanne BOUQUAND

Responsable du pôle scolarité
Rachel BOUTARD

Secrétariat de scolarité
Anaïs BARTEVIAN
Constance DOREAU KNINDICK
Patrick JANISSET
Céline MOULARD

1. UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD LYON 1

Président
Pr. FLEURY Frédéric

Vice-président CFVU
Pr. CHEVALIER Philippe

Président du Conseil Académique
Pr. BEN HADID Hamda

Vice-président CS
M. VALLEE Fabrice

Vice-président CA
Pr. REVEL Didier

Directeur Général des Services
M. VERHAEGHE Damien

1.1 Secteur Santé :

U.F.R. de Médecine Lyon Est
Doyen **Pr. RODE Gille**

Directrice **Pr. SEUX Dominique**

U.F.R de Médecine et de
maïeutique - Lyon-Sud Charles
Mérieux

Institut des Sciences Pharmaceutiques
et Biologiques

Directrice **Pr. VINCIGUERRA Christine**

Doyenne **Pr. BURILLON Carole**

Institut des Sciences et Techniques de
la Réadaptation (I.S.T.R.)

Directeur **Dr. PERROT Xavier**

Comité de Coordination des
Etudes Médicales (C.C.E.M.)
Président **Pr. COCHAT Pierre**

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

U.F.R d'Odontologie

1.2 Secteur Sciences et Technologie

U.F.R. Faculté des Sciences et
Technologies
Directeur **M. DE MARCHI Fabien**

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

Directeur **M. LEBOISNE Nicolas**

U.F.R. Faculté des Sciences
Administrateur provisoire
M. ANDRIOLETTI Bruno

Observatoire Astronomique de Lyon
Directeur **Mme DANIEL Isabelle**

U.F.R. Biosciences
Administratrice provisoire
Mme GIESELER Kathrin

Ecole Supérieure du Professorat et
de l'Education (E.S.P.E.)

Administrateur provisoire
M. Pierre CHAREYRON

U.F.R. de Sciences et Techniques
des Activités Physiques et Sportives
(S.T.A.P.S.)
Directeur **M. VANPOULLE Yannick**

POLYTECH LYON
Directeur **M. PERRIN Emmanuel**

Institut Universitaire de Technologie
de Lyon 1 (I.U.T.LYON 1)
Directeur **M. VITON Christophe**

Résumé

Actuellement, les adultes bi-implantés cochléaires présentent des déficits de localisation des sons, faculté pourtant essentielle au quotidien. Partant de ce constat, nous avons mis en œuvre un nouveau protocole de rééducation en réalité virtuelle qui implique la localisation des sons dans les trois dimensions de l'espace, une écoute active (avec des mouvements de tête) ainsi que la manipulation des indices de feedback visuels et auditifs. Ce protocole comportait huit séances de rééducation, pendant un mois. Le premier objectif consistait à évaluer le caractère réalisable de la rééducation (étude de faisabilité). Le deuxième objectif était d'évaluer si les patients progresseraient davantage avec un feedback audio-visuel (groupe A) plutôt qu'avec un feedback visuel seul (groupe B). Pour ce faire, nous avons évalué la localisation des sons, la compréhension de la parole dans le bruit et la qualité de vie. Six patients, répartis équitablement dans chaque groupe ont été testés avant, pendant et après la rééducation pour comparer les effets à court et moyen terme. Concernant notre premier objectif, sachant que tous les patients ont suivi l'ensemble du protocole, nous avons pu conclure à la faisabilité de la rééducation. Concernant notre deuxième objectif, nous n'avons pas observé d'effet du type de feedback. Par ailleurs, même si les résultats n'indiquent pas de bénéfice pour la performance globale de localisation, certains patients ont pu réduire les erreurs de confusion des espaces droite-gauche et devant-derrière. De plus, les résultats suggèrent une amélioration de la compréhension dans le bruit et de la qualité de vie des patients. Ainsi, malgré le nombre insuffisant de patients recrutés dans notre étude et une forte variabilité inter-individuelle, ce protocole est novateur et la recherche menée mérite d'être poursuivie afin d'améliorer l'efficacité de la rééducation orthophonique.

Mots clés : implant cochléaire, adulte, rééducation, localisation, compréhension dans le bruit, réalité virtuelle, intégration multisensorielle, mouvements de la tête

Abstract

Nowadays, cochlear implanted adults still have sound localization's deficits, when localization is crucial in everyday life. In this study, we used a new program for sound localization training using virtual reality which involves: the three dimensional coordinates of sounds, active listening (head movements) and manipulation of feedback cues (visual and auditive). This rehabilitation took place over the course of one month with two sessions per week. The first aim of this protocol was to test if patients could follow this rehabilitation (feasibility test). The second aim was to test if patients could take advantage of audio-visual cues (group A) compared to visual cues only (group B). We evaluated the rehabilitation's effects on sound localization, speech reception in noisy conditions, and quality of life. These evaluations were conducted before, during and after rehabilitation (to compare both short-term and mid-term effects). Three patients were included in each group. For our first aim, we confirmed the feasibility of our rehabilitation since all patients achieved the entire protocol. For our second aim, no effect based on the type of feedback was observed. Moreover, if no benefit was found on global localization performance, some patients decreased right-left and front-back confusions. Results also suggest improvements in speech reception in noisy conditions and quality of life. Consequently, despite the insufficient number of patients and the strong inter-individual variability observed in our research, this rehabilitation is innovative and must be continued to offer a tool in sound localization rehabilitation for speech therapy.

Key words: cochlear implant, adult, rehabilitation, localization, speech-in-noise reception, virtual reality, multisensory integration, head movements

Remerciements

Je tiens à remercier chaleureusement mes directrices de mémoire, Mesdames Valérie Gaveau et Aurélie Coudert, pour m'avoir accueillie au sein de leur équipe de recherche et permis de participer à ce beau projet. Merci pour votre encadrement et votre disponibilité alors que les conditions n'étaient pas toujours optimales face au contexte sanitaire de cette année. Vos conseils bibliographiques et multiples relectures m'ont permis de largement préciser ma pensée et m'ont fait gagner en rigueur.

Je remercie également le professeur Eric Truy, pour avoir encadré mon DRT0 l'an dernier puis m'avoir permis de rejoindre l'équipe.

Merci aux patients qui se sont prêtés à l'expérience.

Merci à l'ensemble de mes maîtres de stage qui m'ont accompagnée au long de cette formation, que ce soit pour une courte ou plus longue période.

Je remercie également mes amis, futurs orthophonistes ou non, pour les précieux moments de détente mais aussi pour leur soutien.

Mes remerciements s'adressent aussi à ma famille et tout particulièrement à mes grands-parents, sans qui cette réorientation pour ce magnifique métier aurait sans doute été plus ardue.

Enfin, un immense merci à mes sœurs, Sophie et Clémence, qui m'ont épaulée, soutenue, parfois réconfortée, en particulier pendant cette dernière année. Merci à Yannis et Claire pour avoir également accepté de m'héberger à de multiples occasions et notamment les stages.

Sommaire

I	PARTIE THEORIQUE	1
1	LES MECANISMES DE LA LOCALISATION SPATIALE ET DE LA COMPREHENSION DANS LE BRUIT CHEZ LE NORMO-ENTENDANT	2
1.1	<i>La localisation</i>	2
1.2	<i>La compréhension dans le bruit</i>	4
2	ETAT DE L'ART DES SOLUTIONS THERAPEUTIQUES POUR LES DEFICITS DE LOCALISATION ET DE COMPREHENSION DANS LE BRUIT	5
2.1	<i>L'implant cochléaire entre bénéfices et limites</i>	5
2.2	<i>Outils d'évaluation</i>	6
2.2.1	La localisation.	6
2.2.2	La compréhension dans le bruit.	7
2.3	<i>Outils de rééducation</i>	8
3	L'ETUDE RECOVER : UN PARADIGME EXPERIMENTAL D'EVALUATION ET DE REEDUCATION DE LA LOCALISATION DES SONS.....	9
3.1	<i>Principes de l'étude</i>	9
3.2	<i>Problématiques et hypothèses soulevées.</i>	10
II	METHODE	11
1	POPULATION	11
1.1	<i>Critères d'inclusion</i>	11
1.2	<i>Critères de non-inclusion et de sortie prématurée</i>	11
2	MATERIEL	12
2.1	<i>Les tests objectifs et subjectifs</i>	12
2.1.1	Evaluation objective des capacités de localisation auditive dans le silence : Sphere.	12
2.1.2	Evaluation objective des capacités de compréhension de mots dans le bruit : Framatrix.....	13
2.1.3	Evaluation subjective de la qualité d'écoute (questionnaire de qualité de vie) : SSQ15.	14
2.1.4	Evaluation subjective du degré de difficulté et de confiance : échelles de Likert	15
3	LA PROCEDURE	15

3.1	<i>La rééducation.....</i>	15
3.2	<i>Les temps d'évaluation.....</i>	17
3.3	<i>Traitement statistique des données.....</i>	17
III	RESULTATS.....	18
1	LOCALISATION DES SONS : SPHERE	18
1.1	<i>Erreur 3D ou performance globale de spatialisation auditive</i>	18
1.2	<i>Erreurs de confusion.</i>	19
2	COMPREHENSION DE LA PAROLE DANS LE BRUIT : FRAMATRIX	20
3	QUESTIONNAIRE DE QUALITE DE VIE : SSQ15.....	21
4	DEGRE DE CONFIANCE ET DE DIFFICULTE : ECHELLE DE LIKERT	22
IV	DISCUSSION	23
1	REMISE EN CONTEXTE DE L'ETUDE	23
2	RETOUR SUR LES HYPOTHESES ET MISES EN LIEN AVEC LA LITTERATURE	23
3	LIMITES ET PERSPECTIVES DE L'ETUDE	26
4	IMPLICATION POUR LA PROFESSION	28
V	CONCLUSION	30
	REFERENCES	31
	ANNEXES	

I Partie théorique

La *déficience auditive*, ou *surdité*, se définit comme la diminution de la perception des sons. Il s'agit du handicap sensoriel le plus fréquent. Ses conséquences peuvent être multiples, avec notamment un isolement, des difficultés d'ordre privé ou professionnel. Ambert-Dahan (2011) caractérise ainsi la surdité comme un véritable « handicap de communication ». Afin de pallier ces difficultés, certaines aides technologiques ont été développées et notamment l'implant cochléaire (IC), indiqué pour les surdités sévères à profondes. Celui-ci permet un transfert direct des sons vers le nerf auditif. Selon un récent rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS, 2018), 324 000 personnes sourdes ont déjà pu en bénéficier, dont près de 7000 en France (adultes et enfants confondus, avec un flux de 1500 implantations annuelles). L'IC permet déjà aux adultes et enfants sourds d'améliorer nettement leur capacité de compréhension de la parole (rapport de la Société Française d'ORL et de chirurgie de la face et du cou, SFORL, 2018). Néanmoins, certaines difficultés demeurent et vu le nombre croissant de patients, il importe de s'y intéresser. Celles-ci concernent des déficits reconnus en compréhension de la parole dans le bruit et en localisation auditive (Kerber & Seeber, 2012). Or cette dernière faculté est essentielle au quotidien, non seulement d'un point de vue vital, puisque qu'elle permet d'alerter d'un danger (e.g. localiser une voiture), mais aussi d'un point de vue de la communication, pour orienter ses ressources attentionnelles vers le stimulus d'intérêt (Zheng et al., 2015) et ainsi mieux le traiter (e.g. localiser un locuteur, lors d'une conversation à plusieurs). Au-delà de la perception auditive, d'autres facteurs permettent d'améliorer la spatialisation auditive tels que l'écoute active ( coute réalisée intégrant des mouvements de tête) et la perception d'indices visuels combinée aux indices auditifs (Brimijoin et al., 2013 ; Mueller et al., 2014 ; Perrett & Noble, 1997). Or, à notre connaissance, il n'existe à l'heure actuelle aucune rééducation orthophonique en spatialisation auditive validée avec un niveau de preuve suffisant. C'est cette réflexion qui sera développée dans ce mémoire : une rééducation de la spatialisation auditive, avec un contrôle des éléments sensori-moteurs, modifie-t-elle les compétences de spatialisation auditive et la qualité de vie des patients adultes bi-implantés cochléaires ? Tout d'abord, un état de l'art sera effectué. Ensuite, le protocole expérimental sera exposé ainsi que les résultats obtenus. Enfin, ces derniers seront discutés afin d'envisager diverses perspectives cliniques et de recherche.

1 Les mécanismes de la localisation spatiale et de la compréhension dans le bruit chez le normo-entendant

1.1 La localisation

Risoud et al. (2018) ont défini la *localisation* comme la faculté à déterminer l'emplacement d'une source sonore par sa position tridimensionnelle (3D). En effet, chaque source sonore est caractérisée par ses coordonnées dans les trois dimensions : horizontale (ou azimutale), verticale (ou élévation) et en profondeur (ou distance). Les indices permettant la localisation auditive 3D sont réalisés par des processus auditifs binauraux et monauraux et modulés par des mouvements de la tête ainsi que par des interactions avec des indices visuels (indices visuo-auditifs).

En premier lieu, l'audition binaurale favorise les indices suivants : ITD (différence interaurale de temps) et ILD (différence interaurale d'intensité). En effet, la distance entre deux oreilles fonctionnelles, spécifiées par leurs coordonnées spatiales, et la distance entre chaque oreille et la source sonore, créent des différences de réception, essentielles à la précision de la localisation en **azimut**. D'une part, dans l'ITD, l'oreille la plus éloignée de la source sonore reçoit le son avec un certain retard. D'autre part, dans l'ILD, l'oreille la plus éloignée reçoit le son moins fortement alors que l'oreille la plus proche le reçoit plus fortement. Toutefois, il existe une zone où à eux seuls, la localisation n'est plus possible : le cône de confusion, dans le plan symétrie (devant-derrrière la tête). En effet, la distance de la source à chaque oreille est la même donc le message traité par le cerveau est similaire (même latence, même intensité). Le sujet n'est alors pas en mesure de déterminer si la source du son est localisée devant ou derrière. Mais en s'éloignant du plan symétrie, la distance devient inégale et une des deux oreilles est progressivement masquée par la tête (celle-ci créant un obstacle à l'arrivée du son). C'est ce qui est communément appelé l'effet d'« ombre de la tête ». Celui-ci diminue l'intensité du son qui parvient à l'oreille opposée.

En second lieu, les indices en audition monaurale permettent d'appréhender l'**élévation**. Ces indices naissent de la diffraction des ondes sonores par le corps du sujet (tête, tronc et épaules) et modifient le spectre en termes de zones fréquentielles. Ces modifications spectrales dépendent de l'élévation de la source. Ainsi, le pavillon (situé dans l'oreille externe) capte les sons qui arrivent à l'oreille, les dirige au niveau de l'entrée du conduit auditif externe et les diffractes des ondes appliquées par le

pavillon créent des indices d'élévation. Il joue donc un effet « réflecteur ». La localisation de la **distance** de la source sonore par rapport au sujet est quant à elle fournie par l'indice de réverbération. Ainsi, plus le son est proche, plus il parvient directement à l'oreille, moins il y a de réverbérations et inversement (Risoud et al., 2018). L'équipe de Perreau et al. (2017) a théorisé ce phénomène avec le terme ITDG (initial time delay gap) correspondant au délai entre l'arrivée de la première onde sonore et la première onde réfléchie. Concernant la distance, la perception de l'intensité est également importante puisqu'un son proche est perçu plus fortement qu'un son lointain.

Ensuite, alors que l'audition binaurale et monaurale sont caractérisées par un traitement physiologique d'indices acoustiques, les **mouvements de tête** (ou céphaliques) concernent la mise en place de stratégies permettant la modulation des indices monauraux et binauraux (Mueller et al., 2014; Perrett & Noble, 1997). Ainsi, Brimijoin et al. (2013), en comparant les performances en localisation des sons externalisés (provenant de l'environnement) par rapport aux sons internalisés (provenant de microphones), ont montré que l'effet des mouvements de tête augmente les performances de localisation. Ainsi, les coordonnées relatives à l'azimut et l'élévation se précisent et le cône de confusion peut être démasqué. Perret et Noble (1997) ont précisé que les mouvements améliorent la localisation même si le sujet ne regarde pas directement en face la source sonore.

Enfin, le rôle des interactions entre les **processus visuel et auditif** est primordial dans la spatialisation auditive, la perception étant par définition multisensorielle. Ainsi, l'équipe de Bologni (2005) a mis en évidence qu'un patient présentant un déficit de spatialisation auditive est capable de localiser correctement un son si ce dernier est accompagné d'un stimulus visuel congruent spatialement à la source sonore. D'un point de vue théorique, ce phénomène peut s'expliquer par l'avantage perceptif à combiner des informations cohérentes entre elles. Ceci se reflète au niveau comportemental (avec une précision accrue) et neurophysiologique. En effet, les informations sensorielles (de nature différente mais correspondant à une seule source) se trouvent synchronisées au niveau cérébral : des aires corticales dévolues à un traitement uni-sensoriel s'activent simultanément lors de la perception du même objet (Bulkin & Groh, 2004). Ces auteurs ont expliqué la complémentarité des sens qui comblent les lacunes ou imprécisions des autres, d'autant plus que la vision est le sens

qui possède le plus d'acuité. Cette intégration visuo-auditive est d'autant plus utile quand l'environnement auditif est complexe (e.g. localiser un interlocuteur parmi un groupe de personnes).

