

UNIVERSITÉ LOUIS PASTEUR - STRASBOURG I

Ecole Doctorale des Sciences de la Vie et de la Santé

THESE

présentée pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université Louis Pasteur Strasbourg I

Discipline: Sciences du vivant

Spécialité : Neurosciences

Par

Olivier Després

Mécanismes de localisation spatiale chez l'homme :
interaction entre le système visuel et le système auditif

Soutenue publiquement le 23 juin 2004

Membres du jury

Directeur de Thèse :	Mr Victor Candas
Encadrant :	Mr André Dufour
Rapporteur Interne :	Mme Lilianne Manning
Rapporteur Externe :	Mme Eliana Sampaio
Rapporteur Externe :	Mme Arlette Streri

« Je suis aveugle mais on trouve toujours plus
malheureux que soi... J'aurais pu être noir. »

Ray Charles

Remerciements

Mes remerciements vont en premier lieu à André Dufour pour avoir accepté de diriger ma thèse. Il a su me faire profiter de ses remarquables connaissances scientifiques, de sa disponibilité et de sa passion pour la recherche. Je reste admiratif devant ses qualités de chercheurs et la rigueur de son travail. Je le remercie également pour toute la confiance et le soutien moral qu'il m'a apporté durant six années de mon cursus universitaire.

J'adresse également mes plus sincères remerciements à Victor Candas, qui a accepté de co-diriger ma thèse. Je lui suis particulièrement reconnaissant pour le soutien moral et financier qu'il m'a apporté au cours de ces trois années. Je le remercie également pour tous les conseils qu'il m'a prodigués afin d'organiser au mieux mon travail, ainsi que pour ses critiques constructives et son expérience professionnelle qui m'ont permis d'éviter bien des erreurs.

Mes remerciements vont également à Monsieur Alain Muzet, qui m'a accueilli dans son laboratoire. Je le remercie chaleureusement de m'avoir donné des conditions de travail optimales, que bon nombre d'étudiants en thèse m'ont envié.

J'adresse mes plus sincères remerciements à Madame Manning, Madame Sampaio et Madame Streri qui m'ont fait l'honneur d'être membre de ce jury.

Je remercie également tous les participants des expériences. J'exprime tout particulièrement ma reconnaissance aux sujets non-voyants, qui m'ont encouragé tout au long de ce travail de thèse.

Ma gratitude va vers mes deux collègues, Domitille et Gwen, qui ont participé efficacement à ce travail durant une année.

J'adresse également mes remerciements aux agents, aux chercheurs et aux étudiants du CEPA, avec qui j'ai passé d'agréables moments : Maurice, Alain, Nico, Thierry, Roland, Francis, Bonny, Jocelyne, Patricia, Hélène, Josée, Aurélie, Sarah, Cindy, Jenny, Marie...

Mes pensées vont également à ma famille, à qui je dois tout : mes parents, mon frère Joël et ma sœur Muriel... Steph et Delph.

Enfin, je tiens à remercier Anne, qui m'a accompagné au cours de mes années universitaires. Ces encouragements et son soutien moral m'ont permis de passer de nombreuses difficultés et je lui en suis tout particulièrement reconnaissant.

A ma grand-mère Colette

TABLE DES MATIERES

<u>INTRODUCTION</u>	8
<u>CADRE THÉORIQUE</u>	13
<u>1 – Influence de la vision sur la localisation spatiale auditive</u>	14
<u>1.1 - Influence des signaux visuels sur la localisation auditive</u>	14
<u>1.2 - Influence du système attentionnel sur la localisation auditive</u>	17
<u>1.3 - Influence des mouvements des yeux sur la localisation spatiale auditive</u>	20
<u>1.4 - La vision : système spatial de référence</u>	21
<u>2 – Déficit visuel et compensation auditive</u>	25
<u>2.1 – Réorganisation intermodale du cerveau consécutive à une cécité</u>	25
<u>2.1.1 - Modèles animaux de déficit sensoriel</u>	25
<u>2.1.2 - Plasticité cérébrale chez les personnes atteintes d’une cécité congénitale</u>	26
<u>2.1.3 - Plasticité cérébrale chez les personnes atteintes d’une cécité tardive</u>	28
<u>2.2 – Substitution sensorielle et cécité</u>	30
<u>2.2.1 – Substitution de la vision par l’audition ou par le toucher</u>	30
<u>2.2.2 - Perception spatiale modale ou amodale ?</u>	32
<u>2.3 –Déficit visuel et traitement spatial de signaux auditifs</u>	34
<u>2.3.1 - Capacités d’écholocalisation</u>	34
<u>2.3.2 - Capacités de localisation spatiale auditive</u>	37
<u>3 – Problématique</u>	44
<u>EXPÉRIMENTATION</u>	46
<u>PRÉSENTATION GÉNÉRALE</u>	47
<u>1 - Les sujets</u>	47
<u>2 - Présentation des expériences</u>	48
<u>3 - Dispositif et paradigme communs aux différentes expériences</u>	50
<u>4 - Analyses statistiques des données</u>	51
<u>EXPÉRIENCE 1 MÉTHODES DE LOCALISATION SPATIALE AUDITIVE</u>	52
<u>1 - Méthodologie</u>	53
<u>1.1 - Sujets</u>	53

1.2 - Dispositif.....	54
1.3 - Paradigme	55
2 - Résultats	56
<i><u>EXPÉRIENCE 2 DÉFICIT VISUEL ET COMPENSATION AUDITIVE.....</u></i>	<i>60</i>
1 - Méthodologie.....	60
1.1 - Sujets.....	60
1.2 - Dispositif et paradigme	62
2 - Résultats	62
2.1 - Résultats de la session « frontale » (figure 6).....	62
2.2 - Résultats de la session « dorsale » (figure 7).....	63
<i><u>EXPÉRIENCE 3 COMPENSATION AUDITIVE ET SACCADES OCULAIRES.....</u></i>	<i>66</i>
1 - Méthodologie.....	66
1.1 - Sujets.....	66
1.2 – Dispositif et paradigme	67
2 - Résultats	68
2.1 - Influence des mouvements des yeux sur la localisation auditive	68
2.2 - Précision des saccades oculaires et temps de programmation des saccades....	69
2.2.1 - Précision des saccades oculaires.....	70
2.2.2 - Temps de programmation des saccades oculaires	71
<i><u>EXPÉRIENCE 4 COMPENSATION AUDITIVE ET ATTENTION AUDITIVE</u></i>	<i>73</i>
1 - Méthodologie.....	74
1.1 - Sujets.....	74
1.2 - Dispositif.....	75
1.3 - Paradigme	76
2 - Résultats	76
2.1 - Les pourcentages de bonnes réponses.....	77
2.2 - Les temps de réaction médians pour les réponses correctes	78
<i><u>EXPÉRIENCE 5 COMPENSATION AUDITIVE ET MÉCANISMES BINAURAUX.....</u></i>	<i>82</i>
1 - Méthodologie.....	82
1.1 - Sujets.....	82

<u>1.2 - Dispositif</u>	83
<u>1.3 - Paradigme</u>	84
<u>2 - Résultats</u>	84
<i><u>EXPÉRIENCE 6 COMPENSATION AUDITIVE ET MÉCANISMES MONAURAUX</u></i>	89
<u>1 - Méthodologie</u>	89
1.1 - Sujets.....	89
1.2 - Dispositif et paradigme.....	90
<u>2 - Résultats</u>	92
<i><u>EXPÉRIENCE 7 COMPENSATION AUDITIVE ET ANALYSE DE L'ÉCHO</u></i>	95
<u>1 - Méthodologie</u>	95
1.1 - Sujets.....	95
1.2 - Dispositif.....	97
1.3 - Paradigme.....	98
<u>2 - Résultats</u>	98
<i><u>EXPÉRIENCE 8 CAPACITÉS DE DÉTECTION D'OBSTACLES PAR L'ANALYSE DE L'ÉCHO</u></i>	102
<u>1 - Méthodologie</u>	102
1.1 - Sujets.....	102
1.2 - Dispositif.....	103
1.3 - Paradigme.....	104
<u>2 - Résultats</u>	105
<i><u>EXPÉRIENCE 9 : CAPACITÉS À SE LOCALISER DANS UN ENVIRONNEMENT ACOUSTIQUE</u></i>	109
<u>1 - Méthodologie</u>	109
1.1 - Sujets.....	109
1.2 - Dispositif et paradigme.....	110
<u>2 - Résultats</u>	111
<i><u>EXPÉRIENCE 10 CAPACITÉS À SE LOCALISER DANS UN ENVIRONNEMENT ACOUSTIQUE « COMPLEXE »</u></i>	114
<u>1 - Méthodologie</u>	114

<u>1.1 - Sujets</u>	114
<u>1.2 - Dispositif et paradigme</u>	116
<u>2 - Résultats</u>	116
<u>4 - Expérience contrôle : test de mémoire spatiale</u>	118
<i><u>DISCUSSION</u></i>	<i>119</i>
<i><u>BIBLIOGRAPHIE</u></i>	<i>133</i>

Introduction

Notre perception du monde résulte de traitements des signaux environnementaux, se présentant sous des formes d'énergie variées (e.g., énergie électromagnétique pour la lumière; énergie mécanique pour le son). Ces traitements impliquent des mécanismes de transduction, de codage et de propagation du message, spécifiques à chaque système sensoriel, et aboutissent à des expériences perceptives qualitativement distinctes les unes des autres. Malgré la spécificité de chaque système sensoriel, la perception des événements est unifiée grâce à des liens étroits entre les différentes modalités sensorielles. Cette hypothèse est aujourd'hui communément admise grâce aux résultats de nombreux travaux au niveau neurophysiologique et comportemental. En effet, l'existence de convergence de signaux provenant de différentes modalités sensorielles, vers certaines structures cérébrales, ainsi que la mise en évidence de mécanismes d'interaction multimodale, tant au niveau neuronal que comportemental, semble montrer que ces signaux sont intégrés dans des processus communs de la perception.

Au niveau perceptif, l'interaction multimodale se traduit par la modification de la perception d'un événement pour une modalité sensorielle donnée, lorsqu'une stimulation, d'une ou plusieurs autres modalités sensorielles, est émise simultanément. De nombreux travaux ont notamment mis en évidence des processus d'interaction entre le système visuel et le système auditif, grâce à l'étude de certaines illusions perceptives. Par exemple, dans un environnement bruyant, nous pouvons aisément suivre le discours d'une personne, si nous regardons les mouvements de ses lèvres (Cherry, 1953). D'autres observations montrent que la localisation d'un stimulus auditif peut être déplacée en direction d'un stimulus visuel présenté simultanément (Radeau and Bertelson, 1974). Par exemple, lorsque nous regardons un film au cinéma, nous avons l'impression que les voix des acteurs proviennent de l'écran, alors qu'elles sont en fait émises par des haut-parleurs situés de part et d'autre de l'écran. Si ces

effets semblent mettre en évidence une influence du système visuel sur le traitement spatial des signaux auditifs, l'effet inverse n'est pas observé. Il semblerait ainsi que le flux des informations visuelles domine celui des informations auditives dans le traitement spatial d'événements audiovisuels et que la vision joue un rôle prépondérant dans notre perception de l'espace.

Afin de préciser le rôle joué par le système visuel dans le développement des aptitudes spatiales auditives, certains chercheurs ont étudié les performances de personnes aveugles dans des tâches de localisation auditive. Les premiers résultats montraient que les performances de sujets aveugles de naissance, à localiser des cibles auditives, sont inférieures, d'une part, à celles de sujets aveugles ayant eu une expérience visuelle, et, d'autre part, à celles de sujets normaux, privés au cours de la tâche de toute stimulation visuelle (Fisher, 1964; Warren, Anoshian et al., 1973). De ce constat, Fisher (1964) conclut que le développement d'aptitudes spatiales auditives nécessite une expérience visuelle. Le système visuel n'étant pas fonctionnel dès la naissance chez les aveugles congénitaux, leurs aptitudes spatiales auditives seraient considérablement altérées. Cependant, d'autres observations contredisent fortement cette hypothèse en mettant en évidence le développement de compensations spatiales auditives suite à une cécité congénitale. D'une part, les aveugles de naissance développent des capacités leur permettant de détecter, de localiser et d'identifier un objet dans leur environnement, par l'analyse des signaux acoustiques se réverbérant sur cet objet (Hausfeld, Power et al., 1982; Kellogg, 1962; Rice, 1967, 1969; Rice, Feinstein et al., 1965). D'autre part, les aveugles ont de meilleures performances de localisation de cibles auditives que les voyants, lorsque les stimuli auditifs sont émis à partir de régions spatiales périphériques, c'est-à-dire situées en dehors du champ visuel des voyants (Ashmead, Wall et al., 1998; Lessard, Pare et al., 1998; Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999). Un déficit total du

système a donc pour conséquence la mise en place d'une compensation auditive dans les processus spatiaux. Cependant, nous ne pouvons déterminer à partir de ces seules observations, le rôle joué par la vision dans le développement d'aptitudes spatiales auditives, lorsque le système visuel est fonctionnel.

La question de l'influence de l'expérience visuelle sur l'élaboration d'une représentation de l'espace acoustique constitue le cadre général du présent travail. L'étude des aptitudes auditives chez les déficients visuels peut contribuer à une meilleure compréhension du rôle joué par le système visuel dans l'élaboration d'une représentation de l'espace. C'est pour cette méthode d'investigation que nous avons opté en étudiant la nature des compensations auditives pour différents déficits visuels : la cécité congénitale qui exclue toute expérience visuelle, la cécité acquise plusieurs années après la naissance et la myopie. L'inclusion de sujets myopes dans notre étude a été motivée par l'observation que ce déficit conduit également à une augmentation de l'acuité auditive (Dufour et Gérard, 2000). L'expérience visuelle dont ont bénéficié les personnes souffrant d'une cécité tardive et dont bénéficient encore les personnes myopes pourrait se traduire par une compensation auditive qualitativement et quantitativement distincte de celle des aveugles congénitaux. C'est cette hypothèse que nous nous proposons de tester en essayant de déterminer si la nature de la compensation auditive diffère selon le type de déficience visuelle.

Dans un premier temps, notre objectif sera de comparer les capacités de localisation auditive des différents groupes de sujets, afin de déterminer si le traitement de signaux visuels a une influence sur la mise en place des compensations auditives (expériences 1 et 2). Dans un second temps, notre objectif sera de préciser si l'augmentation de la résolution spatiale auditive, observée chez les sujets déficients visuels, dépend de facteurs communs ou distincts selon l'importance du handicap visuel (expériences 3 à 7). Enfin, nous tenterons de

déterminer si la mise en place de compensations spatiales auditives permet d'accroître les capacités des sujets déficients visuels à appréhender leur environnement uniquement à partir de l'analyse de signaux acoustiques (expériences 8 à 10).

Cadre théorique

1 – Influence de la vision sur la localisation spatiale auditive

La résolution spatiale du système auditif est moins importante que celle du système visuel. En effet, l'acuité visuelle est de l'ordre de 1' d'arc en vision fovéale, alors que la résolution spatiale auditive atteint au mieux 1° en azimut et 4° en élévation dans le plan médian sagittal (Mills, 1958). Si le système visuel et le système auditif analysent notre environnement par des processus spécifiques, certains phénomènes perceptifs semblent résulter d'une interaction entre la vision et l'audition. Par exemple, la localisation auditive est plus précise lorsque nous disposons d'informations visuelles que lorsque nous sommes dans l'obscurité totale (Warren, 1970 ; Platt and Warren, 1972). Le traitement de signaux visuels peut donc influencer la perception auditive de l'espace. Par contre, l'effet inverse n'est pas observé. Il semblerait ainsi que le flux d'informations visuelles domine celui des informations auditives dans le traitement spatial de notre environnement. Nous verrons dans ce chapitre que de nombreuses études ont mis en évidence l'implication de facteurs visuels dans les processus de localisation auditive et semblent montrer que la vision joue un rôle prépondérant dans notre perception de l'espace.

1.1 - Influence des signaux visuels sur la localisation auditive

L'illusion réalisée par un ventriloque résulte d'une influence du système visuel sur le traitement de signaux auditifs (Pick, Warren et al., 1969). En effet, lorsqu'un ventriloque minimise les mouvements de ses lèvres, tout en synchronisant ceux de la marionnette avec son flux verbal, nous avons l'illusion que les mots du ventriloque sont prononcés par la marionnette. Ce type de phénomène ne se limite pas au langage (Canon, 1970, 1971; Kelso, Cook et al., 1975 ; Radeau and Bertelson, 1974). Radeau et Bertelson (1974) montrent que le déplacement de la position perçue d'un stimulus visuel à l'aide d'un prisme entraîne un biais

dans la localisation d'un stimulus sonore en direction du déplacement prismatique. Cette influence de la vision sur la localisation auditive est appelé « effet de capture visuelle ». Par contre, le biais exercé par un stimulus auditif sur la localisation d'une cible visuelle est faible, voire inexistant. Sur un plan anatomo-fonctionnel (voir encadré 1, p.24), Radeau (1994) interprète ce phénomène par des mécanismes d'interactions multimodales au sein des collicules supérieurs, vers lesquelles convergent des voies afférentes visuelles et auditives. Cette structure sous-corticale est constituée en partie de neurones multimodaux qui ont pour caractéristiques de répondre différemment selon que la stimulation est unimodale ou multimodale. La réponse multimodale n'est cependant observée que si les différentes sources de stimulations ont une proximité spatiale (Meredith and Stein, 1986a, 1986b). Les collicules supérieurs intègrent des représentations spatiales, aussi appelées cartes spatiales, pour les modalités visuelles, auditives et somesthésiques. Ces cartes présentent une importante concordance spatiale et participent à l'étalonnage d'une carte motrice qui permet la programmation de réponses motrices d'orientation (Jay and Sparks, 1984 ; Sparks and Nelson, 1987 ; Wallace and Stein, 1996). La carte visuelle des collicules supérieurs se modifie lorsqu'un stimulus visuel est émis. Les autres représentations spatiales (auditives et somesthésiques) sont alors recalibrées, afin que la concordance spatiale entre les différentes cartes sensorielles puisse être préservée. Cette modification de la représentation de l'espace acoustique par une stimulation visuelle au sein des collicules supérieurs pourrait expliquer le biais de localisation auditive observé dans les expériences de Radeau et Bertelson (1974). En effet, lorsqu'un sujet perçoit un signal visuel dont la localisation est déplacée par un prisme, la représentation de l'espace visuel dans les collicules supérieurs est translatée dans la direction de la déviation prismatique. La représentation de l'espace acoustique subit alors la même modification et entraîne un biais dans la localisation du stimulus auditif. Cependant, la fonction de programmation motrice des collicules supérieurs fait supposer que, si cette

structure est impliquée dans l'effet de capture visuelle, le biais observé ne serait pas perceptif mais moteur (biais de pointage en direction du stimulus auditif). Or, l'influence d'un signal visuel sur la localisation d'un stimulus auditif est également observée, lorsque la tâche du sujet consiste simplement à indiquer par un interrupteur si les stimuli auditifs et visuels, présentés simultanément, ont une même localisation ou non (Recanzone, 1998). Recanzone (1998) considère que la structure cérébrale, dont les processus induisent l'effet de capture visuelle, doit nécessairement intégrer une représentation de l'espace auditif. Les propriétés neurophysiologiques du cortex auditif primaire semblent compatibles avec cette hypothèse. En effet, une grande majorité des neurones de cette structure corticale chez les primates présentent une faible sélectivité spatiale et répondent à des stimulations auditives, dont la disparité spatiale peut s'étendre à plus de 15° (Recanzone, 1998 ; Benson, Hienz et al., 1981). La représentation de l'espace acoustique au sein de cette structure pourrait donc être aisément modifiée par des voies afférentes visuelles. D'autres propriétés neurophysiologiques du cortex auditif primaire semblent confirmer son implication dans le phénomène de capture visuelle des signaux auditifs. De nombreux neurones de cette structure présentent une sélectivité spatiale différente selon la fréquence des vibrations acoustiques (Recanzone, Guard et al., 2000). Plusieurs représentations de l'espace acoustique pourraient être ainsi intégrées au sein du cortex auditif primaire, en fonction des fréquences des stimulations sonores. Cette hypothèse est concordante avec les résultats d'une étude de Recanzone (1998), montrant que l'influence du traitement d'un signal visuel sur la localisation d'une cible auditive varie selon la fréquence sonore de cette cible. Lors d'une exposition répétée à des stimuli visuels et auditifs, dont les localisations ont une disparité spatiale inférieure à 16°, les sujets présentent un biais de localisation auditive en direction du stimulus visuel. Après cette période d'exposition, ce biais perdure pendant plusieurs minutes, lors d'une tâche de pointage de signaux auditifs présentés seuls. Cependant, le biais disparaît lorsque la fréquence des cibles

auditives diffère de celle de la période d'exposition. Des observations en neuropsychologie semblent également montrer une participation du lobe pariétal dans les mécanismes de capture visuelle. En effet, des patients, atteints d'une hémisplégie spatiale (i.e., lésion unilatérale du lobe pariétal postérieur), améliorent leurs capacités à identifier des phonèmes émis du côté opposé à la lésion, lorsqu'une source d'émission fictive (i.e., un haut-parleur muet) est présentée visuellement du côté lésionnel. Soroker et al. (1995) suggèrent que cette amélioration des performances est consécutive à la capture des informations auditives par la source fictive d'émission. Une récente étude utilisant les techniques de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (Jones and Callan, 2003) montre que le lobe pariétal est activé lors de la manifestation d'un autre phénomène d'interaction multimodale, appelé « effet McGurk ». Cette illusion auditive se traduit par une modification de la perception verbale en fonction des mouvements des lèvres perçus. Par exemple, la syllabe "ba" est perçue comme la syllabe "da", quand elle est présentée simultanément avec la vidéo d'une personne prononçant la syllabe "ga" (McGurk and MacDonald, 1976). L'induction de cet effet nécessite que les signaux visuels et auditifs aient une certaine concordance spatiale. Ce résultat semble confirmer l'hypothèse selon laquelle le cortex pariétal est impliquée dans le traitement spatial de stimuli audiovisuel (Recanzone, 1998). Le déficit observé chez les sujets hémisplégiques, lors de tâche de localisation de ces événements multimodaux, fait supposer également que des facteurs attentionnels interviennent dans ces processus (Soroker, Calamaro et al., 1997).

1.2 - Influence du système attentionnel sur la localisation auditive

Des processus d'orientation attentionnelle facilitent le traitement d'un événement audiovisuel par la focalisation de l'attention sur les signaux visuels et auditifs (Dufour, 1999; Spence and Driver, 1997). L'orientation de l'attention vers une région spatiale peut être induite par

l'émission soudaine d'un stimulus ou par une action volontaire. La plupart des études sur l'influence de l'orientation attentionnelle sur la perception d'événement multimodaux, ont utilisé un paradigme d'indiciage. Les sujets ont pour tâche de détecter un stimulus d'une modalité (e.g., visuelle), appelé « cible », après la présentation préalable d'un stimulus d'une autre modalité (e.g., auditive), appelé « indice ». Deux conditions expérimentales sont distinguées : soit l'indice est présenté dans une région spatiale avoisinant celle de la cible (essais congruents), soient les deux stimuli sont émis à partir de régions spatiales éloignées. La plupart des résultats révèlent que les temps de réaction des sujets à détecter la cible lors des essais congruents sont inférieurs aux temps de réaction mesurés lors des essais non congruents (Farah, Wong et al., 1989; Spence and Driver, 1994, 1997; Ward, Goodrich et al., 1994). Des études neuropsychologiques semblent indiquer que le cortex pariétal est impliqué dans ces processus multimodaux de l'orientation attentionnelle. En effet, des patients atteints d'une lésion unilatérale du lobe pariétal présentent un déficit à désengager l'attention spatiale d'un signal auditif ipsilatéral vers une cible visuelle controlatérale (Farah, Wong et al., 1989). Farah et al. (1989) concluent que les processus d'orientation attentionnelle sont supra-modaux. Plusieurs données obtenues par la technique des potentiels évoqués (Eimer and Driver, 2001 pour une revue) semblent confirmer l'existence de tels mécanismes attentionnels supra-modaux. En effet, on observe une activation du cortex pariétal et du cortex frontal lors de tâche d'orientation attentionnelle, quelles que soient les modalités des cibles et des indices (visuelle, tactile ou auditive).