1.2 La compréhension dans le bruit

Si certains **facteurs acoustiques** comme la réverbération limitent la capacité à comprendre dans le bruit (Bronkhorst, 2015; Culling, 2016), d'autres facteurs sensoriels, moteurs et cognitifs sont mis en jeu pour pallier ces limitations.

Les **facteurs sensoriels** permettent tout d'abord le démasquage de la parole. L'effet Mac Gurk, découvert en 1976, consiste à créer une illusion auditive en doublant un son par une image labiale différente. Cet effet a permis d'identifier les interactions auditives et visuelles dans la perception de la parole. Dès lors, le rôle des indices visuels pertinents comme les gestes globaux du visage et des lèvres du locuteur n'est plus à démontrer (Mac leod & Summerfield, 1987; Middelweerd & Plomp, 1987). Outre la perception des phonèmes, ceux-ci permettraient d'identifier d'autres indices auditifs comme la fréquence fondamentale associée à la voix d'un locuteur (Schwartz et al., 2004). De plus, comprendre dans un environnement bruyant nécessite de différencier les différentes sources sonores dans les différents points de l'espace (mécanisme de ségrégation spatio-temporelle des différentes sources sonores) afin d'identifier plus rapidement le stimulus sur lequel un locuteur souhaite porter son attention (Zheng et al., 2015) et de mettre en œuvre plus efficacement la lecture labiale (Belouard & Lacore, 2013).

Ensuite, tout comme dans les mécanismes de la localisation, la compréhension dans le bruit implique les **mouvements de tête**. En effet, Grange et Culling (2016) ont démontré l'intérêt d'orienter la tête afin d'améliorer l'intelligibilité en milieu bruyant grâce à des mesures du HOB (Head Orientation Benefit), avec un gain pouvant monter jusqu'à 8dB.

Enfin, les **mécanismes cognitifs** sont essentiels : capacités attentionnelles et capacités de suppléance mentale. Perreau et al. (2017), en se fondant sur la théorie des ressources cognitives limitées de Kahneman, ont d'ailleurs mis en évidence une relation entre effort cognitif intense, écoute dans le bruit et fatigabilité. De plus, la ségrégation spatiale des sons est étroitement liée aux mécanismes attentionnels tels

que l'attention sélective (Bronkhorst, 2015) tandis que la faculté à inhiber les bruits permet également de filtrer le stimulus d'intérêt (Dumont, 2008).

2 Etat de l'art des solutions thérapeutiques pour les déficits de localisation et de compréhension dans le bruit

2.1 L'implant cochléaire entre bénéfices et limites

La mise au point de l'implant cochléaire (IC) comme prothèse auditive date de 1957, tandis que sa diffusion a pris un essor considérable depuis les années 80 (Chouard, 2010). L'IC est une prothèse électrique pourvue de deux parties. Une partie externe, composée d'un contour d'oreille avec microphone et processeur et reliée à une antenne, traite les sons de l'environnement afin de les transformer en signaux électriques, alors acheminés jusqu'à la partie interne. Celle-ci, introduite par une chirurgie dans la rampe tympanique de la cochlée, comprend 12 à 22 électrodes, qui stimulent les fibres du nerf auditif. Les aires auditives primaires du cortex procèdent ensuite à l'analyse des sons (Borel & Bergh, 2013; Gallégo et al., 2010).

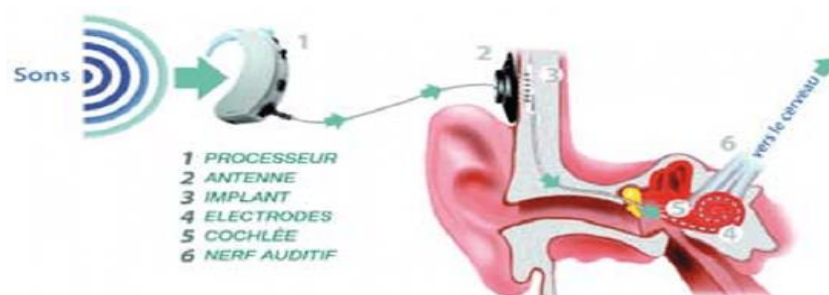


Figure 1 : Schéma d'un implant cochléaire Neurelec (CISIC, 2014, p.18)

Les bénéfices de l'IC concernent notamment la localisation dans le plan horizontal et l'intelligibilité dans le silence (Nopp et al., 2004, Dunn et al., 2008, Chang et al., 2010). De plus, les scores de localisation sont bien meilleurs chez les patients bi-implantés cochléaires comparativement au sujet mono-implanté (Nopp, 2004; Dunn et al., 2008; Van Hoesel & Tyler, 2003). En effet, le port de deux implants favorise la binauralité, donc un accès aux indices correspondant (ITD, ILD) et à l'effet de sommation (rapport SFORL, 2018).

Néanmoins, si plusieurs auteurs ont relaté un bénéfice sur les performances de localisation et d'intelligibilité dans le bruit type cocktail party (Mosnier et al., 2009; Rana et al., 2017), les auteurs eux-mêmes ont appelé à nuancer cette affirmation. D'une part, l'effort d'écoute est majoré chez les patients porteurs d'IC (Perreau et al., 2017).

D'autre part, des auteurs ont montré que les patients bi-implantés éprouvent de réelles difficultés pour comprendre dans des environnements bruyants (Kerber & Seeber, 2012; Zheng et al., 2015). Enfin, la localisation des sons demeure plus faible chez les sujets IC, unilatéraux comme bi-implantés, par rapport aux normo-entendants (Kerber & Seeber, 2012), avec une sensibilité moindre à l'ITD (Zheng et al., 2015). En complément de ces mesures objectives, Mosnier et al. (2009) ont suggéré d'évaluer plus subjectivement les difficultés des patients IC, par la passation de questionnaires de qualité de vie type SSQ (speech, spatial and hearing scale).

Plusieurs limites technologiques liées directement à l'IC expliquent ces difficultés du quotidien. Tout d'abord, l'IC implique un moindre accès aux indices de spatialisation auditive car le son ne passe plus par le pavillon de l'oreille. Il est directement transmis aux électrodes de la cochlée, ce qui entraîne une perte des informations monaurales aidant à la localisation en 3D (i.e. en élévation, en azimuth et en discrimination devant-derrrière). Ensuite, la position du microphone en avant de la partie externe de l'implant ne favorise pas non plus la prise d'indices pour la localisation (Kolberg, 2015). L'étude de Denk (2019) a précisé et objectivé l'effet du type de microphone sur la localisation droite-gauche et verticale en simulant chez onze normo-entendants l'écoute via différents types de microphones. Cet auteur a constaté que le choix du microphone entraînait des performances de localisation différentes. Enfin, la stratégie courante de réglage du processeur de l'implant consiste à proposer un traitement du signal directionnel qui réduit l'intensité des sons émanant de l'arrière, au profit d'une meilleure écoute des sons provenant de l'avant (Denk, 2019; Laureyns, 2019). Or, cette stratégie optimise le traitement du langage, au détriment des autres stimuli sonores émanant de l'espace arrière du patient.

2.2 Outils d'évaluation

2.2.1 La localisation.

La localisation peut d'une part s'évaluer de façon **subjective** grâce à la passation de questionnaires de qualité de vie comme le SSQ (Speech, Spatial and Qualities of hearing scale). Celui-ci a été conçu par Gatehouse et Noble (2004) dans sa forme longue puis validé en français dans une forme courte par Moulin et al. (2018). Selon le rapport de la SFORL (2018, p.29), l'objectif des questionnaires est de « donner une place active au patient et sa famille dans le parcours de soin ».

D'autre part, de manière générale, l'évaluation de la localisation se réalise de façon **objective**, en clinique, avec « un système comprenant plusieurs haut-parleurs disposés en un arc de cercle horizontal, à hauteur du pavillon des sujets testés. » (rapport SFORL, 2018,p.19). Le même rapport précité ne formule pas de recommandation concernant le « nombre de haut-parleurs, leur espacement et les stimuli utilisés » (parole, bruit blanc, stationnaire, cocktail party, etc.). Cependant, il préconise le calcul d'un « angle moyen d'erreur », à comparer avec celui des sujets normo-entendants, « valeur généralement comprise entre 2° et 25° », en azimut. Ce rapport recommande également l'usage d'un « indice général de localisation spatiale », permettant de préciser le type d'erreur directionnelle. Cependant, cet indice de performance de localisation est relativement pauvre, et ceci pour plusieurs raisons. Tout d'abord, seul l'azimut est pris en compte alors que la spatialité d'un son est par définition caractérisé par ses trois dimensions. Ensuite, les sources sonores sont visibles, donnant de forts indices visuels. Ainsi, l'incertitude sur la localisation de la source sonore est réduite car la localisation visuelle de la source sonore prédomine dans la tâche de localisation auditive. Enfin, pour contrôler et reproduire l'espace sonore stimulé, la tête des patients est immobilisée, réduisant ainsi l'écoute active de l'espace sonore par des mouvements de tête alors que l'exploration active participe à améliorer les performances de localisation.

2.2.2 La compréhension dans le bruit.

La compréhension dans le bruit peut s'évaluer grâce à des questionnaires permettant de mesurer de manière **subjective** la qualité d'écoute spatiale des sujets (rapport SFORL, 2018). Plusieurs sont disponibles : le SSQ, mais aussi le NCIQ (Nijmegen Cochlear Implant Questionnaire).

Les outils **objectifs** se fondent sur la mesure du ratio bruit/parole (SNR) et sur celle du seuil de détection de la parole en dB, où un patient est capable de répéter 50% des mots (SRT). Il n'existe pas de recommandation officielle pour le « type de matériel vocal ou de bruit concurrent à utiliser » (rapport SFORL, 2018, p.20) : bruit de bande, bruit blanc ou sons de parole. Communément, le patient doit répéter des phrases en liste ouverte ou fermée en condition diotique (phrases et bruit concurrent provenant du même haut-parleur) ou dichotique (haut-parleurs différents). Dans ce dernier cas, soit le signal de parole est diffusé du côté de la surdité profonde avec un bruit concurrent du meilleur côté soit c'est l'inverse (dichotique inversée). Il existe plusieurs tests en

français (Jansen et al., 2012). Cependant, trois tests sont particulièrement utilisés en routine clinique (rapport SFORL, 2018) : le Hirsch, le HINT (Hearing in noise test) et le Framatrix. Le Hirsch a été créé dans les années 40. Il consiste en une comparaison des performances diotiques et dichotiques et dispose d'un niveau de preuve 4. Le Framatrix est validé dans plusieurs langues et ne présente ni effet plancher ni plafond. Le HINT et le Framatrix visent à mesurer le SRT grâce à une procédure adaptative. Ils disposent également tous deux d'un niveau de preuve 4.

2.3 Outils de rééducation

Lorsqu'un patient bénéficie d'une implantation, il s'ensuit couramment une rééducation orthophonique permettant d'accompagner le patient adulte dans la (re)découverte des sons de l'environnement, avec un entraînement auditif qui potentialise l'effet de l'implant cochléaire (Ernst, 2014). La rééducation de la compréhension de la parole dans le bruit est plutôt bien connue, au regard de certaines études randomisées portant sur des protocoles (Schumann et al., 2015) et des publications d'orthophonistes (Belouard & Borel, 2013).

En ce qui concerne la rééducation de la localisation, plusieurs recherches ont été effectuées mais demandent à être approfondies. Irving et Moore (2011), Kumpik et al. (2010) et Strelnikov et al. (2011) ont réalisé des entraînements chez des groupes de normo-entendants à qui ils ont demandé de porter un bouchon d'oreille afin de créer une surdité de transmission unilatérale artificielle. Ensuite, les essais ont concerné des patients avec une surdité de perception moyenne à sévère avec contours d'oreille (Firszt, 2015; Kuk et al., 2014) et enfin des patients implantés de façon bilatérale (Tyler, 2010). En clinique, il existe un protocole élaboré par Belouard (2017), orthophoniste du CERTA d'Angers et mis à disposition des orthophonistes. Cependant, celui-ci comporte plusieurs limites : absence de norme, de prise en compte des trois dimensions de l'espace et de la complémentarité entre la vision et l'audition. Afin d'identifier les facteurs potentialisant la rééducation de la localisation, Strelnikov et al. (2011) ont effectué une étude portant sur trois groupes indépendants. Ceux-ci ont réalisé respectivement un entraînement auditif pur, un entraînement avec feedback visuel uniquement et un entraînement avec feedback audio-visuel (au moyen d'un flash lumineux présenté simultanément au son à l'emplacement de la source sonore). Les séances se sont déroulées pendant cinq jours consécutifs dans la semaine. Les résultats ont montré des performances 7 fois plus élevées dans le groupe avec

entraînement audiovisuel plutôt qu'auditif seul. Isaiah (2014) a également indiqué que la localisation des sons peut être améliorée grâce à l'association systématique de sons à une position visuelle, d'où l'intérêt de s'intéresser en clinique aux interactions entre l'audition et la vision.

Enfin, certains chercheurs ont objectivé une corrélation significative entre la localisation et la compréhension dans le bruit (Litovsky et al., 2009). Cependant, Kerber et Seeber (2012) préconisent d'autres recherches cliniques afin d'investiguer plus précisément non seulement la nature du lien entre ces deux paramètres chez les patients bi-implantés cochléaires mais aussi le bénéfice du second implant.

3 L'étude Recover : un paradigme expérimental d'évaluation et de rééducation de la localisation des sons

3.1 Principes de l'étude

Notre étude, intitulée Recover, repose sur deux principes pour l'évaluation et la rééducation de la localisation des sons : la prise en compte de la dimension spatiale des sons (trois dimensions - 3D), l'apport procuré par la multisensorialité (stimulation visuelle et auditive) et l'écoute active (mouvements de tête lors de l'écoute).

A cet effet, nous proposons d'utiliser un nouvel outil de mesure de la localisation, Sphere, mis en œuvre par l'équipe de Gaveau et al. (2020). Alors que tous les outils actuels d'évaluation reposent sur une mesure de l'angle moyen d'erreur en degrés dans le plan azimut et relativement au point zéro (la tête du sujet), Sphere met en œuvre une mesure nommée l'*erreur 3D*. Il s'agit d'un vecteur correspondant à une erreur de localisation combinée : c'est la distance dans l'espace qui sépare la position exacte de la cible et le pointage du sujet. Plus le sujet est précis, plus l'erreur 3D diminue. L'avantage réside en l'obtention d'une seule valeur, normée, pour les trois dimensions de l'espace.

De plus, alors que certains chercheurs comme Dorman et Gifford (2017) ont préconisé d'ajouter des informations visuelles pour améliorer la compréhension des environnements complexes, Recover est un dispositif expérimental de réalité virtuelle permettant d'étudier le rôle de la vision dans le traitement auditif. Par ailleurs, le dispositif permet également d'inciter chaque patient à faire des mouvements de tête. En effet, selon Mueller et al. (2014), les trajectoires de la tête des sujets permettent

d'améliorer la localisation devant-derrrière, bien qu'elles soient très différentes chez un patient implanté cochléaire comparativement à un normo-entendant. La rééducation proposée dans ce protocole consiste donc à mettre en œuvre ces facteurs (3D, écoute active et stimulation visuo-auditive).

3.2 Problématiques et hypothèses soulevées.

Notre étude soulève plusieurs problématiques, concernant en premier lieu la faisabilité d'un tel protocole de rééducation. Quelle est la compliance des patients à cette rééducation ? En second lieu, nous nous intéressons aux bénéfices susceptibles d'être apportés aux patients par ce protocole : la rééducation mise en œuvre permet-elle d'améliorer la spatialisation auditive, la compréhension dans le bruit ainsi que la qualité de vie des adultes bi-implantés cochléaires ? En dernier lieu, nous souhaitons connaître l'impact de la multisensorialité dans la rééducation de l'espace auditif des patients bi-implantés cochléaires : une rééducation avec feedback audio-visuel est-elle plus efficace qu'une rééducation avec feedback visuel seul ?

Pour répondre à l'ensemble de ces questions, cinq hypothèses ont été formulées.

La **première hypothèse** suppose que la rééducation détaillée ci-dessous est réalisable par les patients. Le critère de faisabilité de la rééducation est le suivant : participation à au moins six séances de rééducation sur les huit.

La **deuxième hypothèse** suppose que les performances en localisation sonore s'améliorent après la rééducation.