Spence et Driver (1994, 1997) ont montré que les liens intermodaux des mécanismes attentionnels sont maintenus aussi bien pour une orientation réflexe de l'attention que pour une orientation volontaire. Il semblerait de manière générale qu'un signal non prédictif d'une modalité particulière attirerait l'attention vers la même localisation pour d'autres modalités.

Cependant, la région spatiale vers laquelle est orientée l'attention volontaire serait plus étendue pour la modalité primaire que pour les autres modalités (Spence and Driver, 1997). Les effets de facilitation multimodale de l'orientation volontaire de l'attention seraient plus étendus et plus durables que ceux de l'attention réflexe. He et al. (1997) expliquent ces effets de facilitation attentionnelle par une augmentation de la résolution spatiale dans la région d'émission du signal. Cet accroissement de la résolution faciliterait alors le traitement spatial d'une cible émise dans cette région. Cependant, Spence et Driver (1997) observent un effet de facilitation de l'orientation réflexe de l'attention auditive sur le traitement spatiale de cible visuelle, mais non l'inverse. Les auteurs concluent que les liens intermodaux dans les mécanismes de l'orientation réflexe de l'attention sont asymétriques. Cette asymétrie résulterait de la prédominance des cartes spatiales visuelles sur les autres modalités au sein du système nerveux central. Cette hypothèse a été énoncée à partir de constats anatomiques et neurophysiologiques (Spence et Driver, 1997). Comme nous l'avons déjà mentionné, les collicules supérieures intègrent une carte spatiale auditive qui peut être modifiée lors du traitement spatial de signaux visuels chez les mammifères (Stein and Meredith, 1993). Spence et Driver (1997) supposent que lorsque l'attention auditive est orientée vers une région spatiale, la carte auditive des collicules est centrée sur cette région et facilite le traitement de signaux visuels et auditifs émis dans cette région. Par contre, les cartes visuelles rétinitopiques, représentées notamment dans les aires visuelles primaires et les corps genouillés latéraux, ne reçoivent pas de signaux des autres modalités. La représentation de l'espace visuelle ne peut être modifiée par le flux d'informations non-visuelles au sein du système nerveux central. Spence et Driver (1997) concluent que la focalisation de l'attention visuelle peut influencer uniquement le traitement d'une cible visuelle, mais pas celui d'autres modalités. Cependant, Ward et al. (1994) montrent que des sujets sont plus rapides à déterminer l'hémichamp d'émission d'un stimulus auditif, si ce stimulus est précédé par

l'émission d'un signal visuel dans le même hémichamp. Les auteurs concluent qu'une orientation réflexe de l'attention visuelle peut influencer le traitement spatial de cibles auditives. Toutefois, ces résultats peuvent être également expliqués par une influence des mouvements oculaires sur la localisation auditive (Spence et Driver, 1997). En effet, Ward et al. (1994) n'avaient donné aucune consigne de fixation du regard à leurs participants, alors que de nombreuses études ont montré que des mouvements oculaires en direction d'un stimulus auditif améliore la localisation de ce stimulus (Gopher, 1973; Jones et Kabanoff, 1975; Platt et Warren, 1972; Warren; 1970). Les performances accrues des sujets lorsque l'indice était présenté dans le même hémichamp que le signal pourrait être la conséquence d'une amélioration de la localisation de la cible auditive par des saccades oculaires effectuées en direction du signal visuel.

1.3 - Influence des mouvements des yeux sur la localisation spatiale auditive

Gopher (1973) observa que lorsque deux messages différents sont présentés à chaque oreille d'un sujet, celui-ci dirige son regard du côté du message où il doit porter son attention. Jones et Kabanoff (1975) ont montré que les mouvements des yeux en direction d'un stimulus auditif améliore effectivement sa localisation spatiale. Ces auteurs ont suggéré que les mouvements des yeux permettent un renouvellement et une stabilisation des informations spatiales en mémoire auditive. De plus, il semblerait que la présence de stimuli visuels ne soit pas nécessaire à l'amélioration de la localisation auditive, lorsque des mouvements des yeux sont réalisés (Warren, 1970; Platt et Warren, 1972). Nous disposons de relativement peu de données pour comprendre par quels mécanismes les saccades oculaires contribuent à une meilleure localisation de signaux auditifs. Plusieurs études sur les mécanismes de l'orientation spatiale de l'attention sont arrivées à la conclusion que l'amélioration de la localisation

spatiale auditive par les mouvements des yeux est liée à un déplacement présaccadique de l'attention vers la position programmée du point de fixation. Ce déplacement de l'attention résulterait en une augmentation de la résolution spatiale auditive à la position programmée (Rorden et Driver, 1999). Cependant, on remarque que lorsque le regard est fixé vers une position excentrée, aucune amélioration de la localisation auditive n'est observée. Au contraire, on observe un biais de localisation proportionnel à l'excentricité du regard (Lewald, 1998, 2001). Cependant, le sens du biais observé diffère selon les études (e.g., Bolhander, 1984; Lewald & Ehrenstein, 1996; Weerts & Thurlow, 1971). Bolhander (1984) a montré que la localisation d'une source de stimulation auditive située dans l'axe médian, est déviée dans la direction du regard. Cet auteur attribue ce biais à un déplacement de l'attention visuelle ainsi que de l'attention auditive dans la direction du regard. Cette hypothèse est concordante avec les travaux de Spence et Driver (1997) et de Dufour (1999), qui ont mis en évidence un lien entre l'orientation de l'attention visuelle et celle de l'attention auditive. Ce déplacement attentionnel diminuerait l'efficacité du traitement spatial dans le plan médian auditif et pourrait donc expliquer le biais de localisation des cibles auditives, émises en position centrale, lorsque le regard est excentré. Lewald et Ehrenstein (1996) ont observé un biais de localisation auditive dans la direction opposée au regard. Lewald (1998) explique ce biais en s'appuyant sur les travaux de Jay et Sparks (1984, 1987) qui ont montré que lorsque les yeux sont dirigés dans une direction donnée, on observe une déviation de la carte auditive dans les collicules supérieurs dans cette même direction.

1.4 - La vision : système spatial de référence

L'ensemble des observations présentées précédemment met en évidence une influence du système visuel sur la localisation d'une cible auditive. Une telle interaction entre le système

visuel et le système auditif est-elle pour autant nécessaire pour le développement d'aptitudes spatiales auditives ? Lorsque le système visuel est inopérant, comme dans le cas d'une cécité, une représentation de l'espace acoustique peut-elle être élaborée ? En 1964, Fisher observa que la précision de sujets aveugles à localiser des cibles auditives est inférieure à celles de sujets ayant une vue normale, mais privés au cours de l'expérience de toute stimulation visuelle. Fisher explique cette différence de performances par l'absence, chez les personnes non-voyantes, d'un cadre de référence visuel, pouvant servir de contexte de localisation. Par ailleurs, Warren et al. (1973) ont observé que les aveugles de naissance sont moins performants dans les tâches de localisation auditive que les aveugles ayant eu une expérience visuelle. Les auteurs concluent que toute représentation de l'espace, quelle que soit la modalité considérée, s'élabore à partir d'un cadre de référence, constitué au cours du développement à partir du traitement spatial des signaux visuels. Les aveugles congénitaux, n'ayant eu aucune expérience visuelle au cours de leur vie, ne peuvent accéder à un tel cadre visuel de référence. Lors d'une tâche de localisation auditive, la présence d'un référent proprioceptif (le sujet devant toucher avec son index un référent tactile axial) n'améliore pas les performances des sujets. Par conséquent, Warren (1970) conclue que la vision est la seule modalité pouvant influencer les processus de représentation de l'espace acoustique. La spécificité visuelle du cadre de référence spatial a également été suggérée par Simpson (1972), qui observa que des sujets sont plus lents à déterminer l'hémichamp d'émission d'un stimulus auditif que celui d'un stimulus visuel, alors que la détection d'un signal auditif est plus rapide que celle d'un signal visuel. Auerbach et Sperling (1974) proposèrent une hypothèse alternative, en suggérant que les signaux auditifs et visuels sont transposés dans un « espace commun ». Cependant, cette hypothèse n'exclut pas la possibilité que cet espace commun soit, en fait, l'espace visuel, comme l'ont suggéré Warren (1970) et Platt et Warren (1972). La spécificité visuelle d'un cadre de référence dans l'élaboration de toute

représentation spatiale (acoustique, somesthésique) serait liée à la plus grande résolution spatiale du système visuel sur les autres systèmes sensoriels (Posner, Nissen et al., 1976).

Si la présentation de référents visuels augmente l'acuité spatiale auditive, d'autres facteurs non visuels peuvent également faciliter la localisation de stimuli auditifs. Par exemple, la précision de localisation de cibles sonores est également augmentée lorsqu'un référent auditif est émis dans le plan médian sagittal du sujet (Dufour, Després et al., 2002). La modalité visuelle n'est donc pas la seule modalité pouvant influencer le traitement spatial d'un signal auditif. De plus, si l'existence d'un cadre de référence visuel a été tout d'abord confirmée par les déficits de localisation spatiale auditive chez les sujets aveugles, de récentes études semblent montrer, au contraire, que les non-voyants de naissance développent des aptitudes spatiales équivalentes, voire supérieures, à celles de personnes voyantes (Ashmead, Wall et al., 1998; Lessard, Pare et al., 1998; Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999; Zwiers, Van Opstal et al., 2001b). L'ensemble de ces observations, que nous exposerons dans le prochain chapitre, met ainsi en évidence la mise en place d'une compensation spatiale auditive lorsque le système visuel est totalement déficitaire et suggère que le développement d'aptitudes spatiales ne nécessite pas une expérience visuelle.

Encadré 1

1 -Voies auditives sous-corticales

Le traitement des signaux auditifs débute dans l'oreille interne, par le décodage des fréquences, de l'intensité et de la durée des vibrations acoustiques au niveau de la cochlée. L'ensemble des données est alors transféré à différentes structures sous-corticales et corticales. Deux voies distinctes acheminent les informations auditives de la cochlée au cortex et sont impliquées dans des traitements auditifs spécifiques. La voie auditive primaire se compose essentiellement de trois relais et aboutit au cortex auditif primaire, enfoui dans le sillon de Sylvius. Les axones du nerf auditif se projettent tout d'abord dans les noyaux cochléaires du tronc cérébral, qui affinent les traitements sur la durée, l'intensité et la fréquence des stimuli auditifs. Les fibres traversent ensuite la ligne médiane pour innervier le complexe olivaire supérieur controlatéral, et rejoignent les collicules supérieurs. Ces deux structures relais jouent un rôle essentiel dans l'orientation spatiale auditive. Enfin, un dernier relais synaptique est effectué dans le corps genouillé médian du thalamus, où des mécanismes d'intégration permettent l'élaboration de réponses motrices, telle que l'articulation langagière. La dernière projection relie le thalamus au cortex auditif primaire.

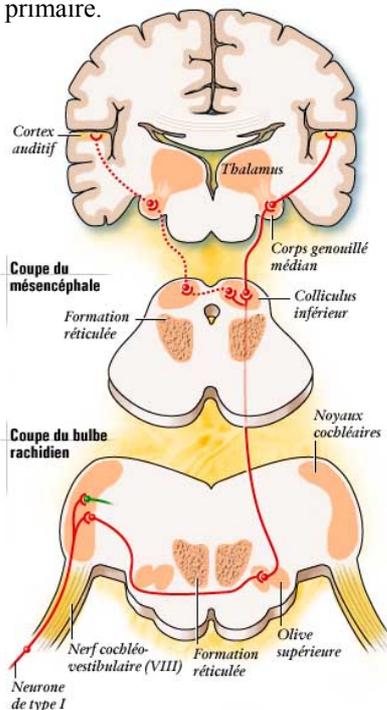


Figure 1 : Voie auditive primaire

La voie secondaire partage, avec la voie primaire, des projections sur les noyaux cochléaires du tronc cérébral. Cependant, après ce premier relais, les fibres de la voie secondaire ne traversent pas la ligne médiane, mais rejoignent la voie réticulaire ascendante ipsilatérale, pour se projeter sur la formation réticulée. Une partie des projections de la formation réticulée aboutissent à l'hypothalamus, qui régule les fonctions neurovégétatives. D'autres neurones innervent le cortex limbique, impliqué dans les réactions émotionnelles et la motivation. Enfin, une partie des fibres de la formation réticulée se projettent dans le cortex pariétal. Cette structure multimodale, intégrant les informations visuelles, tactiles et auditives, est impliquée dans les processus d'orientation spatiale de l'attention, ainsi que dans la sélection de stimuli pertinents, quel que soit leur modalité (Corbetta and Shulman, 2002). A l'exception du cortex pariétal, toutes les structures des voies auditives présentent un arrangement neuronal particulier, appelé « tonotopie ». L'organisation tonotopique correspond à une succession de lamelles de neurones, qui présentent chacune une activité maximale pour une fréquence acoustique spécifique.

2 -Structures auditives corticales

De nombreux travaux ont montré qu'une lésion au niveau du cortex auditif primaire altère les processus de localisation spatiale auditive (Heffner, 1997; Jenkins and Merzenich, 1984). Cependant une grande majorité des neurones de cette structure corticale présente une faible sélectivité spatiale et répond à des stimulations auditives, dont les régions d'émission peuvent s'étendre sur plus de 15° (Benson, Hienz et al., 1981; Recanzone, 1998). L'absence d'une représentation spatiale de l'espace acoustique dans les aires auditives a conduit certains chercheurs à proposer des modèles de codage de l'information spatiale auditive au sein de ces structures. Par exemple, Middlebrooks et al (1998) proposent que les neurones du cortex auditif codent les coordonnées spatiales des stimulations acoustiques par la fréquence et le temps de décharge de leur réponse. Cependant, le cortex auditif n'est pas la seule structure corticale impliquée dans les processus de localisation auditive. D'une part, malgré la distinction fonctionnelle des deux voies auditives, il semblerait que l'élaboration d'une représentation de l'espace acoustique impliquerait aussi bien le cortex auditif que le lobe pariétal (Recanzone, 1998; Zatorre, Bouffard et al., 2002). D'autre part, le traitement spatial des signaux acoustiques s'effectuerait également dans le cortex pré-frontal, grâce à un influx d'informations provenant du cortex auditif secondaire (Romanski, Tian et al, 1999).

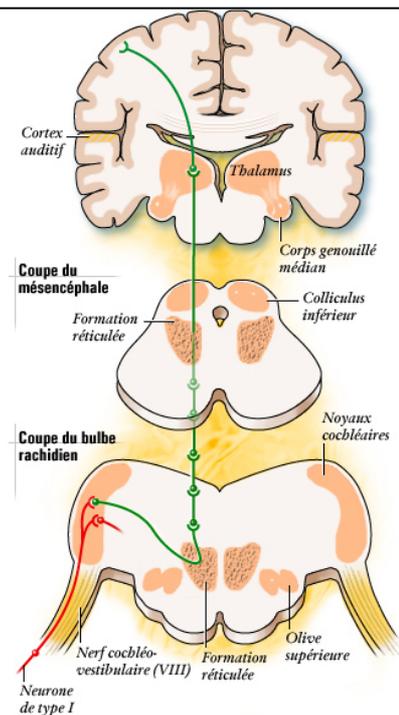


Figure 2 : Voie auditive secondaire

2 – Déficit visuel et compensation auditive

L'expérience visuelle est-elle nécessaire pour qu'une représentation spatiale de notre environnement puisse être élaborée ? Au cours de l'évolution ontogénétique, une déficience totale du système visuel entraîne-t-elle une détérioration des aptitudes spatiales ? Ces questions ont été abordées au niveau comportemental, en évaluant l'efficacité des traitements spatiaux en l'absence de vision, ainsi que par l'étude des répercussions d'une déficience visuelle sur l'organisation fonctionnelle et structurale du cerveau. Le terme de « plasticité cérébrale » désigne l'ensemble des changements structurels et/ou fonctionnels du cerveau, qui permettent au système nerveux de pallier des fonctions déficitaires ou de développer de nouvelles capacités (Pizzamiglio, Galati et al., 2001). De nombreuses données obtenues initialement chez l'animal et plus récemment chez l'homme par les techniques d'imagerie cérébrale témoignent de phénomènes de plasticité cérébrale. En effet, il semblerait que suite à une cécité, de nouvelles connexions neuronales s'établissent au niveau cortical et sous-cortical, et qu'une réorganisation fonctionnelle s'opère pour les structures normalement impliquées dans le traitement des signaux visuels.

2.1 – Réorganisation intermodale du cerveau consécutive à une cécité

2.1.1 - Modèles animaux de déficit sensoriel

Au début des années 60, les travaux de Wiesel et Hubel (1963, 1965) ont révélé que, chez le chat, le cerveau présente une plasticité structurale lorsque les entrées visuelles sont supprimées. Ces auteurs ont montré que chez le chaton, une brève privation visuelle induite par une suture des paupières lors d'une période critique située entre la quatrième semaine et le quatrième mois après la naissance, engendre des modifications neurophysiologiques dans le

cortex visuel. Cette cécité perdue à l'âge adulte, sans que les organes sensoriels (l'œil et la rétine) ne présentent une quelconque détérioration. Ces travaux remarquables sont à l'origine de nombreuses études évaluant les répercussions d'une détérioration d'un système sensoriel sur l'organisation cérébrale chez de nombreux animaux. Des résultats montrent notamment que les cartes sensorielles des cortex somatosensoriel, visuel et auditif sont modifiées respectivement suite à une amputation d'un membre (Rasmusson, 1982), à une lésion de la rétine (Kaas, Krubitzer et al., 1990), et à une destruction de la cochlée (Robertson and Irvine, 1989). Ces cartes corticales sont également modifiées par un entraînement spécifique suivi par l'animal. Deux études montrent que l'entraînement d'un singe à une tâche de discrimination de fréquences auditives ou de stimulations tactiles, s'exprime au niveau cortical par une extension des aires respectivement auditives et somatosensorielles (Jenkins, Merzenich et al., 1990; Recanzone, Schreiner et al, 1993). Rauschecker et Korte (1993) observent également une extension des aires somatosensorielle et auditive du cortex ectosylvian antérieur, chez le chat privé de stimulations visuelles dès la naissance. Ces observations suggèrent, que lorsqu'un système sensoriel est totalement déficitaire, l'utilisation des modalités inaltérées, et par conséquent la quantité d'informations traitées, est considérablement augmentée. Cet accroissement d'activité des systèmes sensoriels restés intacts serait corrélé à une réorganisation structurelle et/ou fonctionnelle du système nerveux central. Cependant, ces réorganisations corticales n'ont été observées initialement que chez l'animal, et, par conséquent, l'existence de tels processus chez l'homme est restée longtemps hypothétique.

2.1.2 - Plasticité cérébrale chez les personnes atteintes d'une cécité congénitale

L'évolution de la technique du TEP-scan (Tomographie par Emission de Positrons) a permis d'initier les travaux sur la plasticité cérébrale chez l'homme, en étudiant notamment l'activité

métabolique des structures occipitales chez des sujets atteints d'une cécité congénitale. Les premières données révélaient que le cortex visuel des aveugles de naissance ne présente aucune caractéristique structurale particulière (Phelps, Mazziotta et al., 1981), mais que son activité métabolique est supérieure à celles de sujets voyants fermant les yeux (Wanet-Defalque, Veraart et al., 1988). D'autres travaux, mesurant le potentiel de courant direct du cerveau, au cours de tâches de discrimination tactile, ont montré que les aires visuelles sont impliquées dans le traitement de signaux non-visuels chez les aveugles de naissance. Ces résultats sont confirmés par Uhl et al. (1991) qui observent que lors d'une tâche de lecture en Braille, l'activité électrique corticale est distribuée plus postérieurement chez des sujets non-voyants de naissance que chez des sujets ne présentant aucun déficit visuel. Cette même distribution d'activités est constatée lorsqu'il est demandé aux sujets d'imaginer les sensations produites par des textures (Uhl, Kretschmer et al., 1994) ou lors d'une tâche de rotation mentale de formes, présentées dans la modalité tactile (Rösler, Röder et al., 1997). L'ensemble de ces résultats fait supposer que les structures cérébrales postérieures, essentiellement associées aux processus visuels chez les personnes voyantes, acquièrent des fonctions, liées notamment aux traitements de stimuli tactiles, lorsque le système visuel est totalement déficitaire dès la naissance. D'autres données, obtenues à partir d'enregistrements de potentiels évoqués, semblent confirmer cette hypothèse. Le paradigme généralement utilisé pour cette technique d'exploration de l'activité cérébrale, consiste à détecter la présence d'un stimulus « déviant » lors de la présentation répétée d'un stimulus dit « standard ». Ces deux stimuli de modalité auditive diffèrent par leur durée, leur intensité, leur forme spectrale ou leur localisation. La présentation d'un son déviant dans une série de sons standards se caractérise au niveau de l'activité corticale par un pic électrique négatif, survenant 100 à 200 ms après l'apparition de ce stimulus. Aucune différence d'activités électriques cérébrales ne s'observe entre les sujets aveugles congénitaux et les sujets voyants, lorsque la tâche consiste

à écouter passivement les stimuli. Par contre, lorsque les sujets ont pour consigne de détecter le stimulus déviant, les régions cérébrales, présentant le pic électrique de détection, sont essentiellement distribuées dans la partie postérieure du cerveau chez les aveugles et dans la partie médiane du scalp chez les voyants (Röder, Rösler et al., 1996). Alho et al. (1993) ont également observé cette même différence de distribution lors d'une tâche d'écoute dichotique. Il semblerait ainsi que, suite à une cécité congénitale, des fonctions non-visuelles sont attribuées au cortex occipital, qui participe dès lors aux traitements des signaux auditifs ou tactiles. Les récentes techniques d'imagerie cérébrale ont permis de déterminer les structures du cortex visuel impliquées dans ces processus. Sadato et al. (1996) ont notamment montré que l'aire visuelle primaire V1, chez les aveugles de naissance, présente une augmentation de son activité, lors d'une tâche de détection de non-mots, présentés en Braille. Cette aire augmente son métabolisme, lors d'une tâche de discrimination tactile de formes en reliefs, mais diminue son activité, lorsque le sujet doit simplement parcourir avec son doigt une surface couverte de picots en Braille (Sadato, Pascual-Leone et al., 1996). De façon similaire, une stimulation magnétique trans-crânienne au niveau du lobe occipital cause, chez les personnes non-voyantes, des difficultés, voire une dyslexie, lors de la lecture d'un texte en Braille (Cohen, Celnik, et al, 1997). Suite à une cécité congénitale, l'aire visuelle V1 ne serait pas impliquée dans des traitements de signaux tactiles de bas niveaux, mais interviendrait dans des processus plus élaborés de discrimination tactile, nécessaires à la lecture en Braille.

2.1.3 - Plasticité cérébrale chez les personnes atteintes d'une cécité tardive

A la fin des années 70, Rebillard et al. (1977) étudiaient les effets de la surdité sur le cortex auditif du chat et montraient que les aires auditives primaires répondent à des stimulations visuelles lorsque la déficience du système auditif est précoce, et restent inactives, lorsque le handicap survient à l'âge adulte (Rebillard et al., 1977). Les auteurs concluaient que la

plasticité cérébrale ne peut s'exprimer que dans un cerveau immature en cours de développement. Cependant, de récents résultats contredisent cette hypothèse en montrant que le cerveau humain mature, suite à un déficit visuel survenu plusieurs années après la naissance, présente également des réorganisations fonctionnelles, voire structurelles. Par exemple, lors d'une tâche de détection d'un son déviant, l'activité électrique maximale du cerveau est observée dans la partie postérieure chez des sujets atteints d'une cécité à l'âge adulte, alors que cette distribution se localise dans la partie médiane du crâne chez les sujets ne présentant aucun déficit visuel (Kujala, Alho, et al., 1997). Une autre étude montre, par la technique de la TEP-scan, que lors d'une lecture en Braille, le cortex visuel est activé aussi bien chez les non-voyants congénitaux que chez les aveugles tardifs (Buchel, Price et al., 1998). Cependant, les activations présentées par les deux groupes diffèrent. Chez les sujets aveugles de naissance, seul le cortex extra-strié est activé, alors que chez les personnes non-voyantes tardives, l'ensemble des aires visuelles présente une augmentation du métabolisme du glucose (i.e., cortex strié et extra-strié). Les processus impliqués dans ces phénomènes de plasticité semblent ainsi différer selon l'âge d'apparition de la cécité au cours du développement. Il est également important de noter que cette étude n'a révélé aucune activation des aires visuelles chez les sujets non-voyants, lors d'une tâche de discrimination de mots présentés auditivement. Cette observation semble contradictoire avec les résultats démontrant une implication de ces aires dans les processus de discrimination de signaux auditifs (Kujala, Alho, et al., 1997). Cependant, cette contradiction peut s'expliquer par les différences de tâches proposées aux sujets dans les deux études. Les fonctions attribuées au lobe occipital suite à une cécité n'impliqueraient pas le traitement sémantique des stimuli auditifs (Kujala, Alho et al., 2000). Le rôle des aires visuelles dans le traitement de signaux tactiles reste également à définir. En effet, alors que Buchel et al. (1998) montrent une activation du lobe occipital lors d'une lecture en Braille chez des sujets ayant perdu la vue à

l'âge adulte, Cohen et al. (1999) observent cette activation uniquement chez les aveugles de naissance. Ces résultats contradictoires supposent une forte variabilité inter-sujets au niveau de l'importance de la réorganisation cérébrale, consécutive à une cécité survenant à l'âge adulte (Kujala, Alho et al., 2000).

L'adaptation du cerveau humain à une déficience du système visuel semble se traduire par l'attribution de nouvelles fonctions sensorielles aux aires visuelles. En effet, les différents résultats montrent que, chez les personnes non-voyantes, le cortex occipital est impliqué dans le traitement de signaux tactiles et auditifs, alors qu'en absence de déficit, cette structure participe essentiellement à des processus visuels. La plupart des auteurs ayant observé ces modifications fonctionnelles, supposent que l'expression d'une telle plasticité cérébrale a pour conséquence de développer des fonctions adaptatives palliant l'absence de perception visuelle par le traitement d'informations de modalités restées intactes. Ces fonctions adaptatives doivent notamment permettre à une personne non-voyante d'analyser les informations spatiales des modalités non-visuelles, afin qu'elle puisse interpréter l'espace dans lequel elle évolue.

2.2 – Substitution sensorielle et cécité

2.2.1 – Substitution de la vision par l'audition ou par le toucher

Les appareils de substitution sensorielle ont pour fonction de transmettre à leur utilisateur une information obtenue par une analyse vidéo de l'environnement en un signal tactile ou auditif. L'utilisation de ce type d'appareil a permis d'étudier les capacités des personnes aveugles à développer des aptitudes spatiales à partir de nouvelles expériences sensorielles. L'apprentissage de l'utilisation de ces appareils peut s'effectuer en quelques heures, aussi bien chez les personnes aveugles que chez les personnes ne présentant aucun déficit sensoriel

(De Volder, Toyama et al., 2001). Avec de tels systèmes de substitution sensorielle, les non-voyants sont capables de localiser et de reconnaître des objets présents dans leur environnement (Capelle, Trullemans et al., 1998). Les systèmes utilisés se composent généralement d'une caméra placée sur le front de la personne non-voyante et reliée à une interface. L'interface émet des vibrations acoustiques d'une fréquence qui est fonction de la distance des objets dont l'image est captée par la caméra. L'analyse de ces fréquences sonores permet alors à un aveugle d'explorer l'espace dans lequel il évolue, en bougeant la tête ou en manipulant la caméra à l'aide d'une commande manuelle. Après entraînement, les aveugles de naissance sont capables d'identifier des formes complexes (Arno, Capelle et al., 1999). De plus, ces sujets acquièrent une perception des profondeurs et améliorent considérablement leurs capacités à évaluer la distance d'un objet à partir des signaux auditifs fournis par l'appareil. Les performances spatiales des personnes non-voyantes ont essentiellement été évaluées au moyen d'un système de substitution sensorielle visio-tactile, le TVSS (Tactile-Vision-Substitution-System). Ce système a pour principe de traduire l'information vidéo fournie par une caméra, en une série de stimulations électrotactiles. Ces stimulations sont transmises par une matrice de picots, appliquée sur une surface cutanée, tels que les doigts, l'abdomen, le dos ou la langue. Les modèles actuels possèdent une matrice 12×12 picots, dont l'activation est corrélée avec celle de la matrice vidéo. Après entraînement, les sujets atteints d'une cécité à l'âge adulte estiment que les expériences perceptives offertes par l'appareil sont proches de la perception visuelle. A partir des stimulations électrotactiles perçues à la surface de leur peau, les sujets ont la capacité de localiser les événements situés dans l'espace, en estimant les profondeurs, en réalisant des zooms et retours arrières avec la caméra, ou encore en interprétant les effets de perspective ou de parallaxe (Bach-y-Rita, Collins et al., 1969). La faible résolution des matrices équipant le TVSS ne semble pas limiter les performances des sujets. Selon Bach-y-Rita et Kerchel (2003), les capacités du cerveau à

extraire de nombreuses informations à partir de quelques points de stimulations, ainsi que les propriétés dynamiques d'une image, induites par les mouvements du sujet et des objets environnants, suffisent pour qu'une scène visuelle complexe soit correctement interprétée à partir des signaux fournis par le TVSS. Une étude, dans laquelle le TVSS est fixé et reste immobile, montre que les sujets non-voyants sont capables de frapper, avec une batte, une balle roulant sur une table (Bach-y-Rita and Kercel, 2003). Les aveugles de naissance semblent toutefois présenter plus de difficultés que les personnes ayant perdu la vue au cours de la vie, pour explorer leur espace à l'aide d'un appareil de substitution (Farcy, Damaschini et al., 1997). Cependant, Farcy et al. (1997) supposent que l'entraînement à certaines tâches spatiales pourraient amener les aveugles de naissance à une compréhension de l'espace comparable à celle des voyants.

2.2.2 - Perception spatiale modale ou amodale ?

Les travaux utilisant les appareils de substitution sensorielle ont également permis d'aborder la question du caractère modal ou amodal de la perception spatiale. Plus précisément, il s'agit de savoir comment se fait l'intégration des informations spatiales des différentes modalités. Existe-t-il des représentations mentales et des processus spécifiques à chaque système sensoriel ou, au contraire, les informations spatiales des différentes modalités sont-elles intégrées dans un système commun de représentation ? Ce débat contemporain des neurosciences trouve son origine dans la question posée par William Molyneux à son ami philosophe John Locke en 1688 : « Supposons qu'un aveugle de naissance ait appris à distinguer par le toucher un cube et une sphère du même métal, et à peu près de la même grosseur. On demande si cette personne, en ayant un jour la possibilité de voir, pourra indiquer quel est le globe et quel est le cube, sans les toucher. » (Pacherie, 1997). Dokic et Pacherie (1999) considèrent que le problème posé par Molyneux ne se rapporte pas

uniquement aux représentations de formes, mais également à la localisation spatiale d'objets ou d'événements. Plus précisément, ces auteurs affirment que la perception d'une forme implique la localisation spatiale des éléments saillants d'un objet. Par exemple, pour identifier un cube posé dans sa main, il est nécessaire de localiser chacune des arêtes du cube dans l'espace. Cependant, Goodale et Milner (1993) ont mis en évidence une double dissociation des fonctions cérébrales, entre la reconnaissance de la forme d'un objet et sa localisation dans l'espace. En effet, certains sujets lésés au niveau du cortex pariétal postérieur peuvent identifier visuellement un objet, mais présentent des difficultés pour diriger une action vers cet objet, alors que des sujets, souffrant de lésions au niveau du cortex temporal inférieur, présentent un déficit pour identifier un objet, mais sont capables de le localiser. Malgré la dissociation de ces deux fonctions, Dokic et Pacherie (1999) considèrent que la reconnaissance d'un objet dépend nécessairement de la localisation de ses éléments saillants dans l'espace, ces informations spatiales devant être disponibles à certaines étapes du traitement structural de l'objet. Morgan (1977) propose que les nouvelles expériences perceptives offertes par un système de substitution sensorielle sont assimilables à une émergence de la vision chez les sujets non-voyants. Les arguments en faveur de cette hypothèse sont d'une part, que les informations fournies par ces appareils sont issues d'un traitement visuel de l'espace (i.e., traitement artificiel au moyen d'une caméra), et d'autre part, que les personnes non-voyantes présentent des comportements similaires à ceux des personnes ayant un système visuel fonctionnel. En considérant que l'expérience vécue par les sujets aveugles utilisant le TVSS est similaire à celle d'une émergence de la vision, Pacherie (1997) indique que les résultats de ces différentes études répondent positivement à la question de Molyneux. Une telle affirmation implique toutefois, selon cet auteur, de différencier les concepts de « sensations » et de « perception », en considérant que la perception visuelle ne nécessite pas des sensations de modalités visuelles, mais peut être également induite par le

traitement de signaux auditifs ou tactiles. Cependant, Bach-y-Rita et Kercel (2003) modèrent ces affirmations, en précisant qu'un entraînement est nécessaire aux personnes non-voyantes, avant qu'elles ne puissent interagir avec les événements perçus au moyen du TVSS. Lors de ces entraînements, des mécanismes cognitifs se développeraieent afin qu'une représentation spatiale puisse s'élaborer à partir des stimulations électrotactiles. De Volder et al. (1999) ont proposé à des aveugles de naissance d'apprendre à localiser des objets grâce aux informations auditives fournies par un appareil de substitution. Des données obtenues en imagerie cérébrale montrent que plus la durée de l'apprentissage est importante, plus le cortex occipital augmente son activité au cours de la tâche de localisation. Le recrutement des aires visuelles n'est pas observé chez les sujets voyants effectuant le même apprentissage. De Volder et al. (1999) concluent que l'augmentation du métabolisme du cortex occipital est corrélée à la mise en place de nouveaux mécanismes, permettant aux sujets non-voyants d'appréhender leur espace par le traitement des informations auditives émises par l'appareil de substitution. Toutefois, le développement d'aptitudes spatiales chez les aveugles de naissance ne nécessite pas l'acquisition de nouvelles expériences sensorielles au moyen d'un système de perception artificiel. En effet, plusieurs observations mettent en évidence le développement spontané de capacités spatiales lors d'une cécité congénitale.

2.3 –Déficit visuel et traitement spatial de signaux auditifs

2.3.1 - Capacités d'écholocalisation

De nombreux travaux ont mis en évidence la capacité des sujets non-voyants à détecter, à localiser et à identifier des objets situés dans leur environnement (Supa, Cotzin et al., 1947; Worchel and Dallenbach, 1947). Ces études comparaient les performances de détection d'obstacles, de trois groupes de sujets, composés de personnes aveugles, sourdes ou ne

présentant aucun handicap sensoriel. La tâche demandée aux sujets consistait à indiquer, le plus rapidement possible, la présence d'un panneau, placé sur un parcours que les sujets effectuaient à pied. Les résultats révèlent que le groupe de non-voyants détecte la présence d'un plus grand nombre d'obstacles que les deux autres groupes. Les sujets ayant un déficit auditif constituent le groupe le moins performant. Par contre, lorsque l'expérience est répétée en neutralisant le bruit des pas des sujets par des semelles feutrées, les performances des non-voyants diminuent fortement. Le système auditif semble donc être le sens qui fournit les informations nécessaires pour détecter la présence d'un obstacle. Cette hypothèse est confirmée par Ammons et al. (1953), qui montrent que des sujets dont les conduits auditifs sont occlus, ne détectent plus la présence du panneau, et entrent en collision avec cet obstacle, dans la majorité des essais. Cotzin et Dallenbach (1950) ont élaboré un protocole expérimental remarquable, mettant en évidence la capacité des personnes aveugles à détecter la présence d'un obstacle, uniquement par le traitement de signaux auditifs adaptés. Dans cette expérience, les sujets contrôlaient le déplacement d'un haut-parleur situé dans une autre salle expérimentale. Lors de son déplacement, le haut-parleur émettait des stimuli auditifs et se rapprochait d'un obstacle. Les signaux auditifs, recueillis par un microphone fixé au haut-parleur, étaient transmis aux sujets par des écouteurs. Les résultats révélaient que les participants avaient la capacité, à partir des stimuli acoustiques perçus, de détecter la présence d'un panneau et de rapprocher le haut-parleur à quelques centimètres de cet obstacle, sans le percuter. Un questionnaire post-expérimental révélait également que plus le haut-parleur se rapprochait de l'obstacle, plus les sons perçus par les sujets étaient aigus. Cotzin et Dallenbach (1950) concluent de l'ensemble de ces résultats, que la perception d'obstacle par des signaux non-visuels, dépend du traitement de la hauteur tonale des sons, processus impliqué dans la perception de l'écho, appelée également « écholocalisation ». De tels mécanismes d'analyse de l'écho ont été mis en évidence notamment dans des processus de

localisation et d'identification d'objets. Par exemple, il a été montré que les sujets aveugles, en percevant les signaux acoustiques se réverbérant sur un objet, ont la capacité de détecter la présence de cet objet (Rice, Feinstein et al., 1965), d'en juger l'éloignement avec une précision d'une dizaine de centimètres (Kellogg, 1962), de localiser sa position dans le plan azimutal avec une précision de quelques degrés (Rice, 1969), de juger les variations de sa taille (Juurmaa, 1970), de distinguer des objets de formes différentes (Rice, 1967) ou encore d'identifier les textures de différentes surfaces (Hausfeld, Power et al., 1982).

Afin de localiser une source sonore, le système auditif a recours au traitement de signaux binauraux, monauraux et à l'analyse de l'écho (voir encadré 2, p.43). Les mécanismes cérébraux, impliqués dans l'analyse des signaux acoustiques fournis par l'écho d'un stimulus auditif, restent aujourd'hui encore à déterminer. Un son émis dans un environnement réverbérant se propage dans de multiples directions en se réfléchissant sur les surfaces situées à proximité de la source sonore. Dans une telle situation, une personne perçoit un ensemble de vibrations acoustiques, qui proviennent d'une part, directement de la source, et, d'autre part, des surfaces de réflexions. Le système nerveux central peut, à partir de ces différentes informations acoustiques, déterminer la localisation de la source sonore, ainsi que celles des différentes surfaces de réverbération. Un paradigme expérimental, modélisant le phénomène de l'écho, consiste à disposer, dans une salle anéchoïque, deux haut-parleurs à égale distance du sujet et à des localisations azimutales différentes. Les deux haut-parleurs émettent un stimulus auditif identique, généralement un click, avec un décalage temporel variant de zéro à une dizaine de millisecondes. Le premier stimulus émis est appelé « son initial », et le second, « son retardé ». Les résultats, obtenus avec ce dispositif, ont mis en évidence deux phénomènes perceptifs distincts, regroupés sous le terme d'effet « d'effacement acoustique ». D'une part, lorsque le délai interstimuli est inférieur à 1 milliseconde, le sujet perçoit une unique source sonore, appelée « image fusionnée », localisée à équidistance des deux haut-

parleurs (Warncke, 1940). Ce phénomène est appelé « localisation sommée ». D'autre part, quand le délai interstimuli varie entre 1 et 5 millisecondes, la localisation de l'image fusionnée se déplace progressivement vers la position du haut-parleur émettant le son initial. Cet effet est nommé « dominance de localisation » (Zurek, 1980). Litovsky et al. (1999) considèrent que les effets « d'effacement acoustique » inhibent le traitement simultané de sons directs et réverbérés qui pourraient perturber les processus de localisation spatiale auditive dans les environnements réverbérants. Le seuil de détection d'écho correspond au plus petit délai, séparant le son initial et le son retardé, pour lequel un sujet localise distinctement les deux sources sonores (source du son initial et source du son retardé). Roberts et al. (2002) montrent que plus le seuil de détection d'écho est bas, plus les processus de localisation auditive dans un milieu réverbérant sont efficaces. Les capacités des sujets aveugles, à localiser et à évaluer la distance d'un objet, à partir du traitement des signaux de l'écho (Kellogg, 1962; Rice, 1969) pourraient s'expliquer par un accroissement de l'efficacité d'un ou plusieurs mécanismes décrits précédemment. Cependant, aucune étude à ce jour n'a déterminé le rôle de ces différents processus sur le traitement spatial des signaux auditifs chez les personnes non-voyantes.

2.3.2 - Capacités de localisation spatiale auditive

Le développement chez les personnes aveugles de capacités d'écholocalisation semble indiquer que l'absence de traitement visuel dans la perception de l'espace peut être palliée par l'acquisition de nouvelles aptitudes auditives. L'établissement d'une cécité peut également avoir pour conséquence d'augmenter la résolution spatiale du système auditif. De nombreuses données comportementales montrent que les performances de localisation auditive des sujets non-voyants de naissance sont supérieures à celle des personnes ne présentant aucun déficit visuel (Ashmead, Wall et al, 1998; Lessard, Pare et al., 1998; Röder, Teder-Salejarvi et al.,

1999). Cette augmentation de la résolution spatiale auditive est observée chez les personnes non-voyantes, dès l'enfance. En effet, les enfants aveugles de naissance ont, d'une part, une meilleure précision de localisation en élévation (i.e., dans le plan vertical) et d'autre part, une meilleure estimation de la distance des cibles auditives, que les enfants n'ayant aucun trouble visuel (Ashmead, Wall et al, 1998). Lorsque le système visuel est fonctionnel, le développement des processus de localisation auditive nécessite qu'une correspondance s'établisse entre la perception auditive et la perception visuelle. Une coordination entre l'espace visuel et l'espace auditif interviendrait très tôt au cours du développement (Aronson et Rosenbloom, 1971; Wertheimer, 1961) et faciliterait la localisation auditive grâce à l'intégration des signaux auditifs dans un cadre de référence visuel. Les enfants aveugles présentant de meilleures performances de pointage de stimuli auditifs que les enfants voyants, Ashmead et al. (1998) supposent que le calibrage de l'espace auditif ne nécessite pas d'expérience visuelle et peut être effectué à partir des signaux proprioceptifs et kinesthésiques, obtenus lors de déplacements et de mouvements de la tête. Lessard et al. (1998) ont montré, quant à eux, que les adultes non-voyants de naissance ont de meilleures performances de localisation spatiale auditive dans le plan horizontal que les sujets voyants. Cette différence de résolution spatiale auditive entre les deux groupes est également observée lorsque l'une des oreilles des sujets est obstruée. Les performances accrues des sujets non-voyants pourraient ainsi par une plus grande efficacité du traitement des signaux monauraux. Ce phénomène de compensation auditive, consécutif à un dysfonctionnement du système visuel, est confirmé par une récente étude, corrélant des mesures comportementales à des enregistrements électrophysiologiques (Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999). Des haut-parleurs, positionnés horizontalement entre 0° et 90° par rapport au plan médian du sujet, émettaient aléatoirement un stimulus auditif standard ou déviant (i.e., de fréquences différentes). La tâche du sujet consistait à détecter l'émission d'un son déviant, uniquement

lorsque celui-ci était émis par un haut-parleur préalablement désigné. Les résultats montrent que les non-voyants présentent des performances similaires aux emméropees, lorsque le haut-parleur cible se situe dans le plan frontal (i.e., entre 0 et 18°). Par contre, le taux de détections corrects est plus important chez les aveugles, lorsque le haut-parleur cible est situé en périphérie (i.e., entre 72° et 90°). Parallèlement à ces mesures comportementales, les auteurs ont également enregistré les potentiels évoqués auditifs. L'activité électrique cérébrale correspondant à une stimulation auditive est caractérisée par la composante N1, pic négatif survenant 80 à 100 ms après l'émission du stimulus auditif, et dont l'amplitude s'accroît, lorsque la localisation du stimulus auditif perçu est celle attendue par le sujet. Les enregistrements électrophysiologiques révèlent que l'amplitude des composantes N1, enregistrée chez les aveugles, est supérieure à celle des voyants, lorsque le son déviant est émis en périphérie. La compensation auditive consécutive à une cécité serait ainsi expliquée par une augmentation de l'efficacité des mécanismes attentionnels pour la détection de signaux auditifs périphériques. La spécificité spatiale de l'augmentation de la résolution auditive est confirmée par une récente étude (Zwiers, Van Opstal et al., 2001b), qui montre que les sujets aveugles de naissance ont des performances similaires à celles de sujets voyants, dans une tâche de pointage de cibles auditives situés dans le plan frontal (i.e., $\pm 50^\circ$ par rapport au plan médian du sujet). Zwiers et al. (2001b) proposent qu'au cours du développement, le calibrage de l'espace auditif s'effectue, chez les aveugles de naissance, à partir du traitement de signaux proprioceptifs et kinesthésiques, effectué par exemple lors d'un déplacement en direction d'une source sonore. Ces processus seraient aussi efficaces que le calibrage visuel de l'espace auditif. Cependant, les informations visuelles n'étant disponibles que dans les régions frontales, le traitement des signaux proprioceptifs et kinesthésiques serait également nécessaire aux personnes voyantes pour calibrer l'espace acoustique périphérique. L'efficacité de ces traitements serait plus importante dans le cas

d'une cécité, leur implication dans le calibrage de l'espace acoustique étant permanente, quelle que soit la région spatiale auditive considérée.