La **troisième hypothèse** postule que le SRT, permettant d'évaluer la compréhension dans le bruit, diminue après la rééducation. En effet, la rééducation permettra au patient de mieux ségréguer le bruit et la parole.

La **quatrième hypothèse** postule que le confort d'écoute et la qualité de vie du patient s'améliorent après la rééducation.

La **cinquième hypothèse** stipule que la localisation, la compréhension dans le bruit et la qualité de vie des patients s'améliorent davantage lorsque l'entraînement est réalisé avec un feedback visuo-auditif, comparativement à un entraînement avec un feedback visuel uniquement.

II Méthode

L'étude Recover a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes Sud-Ouest et Outre-Mer III (n° 2019-A01335-52 du 9 septembre 2019) et a été enregistrée sur le registre ClinicalTrial (NCT04078763). Nous avons également validé la formation aux bonnes pratiques cliniques pour les investigateurs, dispensée par les Hospices Civils de Lyon.

1 Population

Le groupe de patients a été recruté par le service d'implantation cochléaire Edouard Herriot de Lyon. A ce jour, six participants ont pu suivre le protocole alors que seize patients étaient attendus dans l'étude. En effet, plusieurs inclusions ont été interrompues en mars 2020 en raison de la crise sanitaire liée au Covid-19.

1.1 Critères d'inclusion

Les patients sélectionnés devaient être âgés de 18 à 75 ans et implantés dans le cadre d'une surdité post-linguale. Ce choix a été réalisé afin de tester des patients ayant terminé la maturation de leurs structures auditives centrales. De plus, tous les patients devaient être implantés bilatéralement depuis plus d'un an afin d'éviter de trop grosses variations dans les réglages des implants cochléaires (IC). Nous avons privilégié la population de bi-implantés car ces derniers sont plus à même de tirer bénéfice de notre rééducation grâce à l'extraction d'informations monaurales et binaurales (contrairement aux mono-implantés qui n'ont accès qu'aux informations monaurales). Les patients inclus devaient également être suivis régulièrement dans le service ORL de l'hôpital Edouard Herriot. Leur reconnaissance vocale moyenne devait être supérieure à 80% avec les deux implants cochléaires, la vision normale (avec ou sans correction).

1.2 Critères de non-inclusion et de sortie prématurée

Les patients présentant les critères suivants n'ont pas été intégrés dans l'étude : trouble oculomoteur, aréflexie vestibulaire bilatérale, personnes majeures faisant l'objet d'une mesure de protection légale (tutelle, curatelle).

De plus, un participant pouvait sortir prématurément dans les cas suivants : par décision délibérée du participant (retrait de consentement), par nécessité ou après décision de l'investigateur (en cas de non-respect des conditions de l'étude et

d'apparition d'un événement indésirable grave compromettant le déroulement de l'étude). Enfin, nous avons établi que les patients sortis prématurément de l'étude avant la quatrième séance de rééducation pourraient être remplacés au fur et à mesure, ceci afin d'obtenir l'effectif visé dans chaque groupe de rééducation.

2 Matériel

Afin de réaliser cette étude nous disposions d'un **local** au sein du service ORL Edouard Herriot à Lyon dans deux pièces distinctes, l'une pour l'entraînement et les tests de localisation des sons, l'autre pour le test de compréhension dans le bruit. Des mousses ont été posées au mur, dans le but de réduire la réverbération.

Dans la pièce dédiée à l'entraînement et au test de localisation, nous étions équipés d'un **système de réalité virtuelle** HTC-VIVE, selon la méthodologie de Sphere (Gaveau et al, 2020) et disponible sur la plateforme NeuroImmersion du CNRL Lyon1. Ce système peut délivrer et contrôler des sons 3D, enregistrer les mouvements des yeux (avec un oculomètre), de la tête, les positions 3D de la main (pour localiser les réponses du sujet), mais aussi contrôler l'environnement visuel.

2.1 Les tests objectifs et subjectifs

2.1.1 *Evaluation objective des capacités de localisation auditive dans le silence : Sphere.*

Le test Sphere, d'une durée de 20 minutes, nous a permis d'évaluer les performances de localisation auditive de chaque sujet. Le patient était assis et muni du casque de réalité virtuelle. Il devait localiser un son émis pendant 3 secondes, dans un espace autour de sa tête, grâce à une manette qu'il positionnait dans la position spatiale où il pensait avoir entendu le son. Il avait le choix de bouger ou non la tête, pendant l'émission du son. Ce test contenait huit positions spatiales possibles se répartissant dans l'espace autour de la tête du sujet et dans son espace proche (accessible avec sa main) : espace droit ou gauche, espace avant ou arrière, et espace en hauteur ou en bas. L'ensemble de ces espaces ont été référencés par rapport au centre de la tête du sujet. Chaque position était répétée 8 fois, ce qui représente donc au total 64 essais. Le patient ne connaissait pas en amont les positions relatives du haut-parleur (ce dernier étant positionné par l'expérimentateur) et n'avait pas accès aux

informations visuelles du haut-parleur. De plus, pendant ce test, aucun retour de performance n'était donné au sujet.

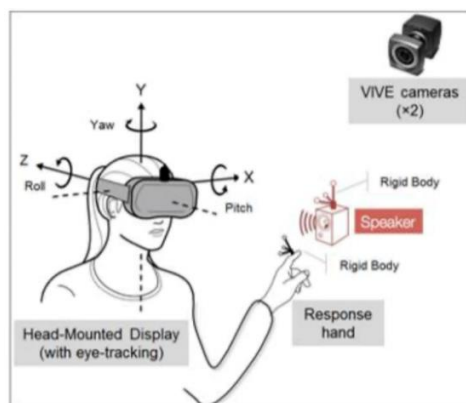


Figure 2 : Schéma du dispositif Sphere

Nous avons obtenu deux types de mesures de la spatialisation auditive : l'erreur 3D et les erreurs de confusion. L'**erreur 3D** nous a permis de mesurer la performance globale de spatialisation auditive du patient, dans les trois dimensions de l'espace. Elle nous a permis de tenir compte des erreurs de précision mais aussi de leur dispersion. Pour obtenir l'erreur 3D, il nous a d'abord fallu mesurer la distance entre la position de la main et celle de la cible sonore à chaque essai. Puis, nous avons calculé la moyenne de ces distances (\bar{C}) ainsi que celle de leur dispersion (\bar{s}) avant d'appliquer la formule suivante : $\sqrt{\bar{C}^2 + \bar{s}^2}$. Quant aux **erreurs de confusion**, celles-ci ont été calculées en estimant le nombre d'essais où le patient a inversé son espace de perception par rapport à l'espace de stimulation, lorsque par exemple, le patient localisait un son à droite alors qu'il était présenté à gauche. Nous avons ainsi pu quantifier des erreurs de confusion droite-gauche, avant-arrière, et haut-bas.

2.1.2 Evaluation objective des capacités de compréhension de mots dans le bruit : Framatrix.

Le test Framatrix, nécessitant environ 20 minutes, nous a permis d'évaluer les capacités de compréhension de mots dans le bruit. Ce test, validé en français en 2012 par l'équipe de Jansen, vise à mesurer la valeur du **seuil d'intelligibilité SRT** (Speech Recognition Threshold), soit l'intensité en dB de bruit à laquelle le patient parvient à répéter 50% des mots qu'il entend. Plus le SRT est élevé, plus le patient a de difficultés à comprendre dans le bruit et inversement. En effet, dans le cas d'un SRT élevé, le patient a besoin d'un très faible niveau de bruit pour accéder à une compréhension du message verbal. Le test s'est déroulé en trois étapes au cours desquelles le patient

devait répéter des listes de phrases standardisées, dont la structure syntaxique était fixe (nom + verbe + nombre + adjectif + objet). Lors de la première étape, dix phrases étaient diffusées et permettaient au patient de se familiariser avec le test (le résultat de cette étape n'a pas été pris en compte dans la performance du patient). Les étapes suivantes comportaient chacune vingt phrases dont le score a été moyenné afin d'obtenir la performance du patient. La situation d'écoute était dichotique car un haut-parleur émettait les phrases à répéter tandis qu'un autre diffusait un bruit de fond. Ce bruit était continu et son intensité ne variait pas, contrairement à celle des phrases à répéter. De la sorte, l'intensité de parole variait selon une procédure adaptative.



Figure 3 : Schéma d'écoute dichotique du Framatrix

2.1.3 *Evaluation subjective de la qualité d'écoute (questionnaire de qualité de vie) : SSQ15.*

Chaque patient a dû répondre au questionnaire de qualité d'écoute spatiale SSQ15 (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale), format simplifié en 2018 par l'équipe d'Annie Moulin selon la procédure validée relative aux questionnaires de format court. Ce questionnaire nous a permis de mesurer la qualité d'écoute grâce à un score total (sur 150 points) d'une part, et à trois scores relatifs aux trois parties composant le questionnaire (scores sur 50 points) d'autre part. La **première partie** traite de l'audition de la parole dans un environnement calme, avec un bruit de fond, en groupe, dans un environnement sensible à l'écho et au téléphone. La **deuxième partie** évalue l'écoute spatiale en s'intéressant à la perception de la position, du mouvement et de la distance des sources émettrices de sons. Enfin, la **troisième partie** analyse la qualité d'écoute à propos de l'identification des sons et des voix, la facilité d'écoute et la discrimination des sons. Chaque partie comprend cinq items, chacun étant coté de 0 à 10. Le score total a été calculé en additionnant les scores correspondant à chaque partie et a donc permis une évaluation de la qualité de vie de la personne. Le temps requis pour la passation de ce questionnaire était d'environ 10 minutes.

2.1.4 *Evaluation subjective du degré de difficulté et de confiance : échelles de Likert*

Les échelles de Likert (1932) visaient à évaluer le degré de difficulté du test et le degré de confiance dans les réponses données, selon une cotation entre 0 et 5. Ces échelles ont été présentées après la réalisation de chaque test objectif (Framatrix et Sphere). Cela durait environ une minute.

3 La procédure

3.1 La rééducation

Deux groupes de rééducation A et B ont été définis : le groupe A (avec feedback auditif et visuel) et le groupe B (avec feedback visuel seul). Après avoir signé un formulaire de consentement, les patients étaient répartis à leur insu dans l'un des deux groupes de rééducation selon leur ordre d'inclusion : le premier patient faisait partie du groupe A, le deuxième patient du groupe B et ainsi de suite.

Tous les patients ont suivi **huit séances** de rééducation de localisation spatiale (de V2 à V9) pendant quatre semaines (deux séances par semaine). Chaque séance durait environ 45 minutes. Les patients étaient équipés d'un casque de réalité virtuelle avec lequel ils visualisaient la pièce où se passait la rééducation (matérialisée en réalité virtuelle). Les patients entendaient les sons mais ne voyaient pas la source sonore. Les positions des haut-parleurs étaient prédéfinies en amont de chaque séance et regroupées dans des espaces spécifiques (voir figure 4). Les six premières séances (V2 à V7) étaient identiques pour tous les patients et suivaient une progression définie à l'avance. La séance V2 consistait à travailler l'espace azimutal avant droit et gauche, sans faire varier l'élévation. Les séances V3 et V4 introduisaient l'élévation dans les espaces avant droit et gauche, de façon séparée (V3) puis de façon mélangée (V4). A partir de la quatrième séance (V5), l'espace arrière était travaillé, d'abord uniquement en azimut (V5) avant d'ajouter une variation de l'élévation (V6 et V7). Cette élévation dans l'espace arrière était d'abord travaillée en séparant les espaces gauche et droit (V6) puis en mélangeant espaces droit et gauche (V7). Les deux dernières séances (V8 et V9) étaient adaptées en fonction des difficultés propres à chaque patient. Nous avons pu faire varier l'azimut, l'élévation mais aussi le type de stimulus (voix d'homme, femme ou enfant). Ainsi, pour tous les sujets, la difficulté augmentait au fil des

séances, avec l'ajout de nouvelles positions et des combinaisons de positions de plus en plus proches. Cela contraignait le patient à davantage de précision.

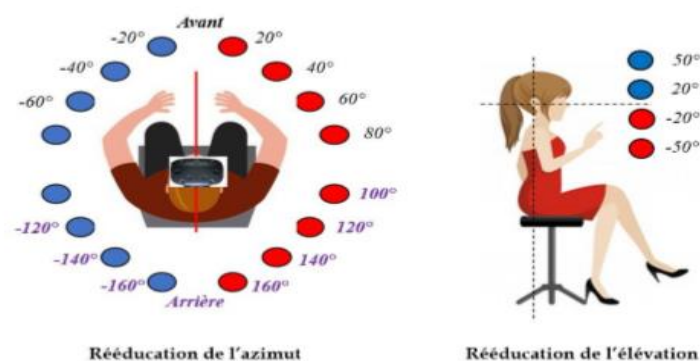


Figure 4 : Positions pré-définies des haut-parleurs

Au cours d'un essai, le haut-parleur était placé à une position précise de l'espace (azimut et élévation variables, et à distance fixe de 1 mètre de la tête du sujet) et diffusait pendant 15 secondes une liste de trois mots bisyllabiques (voix différentes d'homme, de femme ou d'enfant). Lors de chaque essai, le sujet devait localiser le son émis en orientant sa tête vers la source sonore, et valider ensuite sa réponse grâce à une manette qu'il tenait dans sa main. Une fois la réponse du sujet validée, le haut-parleur apparaissait visuellement dans le casque de réalité virtuelle donnant ainsi au patient un feedback pour chaque essai. Le sujet devait alors corriger son erreur de localisation en orientant sa tête vers la source vue virtuellement.

Dans le groupe A, les patients bénéficiaient d'un **feedback audio-visuel** correspondant au retour simultané de la position visuelle (matérialisation du haut-parleur dans la scène virtuelle) et de l'émission auditive de cette source (voir figure 5). Ces deux informations étaient localisées exactement à la même position. Le son était diffusé jusqu'à ce que le patient oriente correctement sa tête dans la bonne direction et maintienne cette posture pendant 5 secondes. Ainsi, les informations auditives et visuelles étaient traitées simultanément pour spatialiser le son.

Dans le groupe B, les patients bénéficiaient d'un **feedback visuel** uniquement, correspondant au retour visuel de la position de la source sonore (matérialisation du haut-parleur dans la scène virtuelle), l'émission sonore étant arrêtée dès que le sujet validait sa réponse. Seule l'image du haut-parleur était visible pour la spatialisation. Ce groupe recevait ainsi uniquement l'information visuelle pour spatialiser le son.



Figure 5 : Deuxième partie d'un essai (feedback visuo-auditif)

3.2 Les temps d'évaluation

Cinq sessions de test permettaient d'évaluer les performances auditives (visites V1, V2, V6, V10 et V11). Ainsi, nous avons pu comparer la **baseline**, qui permettait de connaître les performances du sujet avant sa prise en charge rééducative et d'apprécier la stabilité de ses performances (V1 versus V2, V1 et V2 étant séparées par deux semaines d'intervalle), l'**effet à court terme**, défini comme la différence de scores entre la V2 et la V6 (après quatre séances de rééducation) et entre la V2 et la V10 (après huit séances de rééducation) et enfin l'**effet à moyen terme**, défini comme la différence de performances entre la V2 et la V11 (c'est-à-dire quatre à six semaines après la rééducation).

3.3 Traitement statistique des données

Les facteurs étudiés dans cette étude étaient la session et le type de feedback. La session (V1, V2, V6 et V10 et V11) correspondait au déroulé temporel de notre rééducation, sachant que la V1 et V2 étaient les pré-tests et les autres visites les post-tests, en cours de rééducation (V6), en fin de rééducation (V10) et un mois après la fin de la rééducation (V11). Les variables étudiées étaient l'erreur 3D et le SRT (données quantitatives continues), le SSQ (données qualitatives ordinales), le pourcentage de confusion (données qualitatives ordinales) et les scores à l'échelle de Likert (données qualitatives ordinales). Les statistiques concernaient d'une part l'effet de session : le but était d'une part de déterminer si les scores obtenus lors de différents tests ont évolué au cours de la rééducation (V2 versus V6, V10 et V11). D'autre part, l'objectif des statistiques sur l'effet type de feedback était de déterminer si le type de feedback modifiait différemment les scores entre nos deux groupes de sujets (feedback visuo-auditif versus feedback visuel seul), en comparant les scores d'un groupe avec les scores de l'autre groupe. Ainsi, en combinant l'effet session à l'effet type de feedback, nous avons donc un plan statistique 3*2.