L'ensemble de ces résultats semble indiquer que le traitement de signaux auditifs permet l'élaboration d'une représentation de l'espace, lorsque le système visuel est totalement déficitaire. Cependant, de récentes études révèlent que l'absence de perception visuelle peut également entraîner des déficits spatiaux. Par exemple, Lewald (2002b) montre que les aveugles présentent systématiquement un biais de pointage, lors d'une tâche de localisation de cibles auditives en élévation. Cet auteur explique ce biais par un défaut de calibrage de l'espace acoustique à partir des informations proprioceptives et kinesthésiques. Bien que ces signaux soient suffisants pour établir une relation entre la localisation azimutale d'un stimulus auditif et la position du corps dans l'espace, ces informations seraient beaucoup moins efficaces que les signaux visuels pour établir ce lien dans le plan vertical. La localisation spatiale auditive dans le plan vertical dépend des traitements monauraux des signaux acoustiques, dont les modifications de la forme spectrale sont induites par les circonvolutions de l'oreille externe. Le pavillon de l'oreille changeant de forme et de taille au cours du développement (Blauert, 1997), le calibrage de l'espace acoustique en élévation nécessite une expérience visuelle. Par exemple, lorsqu'une source sonore est située dans un plan surélevé, le système visuel peut localiser cette source et permet au système nerveux central d'établir un lien entre la forme spectrale du son perçu et sa localisation dans l'espace. Par contre, si le système visuel est inopérant, une personne aveugle doit toucher cette source, afin d'obtenir les informations proprioceptives et kinesthésiques nécessaires pour établir cette relation. Cette hypothèse émise par Lewald (2002b) est contradictoire avec les résultats de Lessard et al. (1998) montrant une efficacité accrue des traitements monauraux des signaux acoustiques chez les aveugles. La condition monaurale élaborée par Lessard et al. (1998) consistait à

obstruer une oreille des sujets, qui avaient pour tâche de localiser des stimuli auditifs, émis avec la même intensité, quelle que soit la localisation de la source sonore. Dans de telles conditions, plus le haut-parleur était éloigné du sujet, plus l'intensité des vibrations acoustiques arrivant à l'oreille non obstruée diminuait. De ce fait, Zwiers et al. (2001b) considèrent que les résultats obtenus dans cette expérience ne reflètent pas une efficacité accrue des traitements monauraux chez les sujets non-voyants, mais révèlent des capacités de discrimination d'intensités auditives plus importantes chez les personnes aveugles que chez les personnes voyantes. Le biais de pointage constaté dans la tâche de localisation de cibles auditives en élévation peut donc s'expliquer, comme le propose Lewald (2002b), par un défaut de calibrage des signaux monauraux. Un autre déficit spatial auditif a été mis en évidence chez des aveugles de naissance dont la tâche consistait à localiser des cibles auditives émis dans un environnement bruyant (Zwiers, Van Opstal et al., 2001a). Les résultats révèlent que les sujets aveugles ont une précision de pointage inférieure à celle des sujets emmétropes¹. Zwiers et al. (2001a) rejettent l'hypothèse d'un déficit de ségrégation signal-bruit, puisqu'une précédente étude montrait que, dans un environnement bruyant, les sujets aveugles ont de meilleures performances de discrimination et de compréhension de la parole, que les personnes n'ayant aucune déficience visuelle (Niemeyer and Starlinger, 1981). Les auteurs supposent que le déficit observé est plutôt lié à un défaut qualitatif de la représentation spatiale de l'environnement acoustique chez les aveugles. Selon cette hypothèse, la représentation de l'espace auditif intègre les coordonnées d'un stimulus acoustique, déterminées par une analyse spectrale. Cette intégration a pour fonction de faciliter et d'affiner la localisation de ce stimulus. La représentation de l'espace acoustique, calibrée par des signaux non-visuels, serait particulièrement sensible aux perturbations

¹ Emmétrope : terme employé en ophtalmologie pour désigner une personne ne présentant aucun déficit visuel.

générées par un environnement bruyant. Ces perturbations diminueraient la qualité de l'encodage des informations spatiales auditives au sein de cette représentation et, par conséquent, la résolution auditive serait amoindrie. Il est cependant important de noter que le déficit de localisation spatiale, observé dans cette étude, ne s'exprimait que dans la dimension verticale. En effet, les sujets non-voyants montraient des performances similaires à celles des autres sujets dans le plan azimutal. De plus, les sources étaient toutes émises dans le plan frontal du sujet, région où la compensation auditive ne semble pas s'observer chez les aveugles. Lewald (2002b) conclut que seul le jugement d'élévation d'un stimulus acoustique présente un biais dans le traitement spatial auditif chez les sujets atteints de cécité congénitale.

Encadré 2

Traitements spatiaux des signaux auditifs

La localisation auditive repose sur un système de coordonnées crâniocentriques. La source sonore est localisée par rapport à la tête de l'auditeur. Dans l'exemple illustré dans la figure 3, la source sonore est à une distance r de l'auditeur, son azimut par rapport au plan médian sagittal est noté φ , et son élévation par rapport au plan horizontal est notée δ .

Afin de déterminer les coordonnées spatiales d'une stimulation sonore, le système auditif a recours à différents types de traitements des signaux auditifs.

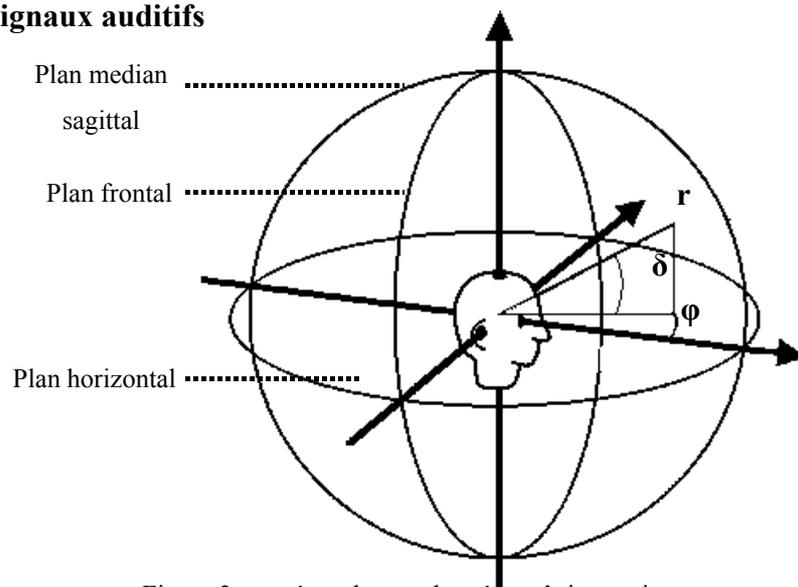


Figure 3 : système de coordonnées crâniocentriques

Le traitement binaural permet de déterminer la localisation azimutale d'un stimulus auditif, grâce à la comparaison des propriétés des vibrations acoustiques parvenant à chaque oreille. Un son atteint plus rapidement une des deux oreilles, selon la localisation de la source sonore. Cette différence de délais se traduit par une différence de phase entre les vibrations acoustiques parvenant à chaque oreille (Blauert, 1997). Pour déterminer la position azimutale d'une source sonore, le système auditif traite également une différence d'intensité interaurale. En effet, lorsqu'un son est émis par une source, le signal acoustique subit une perte d'énergie progressive en fonction de la distance de propagation. Ainsi, les vibrations sonores parvenant à l'oreille la plus proche de la source, ont une intensité plus élevée que les vibrations atteignant l'oreille controlatérale (Blauert, 1997).

La localisation des stimuli auditifs est également déterminée par le traitement monaural des signaux acoustiques. Ces processus permettent, d'une part, d'évaluer le niveau d'élévation des sons dans le plan vertical et, d'autre part, de déterminer si un son est émis à partir du plan frontal ou du plan dorsal (devant ou derrière l'auditeur). Le traitement des signaux monauraux implique une analyse de la forme spectrale du son (López-Poveda and Meddis, 1996). La plupart des sons émis dans notre environnement présentent une distribution fréquentielle complexe. Lorsqu'un tel signal acoustique arrive à nos oreilles, sa trajectoire est déviée plusieurs fois par les replis du pavillon. Selon l'angle de trajectoire d'entrée du son dans l'oreille, les différentes fréquences acoustiques sont atténuées ou amplifiées. La forme spectrale du son est ainsi modifiée et fournit au système auditif les informations nécessaires pour localiser le stimulus auditif (Musicant and Butler, 1985).

L'évaluation de la distance d'une source sonore dépend d'indices tels que l'intensité (pour les sources dont la puissance habituelle est connue) et le rapport d'intensité entre les fréquences hautes et les fréquences basses, les premières étant plus atténuées avec la distance de propagation que les secondes (Blauert, 1997).

Le système auditif peut également déterminer la localisation d'une source sonore en analysant l'écho d'un stimulus auditif. Lorsqu'un signal est émis par une source sonore, les vibrations acoustiques se propagent dans le milieu aérien selon un cône de diffusion. Certaines de ces vibrations sont dirigées vers nos oreilles et le son perçu qui en résulte est appelé « son initial ». Par contre, d'autres vibrations acoustiques qui ne sont pas initialement dirigées vers nous, atteignent nos oreilles grâce à la déviation de leur trajectoire par une surface réverbérante, tel un mur ou un objet. Nous percevons alors le son « réfléchi », qui parvient quelques millisecondes après le son direct. L'écho résulte de la perception de ces deux sons. Le délai séparant l'arrivée du son direct et celle du son réfléchi, ainsi que la différence d'intensité entre les deux sons, sont analysés par le système auditif. Le traitement de ces signaux permet à une personne entraînée à l'écholocalisation, de détecter la présence d'un obstacle, d'estimer sa localisation azimutale et d'évaluer la distance qui les séparent (Clifton, Freyman et al., 2002).

3 – Problématique

Le rôle que joue le système visuel dans le développement d'aptitudes spatiales auditives constitue le cadre général de notre travail. Nous avons vu dans les chapitres précédents, que les études sur les liens entre les différentes modalités sensorielles dans le traitement spatial d'événements audiovisuels font apparaître une dominance du flux des informations visuelles sur celui des informations auditives. Cette influence de la vision sur la localisation spatiale auditive conforte l'hypothèse selon laquelle le système visuel serait le système spatial de référence (Fisher, 1964). Nous proposons d'aborder la question du rôle joué par le système visuel dans les processus de représentation spatiale, en évaluant les performances de localisation auditive de sujets déficients visuels en fonction de l'importance de leur handicap. Deux groupes de sujets non-voyants seront distingués, selon que leur cécité est congénitale ou est apparue à l'âge adulte. Un troisième groupe sera composé de sujets atteints d'une myopie. Une récente étude (Dufour et Gérard, 2000) montre que la précision de pointage de sujets myopes est supérieure à celle des sujets ayant une vue normale non-corrigée. Il semblerait ainsi qu'une compensation auditive ne s'établisse pas uniquement lorsque le système visuel est totalement déficitaire, mais également lorsque le handicap visuel est partiel. Selon Dufour et Gérard (2000), cette augmentation de l'acuité spatiale auditive serait la conséquence d'une détérioration de la vision périphérique chez les personnes myopes, malgré la correction apportée par le port de lunettes. Cette hypothèse est confirmée par plusieurs études en ophtalmologie (Ito, Kawabata et al., 2001; Koller, Haas et al., 2001; Rudnicka and Edgar, 1995). Par exemple, il existe une corrélation négative importante entre l'erreur de réfraction et la sensibilité à la lumière en vision périphérique chez une personne myope (Koller, Haas et al., 2001). Dufour et Gérard (2000) suggèrent ainsi que les personnes myopes, ayant une vision périphérique déficitaire malgré une correction optique, analysent plus fréquemment et

de manière plus soutenue que les sujets emmétropes, les signaux auditifs environnementaux. Cette mobilisation accrue des traitements auditifs aurait pour conséquence d'augmenter l'efficacité des processus de localisation spatiale auditive.

Si le traitement des informations spatiales visuelles joue un rôle dans l'élaboration d'une représentation de l'espace acoustique, les mécanismes de compensation auditive mis en place suite à une myopie ou à une cécité survenue à l'âge adulte, devraient être plus efficaces que ceux développés consécutivement à une cécité congénitale. En effet, alors que le développement d'aptitudes spatiales peut s'élaborer à partir d'une expérience visuelle chez les personnes myopes ou les personnes ayant perdu la vue à l'âge adulte, toute compensation auditive ne peut s'établir qu'à partir du traitement de signaux non-visuels chez les personnes aveugles congénitales. Dans un premier temps, nous comparerons les capacités de localisation auditive des différents groupes de sujets, afin de déterminer si les compensations spatiales auditives consécutives à une déficience visuelle diffèrent selon l'importance du handicap visuel (expériences 1 et 2). Dans un deuxième temps (expériences 3 à 8), notre objectif sera de préciser les facteurs impliqués dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à un déficit visuel (mouvements des yeux, orientation de l'attention, indices binauraux, indices monauraux et indices de l'écho). Enfin, nous évaluerons les capacités des sujets à détecter des objets ou à se représenter leur espace, uniquement à partir de la perception de signaux acoustiques, afin de déterminer les aptitudes spatiales développées suite à une déficience visuelle varie selon l'importance et le moment d'apparition du handicap visuel (expériences 9 et 10).

Expérimentation

Présentation générale

Afin d'évaluer les aptitudes spatiales développées suite à une déficience visuelle, nous avons réalisé dix expériences au Centre d'Etudes de Physiologie Appliquée de Strasbourg (CNRS - UPS 858). Nous présentons dans ce chapitre les groupes de sujets que nous avons différenciés, les objectifs de chaque expérience, ainsi que le matériel et le dispositif communs à toutes les expériences.

1 - Les sujets

Pour l'ensemble de notre travail, nous avons distingué quatre groupes de sujets. Un premier groupe est constitué de sujets aveugles de naissance. Un deuxième groupe est composé de sujets atteints d'une cécité survenue à la puberté ou à l'âge adulte. Un troisième groupe est constitué de sujets myopes présentant un déficit visuel équivalent à chaque œil. Un quatrième groupe est composé de sujets emmétropes. Tous les participants présentent un audiogramme normal.

Nous préciserons pour chacune des expériences les caractéristiques des différents groupes de sujets (répartition hommes/femmes - intervalle des âges - âge moyen). Nous donnerons également sous forme de tableau les différentes informations concernant le handicap de chaque sujet non-voyant.

Pour les expériences 1, 2 et 4, seuls quatre sujets aveugles tardifs ont pu être recrutés. Afin d'augmenter la puissance de nos analyses statistiques, nous avons constitué pour ces trois expériences, un unique groupe de sujets non-voyants, composé de personnes atteintes d'une cécité innée ou tardive.

2 - Présentation des expériences

L'objectif de l'expérience 1 est de déterminer une méthode efficace permettant de comparer les performances spatiales auditives entre les déficients visuels et les emmétropes. Trois méthodes de localisation de stimuli auditifs sont testées. Deux méthodes demandent aux sujets une réponse motrice, soit par un pointage avec l'index de la main dominante, soit en orientant la tête en direction de la source sonore. Une troisième méthode consiste à estimer verbalement la position du stimulus auditif sur une échelle subjective.

Dans l'expérience 2, nous comparons les performances des emmétropes, des myopes et des non-voyants dans une tâche de localisation de cibles auditives émises à partir du plan frontal (i.e., région spatiale correspondant au champ visuel chez les voyants) ou du plan dorsal. L'objectif de cette expérience est de déterminer si les compensations auditives consécutives à une cécité ou à une myopie sont observées dans des régions spatiales identiques ou distinctes.

Les expériences de 3 à 8 ont pour objectif de préciser les facteurs impliqués dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à un déficit visuel.

L'objectif de l'expérience 3 est de déterminer si les compensations auditives résultent d'une influence accrue des mouvements des yeux sur le traitement des signaux acoustiques. Nous évaluons les performances de localisation auditive des sujets déficients visuels et emmétropes, selon trois consignes de saccades oculaires. Dans une condition, les sujets doivent maintenir leur regard droit devant eux au cours de la tâche. Dans une autre condition, les sujets ont pour consigne de diriger leurs yeux en direction du stimulus auditif à localiser. Dans une dernière condition, les sujets doivent effectuer une saccade oculaire dans la direction opposée à la cible auditive.

Afin de préciser le rôle joué par les mécanismes d'orientation attentionnelle dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à une déficience visuelle, nous comparons les performances des sujets emmétropes, myopes et non-voyants dans une tâche de localisation auditive selon un paradigme d'indiçage élaboré par Spence et Driver (1994, 1997).

L'objectif des expériences 5 à 8 est de préciser si les compensations spatiales auditives résultent d'un affinement des traitements des indices binauraux, des indices monauraux et/ou des indices d'écho. Premièrement, nous évaluons dans l'expérience 5, les performances des différents groupes de sujets dans une tâche de localisation auditive dépendant uniquement de l'analyse interaurale de phase et d'intensité des signaux auditifs (absence des indices monauraux). Deuxièmement, nous comparons dans l'expérience 6 les performances de localisation auditive des emmétropes et des déficients visuels selon deux conditions acoustiques différentes. Dans l'une des conditions, l'analyse spectrale des signaux auditifs est possible. Dans l'autre, les indices monauraux permettant cette analyse sont supprimés. Troisièmement, nous évaluons la sensibilité aux indices d'écho des différents groupes de sujets. D'une part (expérience 7), nous proposons aux sujets de réaliser une tâche de pointage de cibles auditives dans un milieu réverbérant, selon deux conditions. Les signaux réverbérés parvenant aux oreilles du sujet ont une intensité sonore plus élevée dans une condition que dans l'autre. D'autre part (expérience 8), nous évaluons les performances des sujets à détecter un obstacle à partir de la perception de signaux acoustiques se réverbérant sur cet obstacle.

Les expériences 9 et 10 ont pour objectif de déterminer si les compensations auditives ont pour conséquence d'accroître les capacités des déficients visuels à analyser leur environnement spatial à partir de la perception de signaux auditifs. Deux environnements acoustiques sont distingués : a) dans l'expérience 9, l'environnement, dit « simple », se

caractérisé par une présentation successive de stimuli auditifs qui sont tous identiques (i.e., sons blancs), b) dans l'expérience 10, l'environnement, dit « complexe », se caractérise par l'émission simultanée de plusieurs signaux auditifs distincts.

3 - Dispositif et paradigme communs aux différentes expériences

Les expériences 7 et 10 ont lieu dans une pièce réverbérante ($411 \times 417 \times 230$ cm), dans laquelle le bruit ambiant est d'environ 35 dB SPL. Les autres expériences se déroulent dans une chambre insonorisée ($324 \times 262 \times 222$ cm), dans laquelle le bruit ambiant est d'environ 30 dB SPL. Cette salle expérimentale est anéchoïque, mais des panneaux réverbérants y ont été installés pour l'expérience 9. Quelle que soit l'expérience, les sujets sont conduits dans la salle expérimentale avec un bandeau couvrant leurs yeux. Le bandeau est retiré avant le début de la passation. Les salles expérimentales ne sont pas éclairées et ainsi, aucun sujet ne peut voir le dispositif.

A l'exception des expériences 9 et 10, les sujets ont pour consigne de maintenir leur regard droit devant eux au cours de chaque essai. Certains aveugles n'ont pu respecter cette consigne, à cause d'une fatigue oculaire trop importante ou d'une incapacité à contrôler les mouvements des yeux. L'influence des saccades oculaires n'étant pas le facteur étudié dans ces expériences, nous avons tout de même intégré les données de ces sujets dans les analyses statistiques. Dans les tableaux d'informations sur les sujets non-voyants, nous indiquerons par un astérisque (*) les sujets n'ayant pu respecter les consignes de fixation oculaire. La consigne de fixation du regard est contrôlée par un système constitué d'une caméra infrarouge fixé sur une casquette, mesurant en temps réel les mouvements des yeux (i.e., eye-tracker ISCAN® - ETL 500). Si une saccade oculaire d'une amplitude de plus de 2° d'angle visuel est observée au cours d'un essai, ce dernier est annulé et présenté ultérieurement au sujet. Les

deux consignes de mouvements des yeux indiquées aux participants dans l'expérience 3 sont également contrôlées par ce système.

Dans les expériences 1, 2, 3, 4 et 7, les sujets utilisent un pointeur laser pour indiquer la position de stimuli auditifs. Afin que le pointage ne puisse être perçu par les sujets voyants, un voile fixé sur la casquette du système enregistrant les saccades oculaires est placé devant les yeux des sujets.

4 - Analyses statistiques des données

Pour chaque expérience, les analyses de données ont été effectuées grâce au logiciel STATISTICA version 6.1 de Statsoft® (2003).

Pour toutes les expériences, les données ont été analysées par des ANOVA (analyses de variances). Afin de préciser certains effets observés, les tests post-hoc de Newman-Keuls ont été utilisés.

Dans l'expérience 3, seules les données de deux groupes de sujets (myopes et emmétropes) n'ont pu être exploitées. Certaines comparaisons de moyennes entre ces deux groupes ont nécessité une analyse par un test t de Student pour échantillons indépendants.

Le seuil de significativité retenu pour l'ensemble des analyses statistiques est de 5%.

Expérience 1

Méthodes de localisation spatiale auditive

Alors que certains travaux montrent que les aveugles de naissance présentent une résolution spatiale auditive équivalente (Lewald, 2002a; Wanet-Defalque, Veraart, et al., 1988; Zwiers, Van Opstal et al., 2001b), voire supérieure (Lessard., Pare et al., 1998; Muchnik, Efrati et al., 1991; Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999) à celles des voyants, d'autres résultats mettent en évidence un déficit dans la localisation de cibles auditives chez les non-voyants (Lewald, 2002b; Zwiers, Van Opstal et al., 2001a). Différentes méthodes ont été employées dans ces études, pour évaluer les capacités spatiales des sujets : pointage en direction des cibles auditives avec l'index de la main dominante, avec le bras ou au moyen d'un pointeur mécanique (Lessard., Pare et al., 1998; Lewald, 2002a, 2002b; Zwiers, Van Opstal et al., 2001a), orientation de la tête en direction des signaux acoustiques perçus (Zwiers, Van Opstal et al., 2001a, 2001b) ou jugement de la localisation des stimuli auditifs sur une échelle subjective (Muchnik, Efrati et al., 1991). La diversité de ces méthodes peut être à l'origine des résultats contradictoires qui révèlent soit un déficit, soit une compensation spatiale auditive chez les non-voyants. Lewald (2002b) suggère, par exemple, que l'utilisation d'un pointeur mécanique, dans des conditions expérimentales où les stimulations visuelles sont absentes, avantage les aveugles, qui sont habitués à manipuler quotidiennement des objets, uniquement à partir de signaux tactiles ou proprioceptifs, alors que les personnes voyantes utilisent leur vue pour faciliter le maniement de ces objets.

Afin de déterminer une méthode efficace, permettant de comparer les performances spatiales auditives entre des personnes ayant un déficit visuel et des personnes emmétropes, nous proposons aux sujets de localiser des cibles auditives, selon trois méthodes différentes. Deux

de ces méthodes demandent une réponse motrice, soit par un pointage avec l'index de la main dominante, soit en orientant la tête en direction de la source sonore. La troisième méthode consiste à indiquer verbalement la position de la cible sur une échelle subjective.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Cinquante-trois sujets, répartis en trois groupes, ont pris part à cette expérience. Un groupe de sujets non-voyants est composé d'une part, de neuf sujets (8 femmes et 1 homme; âge compris entre 18 et 42 ans; 30 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité congénitale (Tableau 1), et d'autre part, de quatre sujets (2 femmes et 2 hommes; âge compris entre 30 et 46 ans; 39 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 2). Un second groupe est constitué de vingt sujets (9 femmes et 11 hommes; âge compris entre 19 et 42 ans; 30 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -1,25 à -9 dioptries. Un troisième groupe est composé de vingt sujets (11 femmes et 9 hommes; âge compris entre 18 et 49 ans; 25 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 1 : Caractéristiques du handicap des neuf sujets non-voyants de naissance de l'expérience 1

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	18	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3 *	24	F	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	25	F	Inconnue	Aucune perception
B5 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B6 *	37	H	Inconnue	Aucune perception
B7	39	F	Glaucome congénital	Aucune perception
B8 *	42	H	Rétinopathie	Aucune perception
B9 *	42	F	Rétinopathie	Aucune perception

Tableau 2 : Caractéristiques du handicap des quatre sujets non-voyants acquis de l'expérience 1

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B10 *	30	H	Rétinopathie	15	Aucune perception
B11 *	38	F	Rétinopathie	20	Aucune perception
B12 *	40	F	Glaucome	15	Aucune perception
B13	46	H	Glaucome	26	Aucune perception

1.2 - Dispositif

Les sujets sont assis à une table, leur tête maintenue immobile grâce à une mentonnière. Cette installation permet de maintenir constante la distance (200 cm) entre le sujet et le dispositif, constitué de huit haut-parleurs placés en arc de cercle à $\pm 5^\circ$, $\pm 10^\circ$, $\pm 15^\circ$ et $\pm 20^\circ$ du plan médian sagittal du sujet (Figure 4). Ces haut-parleurs (4×8 cm, 4Ω , 3W) sont situés dans le plan horizontal, à la hauteur des oreilles du sujet. Au début de chaque essai, un son pur de 1000 Hz, d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 65 dB SPL, est émis dans le plan médian. Ce signal auditif indique au sujet, d'une part, qu'il doit maintenir son regard droit devant lui et, d'autre part, qu'une cible auditive va être émise. Après un intervalle de temps dont la durée varie entre 2400 et 3000 ms, une cible auditive (bruit blanc; 20 - 20000 Hz, d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL) est émise par l'un des huit haut-parleurs.

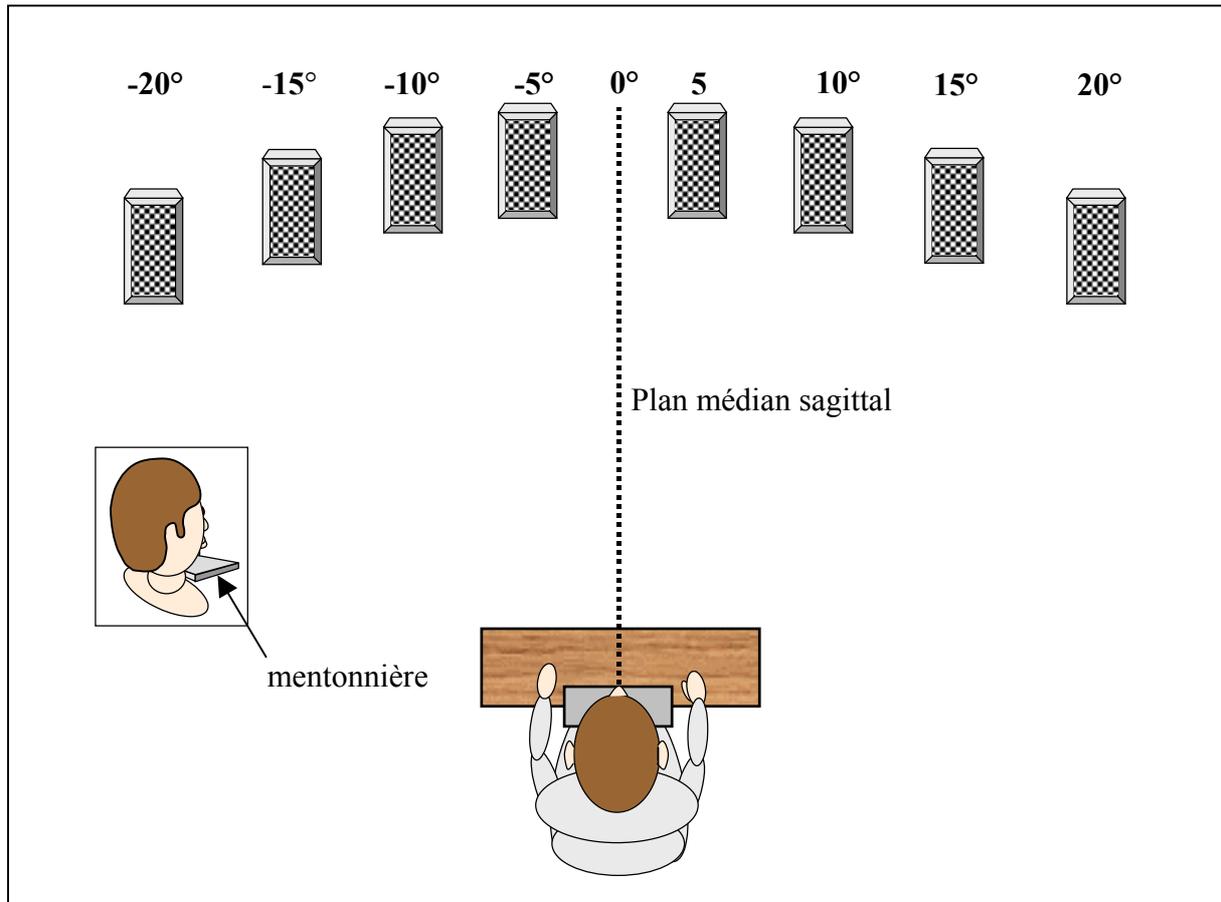


Figure 4 : Dispositif de l'expérience 1

1.3 - Paradigme

Trois méthodes de localisation de cibles auditives ont été proposées aux sujets : deux conditions de pointage et une condition verbale.

Pour les deux conditions de pointage, le sujet indique la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser. Dans la tâche de pointage manuel, le pointeur laser est fixé sur l'index de la main dominante. Dans la tâche de pointage avec la tête, le pointeur est fixé sur la casquette du système « eye-tracker » (décrit dans la présentation générale). Un test de calibrage permet à l'expérimentateur de vérifier l'alignement entre le plan médian sagittal du sujet et la direction du faisceau laser. Selon la méthode de localisation employée, les sujets ont pour

consigne soit de diriger leur index, soit d'orienter leur tête en direction de la position estimée de la cible auditive. Des graduations, tracées à intervalle de 1° sur le mur du dispositif, sont filmées par une caméra infrarouge. Ces graduations permettent à l'expérimentateur, situé dans une pièce adjacente à la salle d'expérimentation, d'enregistrer les réponses du sujet.

Dans la condition verbale, les sujets doivent estimer la position de la cible auditive sur une échelle subjective, dont les valeurs extrêmes sont -25 et +25. Le nombre zéro équivaut à la position d'une cible auditive émise dans le plan médian sagittal du sujet. Les valeurs négatives et positives correspondent aux localisations situées respectivement à gauche et à droite de ce point. Avant le début de la session expérimentale, des stimuli auditifs sont émis alternativement dix fois par deux haut-parleurs situés à -25° et +25°. Ces haut-parleurs ne sont pas utilisés au cours de la session d'essais. Cette présentation permet au sujet d'estimer les valeurs extrêmes de l'échelle dans une représentation de l'espace acoustique.

L'ordre de passation des trois conditions est contrebalancé. Avant chaque session, un entraînement de huit essais a été réalisé. Chaque session est composée de 96 essais. Aucune contrainte de temps n'est imposée au sujet pour répondre.

2 - Résultats

Pour chaque essai, la localisation estimée par le sujet a été soustraite de la localisation réelle de la cible. La valeur absolue de cette erreur est un indicateur de la précision de la localisation auditive du sujet. Les erreurs absolues médianes de pointage des trois groupes de sujets sont représentées sur la figure 5, en fonction des trois méthodes de localisation.

Les erreurs médianes absolues diffèrent significativement selon la méthode de localisation auditive utilisée, $F_{[2,100]} = 31.13$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls révèlent que l'erreur de pointage manuel est significativement supérieure à l'erreur d'estimation verbale ($p < 0.01$) et à l'erreur de pointage avec la tête ($p < 0.01$).

Les erreurs médianes absolues diffèrent significativement selon le groupe de sujets, $F_{[2,50]} = 9.04$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls montrent que les sujets myopes présentent une précision de localisation supérieure à celles des sujets emmétropes ($p < 0.01$) et des sujets aveugles ($p < 0.01$). Les performances de localisation des aveugles et des emmétropes ne diffèrent pas entre elles.

L'analyse statistique ne révèle aucune interaction entre les facteurs « groupes de sujets » et « méthode de localisation ». Les tests de Newman-Keuls montrent que, pour la méthode de pointage avec la tête et la méthode de pointage manuel, les performances de localisation des sujets myopes sont significativement supérieures à celles des sujets emmétropes (avec respectivement, $p = 0.04$ et $p = 0.05$) et des sujets aveugles (avec respectivement, $p = 0.01$ et $p < 0.01$). Ces différences ne sont pas observées pour la méthode verbale.

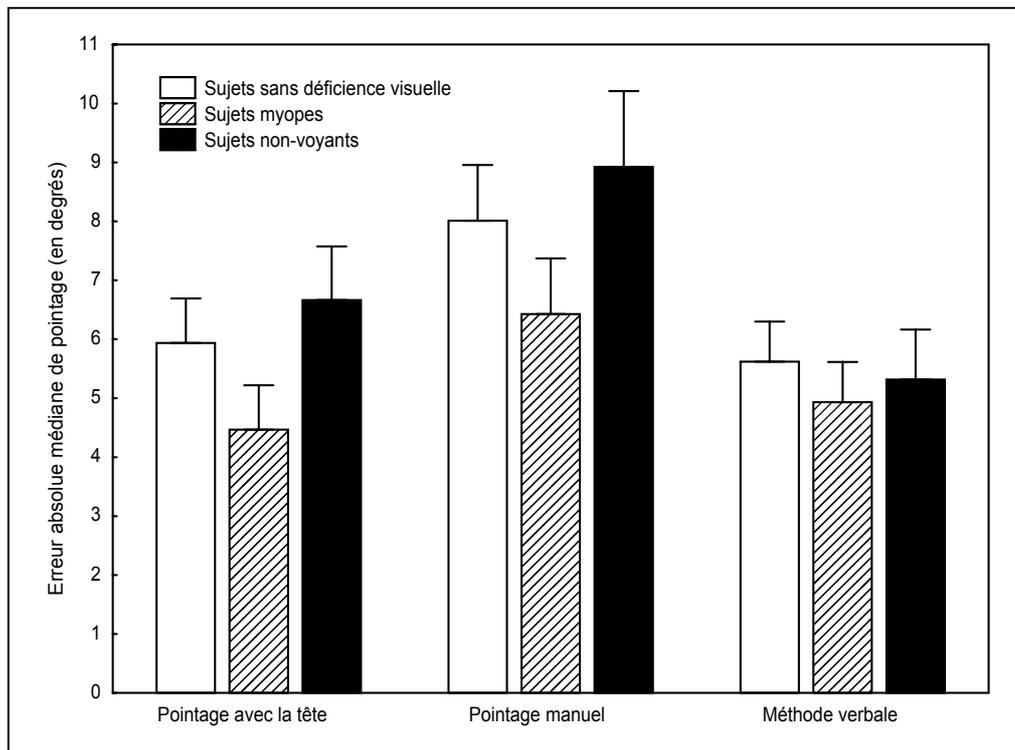


Figure 5 : Erreurs absolues médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, selon le type de déficience visuelle et la méthode de localisation.

Les résultats montrent que lors des deux sessions de pointage, la précision de localisation des sujets myopes est supérieure à celle des deux autres groupes. Par contre, les erreurs d'estimation de la position de la cible sur l'échelle suggestive sont équivalentes entre les trois groupes de sujets. Les résultats obtenus par la méthode d'estimation verbale peuvent s'expliquer par un biais méthodologique. En effet, les valeurs de l'échelle sont définies entre -25° et $+25^\circ$ et, par conséquent, l'erreur absolue des sujets ne peut atteindre au maximum que 50° . Par contre, les deux méthodes de pointage n'imposent aucune contrainte spatiale aux sujets, qui ont la possibilité de pointer une cible auditive au-delà des valeurs extrêmes définies par l'échelle subjective. Les limites de l'échelle subjective pourraient ainsi diminuer l'erreur d'estimation des sujets. Dans une précédente étude, Haber et al. (1993) suggéraient déjà que l'utilisation de méthodes verbales pour évaluer les performances de localisation spatiale auditive nécessite une grande précaution quant à l'interprétation des résultats. En effet, selon ces auteurs, les sujets peuvent adopter plus aisément des stratégies de réponses avec ce type de méthode, que lors d'une tâche de pointage. Nos observations confirment cette hypothèse, puisque lors de la session d'estimation verbale, certains sujets indiquaient un nombre limité de valeurs (e.g., uniquement les multiples de 5) pour estimer la position des cibles auditives sur l'échelle subjective, alors que la consigne, énoncée au début de l'expérience, demandait aux sujets d'utiliser de façon optimale toutes les valeurs de l'échelle pour répondre. L'utilisation d'un nombre limité de valeurs réduit la résolution des mesures et par conséquent, la précision de l'évaluation des performances des sujets. Il est également important de noter que lors de la session de pointage avec la tête, beaucoup de sujets ont ressenti une fatigue musculaire importante au niveau de la nuque. De nombreuses sessions ont ainsi dû être interrompues, afin que les sujets puissent se détendre et reprendre l'expérience dans de meilleures dispositions. Cette méthode présente donc un désavantage quant au confort des sujets. Nous considérons ainsi que le pointage manuel représente la méthode de localisation

spatiale la plus adaptée, comparativement au pointage avec la tête ou à l'estimation verbale, pour évaluer la résolution spatiale auditive des sujets, présentant ou non une déficience visuelle.

Expérience 2

Déficit visuel et compensation auditive

Dans l'expérience 1 nous n'avons observé aucune différence de performances entre les non-voyants et les emmétropes. L'augmentation de la résolution spatiale auditive chez les aveugles s'observerait essentiellement dans les régions spatiales périphériques, c'est-à-dire dans les régions situées en dehors du champ visuel des voyants (Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999). Dans cette seconde expérience, nous comparons les performances des sujets myopes et des sujets non-voyants dans une tâche de localisation de cibles auditives, émises à partir du plan frontal (i.e., région coïncidant avec le champ visuel chez les sujets emmétropes) ou du plan dorsal (i.e., où le système visuel ne fournit aucune information). L'objectif de cette expérience est double. Les résultats devraient permettre de confirmer ou d'infirmer la mise en place d'une compensation spatiale auditive suite à une déficience visuelle partielle ou totale. De plus, si l'existence d'une compensation auditive est confirmée pour les deux groupes de sujets déficients visuels, nous pourrions déterminer si l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à une cécité ou à une myopie, s'observe dans des régions spatiales identiques ou distinctes (le plan frontal et/ou le plan dorsal).

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Quarante-six sujets, répartis en trois groupes, ont pris part à cette expérience. Un groupe de sujets non-voyants est composé, d'une part, de huit sujets (6 femmes et 2 hommes; âge

compris entre 18 et 42 ans; 29 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité congénitale (Tableau 3), et d'autre part, de quatre sujets (2 femmes et 2 hommes; âge compris entre 30 et 46 ans; 39 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 4). Un second groupe est constitué de dix-neuf sujets (9 femmes et 10 hommes; âge compris entre 20 et 42 ans; 27 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -1,25 à -9 dioptries. Un troisième groupe est composé de quinze sujets (11 femmes et 4 hommes; âge compris entre 18 et 49 ans; 27 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale. Tous les sujets ont participé à l'expérience 1.

Tableau 3 : Caractéristiques du handicap des huit sujets non-voyants de naissance de l'expérience 2

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	18	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3 *	24	F	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	25	F	Inconnue	Aucune perception
B5 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B6 *	37	H	Inconnue	Aucune perception
B7	39	F	Glaucome congénital	Aucune perception
B8 *	42	H	Rétinopathie	Aucune perception

Tableau 4 : Caractéristiques du handicap des quatre sujets non-voyants acquis de l'expérience 2

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B9 *	30	H	Rétinopathie	15 ans	Aucune perception
B10 *	38	F	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B11 *	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B12	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif et paradigme

La tâche proposée consiste à indiquer la position de cibles auditives à l'aide d'un pointeur laser, fixé sur l'index de la main dominante. Deux conditions expérimentales sont distinguées : pour la session « frontale », le dispositif et la tâche sont identiques à ceux de l'expérience 1; pour la session « dorsale », les sujets sont assis dos au dispositif. Les stimuli auditifs sont ainsi émis à $\pm 160^\circ$, $\pm 165^\circ$, $\pm 170^\circ$ et $\pm 175^\circ$ du plan médian sagittal du sujet. Lors de la session « dorsale », après émission de la cible auditive, les sujets se tournent en direction du dispositif grâce à une chaise pouvant effectuer une rotation de 180° dans le plan horizontal. Après avoir effectué son pointage, le sujet reprend la position initiale (i.e., dos au dispositif). Lors des deux sessions, au début de chaque essai, un son pur de 1000 Hz (d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 65 dB SPL) est émis dans le plan médian et indique au sujet qu'il doit maintenir son regard droit devant lui. L'ordre de passation des deux sessions a été contrebalancé. Avant chaque session, un entraînement de seize essais a été réalisé. Chaque session est composée de 96 essais. Aucune contrainte de temps n'est imposée au sujet pour répondre.

2 - Résultats

Les erreurs absolues médianes de pointage des trois groupes de sujets sont représentées sur les figures 6 et 7, respectivement pour les sessions « frontale » et « dorsale ».

2.1 - Résultats de la session « frontale » (figure 6)

Les erreurs absolues médianes de pointage diffèrent significativement entre les groupes de sujets, $F_{[2,43]} = 6.25$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls montrent que les sujets myopes ont une meilleure précision de localisation que les emmétropes ($p < 0.01$) et les non-voyants ($p = 0.02$). L'erreur de pointage ne diffère pas significativement entre les aveugles et les emmétropes.

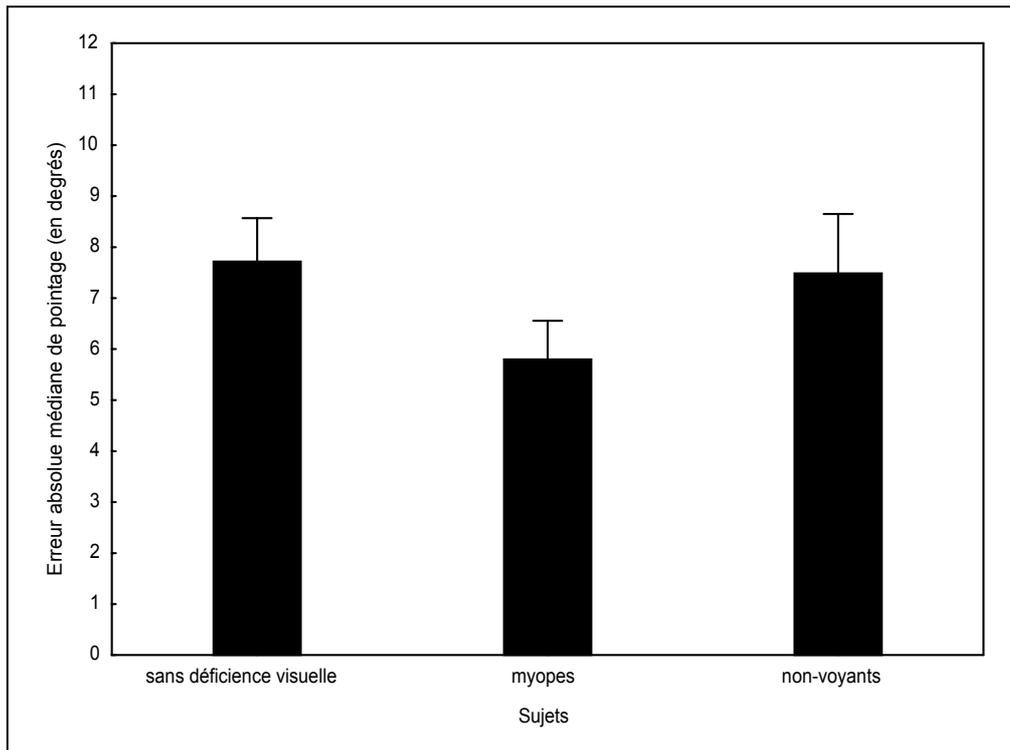


Figure 6 : Erreurs absolues médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, selon le type de déficience visuelle, pour des cibles sonores émises dans le plan frontal du sujet (i.e., entre 0° et +20° de part et d'autre du plan médian sagittal).

2.2 - Résultats de la session « dorsale » (figure 7)

Les erreurs absolues médianes de pointage diffèrent significativement entre les groupes de sujets, $F_{[2,43]} = 6.03$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls révèlent que les performances des sujets myopes et des sujets aveugles sont significativement supérieures à celles des sujets ne présentant aucun déficit visuel (avec respectivement $p = 0.01$ et $p < 0.01$). L'erreur de pointage entre les myopes et les aveugles ne diffère pas.

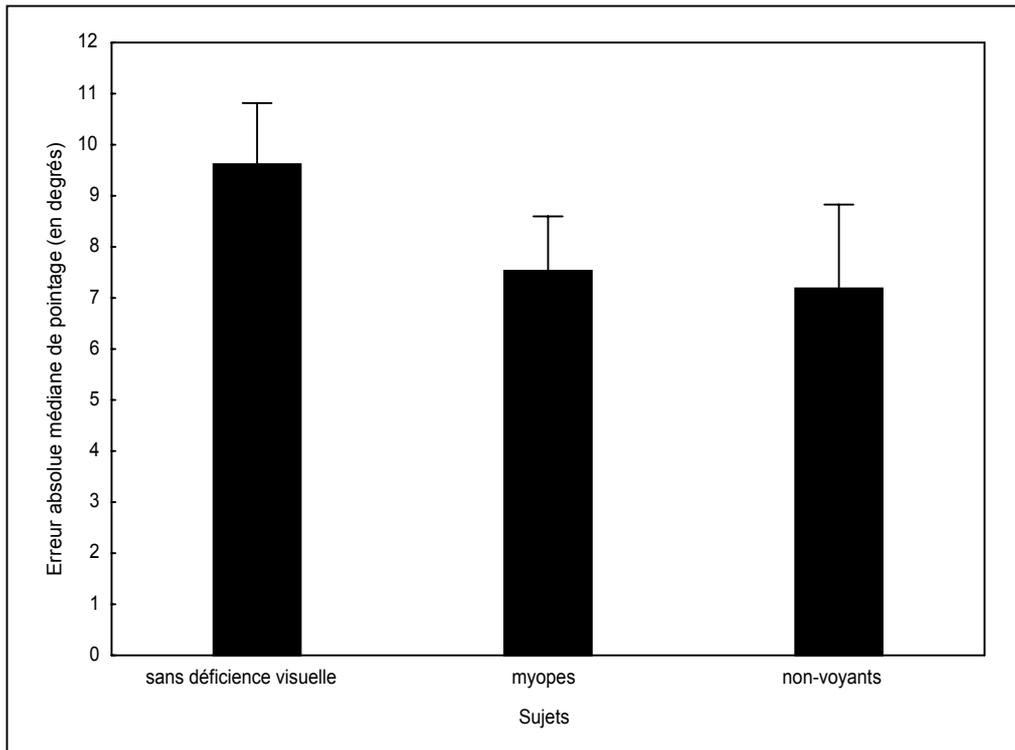


Figure 7 : Erreurs absolues médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, selon le type de déficience visuelle, pour des cibles sonores émises dans le plan dorsal du sujet (i.e., entre 160° et 180° de part et d'autre du plan médian sagittal).