III Résultats

A ce jour, six patients sur les seize attendus ont suivi la rééducation. Ils se répartissent équitablement dans les deux groupes (trois dans le groupe A, avec feedback audio-visuel et trois dans le groupe B, avec feedback visuel). Compte tenu du faible nombre de patients étudiés, nous n'avons pas pu effectuer les tests statistiques adaptés à la logique de petits groupes. Nous avons donc opté pour des analyses statistiques inférentielles adaptées aux sujets uniques avec le facteur session uniquement (données intra-sujets, appariées), dans le cadre d'un plan pré-post test où chaque patient est son propre contrôle. Les tests de Procock (2006), du Q' (Michael, 2007) ainsi que de Mellenbergh et Van der Brinck adapté (1998) ont été utilisés pour rendre compte du caractère significatif ou non des différences de scores observées lors des différentes sessions. Dans ces tests, on estime que toute différence est significative dès lors que la valeur p est inférieure ou égale à 0,05. Il convient également de préciser que les six patients n'ont pas tous réalisé la dernière session V11. Nous l'avons donc exclue des résultats lorsque les scores étaient manquants. Nous avons aussi pris le parti de ne conserver que la V2 comme pré-test en émettant l'hypothèse que les scores ne sont pas significativement différents entre les deux pré-tests. Quant à l'effet du type de feedback, celui-ci n'a pas été testé car aucun test n'est adapté à nos données avec ce nombre de patients. Les graphiques représentant l'analyse statistique et les tableaux de scores sont disponibles en annexe A et B. Ils comportent un astérisque lorsque le résultat est significatif.

1 Localisation des sons : Sphere

1.1 Erreur 3D ou performance globale de spatialisation auditive

L'erreur 3D permet d'apprécier l'erreur moyenne de localisation auditive mais aussi la variabilité de la réponse. Plus le sujet est précis et peu variable dans sa réponse, plus la valeur de l'erreur 3D diminue. Le test de Procock a été appliqué car le score maximal est inconnu à l'avance (voir tableau 1). Il n'a montré aucun effet de la rééducation sur la performance de spatialisation auditive pour cinq patients. Seul le patient B02 présente une diminution significative de l'erreur 3D au bout de quatre séances de rééducation ($z = 1,71$; $p = .03$). Mais celle-ci ne s'est pas maintenue à la V10 ($z = -0,70$; $p = .24$). De plus, la moyenne de l'ensemble des patients à la V2 est de 48 cm, ce qui objective le déficit de localisation des patients étudiés.

Ainsi, l'hypothèse 2 concernant l'impact de la rééducation sur la localisation est invalidée pour la performance globale de spatialisation.

Tableau 1 : Résultat des six patients au test Sphère (mesure de l'erreur 3D en cm)

Code participant	Score V2 (pré-test)	Différence V2-V6 (post-test 1)	Différence V2-V10 (post-test 2)
A01	32,98694	$z = 0,498$ $p = 0,30$	$z = 0,262$ $p = 0,39$
A02	37,41767	$z = -0,834$ $p = 0,20$	$z = -0,855$ $p = 0,19$
A03	59,94882	$z = 0,444$ $p = 0,32$	$z = -0,075$ $p = 0,47$
B01	60,69024	$z = 0,462$ $p = 0,32$	$z = 0,038$ $p = 0,08$
B02	62,09951	$z = 1,713$ $p = 0,03^*$	$z = -0,705$ $p = 0,24$
B03	42,76283	$z = 0,453$ $p = 0,32$	$z = 0,376$ $p = 0,35$
Moyenne groupe A	43,45	-0,37cm	+2,57cm
Moyenne groupe B	55,18	-8,91cm	+1,43 cm
Moyenne tous patients	48,32		

1.2 Erreurs de confusion.

Les erreurs de confusion ont été classées en trois types : erreurs droite-gauche, erreurs avant-arrière et erreurs haut-bas. Ne disposant pas des scores de confusion en V6 pour tous les patients, nous avons donc réalisé des comparaisons entre la session V2 et V10, avec un test de Procock (voir tableau 2). Les pourcentages positifs du tableau indiquent une modification du score de confusion vers une amélioration de la distinction de l'espace. Pour les confusions *gauche-droite*, deux patients ont présenté une diminution significative du pourcentage d'erreurs : A03 ($z = 1.876$; $p = .06$) et B02 ($z = 2.5$; $p = .01$). Deux autres patients ont, quant à eux, réduit de façon significative leur pourcentage de confusions *devant-derrrière* : A01 ($z = 3.39$; $p < .001$) et B03 ($z = 2.01$; $p = .04$). Cependant, aucun patient ne s'est amélioré de façon significative pour les confusions *haut-bas*, quand bien même ce pourcentage de confusion a diminué pour quatre patients sur six. Les séances de rééducation n'ont donc eu un effet que sur les erreurs de confusion *droite-gauche* pour deux patients et sur les erreurs de confusion *devant-derrrière* pour deux autres patients. Elles n'ont eu aucun effet pour les confusions *haut-bas* chez l'ensemble de nos patients.

Ainsi, l'hypothèse 2 concernant l'impact de la rééducation sur les erreurs de confusion *gauche-droite* est validée chez deux patients et invalidée chez quatre patients. Concernant les erreurs de confusion *devant-derrrière*, l'hypothèse est validée chez deux patients et invalidée chez quatre patients. Enfin, concernant les erreurs de confusion *haut-bas*, l'hypothèse est invalidée pour l'ensemble des patients.

Tableau 2 : Résultats des six patients au test Sphere (pourcentage d'erreurs de confusion gauche-droite, devant-derrrière, haut-bas).

Code participant	Différence à court terme entre V2(pré-test) et V10 (post-test)		
	gauche-droite	devant-derrrière	haut-bas
A01	$z=-1.615$ $p=0.11$	$z=3.39$ $p<0,001^*$	$z=1.36$ $p=0.17$
A02	$z=-1.252$ $p=0.21$	$z=0.75$ $p=0.45$	$z=1.16$ $p=0.21$
A03	$z=1.876$ $p=0.06^*$	$z=-1.10$ $p=0.27$	$z=0.15$ $p=0.88$
B01	$z=-1.580$ $p=0.11$	$z=0.51$ $p=0.61$	$z=0.66$ $p=0.51$
B02	$z=2.5$ $p=0.01^*$	$z=0.98$ $p=0.32$	$z=-0.64$ $p=0.53$
B03	$z=1.019$ $p=0.31$	$z=2.01$ $p=0.04^*$	$z=0.72$ $p=0.47$
Groupe A	+0,53%	-3,94%	-8,33%
Groupe B	+12,64%	-9,84%	-5,71%

2 Compréhension de la parole dans le bruit : Framatrix

Afin d'étudier l'effet de la rééducation sur la compréhension dans le bruit, nous avons réalisé un test de comparaison entre la session V2 (pré-test) et la session V10 (post-test) avec le test de Procock car le SRT n'a pas de valeur maximale (voir tableau 3). Les valeurs négatives du tableau indiquent une modification du score du SRT vers une amélioration de la compréhension dans le bruit. Pour le patient **A01**, les résultats ne montrent pas de diminution significative du SRT entre la V2 et la V10 ($z = 0,728$; $p = .23$). Cependant, une diminution significative est observée à la V11 ($z = 1,917$; $p = .09$). Il y a donc eu un effet de la rééducation sur la compréhension dans le bruit à moyen terme, mais pas à court-terme pour le patient A01. Pour le patient **A03**, les résultats objectivent une diminution significative entre la V2 et la V10 ($z = 1,960$; $p = .02$) : la rééducation a eu un effet à court-terme sur la compréhension dans le bruit. Les scores du patient **B01** ont également diminué de la façon significative entre la V2 et la V10 ($z = 2,031$; $p = .02$) ainsi qu'entre la V2 et la V11 ($z = 2,217$; $p = .01$). Pour le patient B01, la rééducation a donc eu un effet à court-terme et à moyen terme sur la compréhension dans le bruit. Le SRT des patients **A02**, **B02** et **B03** a également diminué, mais insuffisamment pour que les différences soient considérées significatives. Nous n'avons donc pas objectivé d'effet de la rééducation sur la compréhension dans le bruit pour ces trois patients. Par ailleurs, l'observation des scores bruts des deux groupes a montré que les scores avant la rééducation (V2) sont hétérogènes.

Ainsi, l'hypothèse 3 concernant l'impact de la rééducation sur la compréhension dans le bruit est validée pour trois patients et invalidée pour les trois autres.

Tableau 3 : Résultats des six patients au test Framatrix (mesure du SRT en dB)

Patient	Score V2	Différence V2-V6 (post-test 1)	Différence V2-10 (post-test 2)	Différence V2-V11 (post-test 3)
A01	2,1	$z=0,288$ $p=0,38$	$z=0,728$ $p=0,23$	$z=1,917$ $p=0,03^*$
A02	-1,25	$z=0,000$ $p<0,001^*$	$z=-0,122$ $p=0,45$	$z=0,872$ $p=0,80$
A03	3	$z=0,169$ $p=0,56$	$z=1,960$ $p=0,02^*$	
B01	6,75	$z=1,220$ $p=0,11$	$z=2,031$ $p=0,02^*$	$z=2,217$ $p=0,01^*$
B02	1,5	$z=0,997$ $p=0,16$	$z=-0,165$ $p=0,43$	$z=1,051$ $p=0,15$
B03	-3,9	$z=0,620$ $p=0,27$	$z=1,281$ $p=0,10$	
Moyenne groupe A	0,43dB	+0,54dB	-0,58dB	-1,78dB
Moyenne groupe B	1,45dB	-2,22dB	-2,53dB	-1,2dB

3 Questionnaire de qualité de vie : SSQ15

Les scores maximaux au SSQ15 étant connus, nous avons appliqué le test de Mellenberg et Van der Brinck sur les scores globaux (sur 150) et sur les scores de la section B (sur 50) spécifiques aux questions portant sur l'audition spatiale (voir tableaux 4 et 5). Les scores positifs des tableaux indiquent une modification des scores vers une amélioration de la qualité de vie. Le patient **A01** ne présente pas d'augmentation significative dans le SSQ B. Cependant, le score global du SSQ a augmenté de façon significative à la V10 ($z = -1,903$; $p = .03$), mais pas à la V11 ($z = -1,059$; $p = .16$), montrant un effet de la rééducation à court-terme mais pas à moyen terme. Le patient **A02** montre une augmentation significative au SSQ B à la V10 ($z = -2,306$; $p = .010$) et la V11 ($z = -2,501$; $p = .01$) ainsi qu'au score total à la V10 ($z = -2,431$; $p = .01$) et à la V11 ($z = -2,088$; $p = .02$). Ainsi, la rééducation a eu un effet à court et à moyen terme sur le score au SSQ de ce patient, aussi bien pour la section B que pour l'ensemble des questions. Le patient **A03** n'a pas augmenté de façon significative ses scores, que ce soit en considérant la section B ou la totalité du SSQ, hormis à court-terme (V2-V6), où la différence est significative ($z = -2,372$; $p = .01$). Cependant, cela ne s'est pas maintenu après les huit séances (V2-10) puisque la différence n'est pas significative ($z = -1,094$; $p = .14$). Pour le patient **B01**, la rééducation a eu un effet autant sur le score B à court terme ($z = -4,040$; $p < 0,001$) et à moyen terme ($z = -3,862$; $p < .001$) que sur la totalité du questionnaire à court terme ($z = -2,708$; $p = .04$) et à moyen terme ($z = -2,240$; $p = .013$). Enfin, les séances de rééducation n'ont pas eu d'effet sur la qualité de vie des patients **B02** et **B03** puisqu'aucune différence n'est significative. En somme, les séances de rééducation

ont eu un effet, d'une part, sur la qualité d'écoute spatiale des patients A02 et B01 à court-terme et à moyen terme et, d'autre part, sur la qualité de vie globale des mêmes patients A02 et B01 à court-terme et à moyen terme ainsi que A01 à court-terme. Cependant, les sessions n'ont pas eu d'effet pour les patients A03, B02 et B03. Ainsi, l'hypothèse 4 concernant l'effet de la rééducation est validée pour trois patients sur six et invalidée pour les trois autres.

Tableau 4 : Résultats des six patients au SSQ 15, section B (audition spatiale, score sur 50)

Patient	Différence V2-V6	Différence V2-V10	Différence V2-V11
A01	$z=0,734$ $p=0,23$	$z=-1,468$ $p=0,07$	$z=0,403$ $p=0,35$
A02	$z=-1,333$ $p=0,09$	$z=-2,306$ $p=0,01^*$	$z=-2,501$ $p=0,01^*$
A03	$z=-1,236$ $p=0,11$	$z=-0,816$ $p=0,21$	
B01	$z=-4,215$ $p<0.001^*$	$z=-4,040$ $p<0.001^*$	$z=-3,862$ $p<0.001^*$
B02	$z=-0,403$ $p=0,66$	$z=0,6554$ $p=0,66$	$z=-0,810$ $p=0,21$
B03	$z=-0,246$ $p=0,40$	$z=-0,500$ $p=0,31$	
Moyenne groupe A	+2	+6	+0
Moyenne groupe B	+7	+7	+2

Tableau 5 : Résultats des six patients au SSQ15 (score global sur 150)

Patient	Différence V2-V6	Différence V2-V10	Différence V2-V11
A01	$z=0,645$ $p=0,32$	$z=-1,903$ $p=0,03^*$	
A02	$z=-1,283$ $p=0,10$	$z=-2,431$ $p=0,01^*$	$z=-2,088$ $p=0,02^*$
A03	$z=-2,372$ $p=0,01^*$	$z=-1,094$ $p=0,14$	
B01	$z=-2,708$ $p=0,04^*$	$z=-1,400$ $p=0,08$	$z=-2,240$ $p=0,01^*$
B02	$z=0,233$ $p=0,41$	$z=0,584$ $p=0,28$	$z=-1,414$ $p=0,08$
B03	$z=-0,902$ $p=0,19$	$z=-1,383$ $p=0,08$	
Moyenne groupe A	+2	+11	+35
Moyenne groupe B	+10	+8	-5

4 Degré de confiance et de difficulté : échelle de Likert

L'échelle de Likert étant cotée de zéro à cinq, nous avons appliqué le test Q' aux différences relevées (voir tableau 11 en annexe). En effet, ce test est adapté aux scores maximaux connus, inférieurs à 40. Aucune différence significative n'a été relevée. La rééducation n'a pas donc eu aucun effet sur le sentiment de confiance et de difficulté relatifs aux tests objectifs.

IV Discussion

1 Remise en contexte de l'étude

Plusieurs chercheurs et cliniciens ont établi que la localisation et la compréhension dans le bruit constituent une réelle difficulté chez l'adulte bi-implanté cochléaire, malgré l'apport de la binauralité (Kerber & Seeber, 2012). Le service ORL Edouard Herriot à Lyon, en collaboration avec l'équipe IMPACT de l'INSERM, a mis en œuvre un nouveau protocole de rééducation de la localisation spatiale des sons au moyen de la réalité virtuelle. Celui-ci permet d'appliquer des contrôles de différents paramètres (mouvements de la tête, type de feedback) qui, selon l'état de l'art de la littérature scientifique, permettent d'améliorer la localisation. L'étude menée avait pour objectif d'explorer la faisabilité d'une telle rééducation et le bénéfice de retours multisensoriels (auditif et visuel ou visuel seul) sur les performances de localisation de sources sonores définies par leurs trois dimensions (azimut, élévation, profondeur). De plus, il s'agissait d'investiguer l'impact de cette rééducation sur la compréhension dans le bruit et la qualité de vie des patients.

2 Retour sur les hypothèses et mises en lien avec la littérature

La **première hypothèse** formulée concernait la faisabilité de la rééducation. Les six patients étudiés ont tous suivi la rééducation sans manquer une séance. Ainsi cette hypothèse est validée. Notre rééducation est faisable, la compliance des patients est satisfaisante.

La **seconde hypothèse** concernait l'effet de l'entraînement sur les performances de localisation sonore. Afin de la tester, nous avons comparé les scores en pré et post-test (avant et après rééducation). Nous avons ainsi pu apprécier l'effet de la rééducation à court-terme (différences observées après quatre puis huit séances de rééducation) et à moyen terme (soit quatre à six semaines après la fin de la rééducation). L'hypothèse est invalidée pour la performance globale de localisation (mesurée avec l'erreur 3D). De plus, nous avons mis en évidence une importante variabilité selon les patients et les espaces étudiés pour les erreurs de confusion. En effet, concernant les erreurs de confusion gauche-droite, l'hypothèse n'est validée que pour deux patients sur six. Pour les erreurs de confusion devant-derrière, elle n'est validée que pour deux patients sur six. Enfin, elle est invalidée chez l'ensemble des patients pour les erreurs de confusion haut-bas. Nous nous attendions à une

amélioration plus importante des performances de localisation par le biais de notre rééducation. En effet, même si certains indices de localisation ne sont plus accessibles aux patients bi-implantés cochléaires, plusieurs études ont montré leur habileté à s'adapter face aux indices de localisation manquants (Byrne & Noble, 1998) et des progrès possibles après un entraînement (Firszt et al., 2015; Strelnikov et al., 2011; Tyler et al., 2010). Ces approches reposent sur la plasticité cérébrale observée chez les patients adultes implantés cochléaires grâce aux études de neuro-imagerie (Rouger et al., 2007; Rouger et al., 2012). Cependant, le résultat obtenu pourrait s'expliquer par certaines différences avec les protocoles de rééducation déjà testés. Le protocole de Tyler et al. (2010) était un matériel utilisable au domicile du patient, à une fréquence plus importante et sur une durée plus longue (deux mois), tandis que celui de Strelnikov et al. (2009) avait eu lieu pendant cinq jours consécutifs, à raison d'une séance par jour. Nous pouvons donc suggérer que la fréquence et la durée de la rééducation peuvent influencer les résultats de la rééducation. De plus, nous n'avons pas eu accès aux scores de tous les patients un mois après la rééducation (à la V11). Or, certains patients ont exprimé qu'après la rééducation, ils prêtaient davantage attention à la localisation des sons. Ainsi, il aurait été très intéressant d'observer des mesures distancées de la rééducation pour l'ensemble des patients et sur une période plus longue.