Les sujets myopes présentent une meilleure résolution spatiale auditive que les sujets emmétropes, aussi bien pour la localisation de cibles auditives émises à partir du plan frontal, que pour celles émises dans le plan dorsal. Par contre, les personnes non-voyantes ne présentent cet avantage que pour les stimuli sonores émis à partir du plan dorsal. L'expérience confirme donc qu'une compensation auditive s'établit suite à une déficience visuelle totale ou partielle.

La suite de notre travail a pour objectif de déterminer les facteurs impliqués dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à un déficit visuel partiel ou total. Dans l'expérience 3, nous évaluerons l'influence des saccades oculaires sur le traitement spatial des stimuli auditifs chez les sujets déficients visuels. L'expérience 4 aura pour objectif de déterminer si les processus d'orientation de l'attention auditive augmente en efficacité suite à un déficit visuel. Enfin, nous déterminerons dans les expériences 5, 6 et 7 le rôle des

signaux binauraux, monauraux, ainsi que de l'écho, dans l'expression des compensations auditives chez les personnes déficientes visuelles.

Expérience 3

Compensation auditive et saccades oculaires

L'amélioration de la localisation auditive suite à une déficience visuelle partielle ou totale (expériences 1 et 2) pourrait s'expliquer par une influence accrue des saccades oculaires sur le traitement spatial d'un stimulus auditif. Afin de tester cette hypothèse, nous comparons les performances de sujets déficients visuels et de sujets emmétropes, lors d'une tâche de localisation auditive, selon trois consignes de saccades oculaires : fixation du regard en position médiane, mouvements des yeux en direction de la cible sonore et saccades oculaires dans la direction opposée au stimulus auditif. Nous pourrions ainsi évaluer l'influence des mécanismes d'orientation des yeux sur la localisation auditive selon que le système visuel est déficitaire ou intact.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Douze sujets non-voyants ont participé à cette expérience. Cependant, la plupart de ces sujets n'ont pu respecter les consignes de saccades oculaires, à cause d'une fatigue oculaire trop importante ou d'une incapacité à contrôler les mouvements des yeux. Très peu de données ont pu être exploitées pour ce groupe de sujets et nous n'avons donc pu les intégrer dans l'analyse statistique. Nous ne présenterons donc que les résultats obtenus chez les vingt-six sujets voyants, répartis en deux groupes. Treize sujets (7 femmes et 6 hommes; âge compris entre 21 et 38 ans; 26 ans de moyenne d'âge) sont atteints d'une myopie, variant entre -2 à -6 dioptries. Treize sujets (6 femmes et 7 hommes; âge compris entre 20 et 32 ans; 28 ans de moyenne

d'âge) présentent une vue normale. Aucun des sujets n'a participé aux expériences précédentes.

1.2 – Dispositif et paradigme

Le dispositif est identique à celui de l'expérience 1 (page 54). Au début de chaque essai, un son pur de 1000 Hz (d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 65 dB SPL) est émis dans le plan médian sagittal du sujet. Après un intervalle de temps d'une durée variant de 2400 à 3000 ms, une cible auditive (bruit blanc; 20 - 20000 Hz, d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL) est émise par l'un des huit haut-parleurs. Les sujets ont pour tâche d'indiquer la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser, fixé sur l'index de la main dominante.

Les sujets effectuent trois sessions expérimentales. Chaque session est distinguée par une consigne de saccades oculaires spécifique. Quelle que soit la session considérée, les sujets doivent fixer leur regard droit devant eux, dès l'émission du signal auditif indiquant le début de l'essai. Pour la session « aucun mouvement », les sujets ont pour consigne de maintenir leur regard droit devant eux après l'émission de la cible auditive, jusqu'à la fin de l'essai. Pour la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive », les sujets ont pour consigne d'effectuer une saccade oculaire, après l'émission de la cible auditive, en direction de ce stimulus. Il est indiqué au sujet de diriger le plus précisément possible leur regard en direction de la source sonore. Dans la session « mouvement des yeux dans la direction opposée à la cible auditive », les sujets ont pour consigne d'effectuer une saccade oculaire, après l'émission de la cible auditive, dans la direction opposée à ce stimulus. Avant les sessions, un entraînement de seize essais est réalisé avec chaque sujet. L'ordre de passation des trois sessions composées chacune de 128 essais (16 essais par haut-parleur) est contrebalancé. Aucune contrainte de temps n'est imposée au sujet pour répondre.

2 - Résultats

2.1 - Influence des mouvements des yeux sur la localisation auditive

Nous analysons dans un premier temps les performances de localisation auditives des deux groupes de sujets en fonction des consignes de saccades oculaires. Cette analyse pourrait déterminer si l'effet des mouvements des yeux sur le traitement spatial d'un stimulus auditif est plus important chez les myopes que chez les emmétropes. Les erreurs absolues médianes de pointage des deux groupes de sujets, sont représentées sur la figure 8, en fonction des trois consignes de mouvement des yeux.

Les erreurs de pointage des sujets myopes sont significativement inférieures à celle des sujets emmétropes, $F_{[2,24]} = 5.95$, $p = 0.02$. Les consignes de mouvements des yeux ont un effet significatif sur les performances de localisation auditive, $F_{[2,48]} = 12.59$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls révèlent que l'erreur de pointage, lorsqu'un mouvement des yeux est effectué en direction de la cible auditive, est significativement inférieure à celle mesurée lorsque les yeux restent immobiles ($p < 0.01$) ou lorsqu'une saccade oculaire est effectuée dans la direction opposée à la source sonore ($p < 0.01$).

L'analyse statistique ne révèle aucune interaction entre les facteurs « groupe de sujets » et « consigne de saccade oculaire ». Les tests de Newman-Keuls montrent que les sujets myopes et les sujets emmétropes ont de meilleures performances de pointage lorsqu'un mouvement des yeux est effectué en direction de la cible auditive que lorsque ces saccades sont dirigées dans la direction opposée au stimulus auditif ($p < 0.01$ pour les deux groupes de sujets). Lorsque les mouvements du regard sont inhibés, les sujets myopes et les sujets emmétropes ont de meilleures performances de pointage que lorsqu'ils effectuent des mouvements des yeux dans la direction opposée à la cible auditive ($p < 0.05$ pour les deux groupes de sujets). Par contre, les erreurs de pointage de ces deux groupes de sujets ne diffèrent pas selon que les

saccades oculaires sont effectuées en direction de la cible auditive ou que les yeux restent immobiles.

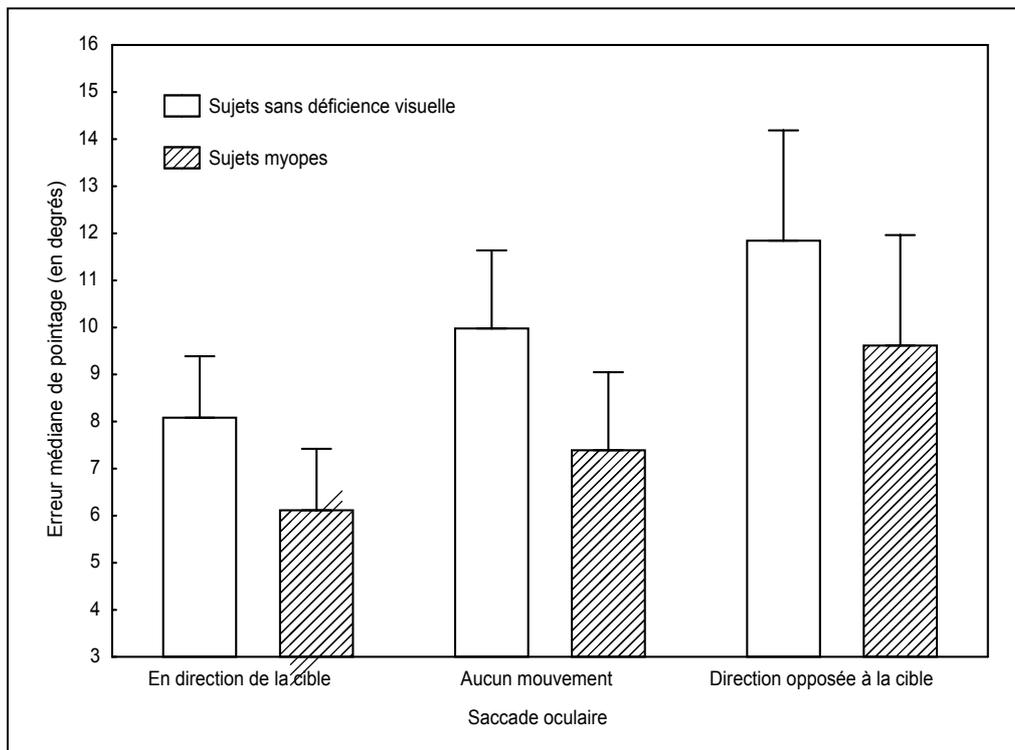


Figure 8 : Erreurs absolues médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, selon le type de déficience visuelle et les consignes de saccades oculaires : « mouvement des yeux en direction de la cible auditive », « aucun mouvement des yeux », et « mouvement des yeux dans la direction opposée à la cible auditive ».

2.2 - Précision des saccades oculaires et temps de programmation des saccades

L'amélioration de la localisation auditive par les mouvements des yeux en direction d'une source sonore peut s'expliquer par la position des yeux programmée par les saccades, qui fournirait des informations spatiales supplémentaires au système auditif pour les processus de localisation du stimulus auditif (Jones et Kabanoff, 1975). Rizzolatti et al. (1987) supposent que plus le temps de programmation de ces saccades est long, plus l'influence des mouvements des yeux sur la localisation auditive est importante. Nous proposons de comparer la précision des mouvements des yeux, ainsi que le temps de programmation de ces

saccades oculaires, des sujets myopes et des sujets emmétropes, à partir des données obtenues lors de la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive ».

2.2.1 - Précision des saccades oculaires

Pour chaque essai de la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive », nous avons soustrait la direction angulaire du regard résultant de la saccade oculaire, de la localisation réelle de la cible. La valeur absolue de cette erreur est un indicateur de précision de la saccade en direction de la cible auditive. Les erreurs absolues médianes de localisation auditive par les saccades oculaires sont représentées sur la figure 9 pour les deux groupes de sujets.

La précision des saccades oculaires ne diffère pas entre les deux groupes de sujets, $t(24) = 0.25$, $p = 0.81$. La corrélation entre la précision des saccades et la précision de pointage n'est significative ni chez les sujets emmétropes ($R = 0.24$, $p = 0.44$) ni chez les sujets myopes ($R = 0.36$, $p = 0.23$).

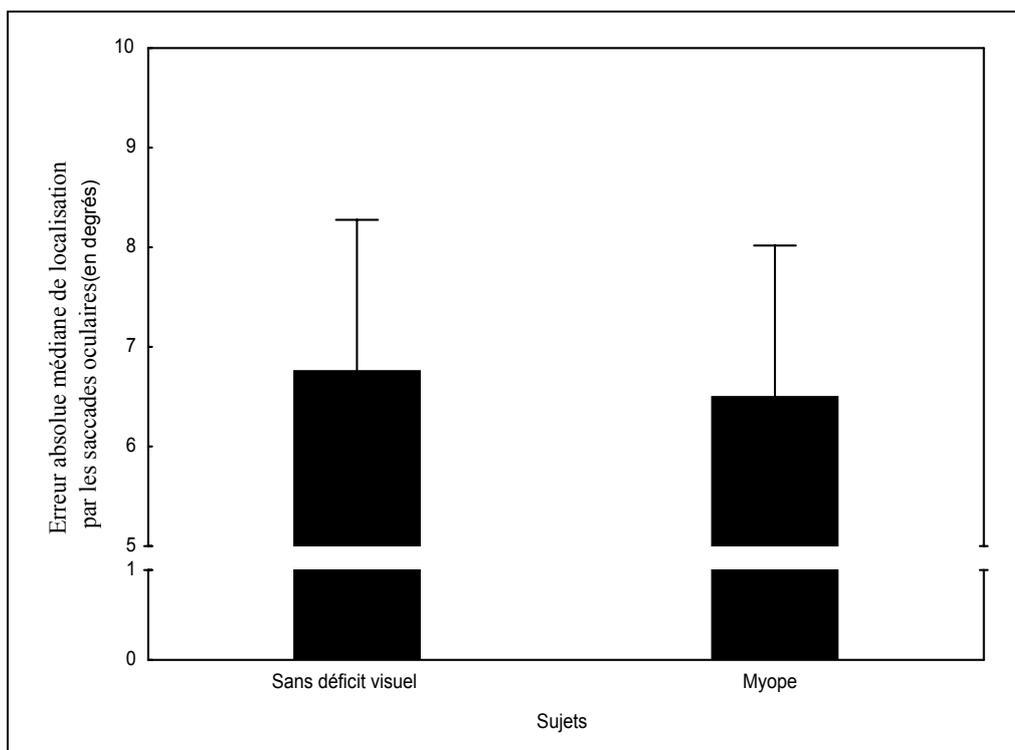


Figure 9 : Erreurs absolues médianes de localisation auditive par les saccades oculaires et leurs erreurs-types exprimées en degrés, selon le type de déficience visuelle, pour la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive ».

2.2.2 - Temps de programmation des saccades oculaires

Pour chaque essai de la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive », nous avons évalué la période séparant le début de l'émission de la cible auditive et le moment où le mouvement des yeux est initié. Cet intervalle de temps est un indicateur du temps de programmation du mouvement des yeux. Le temps de latence médian des saccades oculaires est représenté sur la figure 10 pour les deux groupes de sujets.

Les temps de latence médians ne diffèrent pas entre les deux groupes, $t(24) = -0.37$, $p = 0.71$. La corrélation entre le temps de latence et la précision de pointage n'est significative pour aucun groupe (emmétropes : $R = 0.39$, $p = 0.18$; myopes : $R = 0.16$, $p = 0.60$).

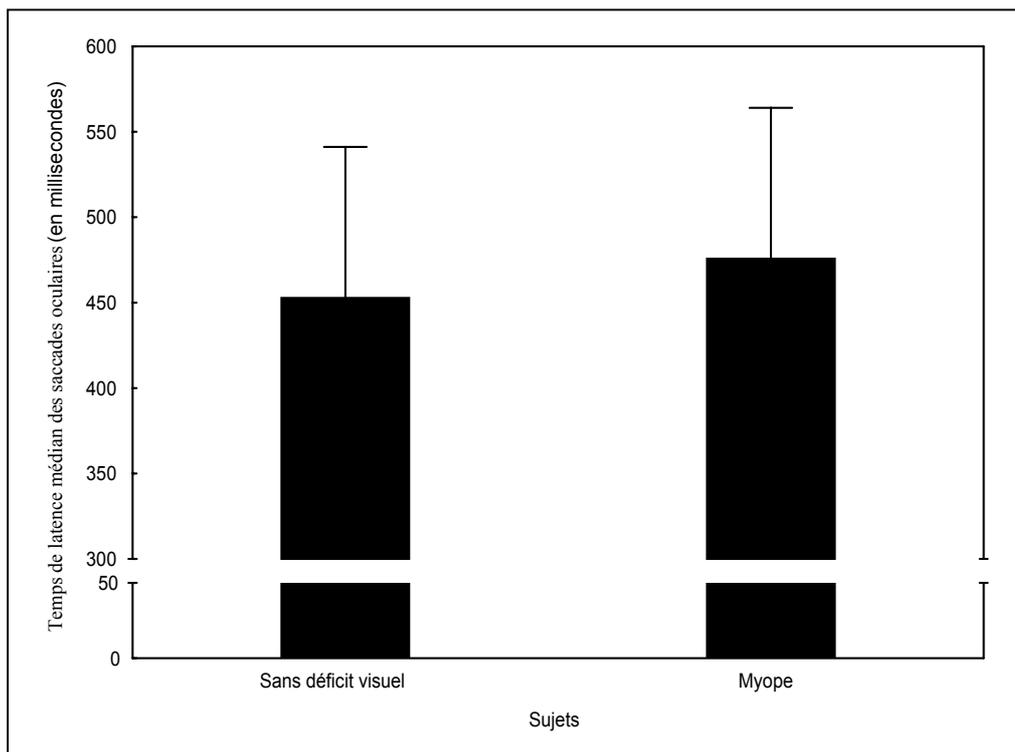


Figure10 : Temps de latence médians des saccades oculaires et leurs erreurs-types exprimés en millisecondes, selon le type de déficience visuelle, pour la session « mouvement des yeux en direction de la cible auditive ».

Nos résultats montrent d'une part, que l'influence des mouvements des yeux sur la précision de pointage est identique chez les myopes et chez les emmétropes. En effet, quel que soit le groupe de sujets, les meilleures performances de pointage sont obtenues lorsque les yeux sont dirigés en direction de la cible auditive. D'autre part, la position du regard en direction de la source sonore est excentrée par rapport à la position réelle de la source. La valeur de cette erreur (supérieure à 6°) est équivalente chez les myopes et chez les emmétropes. La précision des saccades oculaires en direction d'un stimulus auditif n'est donc pas augmentée suite à une déficience visuelle partielle. De plus, le temps de programmation des mouvements des yeux, qui serait un indicateur de l'efficacité des mécanismes d'orientation du regard sur la localisation auditive (Rizzolati et al., 1987), ne diffère pas entre les deux groupes de sujets. L'ensemble de nos résultats semble ainsi montrer que l'augmentation de l'acuité spatiale auditive, observée chez les myopes, n'est pas consécutive à un accroissement de l'efficacité des mécanismes des saccades oculaires sur les processus de localisation auditive.

Expérience 4

Compensation auditive et attention auditive

La présente expérience a pour objectif de déterminer si les processus d'orientation de l'attention auditive diffèrent selon que les sujets présentent ou non un déficit visuel. Nous avons choisi de répliquer le paradigme d'indication élaboré par Spence et Driver (1994, 1997). Ce paradigme consiste à présenter dans un premier temps, un signal sonore appelé « indice » à gauche ou à droite du sujet, puis dans un deuxième temps, une cible auditive dont le sujet doit déterminer l'élévation (au-dessus ou au-dessous du niveau des yeux du sujet). Les indices et les cibles étant présentés dans une dimension spatiale différente, respectivement horizontale et verticale, la localisation de l'indice (à gauche ou à droite) ne peut pré-activer chez le sujet une réponse (« en-haut » ou « en-bas »). Nous avons montré dans l'expérience 2 que les sujets myopes ont une meilleure précision de pointage de cibles auditives dans le plan frontal que les sujets aveugles ou les sujets emmétropes. Les résultats révèlent également que, lorsque les signaux auditifs sont émis à partir du plan dorsal, les myopes et les non-voyants ont une meilleure résolution spatiale auditive que les emmétropes. Si les mécanismes attentionnels participent à l'amélioration des processus de localisation auditive chez les déficients visuels, nous devrions observer une influence accrue des mécanismes attentionnels sur le traitement spatial de cibles auditives, d'une part dans le plan dorsal et le plan frontal chez les sujets myopes, et d'autre part, uniquement dans le plan dorsal chez les sujets aveugles.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Vingt-sept sujets ont pris part à cette expérience. Un groupe de sujets non-voyants est composé de six sujets (4 femmes et 2 hommes; âge compris entre 18 et 42 ans; 29 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité congénitale (Tableau 5), et de quatre sujets (2 femmes et 2 hommes; âge compris entre 30 et 46 ans; 39 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 6). Un second groupe est constitué de neuf sujets (4 femmes et 5 hommes; âge compris entre 22 et 35 ans; 26 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -2 à -6 dioptries. Un troisième groupe est composé de huit sujets (4 femmes et 4 hommes; âge compris entre 22 et 32 ans; 26 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale. Tous les sujets ont participé à l'une des trois expériences précédentes.

Tableau 5 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants de naissance de l'expérience 4

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	18	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3 *	24	F	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B5 *	37	H	Inconnue	Aucune perception
B6 *	42	H	Rétinopathie	Aucune perception

Tableau 6 : Caractéristiques du handicap des quatre sujets non-voyants acquis de l'expérience 4

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B7 *	30	H	Rétinopathie	15 ans	Aucune perception
B8 *	38	F	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B9 *	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B10	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif

Deux sessions expérimentales sont distinguées.

Dans la session « frontale », les sujets font face au dispositif, constitué de deux haut-parleurs « signaux » (4×8 cm, 4Ω , 3W), situés à la hauteur des yeux, à $\pm 20^\circ$ du plan médian sagittal du sujet (Figure 11). Le signal auditif est un son pur de 1000 Hz d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL mesurée à partir de la position des oreilles du sujet. Quatre haut-parleurs cibles (4×8 cm, 4Ω , 3W) sont situés à 10° au-dessus et au-dessous de chaque haut-parleur « signal ». La cible auditive est un bruit blanc d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL mesurée à partir de la position des oreilles du sujet.

Dans la session « dorsale », les sujets sont assis dos au dispositif. Les haut-parleurs « signaux » et « cibles » sont ainsi situés à $\pm 160^\circ$ du plan médian sagittal du sujet.

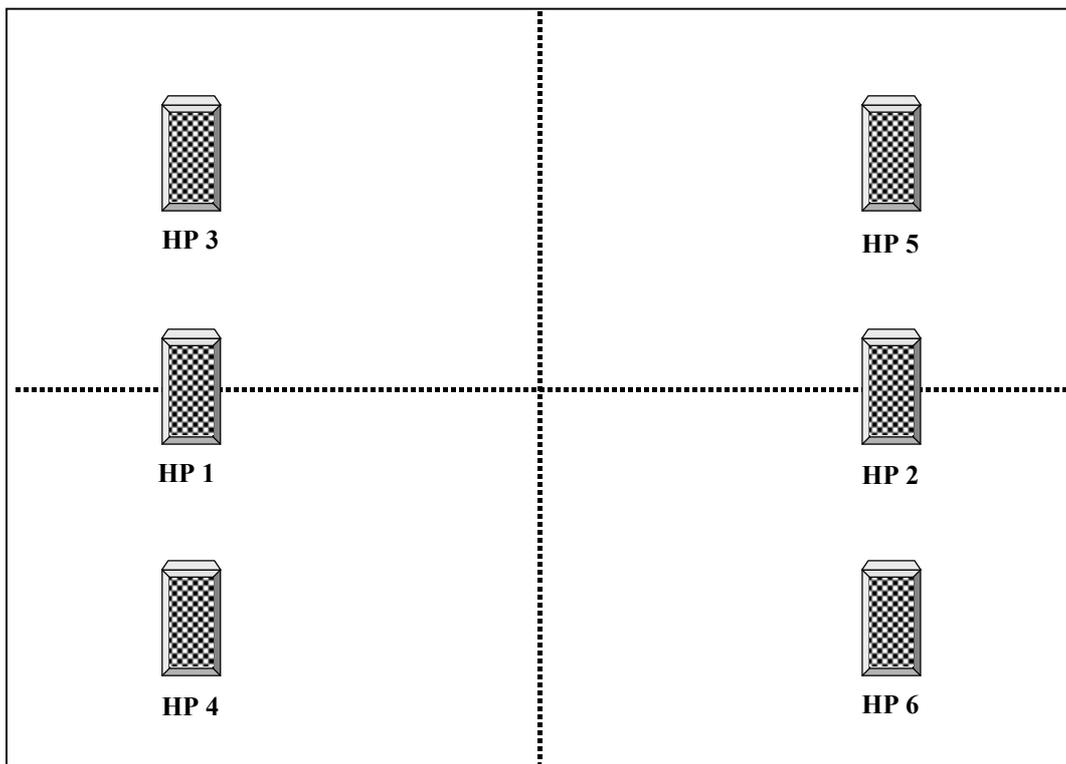


Figure 11 : Dispositif de l'expérience 4. Pour la session « frontale », deux haut-parleurs « signaux » (HP1 et HP2) sont situés à la hauteur des yeux du sujet (ligne pointillée horizontale), à $\pm 20^\circ$ du plan médian sagittal du sujet (ligne pointillée verticale). Quatre haut-parleurs cibles (HP3, HP4, HP5 et HP6) sont situés à 10° au-dessus et au-dessous de chaque haut-parleur « signal ». Dans la session « dorsale », les sujets sont assis dos au dispositif. Les haut-parleurs « signaux » et « cibles » sont ainsi situés à $\pm 160^\circ$ du plan médian sagittal du sujet.