Par ailleurs, nos résultats concernant la localisation permettent de préciser les difficultés de localisation des patients bi-implantés cochléaires. De fait, la valeur moyenne de nos patients pour l'erreur 3D était de 48cm (+-12). En comparaison à une étude récente réalisée sur des sujets normo-entendants dont l'erreur 3D était de 28 cm (+-2) (Gaveau et al., 2020), la valeur objectivée par notre étude sur des patients bi-implantés cochléaires était élevée. Cependant, cette comparaison doit être considérée avec précaution. En effet, le test Sphere, permettant d'obtenir l'erreur 3D, n'était pas strictement le même puisque contrairement à notre étude, celle de Gaveau ne faisait pas varier l'élévation des cibles sonores. De plus, concernant les erreurs de confusion, nos patients ont réalisé des confusions du même type que celles observées par différents auteurs : devant-derrrière, haut-bas et droite-gauche (Byrne & Noble, 1998; Litovsky et al., 2009). La difficulté résistante pour la localisation haut-bas peut s'expliquer par l'absence de certains indices de localisation comme les indices spectraux permis par le pavillon mais abolis par l'implant cochléaire (Byrne & Noble, 1998; Risoud et al., 2018) quand bien même une prise d'indices reste possible. En

effet, lors des séances de rééducation, certains patients ont exprimé l'impression d'entendre plus ou moins fort, en fonction de la position en élévation des sources sonores. Ceci confirme le constat opéré dans l'étude de Byrne et Noble (1998), selon laquelle un changement de spectre opère, avec une élévation de la fréquence à mesure que le niveau d'élévation de la source sonore augmente. Par ailleurs, les difficultés observées chez nos patients peuvent aussi s'expliquer au regard de la technologie propre de l'implant. Comme l'a montré une étude récente chez les patients bi-implantés cochléaire (Fischer et al., 2020), lorsque l'implant réalise un traitement du signal sonore incluant des paramètres proches de ceux utilisés par le pavillon alors la confusion spatiale des patients diminue. Or, nos patients ne bénéficient pas de cette stratégie d'implant. Enfin, l'hétérogénéité de nos résultats peut s'expliquer par le faible échantillon de patients ainsi que par leurs compétences propres avant de débiter la rééducation. A cet égard, l'étude longitudinale de Chang et al. (2010) a montré que les progrès des patients ne débutent pas en même temps. Certains peuvent se poursuivre spontanément jusqu'à quatre ans post-implantation cochléaire alors même que la plupart des patients présentent une amélioration spontanée de la qualité de leur localisation les deux premières années avant d'atteindre un plateau. De plus, selon Pisoni et al. (2017), comprendre les différences inter-individuelles des résultats après une implantation cochléaire demeure un véritable défi pour la recherche.

La **troisième hypothèse** concernait l'amélioration de la compréhension dans le bruit après avoir réalisé l'entraînement. A cet effet, nous avons utilisé le test Framatrix. Les résultats ont validé l'hypothèse pour trois patients sur six mais l'ont invalidée pour les trois autres. Ceci corrobore l'étude de Litovsky et al. (2009) qui avait objectivé une corrélation significative entre les performances de localisation et de compréhension dans le bruit et remarqué la variabilité des performances des patients implantés.

La **quatrième hypothèse** qui supposait l'amélioration de la qualité de vie après l'entraînement a été testée grâce à la passation du questionnaire SSQ15. L'hypothèse est validée par trois patients et invalidée pour les trois autres. Aucune étude n'avait jusqu'alors proposé un entraînement de localisation suivi d'un questionnaire de qualité de vie alors que ce type d'outil permet d'évaluer l'impact d'une rééducation dans la vie quotidienne d'un patient (Fu & Galvin, 2007). De plus, Gatehouse et Noble (2004) avaient montré une corrélation significative entre certains items du SSQ relatifs à l'écoute spatiale et le niveau de handicap ressenti, en termes de vécu négatif

(sentiment de frustration lié à des restrictions sociales). A l'instar de ces auteurs, qui ont donc effectué un lien entre un test subjectif de localisation (SSQ) et le niveau de handicap ressenti, notre étude confirme l'intérêt d'effectuer en complémentarité des tests objectifs et subjectifs de localisation pour établir le lien avec la qualité de vie.

Enfin, la **dernière hypothèse** postulait que la rééducation permettrait une amélioration plus importante de la localisation, de la compréhension dans le bruit et de la qualité de vie quand celle-ci comporte un feedback audio-visuel plutôt que visuel. Nous n'avons pas pu mettre en place de test statistique permettant d'observer un effet du type de feedback. Cependant, certaines considérations devraient être prises en compte dans le cadre d'une analyse réalisée avec un nombre suffisant de patients. En effet, certains modèles élaborés par des chercheurs et qui permettaient d'émettre cette hypothèse comportent des limites. Strelnikov et al. (2011) avaient objectivé une amélioration significativement plus importante après un entraînement dans un groupe bénéficiant d'un feedback audio-visuel plutôt que visuel. Toutefois, cette étude a été effectuée avec des sujets sains, à qui une oreille a été bouchée afin de créer une surdité unilatérale artificielle. Ainsi, il peut être avancé que ce type de modèle sur des sujets sains n'est pas adapté pour être strictement transposé aux patients implantés cochléaires, d'autant que ceux-ci ont pour la plupart déjà appris à utiliser les indices visuels, grâce à la lecture labiale. Il semble donc important de poursuivre ce type de recherche afin de proposer un modèle-patients. Par ailleurs, déterminer précisément quels sont les indices visuels utilisés par les patients pourrait s'avérer pertinent. Dans notre étude, nous avons considéré que le feedback visuel était mis en œuvre par la vision du haut-parleur après chaque essai. Or, nous n'avons pas supprimé l'ensemble des indices visuels présents dans l'environnement de la salle et qui pourraient également jouer le rôle de feedback (e.g. position de la table et de l'armoire dans le casque de réalité virtuelle, angles de la pièce).

3 Limites et perspectives de l'étude

Une première limite concerne la taille de notre échantillon qui a été insuffisant pour réaliser des tests statistiques plus puissants, qui auraient permis de comparer non seulement le facteur session intra-sujet, mais aussi le facteur type de protocole inter-sujets. Ainsi, nos résultats ne peuvent avoir qu'une valeur indicative. Ceux-ci doivent être confirmés sur une population plus large, permettant de lisser les nombreuses différences inter-individuelles observées. La population devrait au moins être celle qui

avait été définie avant de démarrer l'étude : seize patients, soit le nombre minimal pour réaliser des statistiques portant sur les groupes, avec une répartition aléatoire des patients. Notons cependant que l'étude n'est pas encore achevée, puisque l'équipe prévoit de poursuivre l'expérience. Une seconde limite, également liée au recrutement, concerne la grande diversité des patients susceptibles d'être inclus dans l'étude, notamment en termes d'âge. Carlile (2014) et Firszt et al. (2014) évoquaient un effet de l'âge sur la précision de la localisation. De plus, le choix du test de compréhension dans le bruit peut être discuté, puisque le Framatrix comporte un biais d'apprentissage des mots au fil des tests (Jansen et al., 2012). Le HINT (Hearing in noise test) aurait pu être utilisé, mais le score est obtenu en codant chaque phrase comme juste ou fausse, alors que dans le Framatrix, le score prend en compte la compréhension de chaque mot, ce qui le rend plus sensible. Enfin, il serait pertinent de prendre en compte l'effet à moyen terme de tous les patients voire l'effet à long terme. A cet égard, Schumann et Serman (2015) suggèrent des sessions d'évaluation à distance, jusqu'à six mois après un entraînement.

Par ailleurs, les perspectives de l'étude sont plurielles. Tout d'abord, pendant les séances, nous avons pu observer chez les patients des stratégies d'exploration très différentes. Certains développaient des stratégies de mouvements de tête leur permettant de « scanner leur espace » et ainsi de réduire leur incertitude sur la localisation de la source sonore. Sachant que l'équipe de Valzolgher et al. (2020) a mis en évidence avec le même dispositif HTC-Vive l'impact de l'écoute active sur les performances de localisation, en comparant des sujets qui devaient atteindre la source sonore par un mouvement de tête et d'autres devant nommer la source, il serait intéressant de comptabiliser ces mouvements de tête puisque le dispositif le permet. En effet, ceux-ci sont susceptibles d'expliquer des différences entre les patients, outre le type de feedback différent selon nos deux protocoles. Ensuite, une deuxième observation issue des séances de rééducation concerne le temps mis par les patients pour répondre. En effet, nous avons constaté que certains patients « intellectualisaient » le son pour en déterminer sa position. Cette stratégie étant très coûteuse en ressources attentionnelles, nous avons incité les patients à être plus instinctifs lorsqu'ils devaient localiser une cible sonore et constaté que cela pouvait limiter leurs erreurs. Selon Zheng et al. (2015), ce phénomène pourrait s'expliquer par l'implication conjointe des aires corticales supérieures mais aussi des circuits de bas

niveau (tronc cérébral et notamment mésencéphale). Ainsi, une mesure de ce temps de réaction (ou temps d'exploration) pourrait également être instructive. Enfin, du point de vue des mesures pouvant être effectuées, sachant que l'erreur 3D tient compte des erreurs moyennes de localisation mais aussi des erreurs de dispersion des réponses, il serait intéressant de voir si la rééducation impacte ces deux erreurs et de quelle manière. Concernant la rééducation en elle-même, nous pourrions envisager d'autres niveaux de progression que ceux mis en place par notre protocole. Il s'agirait par exemple d'introduire des fonds sonores (bruits type cocktail party, voix interférentes) qui évoqueraient des situations de vie quotidienne à choisir par le patient, en fonction de ses attentes. Cela permettrait de proposer des situations d'entraînement plus écologiques, et donc d'augmenter le transfert du bénéfice de cette rééducation à la vie quotidienne des patients. En effet, la généralisation, essentielle parmi les facteurs à considérer dans la réussite d'un entraînement, peut être modulée par le type de stimulus utilisé (Fu & Galvin, 2007).

4 Implication pour la profession

La rééducation orthophonique est essentielle dans la prise en charge des patients adultes implantés cochléaires. En effet, seul, l'implant cochléaire n'est pas suffisant pour restaurer l'audition de façon satisfaisante (Fu & Galvin, 2007; Pisoni et al., 2017). L'adaptation à l'implant doit passer par un apprentissage perceptif, accompagné par un orthophoniste afin de renforcer la réorganisation cérébrale qui suit l'implantation (Ernst, 2014). A cet égard, l'étude de Harris et al. (2016) a objectivé le bénéfice plus important d'une stratégie de réadaptation active (avec des entraînements auditifs spécifiques) en comparaison à une stratégie de réadaptation passive (par laquelle le patient est globalement exposé aux sons de la vie quotidienne). En effet, les patients peuvent identifier leurs erreurs et s'améliorer. Plus spécifiquement, notre étude éclaire sur l'importance de la rééducation de la localisation spatiale pour améliorer la qualité de vie de nos patients. En effet, selon Byrne & Noble (1998), les patients n'expriment pas toujours une plainte au sujet de la localisation. Ceci pourrait s'expliquer par une méconnaissance de ce phénomène mais aussi par une compensation visuelle mise en œuvre tant que les indices visuels pour localiser le stimulus d'intérêt sont présents. Cependant, de telles difficultés se repèrent dans des situations de vie quotidienne plus complexes en termes d'analyse de la scène auditive, notamment lorsque la source auditive n'est pas visible ou lors de situations de communication en groupe. Les

patients ayant un déficit de localisation sonore peuvent éprouver des difficultés à suivre la conversation car ils localisent mal le locuteur. En somme, nous pouvons penser que c'est à l'orthophoniste de suggérer ce facteur explicatif à son patient, en posant des questions ciblées, mais aussi en travaillant en collaboration avec les audioprothésistes. Ce point est essentiel, puisque plusieurs études récentes ont montré l'impact de différents types de traitement du signal réalisés par l'implant et de la position du microphone sur la localisation (Denk et al., 2019; Fisher et al., 2020).

Concernant le déroulement de la rééducation en elle-même, certains patients ont exprimé l'importance d'être encouragés, de bénéficier de renforcement positif au cours de la séance, alors même qu'ils étaient immergés dans l'espace virtuel. Ceci rappelle combien l'alliance thérapeutique est essentielle au cours d'une rééducation. Selon Plant et al. (2015), un traitement est d'autant plus efficace si le professionnel motive, soutient les progrès du patient et étaye la rééducation d'explications théoriques. Si la question de l'accompagnement du patient par le thérapeute rentre en jeu dans l'adhérence à un traitement, la motivation peut également s'obtenir par le matériel utilisé. En effet, selon Laplante-Lévesque et al. (2012), l'efficacité et la pertinence du programme sont des facteurs d'adhésion à l'entraînement auditif, mais également le matériel utilisé : plus ce dernier est écologique et porteur de sens, plus le patient est motivé. A cet égard, les nouvelles technologies semblent particulièrement intéressantes à explorer, et plus spécifiquement la réalité virtuelle. Martin (2020) a mis en exergue les avantages de cet outil en clinique orthophonique. D'une part, l'aspect ludique et écologique soutient la motivation du patient. D'autre part, la réalité virtuelle permet de proposer des situations d'entraînement écologiques (favorisant ainsi le transfert des bénéfices au quotidien) et ciblés (puisque les paramètres travaillés peuvent être contrôlés). Toutefois, avant d'implanter cliniquement un protocole rééducatif, il est pertinent de le valider au travers d'une étude disposant de niveaux de preuve suffisamment élevés. Ceci permet à l'orthophoniste de s'inscrire dans une démarche Evidence Based Practice, c'est-à-dire une pratique fondée sur les preuves, où toute décision clinique repose sur les dernières avancées scientifiques, l'expertise du clinicien, les valeurs et préférences du patient et le contexte dans lequel le clinicien exerce (Durieux & Pasleau, 2012). C'est pourquoi la collaboration entre les orthophonistes et les équipes de recherche semble cruciale, afin de répondre aux besoins des patients de la façon la plus adéquate possible.

V Conclusion

La rééducation de l'espace auditif, basée sur la tri-dimensionnalité des sons, la multisensorialité et l'écoute active (avec mouvements de la tête), a été parfaitement acceptée et suivie par les patients bi-implantés cochléaires. Ce premier constat préfigure déjà de l'intérêt notable de ce nouvel outil de rééducation. En effet, les résultats analysés chez six patients suggèrent un bénéfice de cette rééducation sur la réduction des erreurs de confusion gauche-droite et devant-derrrière, mais aussi sur la compréhension de la parole dans le bruit et la qualité de vie des patients. Cependant, nous n'avons observé aucun bénéfice sur les performances globales de localisation et la réduction des erreurs de confusion haut-bas. De plus, les résultats ont montré une grande hétérogénéité des performances des sujets constituant notre échantillon. Ils n'ont pas permis non plus de conclure quant à la supériorité d'un type de feedback (audio-visuel ou visuel seul). En somme, l'analyse de ces données préliminaires incitent d'une part, à considérer avec attention le travail collaboratif entre les orthophonistes, les médecins ORL, les audioprothésistes et les équipes de chercheurs. D'autre part, la poursuite de cette étude serait très certainement profitable. En effet, elle permettrait d'accroître nos connaissances sur la faculté à localiser les sons, essentielle au quotidien de tous, et donc d'offrir aux patients une intervention de plus grande qualité, avec un outil novateur offrant de multiples possibilités rééducatives.

Références

- Ambert-Dahan, E. (2011). *Optimisation du mode de réhabilitation des surdités sévères et profondes de l'adulte : de nouveaux outils pour une réhabilitation auditive optimale*. Les entretiens de Bichat, 68-78.
- Belouard, Y. (2017). *L'orthophonie pour soutenir le patient dans son appareillage : adaptation, localisation et compréhension dans le bruit*. Audiology Direct. <https://doi.org/10.1051/audiodir/201701006>
- Bolognini, N., Rasi, F., & Làdavas, E. (2005). Visual localization of sounds. *Neuropsychologia*, 43(11), 1655-1661. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2005.01.015>
- Borel, S., De Bergh, M. (2013). *Entraînement auditif pour les situations d'écoute complexes chez l'adulte implanté cochléaire : Environnement bruyant, Téléphone, Musique*. Actes pour les entretiens de Bichat d'Orthophonie.
- Borel, Y., Lacore, E. (2013). Vers un nouveau protocole de suivi et d'accompagnement. Audio infos, 187.
- Brimijoin, W. O., Boyd, A. W., & Akeroyd, M. A. (2013). The Contribution of Head Movement to the Externalization and Internalization of Sounds. *PLoS ONE*, 8(12), e83068. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0083068>
- Bronkhorst, A. (2015). The Cocktail Party Phenomenon : A Review of Research on Speech Intelligibility in Multiple-Talker Conditions. *Acta Acustica united with Acustica* 86(1):117-128
- Bulkin, D. A., & Groh, J. M. (2006). Seeing sounds : Visual and auditory interactions in the brain. *Current Opinion in Neurobiology*, 16(4), 415-419. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.06.008>

Byrne, D., & Noble, W. (1998). Optimizing Sound Localization with Hearing Aids.

Trends in Amplification, 3(2), 51-73.

<https://doi.org/10.1177/108471389800300202>

Carlile, S. (2014). The plastic ear and perceptual relearning in auditory spatial perception. *Frontiers in Neuroscience*, 8.

<https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00237>

Chang, S.-A., Tyler, R., Dunn, C., Ji, H., Witt, S., Gantz, B., & Hansen, M. (2010). Performance Overtime on Adults with Simultaneous Bilateral Cochlear Implants. *Journal of the American Academy of Audiology*, 21(1), 35-43

Chouard, C.H. (2010). *Histoire de l'implant cochléaire. Annales françaises d'oto-rhynolaryngologie et de pathologie cervico-faciale*, 127, 288-296.

Centre d'information sur la Surdit   et l'Implant Cochl  aire. (2014). *L'ambition d'entendre, bienvenue dans le monde sonore*.

https://www.cisic.fr/CISIC/media/doccisic/Guide_CISIC_2014.pdf

Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon. (2020). *Plateforme neuro-immersion*. <https://crnl.univ-lyon1.fr/index.php/fr/Ressources/Plateformes-du-Centre/Neuro-i>

Culling, J.F., Grange, J.A., (2016). *The benefit of head orientation to speech intelligibility in noise*. *Acoustical Society of America*, 140 (6), 703-712

Denk, F., Ewert, S. D., & Kollmeier, B. (2019). On the limitations of sound localization with hearing devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(3), 1732-1744. <https://doi.org/10.1121/1.5126521>

Durieux, N., Pasleau, F., & Maillart, C. (2012). Sensibilisation    l'Evidence-Based Practice en logop  die. *Cahiers de l'ASELF*, 1, 7-15.

- Dorman, M. F., & Gifford, R. H. (2017). Speech Understanding in Complex Listening Environments by Listeners Fit With Cochlear Implants. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 60(10), 3019-3026.
https://doi.org/10.1044/2017_JSLHR-H-17-0035
- Dumont, A. (2008). *Orthophonie et surdité, Communiquer, comprendre, parler*. Elsevier Masson
- Dunn, C.C., Tyler, R.S., Oakley, S., Gantz, B.J., Noble, W. (2008). *Comparison of speech recognition and localization performance in bilateral and unilateral cochlear implant users matched on duration of deafness and age at implantation*. *Ear Hear*, 29 (3).
- Ernst, E. (2014). *Le rôle de l'orthophoniste auprès d'un adulte devenu sourd*. Les cahiers de l'audition, 3, 7-31
- Firszt JB, Reeder RM, Dwyer NY, Burton H, Holden LK. (2015). Localization Training Results in Individuals with Unilateral Severe to Profound Hearing Loss. *Hear Res*. 319:48-55.
- Fischer, T., Schmid, C., Kompis, M., Mantokoudis, G., Caversaccio, M., & Wimmer, W. (2020). *Pinna-Imitating Microphone Directionality Improves Sound Localization and Discrimination in Bilateral Cochlear Implant Users* [Preprint]. *Otolaryngology*. <https://doi.org/10.1101/2020.03.05.20023937>
- Fu, Q.-J., & Galvin, J. J. (2007). Perceptual Learning and Auditory Training in Cochlear Implant Recipients. *Trends in Amplification*, 11(3), 193-205.
<https://doi.org/10.1177/1084713807301379>
- Gallégo, S., Akhoun, I., Seldran, F., & Ménard, M. (2010). *Comment et pourquoi cela marche ? ORL autrement*, 9-23

- Gatehouse, S., & Noble, W. (2004). The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ). *International Journal of Audiology*, 43(2), 85-99.
<https://doi.org/10.1080/14992020400050014>
- Gaveau, V., Coudert, A., Salemmé, R., Koun, E., Desoche, C., Truy, E., Farne, A., & Pavani, F. (2020). *SPHERE : A novel approach to 3D and active sound localization* [Preprint]. Neuroscience.
<https://doi.org/10.1101/2020.03.19.998906>
- Grange, J. A., & Culling, J. F. (2016). Head orientation benefit to speech intelligibility in noise for cochlear implant users and in realistic listening conditions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 140(6), 4061-4072.
<https://doi.org/10.1121/1.4968515>
- Grange, J. A., Culling, J. F., Bardsley, B., Mackinney, L. I., Hughes, S. E., & Backhouse, S. S. (2018a). Turn an Ear to Hear : How Hearing-Impaired Listeners Can Exploit Head Orientation to Enhance Their Speech Intelligibility in Noisy Social Settings. *Trends in Hearing*, 22, 233121651880270.
<https://doi.org/10.1177/2331216518802701>
- Harris, M. S., Capretta, N. R., Henning, S. C., Feeney, L., Pitt, M. A., & Moberly, A. C. (2016). Postoperative Rehabilitation Strategies Used by Adults With Cochlear Implants : A Pilot Study. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 1(3), 42-48. <https://doi.org/10.1002/lio2.20>
- Irving, S., & Moore, D. R. (2011). Training sound localization in normal hearing listeners with and without a unilateral ear plug. *Hearing Research*, 280(1-2), 100-108. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.04.020>
- Isaiah, A., Vongpaisal, T., King, A. J., & Hartley, D. E. H. (2014). Multisensory

Training Improves Auditory Spatial Processing following Bilateral Cochlear Implantation. *Journal of Neuroscience*, 34(33), 11119-11130.

<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4767-13.2014>

Jansen, S., Luts, H., Wagener, K. C., Kollmeier, B., Del Rio, M., Dauman, R., James, C., Fraysse, B., Vormès, E., Frachet, B., Wouters, J., & van Wieringen, A. (2012). Comparison of three types of French speech-in-noise tests : A multi-center study. *International Journal of Audiology*, 51(3), 164-173.

<https://doi.org/10.3109/14992027.2011.633568>

Kerber, S., & Seeber, B. U. (2012). Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users. *Ear and Hearing*, 33(4), 445-457.

<https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e318257607b>

Kolberg, E. R., Sheffield, S. W., Davis, T. J., Sunderhaus, L. W., & Gifford, R. H. (2015). Cochlear implant microphone location affects speech recognition in diffuse noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(1), 51-58; quiz 109-110. <https://doi.org/10.3766/jaaa.26.1.6>

Kuk, F., Keenan, D. M., Lau, C., Crose, B., & Schumacher, J. (2014). Evaluation of a Localization Training Program for Hearing Impaired Listeners: *Ear and Hearing*, 35(6), 652-666. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000067>

Kumpik, D. P., Kacelnik, O., & King, A. J. (2010). Adaptive Reweighting of Auditory Localization Cues in Response to Chronic Unilateral Earplugging in Humans. *Journal of Neuroscience*, 30(14), 4883-4894.

<https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.5488-09.2010>

Laplace-Lévesque, A., Hickson, L., & Worrall, L. (2012). What Makes Adults With Hearing Impairment Take Up Hearing Aids or Communication Programs and Achieve Successful Outcomes?: *Ear and Hearing*, 33(1), 79-93.

<https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e31822c26dc>

Laureyns, M. (2019). *Hearing aid microphone considerations for binaural hearing :*

When to select natural or aggressive directional microphone technology?

28(3), 2.

Likert, R. (1932). « A Technique for the Measurement of Attitudes », Archives of

Psychology, vol. 140, 1932, p. 1–55

Litovsky, R. Y., Parkinson, A., & Arcaroli, J. (2009). Spatial Hearing and Speech

Intelligibility in Bilateral Cochlear Implant Users: *Ear and Hearing*, 30(4),

419-431. <https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181a165be>

Macleod, A., & Summerfield, Q. (1987). Quantifying the contribution of vision to

speech perception in noise. *British Journal of Audiology*, 21(2), 131-141.

<https://doi.org/10.3109/03005368709077786>

Martin, Y. (2020). *Les promesses thérapeutiques de la réalité virtuelle.*

Orthomagazine.146,14-16.

Mellenbergh G.J., Van den Brinck W.P. (1998). *The measurement of individual change,*

Psychological Methods, 3:470-485

Michael, G. A. (2007). A significance test of interaction in 2 x K designs with

proportions. *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology*, 3(1), 1-7.

<https://doi.org/10.20982/tqmp.03.1.p001>

Middelweerd, M. J., & Plomp, R. (1987). The effect of speechreading on the speech-

reception threshold of sentences in noise. *The Journal of the Acoustical*

Society of America, 82(6), 2145-2147. <https://doi.org/10.1121/1.395659>

Mosnier, I., Sterkers, O., Bebear, J.-P., Godey, B., Robier, A., Deguine, O., Fraysse,

B., Bordure, P., Mondain, M., Bouccara, D., Bozorg-Grayeli, A., Borel, S.,

Ambert-Dahan, E., & Ferrary, E. (2009). Speech Performance and Sound

Localization in a Complex Noisy Environment in Bilaterally Implanted Adult Patients. *Audiology and Neurotology*, 14(2), 106-114.

<https://doi.org/10.1159/000159121>

Moulin, A., Vergne, J., Gallego, S., & Michey, C. (2018). *A New Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Scale Short-Form : Factor, Cluster, and Comparative Analyses*. 13.

Mueller, M. F., Meisenbacher, K., Lai, W.-K., & Dillier, N. (2014). Sound localization with bilateral cochlear implants in noise : How much do head movements contribute to localization? *Cochlear Implants International*, 15(1), 36-42.

<https://doi.org/10.1179/1754762813Y.0000000040>

Nopp, P., Schleich, P., D'Haese, P., (2004). *Sound localization in bilateral users of MED- EL COMBI 40/40+ cochlear implants*. *Ear Hear*, 25 (3), 205-214.

Perreau, A. E., Wu, Y.-H., Tatge, B., Irwin, D., & Corts, D. (2017). Listening Effort Measured in Adults with Normal Hearing and Cochlear Implants. *Journal of the American Academy of Audiology*, 28(8), 685-697.

<https://doi.org/10.3766/jaaa.16014>

Perrett, S., & Noble, W. (1997). The contribution of head motion cues to localization of low-pass noise. *Perception & Psychophysics*, 59(7), 1018-1026.

<https://doi.org/10.3758/BF03205517>

Pisoni, D. B., Kronenberger, W. G., Harris, M. S., & Moberly, A. C. (2018). Three challenges for future research on cochlear implants. *World Journal of Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery*, 3(4), 240-254.

<https://doi.org/10.1016/j.wjorl.2017.12.010>

Plant, G., Bernstein, C. M., & Levitt, H. (2015). Optimizing Performance in Adult Cochlear Implant Users through Clinician Directed Auditory Training. *Seminars*

- in Hearing*, 36(4), 296-310. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1564460>
- Procock, S. J. (2006). The simplest statistical test : How to check for a difference between treatments. *BMJ*, 332(7552), 1256-1258.
- Rana, B., Buchholz, J. M., Morgan, C., Sharma, M., Weller, T., Konganda, S. A., Shirai, K., & Kawano, A. (2017). Bilateral Versus Unilateral Cochlear Implantation in Adult Listeners : Speech-On-Speech Masking and Multitalker Localization. *Trends in Hearing*, 21, 233121651772210. <https://doi.org/10.1177/2331216517722106>
- Risoud, M., Hanson, J.-N., Gauvrit, F., Renard, C., Lemesre, P.-E., Bonne, N.-X., & Vincent, C. (2018). Sound source localization. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 135(4), 259-264. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2018.04.009>
- Rouger, J., Lagleyre, S., Fraysse, B., Deneve, S., Deguine, O., & Barone, P. (2007). Evidence that cochlear-implanted deaf patients are better multisensory integrators. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(17), 7295-7300. <https://doi.org/10.1073/pnas.0609419104>
- Rouger, Julien, Lagleyre, S., Démonet, J.-F., Fraysse, B., Deguine, O., & Barone, P. (2012). Evolution of crossmodal reorganization of the voice area in cochlear-implanted deaf patients. *Human Brain Mapping*, 33(8), 1929-1940. <https://doi.org/10.1002/hbm.21331>
- Schumann, A., Serman, M., & Hoppe, U. (2015). Computer-based auditory phoneme discrimination training improves speech recognition in noise in experienced adult cochlear implant listeners. *International Journal of Audiology* , pp. 190-198.

- Société française d'ORL et de chirurgie de la face et du cou. (2018). *Indications de l'implant cochléaire chez l'adulte et chez l'enfant*
https://www.orlfrance.org/wpcontent/uploads/2018/09/RCP_SFORL_Indication_implant_cochleaire_adulte_enfant_2018.pdf
- Strelnikov, K., Rosito, M., & Barone, P. (2011). *Effect of audiovisual training on monaural spatial hearing in horizontal plane. PloS One, 6(3), e18344.*
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0018344>
- Tyler, R. S., Witt, S. A., Dunn, C. C., & Wang, W. (2010). Initial Development of a Spatially Separated Speech-in-Noise and Localization Training Program. *Journal of the American Academy of Audiology, 21(6), 390-403.*
<https://doi.org/10.3766/jaaa.21.6.4>
- Valzolgher, C., Verdelet, G., Salemmé, R., Lombardi, L., Gaveau, V., Farné, A., & Pavani, F. (2020). *Reaching to sounds in virtual reality : A multisensory-motor approach to re-learn sound localisation* [Preprint]. Neuroscience.
<https://doi.org/10.1101/2020.03.23.003533>
- Van Hoesel R.J.M., and Tyler, R.S. (2003). *Speech perception, localization, and lateralization with bilateral cochlear implants. J. Acoust Soc. Am. 113(3), [1617-1630].*
- World Health Organization. (2018). Addressing the rising prevalence of hearing loss.
<https://www.who.int/deafness/world-hearing-day/whd-2018/en>
- Zheng, Y., Godar, S. P., & Litovsky, R. Y. (2015). Development of Sound Localization Strategies in Children with Bilateral Cochlear Implants. *PLOS ONE, 10(8), e0135790.* <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0135790>

Annexes

Annexe A : Tableaux de scores pour les différents tests utilisés (Sphere, Framatrix, SSQ et échelle de Likert)

Tableau 6 : Résultats des 6 patients au test Sphere (mesure de l'erreur 3D en cm)

Code participant	Score V2	Score V6	Score V10
A01	32,98	29,06	30,89
A02	37,41	44,98	45,18
A03	59,94	55,18	60,77
B01	60,69	55,70	60,26
B02	62,09	44,42	70,20
B03	42,76	38,67	39,35
Moyenne groupe A	43,45	43,08	45,62
Moyenne groupe B	55,18	46,27	56,61
Moyenne tous les patients	49,32	44,67	51,12

Tableau 7 : Résultats des 6 patients au test Sphere (mesure des erreurs de confusions en cm. GD : gauche-droite ; DeDr : devant-derrrière ; HB : haut-bas.)