1.3 - Paradigme

Au début de chaque essai, un son pur de 500 Hz (d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL) est émis dans le plan médian et indique au sujet qu'il doit maintenir son regard droit devant lui.

Une cible auditive est émise par l'un des quatre haut-parleurs « cibles » 1400 à 2000 ms après le début de l'essai. L'émission ou non d'un signal auditif est définie de manière aléatoire avec une probabilité de 1/3 pour l'absence de signal et de 2/3 pour la présence d'un signal (1/3 pour chacun des deux hémichamps, gauche et droit). Nous distinguons trois types d'essais : a) les essais sans signal, b) les essais congruents, lorsque le signal et la cible sont présentés du même côté et c) les essais non-congruents, lorsque la cible est présentée dans l'hémichamp opposé à celui du signal.

La tâche du sujet consiste à indiquer, le plus rapidement possible et en faisant le moins d'erreurs possible, la localisation de la cible auditive dans le plan vertical (au-dessous ou au-dessus du niveau des yeux), à l'aide de deux boutons réponses. La durée de l'intervalle inter-essais varie entre 1000 et 1600 ms. Les réponses et les temps de réaction des sujets sont enregistrés en temps réel sur ordinateur. Chaque sujet effectue trois séries de 90 essais pour chacune des deux sessions expérimentales (session « frontale » et session « dorsale »). Une pause de 5 minutes est proposée aux sujets entre chaque série d'essais. Toutes les séries d'essais sont précédés de 12 essais d'entraînement. L'ordre de passation des sessions expérimentales est contrebalancé.

2 - Résultats

Pour les deux sessions expérimentales, les performances des sujets ont été évaluées par leurs pourcentages de réponses correctes, ainsi que par les temps de réaction pour ces réponses,

pour chaque type d'essais (sans signal, congruents et non-congruents).

2.1 - Les pourcentages de bonnes réponses

Les pourcentages moyens de bonnes réponses pour la session « frontale » et la session « dorsale » sont représentés respectivement sur les graphiques 12 et 13 pour chaque groupe de sujets en fonction du type d'essais.

Quelle que soit la session, les pourcentages moyens de bonnes réponses ne diffèrent pas entre les groupes de sujets ou selon le type d'essais. Les analyses ne révèlent aucune interaction entre les facteurs « groupe de sujets » et « type d'essais » pour le pourcentage moyen de réponses correctes, quelle que soit la région spatiale d'émission des stimuli (frontale ou dorsale).

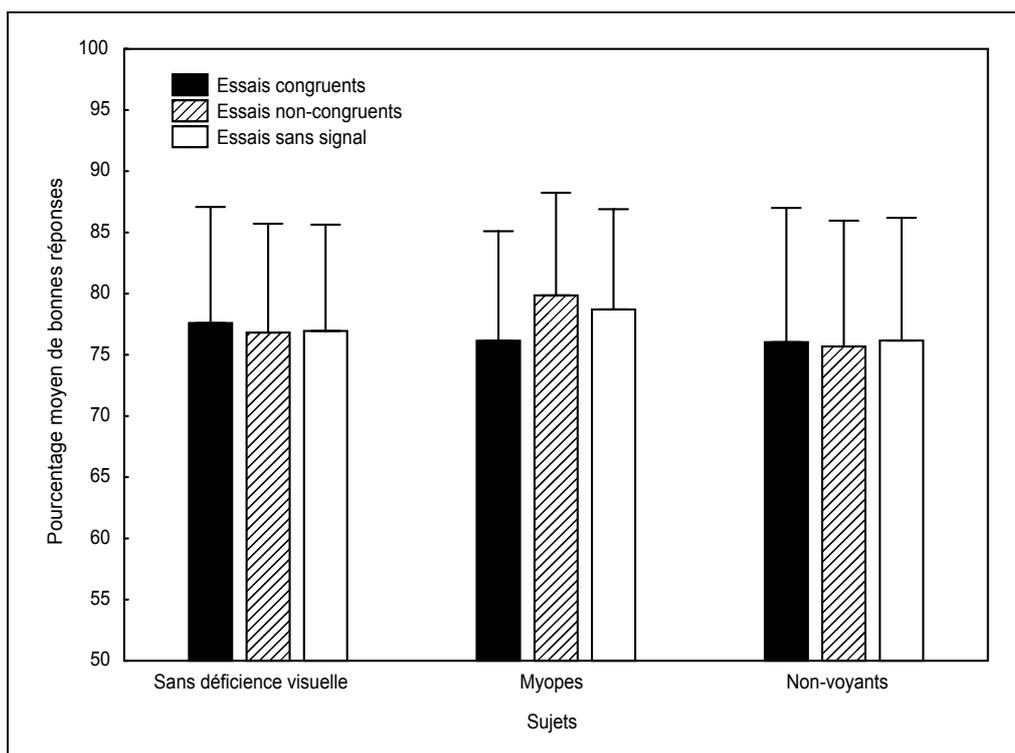


Figure 12 : Pourcentages moyens de bonnes réponses et leurs erreurs-types, en fonction du type de déficience visuelle et du type d'essais, pour la session « frontale ».

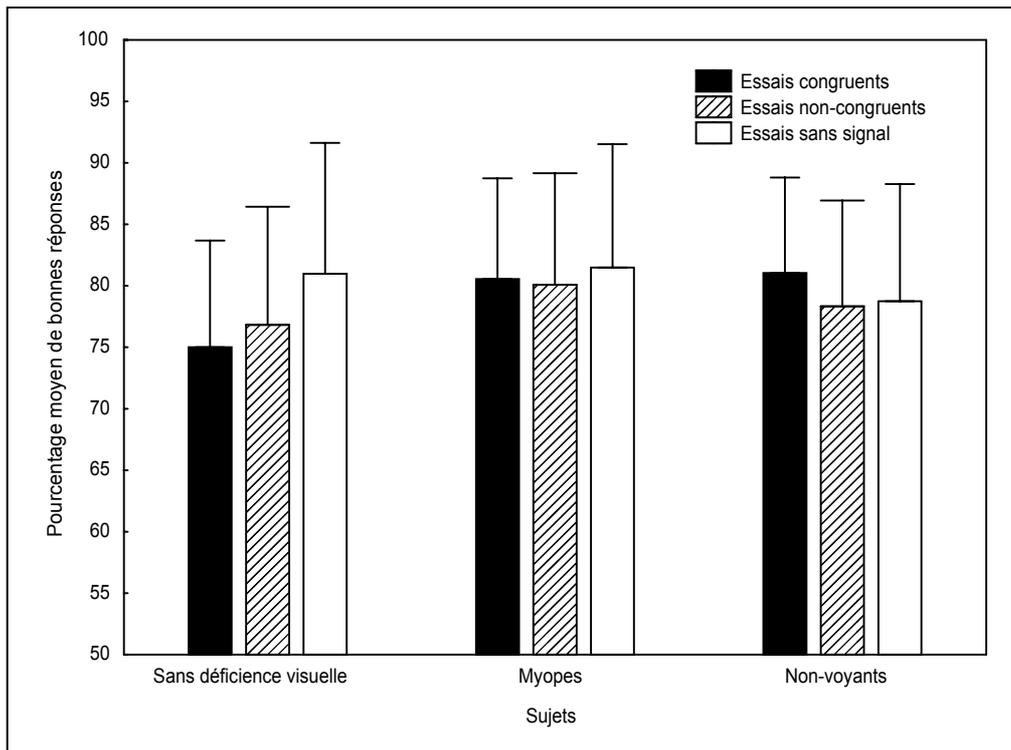


Figure 13 : Pourcentages moyens de bonnes réponses et leurs erreurs-types, en fonction du type de déficience visuelle et du type d'essais, pour la session « dorsale ».

2.2 - Les temps de réaction médians pour les réponses correctes

Les temps de réaction médians correspondant aux réponses correctes pour la session « frontale » et la session « dorsale » sont représentés respectivement sur les graphiques 14 et 15 pour chaque groupe de sujets en fonction du type d'essais.

Les temps de réaction médians pour les réponses correctes diffèrent significativement en fonction du type d'essais, pour la session « frontale » ($F_{[2,48]} = 12.68$, $p < 0.01$) et pour la session « dorsale » ($F_{[2,48]} = 17.77$, $p < 0.01$). Quelle que soit la session expérimentale, les tests de Newman-Keuls montrent que les temps de réactions sont significativement plus faibles lors des essais congruents que lors des essais sans signal ($p < 0.01$) ou non-congruents ($p < 0.01$). Lorsque les stimuli auditifs sont émis à partir du plan dorsal, les temps de réaction médians des réponses correctes correspondant aux essais sans signal sont significativement plus faibles que ceux mesurés lors des essais non-congruents ($p < 0.01$).

Lors de la session « frontale », les temps de réaction entre ces deux types d'essais ne diffèrent pas.

Quelle que soit la session expérimentale, les temps de réaction des trois groupes de sujet ne diffèrent pas et l'analyse statistique ne révèle aucune interaction entre les facteurs « groupe de sujets » et « type d'essais » sur ces temps de réaction.

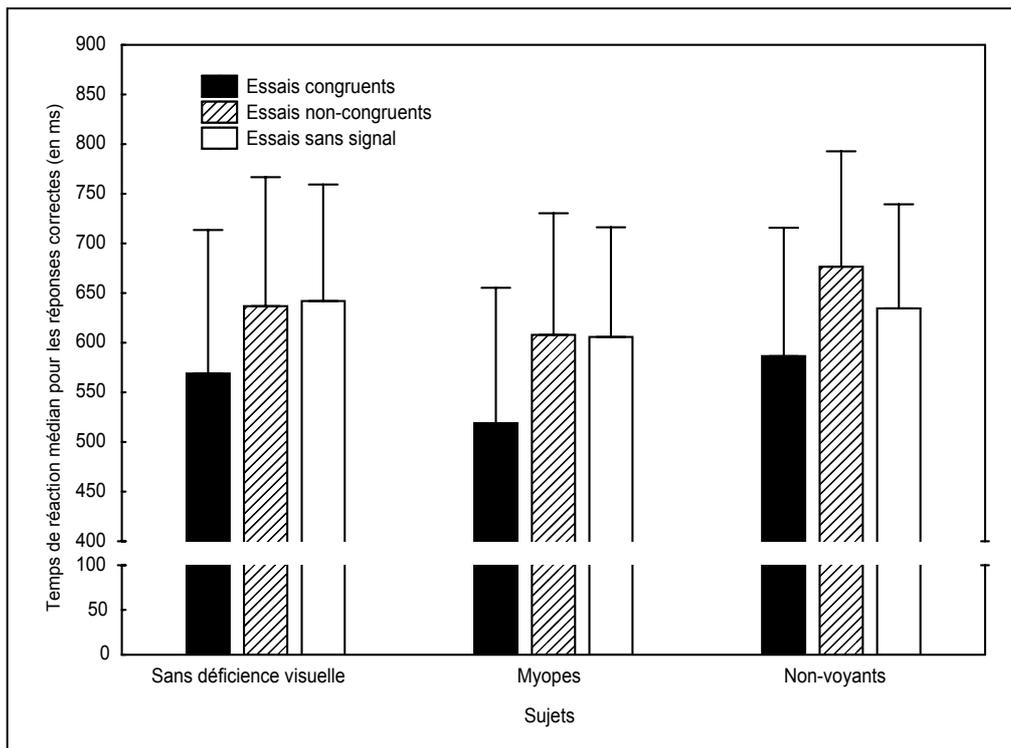


Figure 14 : Temps de réaction médians de bonnes réponses et leurs erreurs-types exprimés en millisecondes, en fonction du type de déficience visuelle et du type d'essais, pour la session « frontale ».

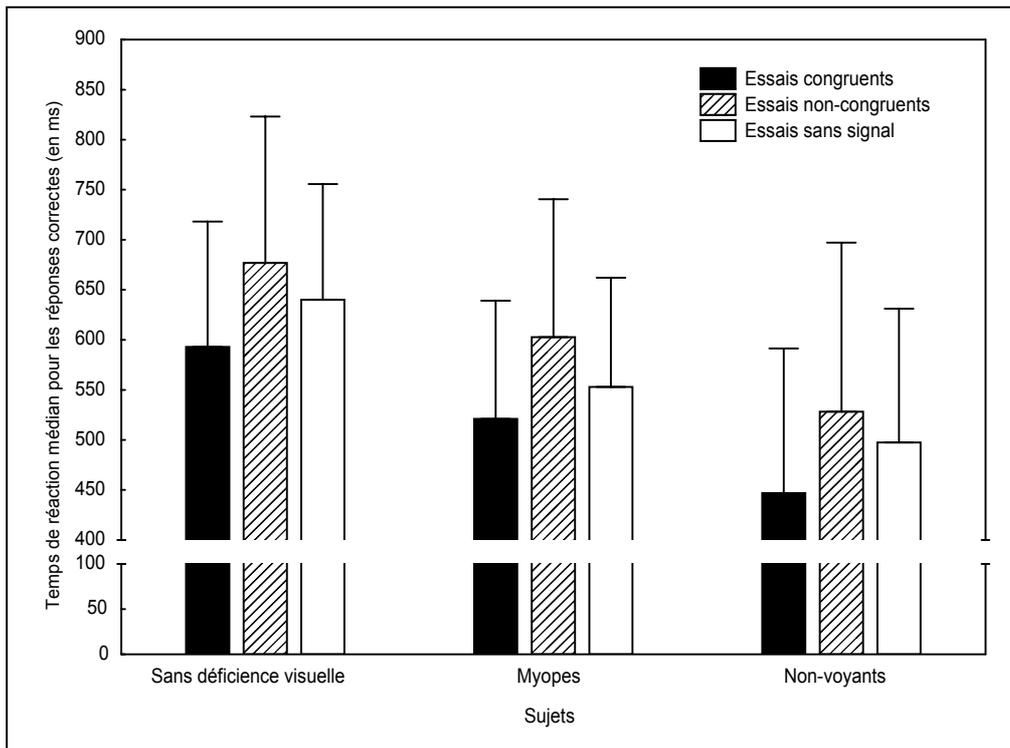


Figure 15 : Temps de réaction médians de bonnes réponses et leurs erreurs-types exprimés en millisecondes, en fonction du type de déficience visuelle et du type d'essais, pour la session « dorsale ».

Les résultats de cette expérience confirment que la présentation d'un signal auditif dans le même hémichamp que celui de la cible auditive améliore le traitement spatial de cette cible. En effet, bien que le nombre de réponses correctes observé lors des essais congruents ne diffère pas de ceux des essais sans signal et des essais non-congruents, le temps de réaction des sujets pour localiser la cible est significativement plus bas lors des essais congruents que lors des essais non-congruents ou sans signal. Nos résultats sont concordants avec ceux des travaux de Spence et Driver (1994, 1997), qui ont montré que la présentation préalable d'un signal sonore dans la région d'une cible auditive, diminue le temps de traitement spatial de la cible, mais n'augmente pas significativement le nombre de réponses correctes. Si les mécanismes attentionnels intervenaient dans l'augmentation de la précision de localisation auditive chez les sujets déficients visuels, nous devrions observer un temps de réponse plus rapide, d'une part dans le plan dorsal et dans le plan frontal chez les sujets myopes, et d'autre

part uniquement dans le plan dorsal pour les sujets aveugles. Or, nous n'observons aucune différence de performances entre les groupes de sujets quelle que soit la région spatiale considérée, aussi bien pour le pourcentage moyen de réponses corrects que pour les temps de réaction correspondant à ces réponses. Les compensations auditives ne semblent donc pas liées à un affinement des mécanismes d'orientation de l'attention auditive chez les myopes ou chez les aveugles.

Expérience 5

Compensation auditive et mécanismes binauraux

La précision de localisation azimuthale de signaux auditifs dépend de l'efficacité des traitements binauraux. Ces traitements consistent en une analyse des différences de phase et d'intensité entre les vibrations acoustiques perçues à chaque oreille (voir encadré 2, p.43). L'augmentation de la résolution spatiale auditive observée chez les sujets déficients visuels pourrait s'expliquer par un affinement des traitements des signaux binauraux. Nous évaluons dans la présente expérience, les performances des sujets dans une tâche de localisation de stimuli auditifs dépendant uniquement de l'analyse interaurale des signaux auditifs (absence des signaux monauraux). Si les compensations auditives étaient liées à un accroissement de l'efficacité des traitements binauraux, nous devrions observer de meilleures performances de localisation chez les sujets déficients visuels comparativement aux sujets emmétropes.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Trente-huit sujets ont pris part à cette expérience. Un groupe est composé de sept sujets (6 femmes et 1 homme; âge compris entre 19 et 38 ans; 28 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 7). Un second groupe est constitué de six sujets (2 femmes et 4 hommes; âge compris entre 37 et 51 ans; 44 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 8). Un troisième groupe est composé de douze sujets (6 femmes et 6 hommes; âge compris entre 22 et 35 ans; 26 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie,

variant de -2 à -6 dioptries. Un quatrième groupe est constitué de treize sujets (6 femmes et 7 hommes; Âge compris entre 20 et 49 ans; 29 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 7 : Caractéristiques du handicap des sept sujets non-voyants de naissance de l'expérience 5

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3 *	25	F	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	25	F	Inconnue	Aucune perception
B5 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B6 *	38	H	Inconnue	Aucune perception
B7	39	F	Glaucome congénital	Aucune perception

Tableau 8 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants acquis de l'expérience 5

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B8 *	30	H	Rétinopathie	15 ans	Aucune perception
B9 *	38	F	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B10 *	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B11	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception
B12	51	H	Rétinopathie	24 ans	Aucune perception
B13	50	H	Rétinopathie	40 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif

Un tuyau en plastique, d'une longueur de 250 cm et d'un diamètre de 7 mm, est relié aux oreilles du sujet grâce à la lyre d'un stéthoscope. Un appareil motorisé se déplace le long de la partie du tube fixée au mur. Cette appareil est programmé de telle sorte qu'il puisse frapper la surface du tube à 9 positions prédéfinies, distantes à intervalles de 1,5 cm de part et d'autre du centre du tube (centre du tube, 4 positions à gauche et 4 positions à droite de la position

centrale). Lorsque la surface du tube est frappée, un stimulus auditif de 65 dB SPL est mesuré au niveau des extrémités du stéthoscope.

1.3 - Paradigme

Au début de chaque essai, l'appareil motorisé se déplace et s'immobilise devant l'une des neuf positions de stimulation. Après un intervalle de temps, dont la durée varie entre 2400 à 3000 ms, la surface du tube est frappée et la stimulation auditive est émise. Lorsque le tube est frappé en son centre, les vibrations acoustiques atteignent simultanément les deux oreilles du sujet avec la même intensité. Le sujet devrait alors localiser la source sonore dans le plan sagittal médian. Si le tube est frappé à l'une des huit positions excentrées, les vibrations acoustiques parviennent plus rapidement et avec une intensité sonore plus élevée à l'oreille la plus proche de la source de stimulation. Dans ce cas, le sujet devrait localiser la source sonore dans l'hémichamp correspondant à la position excentrée de stimulation (à gauche ou à droite du plan sagittal médian du sujet). La tâche du sujet consiste à indiquer de quel côté se situe la cible auditive par rapport au plan sagittal médian. Les sujets ont pour consigne de répondre le plus rapidement possible en faisant le moins d'erreurs possible, en utilisant deux boutons réponses. Chaque sujet effectue deux séries de 72 essais. Chaque série est précédée d'une séance d'entraînement de 9 essais. Une pause de 5 minutes est proposée aux sujets entre chaque série.

2 - Résultats

Les performances des sujets à la tâche de localisation binaurale ont été évaluées par trois paramètres : a) le pourcentage moyen de réponses correctes, b) les temps de réaction médians correspondant à ces réponses et c) le seuil de discrimination.

Pour déterminer le seuil de discrimination, nous avons calculé les logits des pourcentages de

réponses correctes, pour chacune des positions de stimulations, tel que :

$$\mathbf{logit(x) = \ln [x / (1 - x)]}$$

La variable x correspond au pourcentage de bonnes réponses pour une des positions de stimulation.

Cette transformation permet d'exprimer le lien linéaire entre la distance de la stimulation par rapport au plan médian et le pourcentage de réponses correctes. En déterminant les paramètres a (pente) et b (ordonnée à l'origine) de cette droite, nous avons calculé le seuil différentiel qui correspond à la position de stimulation pour laquelle le sujet a obtenu 75% de bonnes réponses. Plus ce seuil différentiel est bas, plus la position de stimulation correspondant à 75% de bonnes réponses est proche de la position centrale du tube, et, par conséquent plus les capacités du sujet à discriminer les différences interaurales des signaux acoustiques perçus à chaque oreille sont grandes.

Les pourcentages moyens des réponses correctes, les temps de réaction médians correspondant à ces réponses et les seuils différentiels moyens sont représentés respectivement sur les figures 16, 17 et 18 pour chaque groupe de sujets. Ces trois indices ne diffèrent pas en fonction du type de déficience visuelle (avec respectivement $F_{[3,34]} = 0.81$, $p = 0.50$; $F_{[3,34]} = 0.14$, $p = 0.94$; $F_{[3,34]} = 1.37$, $p = 0.27$).

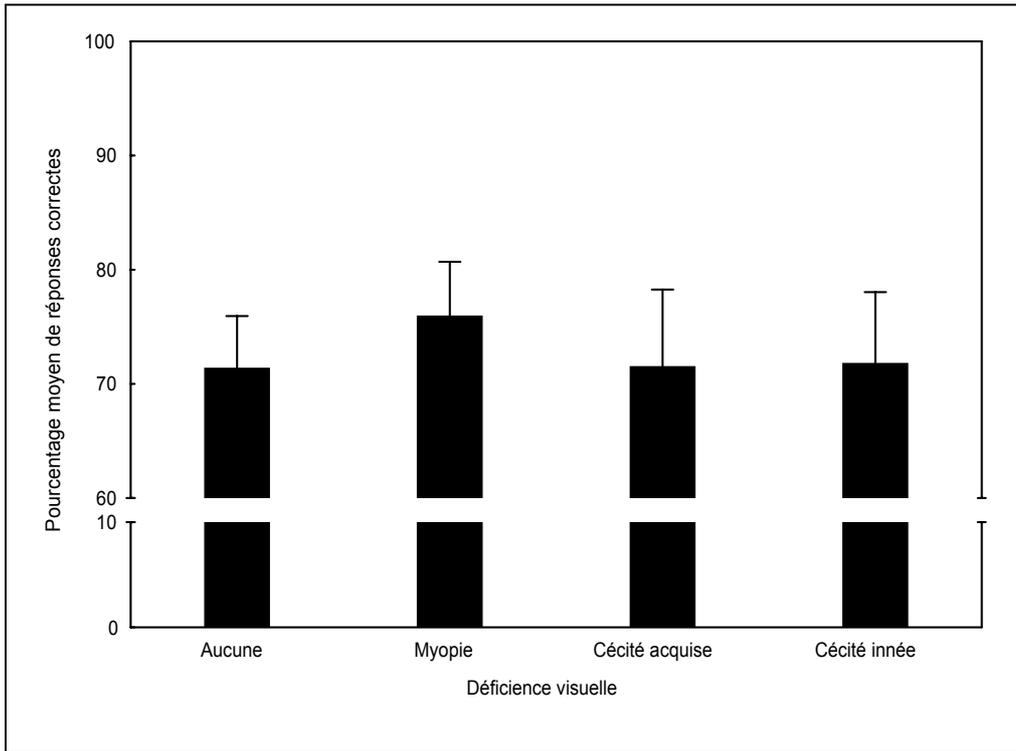


Figure 16 : Pourcentages moyens des réponses correctes et leurs erreurs-types, selon le type de déficience visuelle.