Code participant	Score V2			Score V10		
	GD	DeDr	HB	GD	DeDr	HB
A01	7,81	15,63	48,44	15,63	1,56	35,94
A02	1,56	21,88	50	4,69	17,19	39,06
A03	17,19	47,75	51,56	7,81	54,69	50
B01	4,69	45,31	48,44	10,94	40,54	42,19
B02	37,5	50	45,31	18,75	40,63	51,56
B03	6,25	15,63	50	3,13	6,25	34,38
Moyenne groupe A	8.85	28.42	50.00	9.38	24.48	41.67
Moyenne groupe B	16.15	36.98	47.92	10.94	29.14	42.71

Tableau 8 : Résultats des 6 patients au Framatrix (mesure du SRT en dB)

Code participant	Score V2	Score V6	Score V10	Score V11
A01	2,1	1,55	0,85	-0,4
A02	-1,25	-1,25	-1,05	-2,3
A03	3	2,6	-0,25	
B01	6,75	2,95	1,7	0,7
B02	1,5	0,2	1,8	0,15
B03	-3,9	-5,45	-6,75	
Moyenne groupe A	0,43	0,97	-0,15	-1,35

Moyenne groupe B	1,45	-0,77	-1,08	0,43
------------------	------	-------	-------	------

Tableau 9 : Résultats des 6 patients au questionnaire SS15 section B (score sur 50)

Code participant	Score V2	Score V6	Score V10	Score V11
A01	29	25	36	27
A02	3	7	11	12
A03	28	34	32	
B01	3	21	20	19
B02	27	29	27	31
B03	39	40	41	
Moyenne groupe A	20	22	26	20
Moyenne groupe B	23	30	30	25

Tableau 10 : Résultats des 6 patients au SSQ15 (score total sur 150)

Code participant	Score V2	Score V6	Score V10	Score V11
A01	85	81	101	94
A02	59	70	80	77
A03	94	113	103	
B01	38	60	49	56
B02	84	86	89	96
B03	120	126	129	
Moyenne groupe A	51	53	62	86
Moyenne groupe B	81	91	89	76

Tableau 11 : résultats des 6 patients à l'échelle de Likert (score sur 5)

Différences de score relevées	Q'	df	P-value
1-2	0,49	1	0,4852
2-3	0,44	1	0,5083
3-4	0,49	1	0,4852
2-4	1,88	1	0,1707

Annexe B : Graphiques illustrant les résultats de l'analyse statistique pour chaque test utilisé (Sphere, Framatrix, SSQ15 et échelles de Likert)

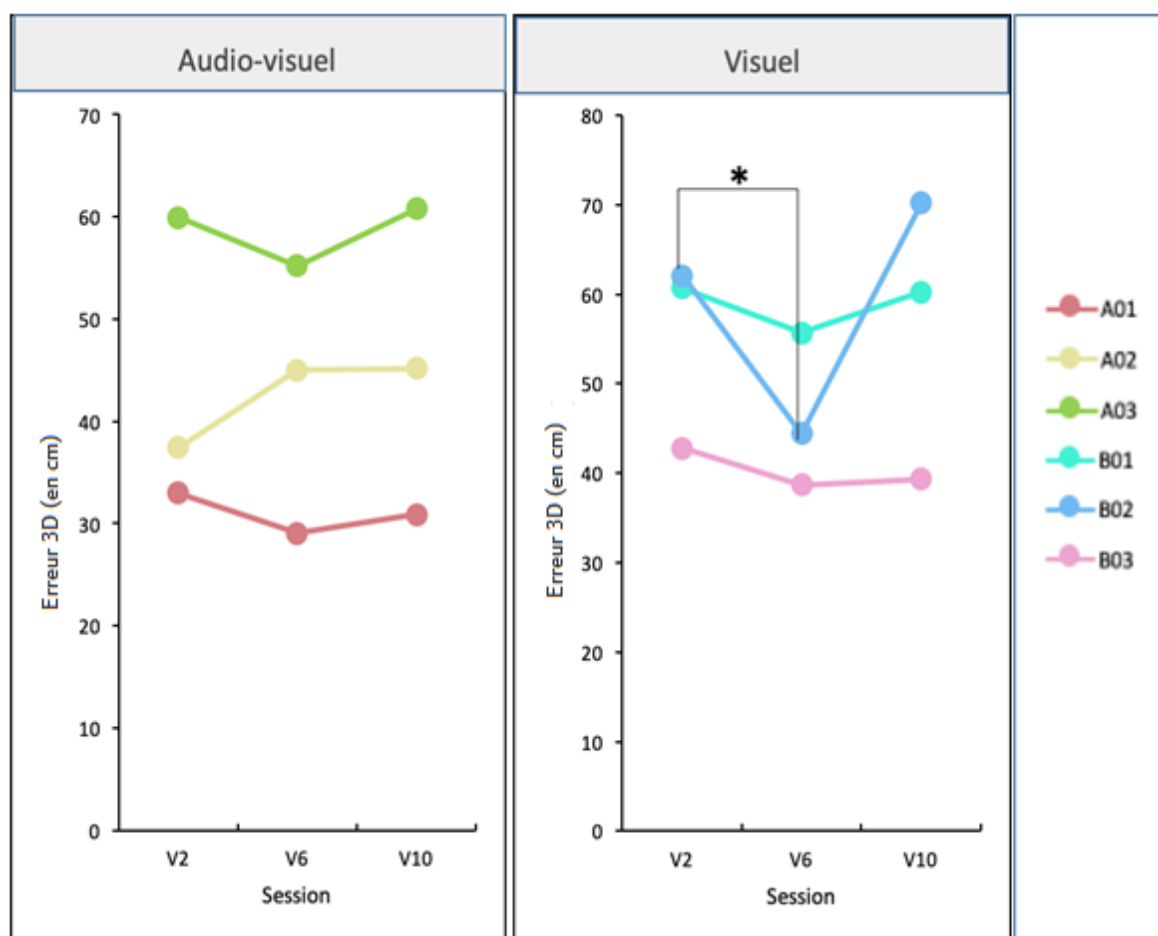


Figure 6 : Erreur 3D (en cm) en fonction des sessions de passation (V2, V6 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel (patients A0x) ou Visuel (patients B0x).

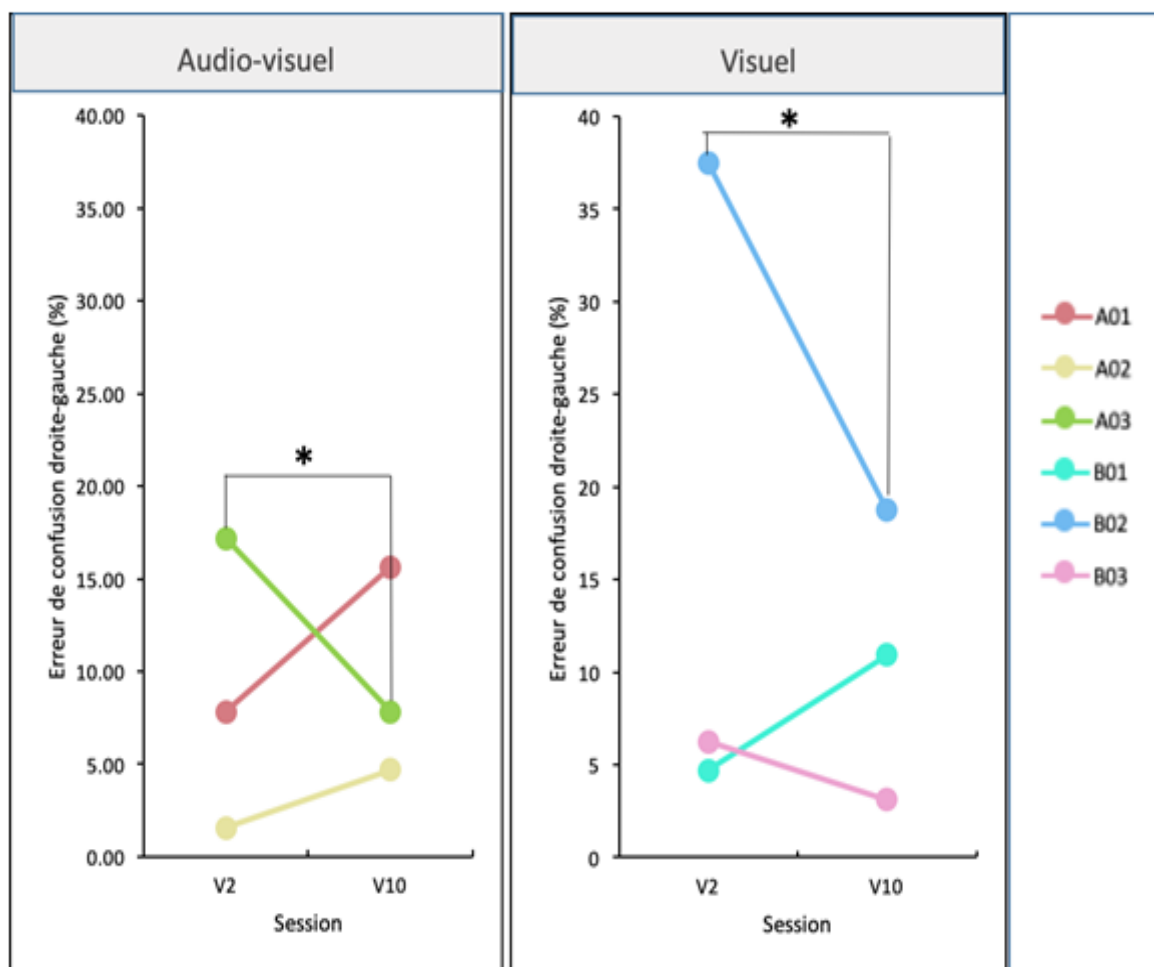


Figure 7 : Erreur de confusion droite-gauche (%) en fonction des sessions de passation (V2 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel (patients A0x) ou Visuel (patients B0x).

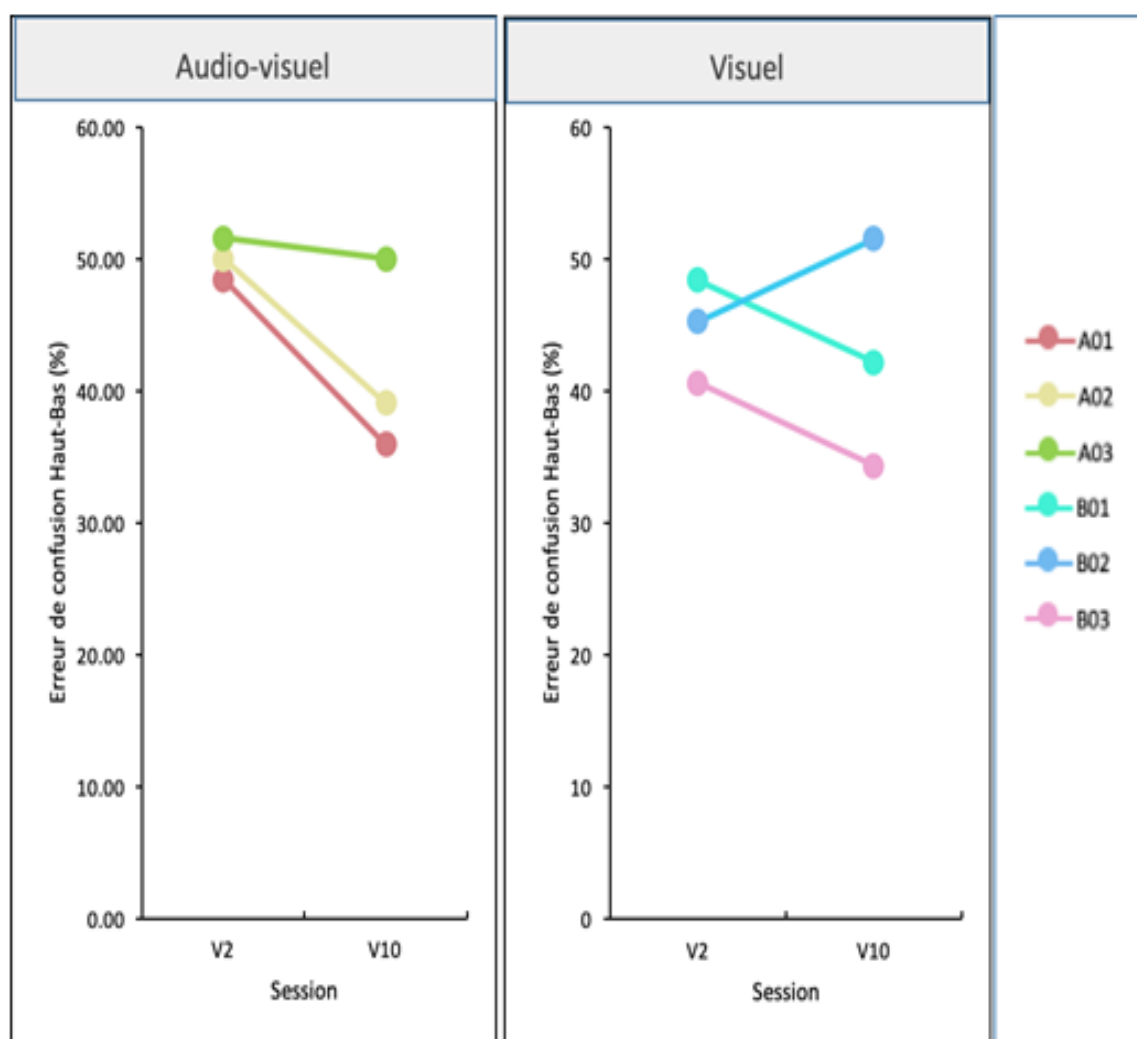


Figure 8 : Erreur de confusion haut-bas (%) en fonction des sessions de passation (V2 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel (patients A0x) ou Visuel (patients B0x).

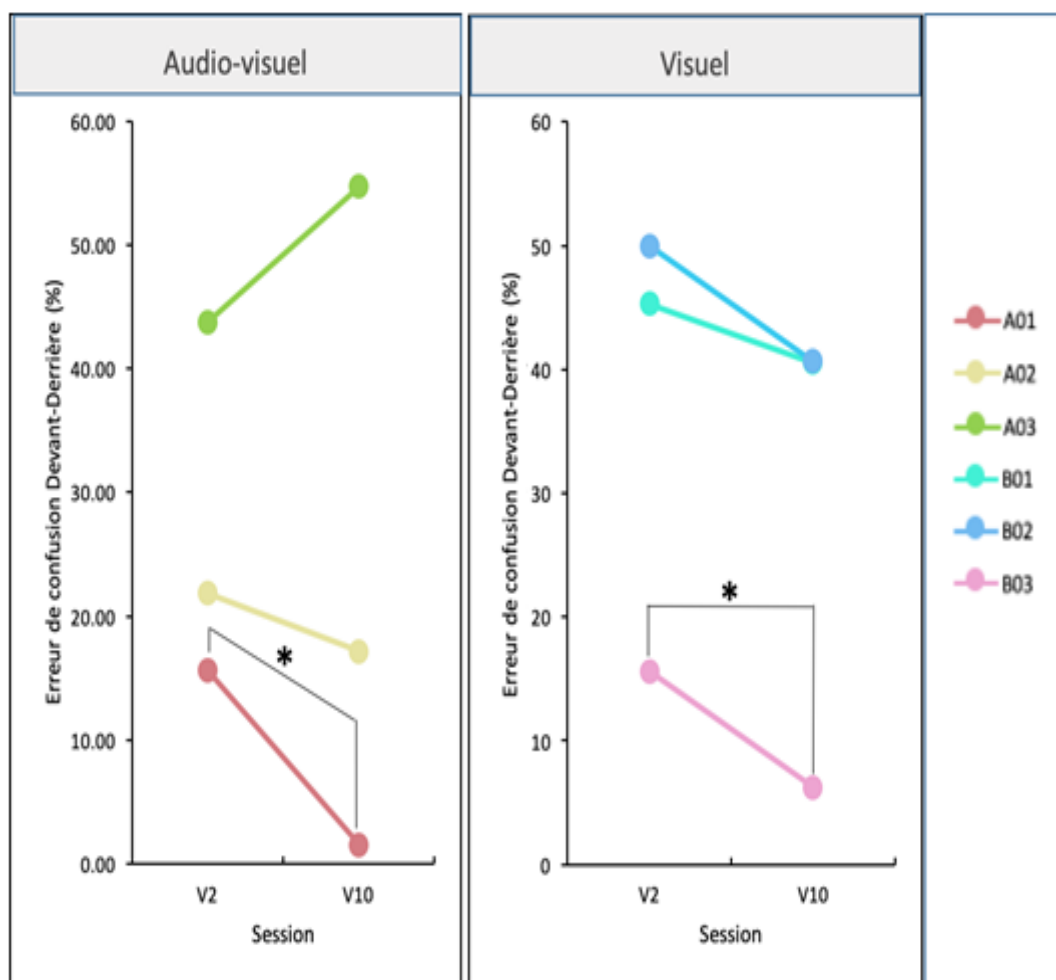


Figure 9 : Erreur de confusion Devant-Derrière (%) en fonction des sessions de passation (V2 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel (patients A0x) ou Visuel (patients B0x).

*

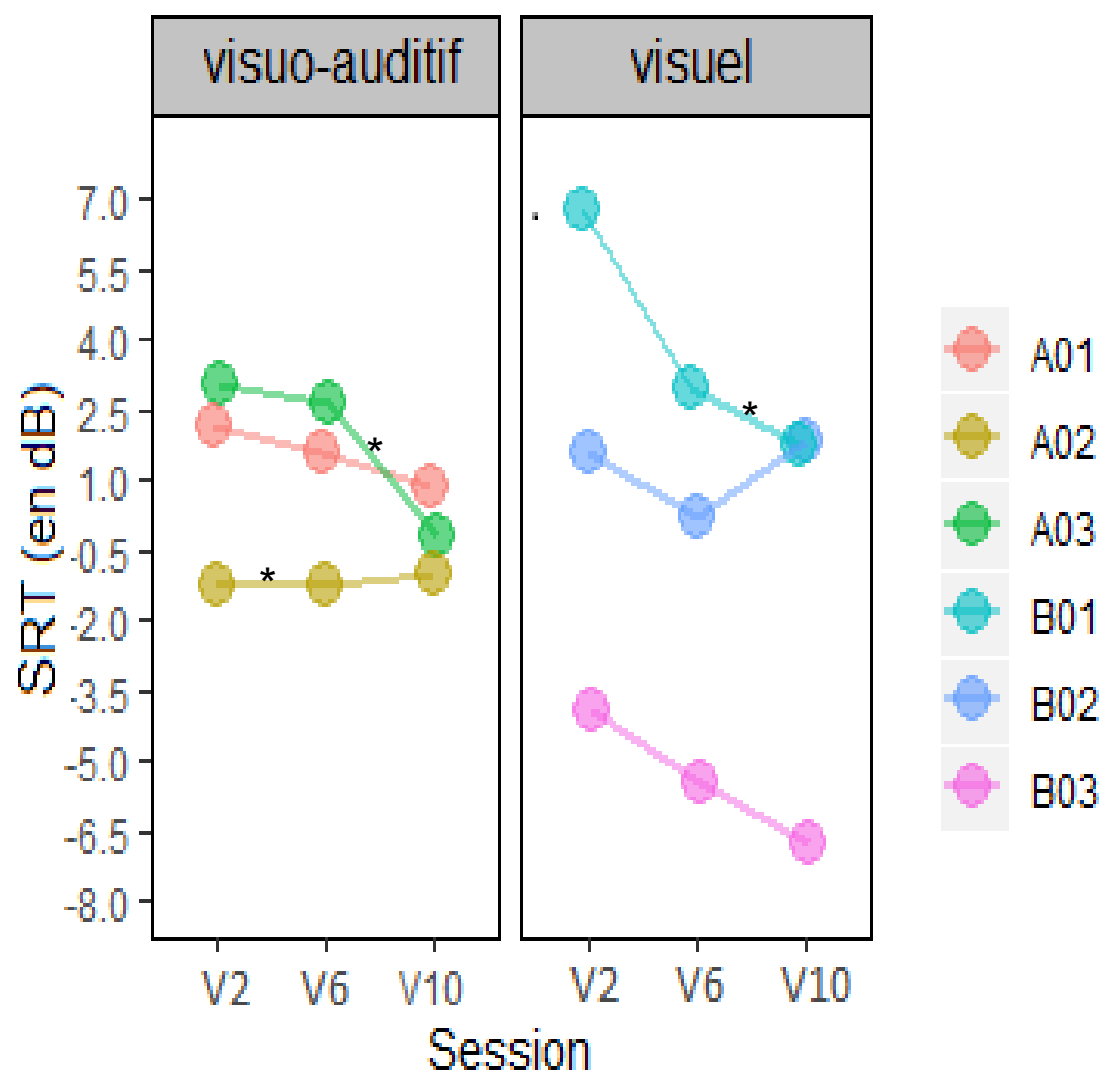


Figure 10 : Seuil moyen de réception vocale (SRT en dB) en fonction des sessions de passation (V02, V06 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-Visuel (patient A0x) ou Visuel (patients B0x)

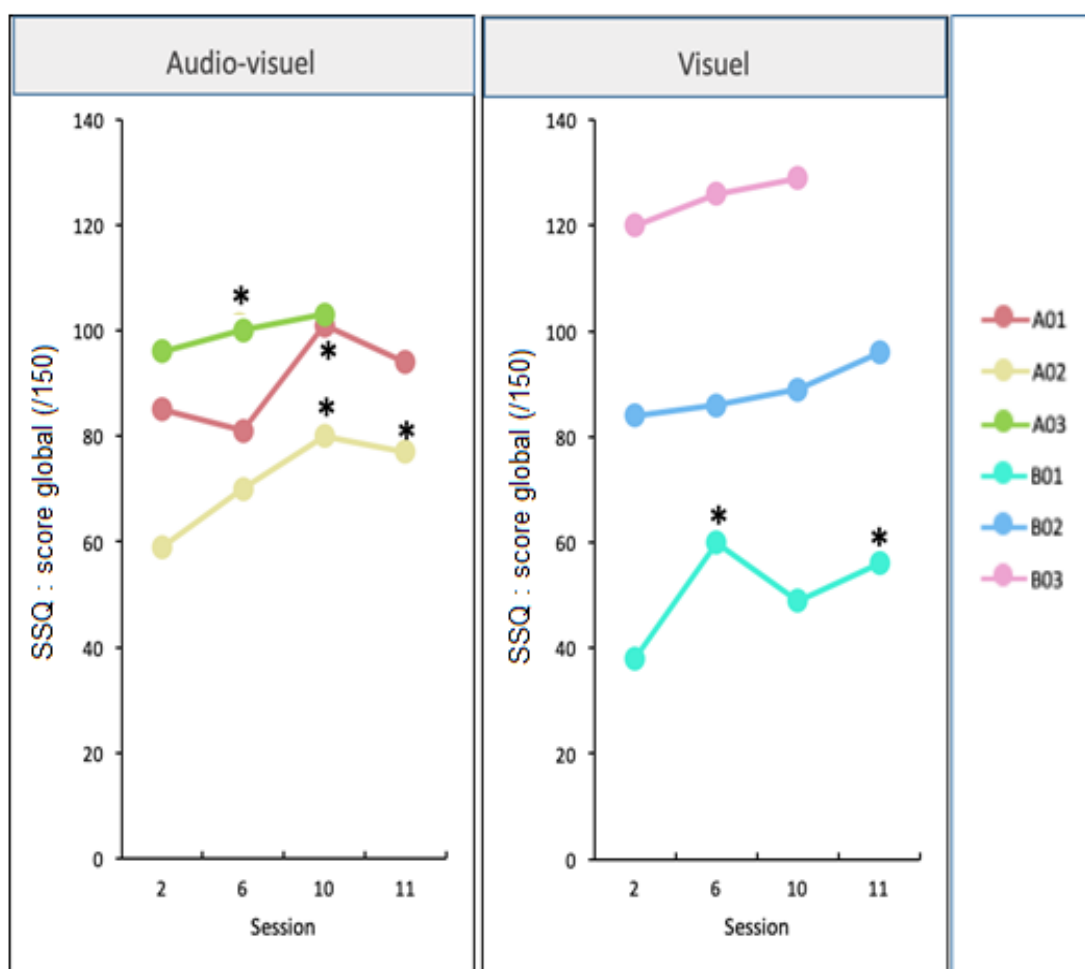


Figure 11 : Score global au questionnaire SSQ15 en fonction des sessions de passation (V2, V6, V10 et V11) pour les patients inclus dans le protocole Audio-Visuel (patient A0x) ou Visuel (patients B0x)

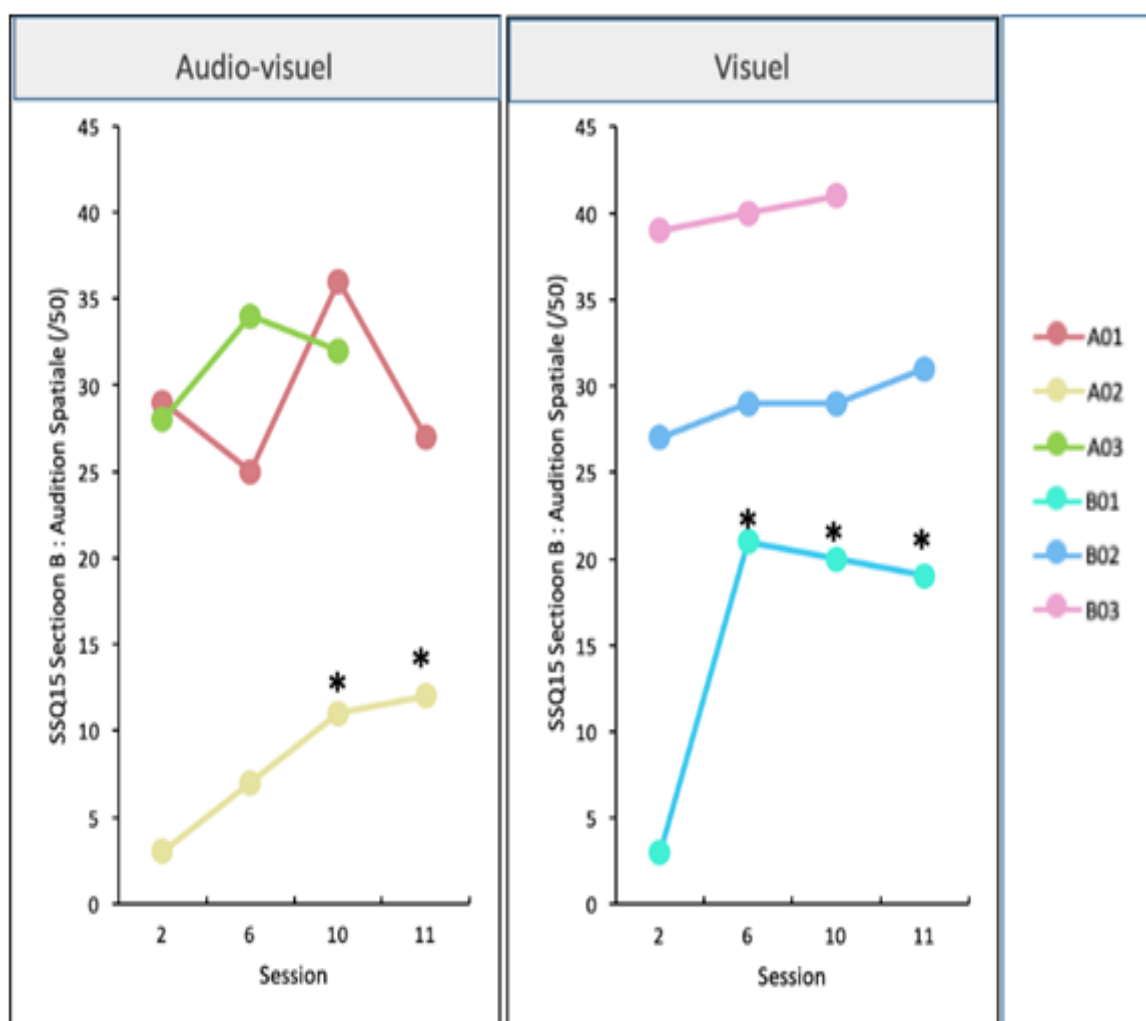


Figure 12 : Score au questionnaire SSQ15 Partie B en fonction des sessions de passation (V2, V6, V10 et V11) pour les patients inclus dans le protocole Audio-Visuel (patient A0x) ou Visuel (patients B0x)

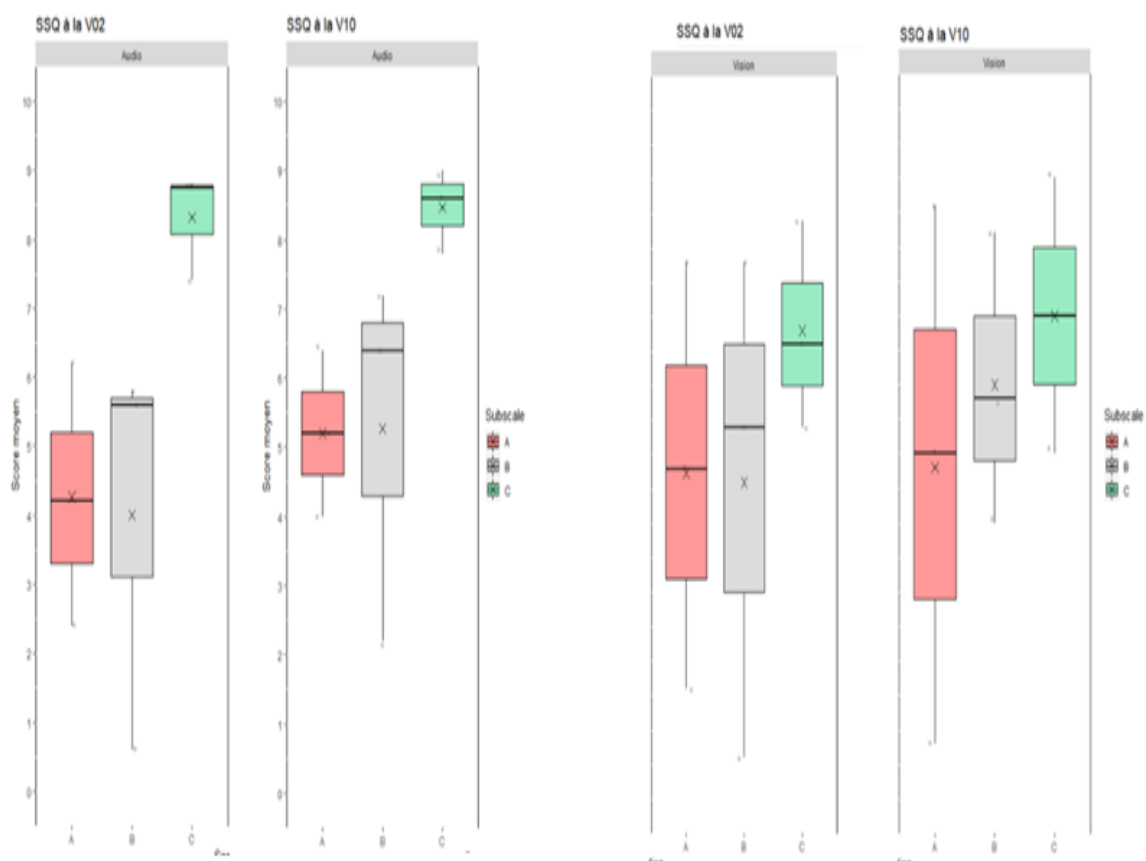


Figure 13 : Score aux trois échelles du questionnaire SSQ 15 en fonction des sessions de passation (V2 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel (patients A0x) ou Visuel (patients B0x)

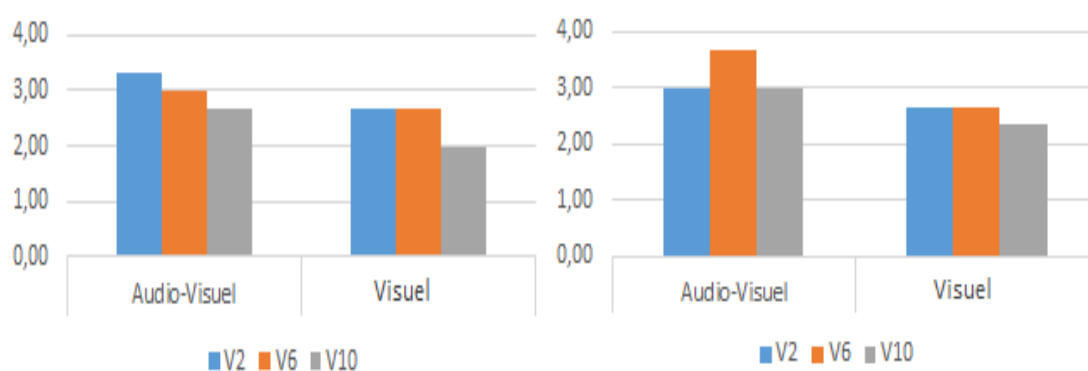


Figure 14 : Score de confiance (à gauche) et de difficulté (à droite) à l'échelle de Likert pour le test Sphere en fonction des sessions de passation (V2, V6 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel ou visuel

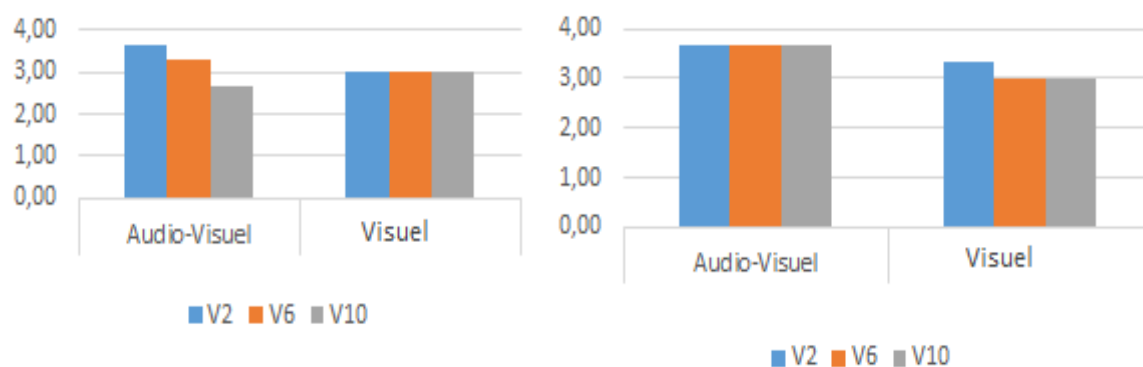


Figure 15 : Score de confiance (à gauche) et de difficulté (à droite) à l'échelle de Likert pour le test Framatrix en fonction des sessions de passation (V2, V6 et V10) pour les patients inclus dans le protocole Audio-visuel ou visuel