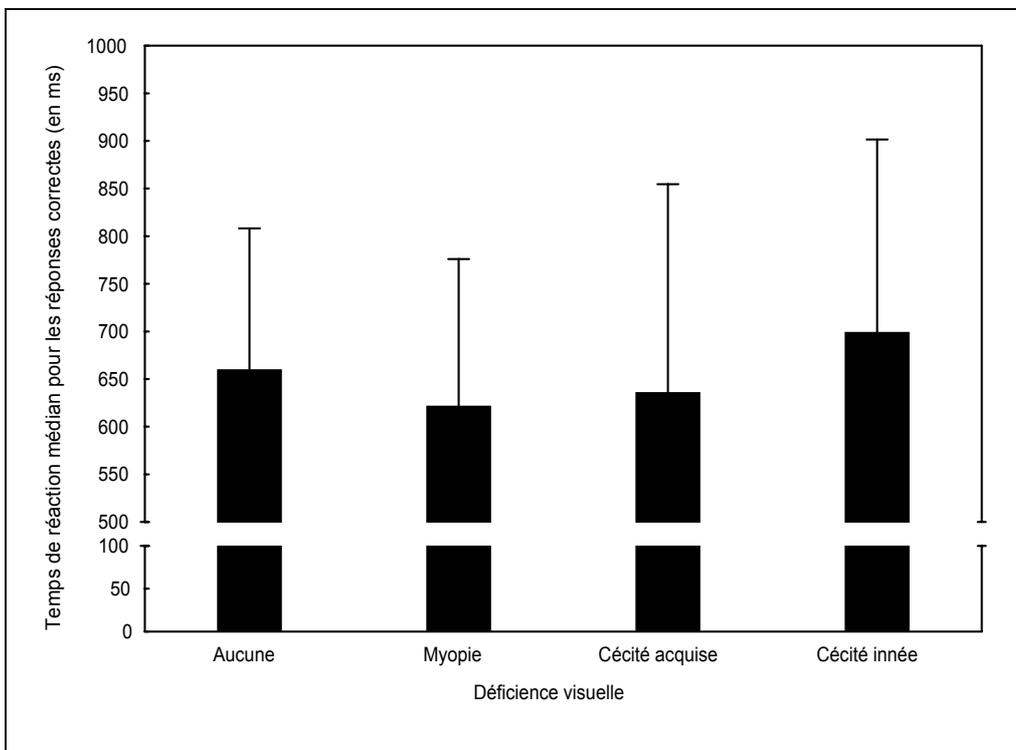


Figure 17 : Temps de réaction médians pour les réponses correctes et leurs erreurs-types exprimés en millisecondes, selon le type de déficience visuelle.

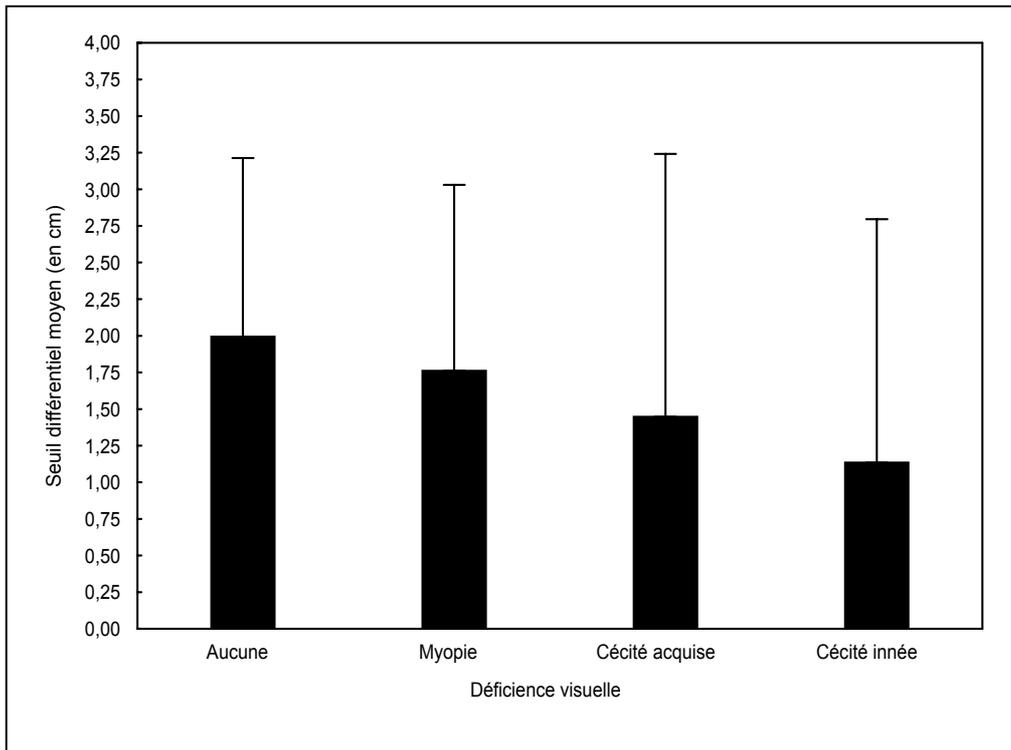


Figure 18 : Seuils différentiels moyens et leurs erreurs-types exprimés en centimètres, selon le type de déficiência visuelle.

Les résultats ne révèlent aucune différence entre les performances des déficients visuels et celles des emmétropes. D'une part, les quatre groupes de sujets présentent un pourcentage de réponses correctes équivalent et nous n'observons aucune différence de temps de réaction entre les déficients visuels et les emmétropes. Il semblerait ainsi qu'aucune stratégie de réponses n'a été adoptée par l'un ou l'autre groupe de sujets. D'autre part, le seuil de détection des signaux binauraux ne semble pas être modifié suite à une déficiência visuelle. L'ensemble de ces résultats semble montrer que les compensations auditives observées chez les myopes et les aveugles ne résultent pas d'un affinement du traitement des signaux binauraux. Nos résultats sont concordants avec ceux de Simon et al. (2002) qui ont montré que les aveugles et les voyants présentent des performances équivalentes au cours d'une tâche de discrimination de phases et d'intensités auditives. L'analyse interaurale des signaux acoustiques est le traitement le plus efficace pour la localisation de stimuli auditifs dans le

plan horizontal (Blauert, 1997). Le système auditif peut également déterminer la position azimutale d'une source sonore à partir de l'analyse spectrale des signaux acoustique (Butler, Humanski et al., 1999). Les résultats de Lessard et al. (1998) semblent montrer que les aveugles sont plus performants que les voyants dans une tâche de localisation auditive en condition d'écoute monaurale. Nous proposons dans l'expérience 6 de déterminer si l'analyse spectrale joue un rôle dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à un déficit visuel partiel ou total.

Expérience 6

Compensation auditive et mécanismes monauraux

Les mécanismes monauraux correspondent à une extraction d'informations spatiales par l'analyse de la forme spectrale du son, modifiée par le pavillon des oreilles. Une explication à l'augmentation de la résolution spatiale observée chez les sujets myopes et non-voyants pourrait être que l'efficacité des traitements des signaux monauraux augmente consécutivement à une déficience partielle ou totale du système visuel. Afin de tester cette hypothèse, nous évaluons les performances des différents groupes de sujets dans une tâche de localisation auditive selon que l'analyse spectrale des signaux acoustiques est possible ou non. Si les compensations auditives résultent d'un accroissement de l'efficacité des mécanismes monauraux, la précision de localisation auditive des sujets déficients visuels devrait diminuer en l'absence de signaux monauraux.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Quarante-trois sujets ont pris part à cette expérience. Un premier groupe est composé de six sujets (5 femmes et 1 homme; âge compris entre 19 et 38 ans; 26 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 9). Un second groupe est constitué de six sujets (2 femmes et 4 hommes; âge compris entre 19 et 46 ans; 36 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 10). Un troisième groupe est composé de seize sujets (8 femmes et 8 hommes; âge compris entre 20 et 39 ans; 26 ans de moyenne d'âge)

atteints d'une myopie, variant de -1 à -9 dioptries. Un quatrième groupe est constitué de quinze sujets (8 femmes et 7 hommes; âge compris entre 20 et 43 ans; 25 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 9 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants de naissance de l'expérience 6

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3 *	25	F	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	25	F	Inconnue	Aucune perception
B5 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B6	38	H	Inconnue	Aucune perception

Tableau 10 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants acquis de l'expérience 6

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B7	19	H	Accident	8 ans	Aucune perception
B8 *	30	H	Rétinopathie	15 ans	Aucune perception
B9 *	38	F	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B10 *	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B11 *	40	H	Glaucome	22 ans	Aucune perception
B11	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif et paradigme

Le dispositif est identique à celui décrit dans l'expérience 1 (page 54). Au début de chaque essai, un son pur de 1000 Hz (d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 65 dB SPL) est émis dans le plan médian sagittal du sujet. Après un intervalle de temps d'une durée variant de 2400 à 3000 ms, une cible auditive (bruit blanc; 20 - 20000 Hz, d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL) est émise par l'un des huit haut-parleurs.

Les sujets ont pour tâche d'indiquer la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser fixé sur l'index de la main dominante. Les sujets effectuent deux sessions de 120 essais. Dans l'une de ces deux sessions, appelée « session avec moulage », les pavillons des deux oreilles sont recouverts d'un moulage en alginate. Ce procédé permet de recouvrir les circonvolutions des oreilles et par conséquent, d'empêcher toute modification de la forme spectrale du son par le pavillon des oreilles (figure 19). Pour les deux sessions, les sujets ont pour consigne de maintenir, à chaque essai, leur regard droit devant eux. L'ordre de passation des deux sessions est contrebalancé.



Figure 19 : Exemple de moulage en alginate recouvrant le pavillon de l'oreille gauche d'un sujet. Ce moulage appliqué à chaque oreille empêche toute modification de la forme spectrale du son par les circonvolutions du pavillon des oreilles. Un orifice permet l'entrée des vibrations acoustiques dans le conduit auditif.

2 - Résultats

Les erreurs absolues médianes de pointage des quatre groupes de sujets sont représentées sur la figure 20, pour les deux sessions expérimentales.

La précision de pointage diffère significativement entre les groupes de sujets, $F_{[3,39]} = 4.84$, $p < 0.01$. Les tests de Newman-Keuls révèlent que la précision de localisation auditive des sujets myopes est significativement supérieure à celles des sujets emmétropes ($p = 0.02$), des sujets atteints d'une cécité tardive ($p = 0.03$) et des sujets aveugles de naissance ($p = 0.05$).

Quel que soit le groupe de sujets considéré, les performances des sujets ne diffèrent pas selon que les pavillons de leurs oreilles sont couverts ou non par un moulage. L'analyse statistique ne révèle aucune interaction entre les facteurs « groupe de sujets » et « type de session expérimentale ».

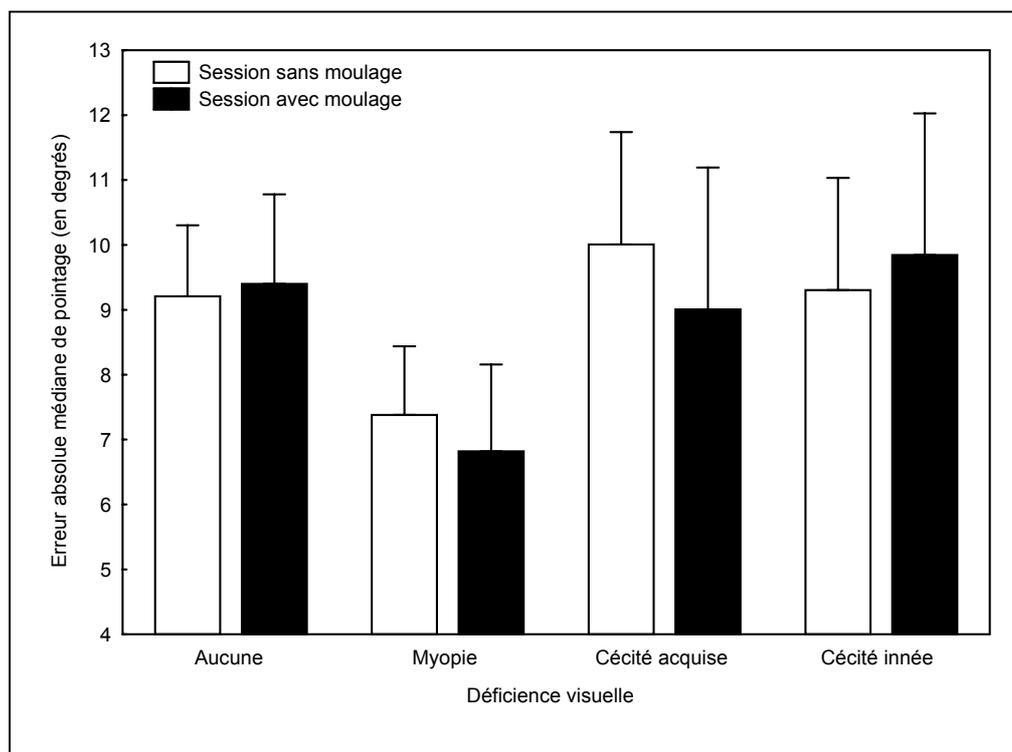


Figure 20 : Erreurs absolues médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, en fonction du type de déficiéce visuelle et de la session expérimentale (i.e., avec ou sans moulage recouvrant le pavillon des oreilles des sujets).

Les résultats ne révèlent aucune différence de performances, quel que soit le groupe de sujets, entre les deux conditions expérimentales (i.e., avec ou sans moulage). Le développement d'une compensation spatiale auditive chez les sujets déficients visuels ne serait donc pas lié à un affinement des mécanismes monauraux. Les cibles auditives ayant été émises dans le plan horizontal, nos résultats pourraient s'expliquer par la faible influence des signaux monauraux sur la localisation azimutale des stimuli auditifs (Hofman, Van Riswick et al., 1998). En effet, le traitement des indices monauraux serait essentiellement impliqué dans les processus permettant de déterminer l'élévation d'une source sonore (Blauert, 1997). La mise en place des mécanismes monauraux dépend d'un calibrage des signaux acoustiques par le système visuel (Zwiers, Van Opstal et al., 2001a). Le traitement des indices monauraux permet au système auditif de déterminer la localisation d'une source sonore à partir de l'analyse de la forme spectrale d'un son modifiée par les circonvolutions de l'oreille. Les pavillons des oreilles se modifiant au cours du développement, les mécanismes monauraux nécessiteraient un calibrage des signaux acoustiques par des systèmes sensoriels non-auditifs (Hofman, Van Riswick et al., 1998). Chez les sujets voyants, le système visuel participerait à ce calibrage. En localisant visuellement une source sonore, un lien s'établirait entre la modification de la forme spectrale d'un son émis à partir de cette source et sa localisation dans l'espace. Par contre lorsque le système visuel est inopérant, ce lien ne pourrait s'établir qu'à partir d'informations spatiales proprioceptives ou kinesthésiques (Lewald, 2002) lorsque, par exemple, une personne aveugle se déplace en direction d'une source sonore afin de la localiser. Selon Lewald (2002), le système proprioceptif ne serait pas aussi efficace que le système visuel pour le calibrage des indices monauraux et par conséquent, l'augmentation de la résolution spatiale auditive chez les aveugles ne serait pas liée à un affinement du traitement des indices monauraux. Nos résultats semblent confirmer cette hypothèse et

semblent également montrer que les compensations auditives mise en place suite à un déficit visuel partiel ne résulte pas d'une efficacité accrue de l'analyse spectrale des signaux auditifs.

Expérience 7

Compensation auditive et analyse de l'écho

Les expériences 5 et 6 ne montrent aucune influence des mécanismes binauraux et monauraux dans l'augmentation de l'acuité spatiale auditive chez les sujets atteints d'une déficience visuelle partielle ou totale. Cependant, l'extraction des informations spatiales par le système auditif peut également s'effectuer à partir de l'analyse de l'écho. En effet, les vibrations acoustiques, se réfléchissant sur les surfaces réverbérantes, fournissent des informations améliorant le traitement spatial du signal provenant directement de la source (Litovsky et al., 1999). Notre objectif dans la présente expérience est de déterminer si l'analyse de l'écho d'un son joue un rôle dans l'augmentation de la résolution spatiale auditive suite à un déficit visuel. Nous proposons aux sujets une tâche de localisation auditive selon deux conditions différentes. Les signaux réverbérés parvenant aux oreilles du sujet ont une intensité sonore plus élevée dans une condition que dans l'autre. En comparant les performances de localisation entre les deux conditions expérimentales, nous pourrions évaluer la sensibilité aux indices d'écho des sujets déficients visuels et des sujets emmétropes.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Soixante-dix sujets ont pris part à cette expérience. Un premier groupe est composé de six sujets (4 femmes et 2 hommes; âge compris entre 19 et 38 ans; 27 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 11). Un second groupe est constitué de sept sujets (2 femmes

et 5 hommes; âge compris entre 19 et 52 ans; 39 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 12). Un troisième groupe est composé de vingt-neuf sujets (15 femmes et 14 hommes; âge compris entre 19 et 35 ans; 24 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de $-1,5$ à -9 dioptries. Un quatrième groupe est constitué de vingt-huit sujets (14 femmes et 14 hommes; âge compris entre 19 et 34 ans; 24 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 11 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants de naissance de l'expérience 7

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	20	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3	26	H	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	26	F	Inconnue	Aucune perception
B5 *	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B6 *	38	H	Inconnue	Aucune perception

Tableau 12 : Caractéristiques du handicap des sept sujets non-voyants acquis de l'expérience 7

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B7	19	H	Accident	8 ans	Aucune perception
B8	32	F	Rétinopathie	18 ans	Aucune perception
B9	37	H	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B10 *	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B11	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception
B12	48	H	Rétinopathie	30 ans	Aucune perception
B13 *	52	H	Glaucome	22 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif

Le dispositif de cette expérience est identique à celui décrit dans l'expérience 1 (page 54). Au début de chaque essai, un son pur de 1000 Hz (d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 65 dB SPL) est émis dans le plan médian sagittal du sujet. Après un intervalle de temps d'une durée variant de 2400 à 3000 ms, une cible auditive (bruit blanc; 20 - 20000 Hz, d'une durée de 150 ms et d'une intensité de 60 dB SPL) est émise par l'un des huit haut-parleurs. Les sujets ont pour tâche d'indiquer la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser, fixé sur l'index de la main dominante.

Deux sessions expérimentales sont distinguées.

Dans la session « position centrale », le sujet et le dispositif sont à équidistance des murs situés à gauche et à droite du sujet. Dans cette condition, les signaux acoustiques, résultant des réverbérations du stimulus auditif sur les murs latéraux, parviennent aux oreilles du sujet avec une phase et une intensité équivalente.

Dans la session « position excentrée », le sujet et le dispositif sont situés à proximité de l'un des deux murs latéraux. Dans cette condition, les signaux acoustiques se réverbérant sur le mur le plus proche du dispositif ont une intensité sonore plus élevée et parviennent plus rapidement aux oreilles du sujet que ceux se réverbérant sur le mur opposé. Dans cette condition, si la sensibilité aux signaux de l'écho est importante, les sujets devraient présenter un biais de localisation en direction du mur le plus proche.

Quelle que soit la session expérimentale considérée, les sujets ont pour consigne de maintenir, à chaque essai, leur regard droit devant eux.

1.3 - Paradigme

Avant chaque session expérimentale, les sujets sont munis d'un bandeau placé sur leurs yeux et d'un casque diffusant de la musique, afin qu'ils ne puissent déterminer leur position à partir d'informations visuelles ou auditives, lors de leur déplacement et leur installation dans la salle. Les sujets, tout en effectuant une tâche de comptage à rebours à voix haute (e.g., compter de trois en trois à rebours à partir d'un nombre indiqué par l'expérimentateur), sont conduits dans la salle expérimentale en effectuant plusieurs trajets aléatoires. Cette méthode empêche la mise en place de stratégies pour se localiser à partir de signaux kinesthésiques ou proprioceptifs. Après que l'expérimentateur a quitté la salle, il est indiqué aux sujets de retirer le bandeau et le casque. Les sujets ont pour tâche d'indiquer à chaque essai la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser, fixé sur l'index de la main dominante. Les sujets effectuent 120 essais par sessions. L'ordre de passation des sessions est contrebalancé. Entre les deux sessions expérimentales, les sujets sont conduits à l'extérieur de la salle expérimentale, afin qu'ils puissent prendre une pause d'une dizaine de minutes. Les conditions dans lesquelles les sujets sont amenés à l'extérieur de la salle expérimentale sont identiques à celles décrites ci-dessus.

2 - Résultats

Pour chaque essai, la localisation estimée par le sujet a été soustraite de la localisation réelle de la cible. Cette erreur relative de pointage prend une valeur négative ou positive lorsque la localisation estimée de la cible est respectivement à gauche ou à droite de la position réelle de la source sonore. Les données ont été transformées de manière à ce qu'une erreur positive exprime un biais en direction du mur latéral le plus proche et qu'une erreur négative exprime un biais en direction du mur latéral le plus éloigné.

Les erreurs relatives médianes de pointage des quatre groupes de sujets en fonction des deux sessions expérimentales sont représentées sur la figure 21.

Le biais de localisation est plus important lors de la session « position excentrée » que lors de la session « position centrale », $F_{[1,66]} = 25.79$, $p < 0.01$. Ce biais diffère significativement selon le groupe de sujets, $F_{[3,66]} = 3.73$, $p = 0.02$. Les tests de Newman-Keuls révèlent que seules les erreurs relatives entre les emmétropes et les non-voyants de naissance diffèrent significativement ($p = 0.05$).

L'analyse statistique ne révèle aucune interaction entre les facteurs « groupe de sujets » et « type de sessions expérimentales », $F_{[3,66]} = 2.09$, $p < 0.11$. L'analyse de l'ANOVA n'a pu rendre compte de l'interaction entre les deux facteurs « groupe de sujets » et « type de session expérimentale », car trois groupes de sujets sur quatre présentent une différence de biais importante entre les deux sessions (supérieure à 5°), alors que seul le groupe des sujets emmétropes ne présente aucune différence de biais. Par contre, les tests post-hoc de Newman-Keuls, qui comparent les moyennes deux à deux, révèlent des différences de biais entre les deux sessions. En effet, le biais de localisation augmente significativement, lorsque le dispositif est situé à proximité d'un mur latéral, pour les myopes, les non-voyants tardifs et les aveugles de naissance (respectivement $p = 0.03$, $p = 0.05$ et $p < 0.01$). Par contre, les sujets emmétropes ne présentent aucune différence de biais entre les deux sessions.

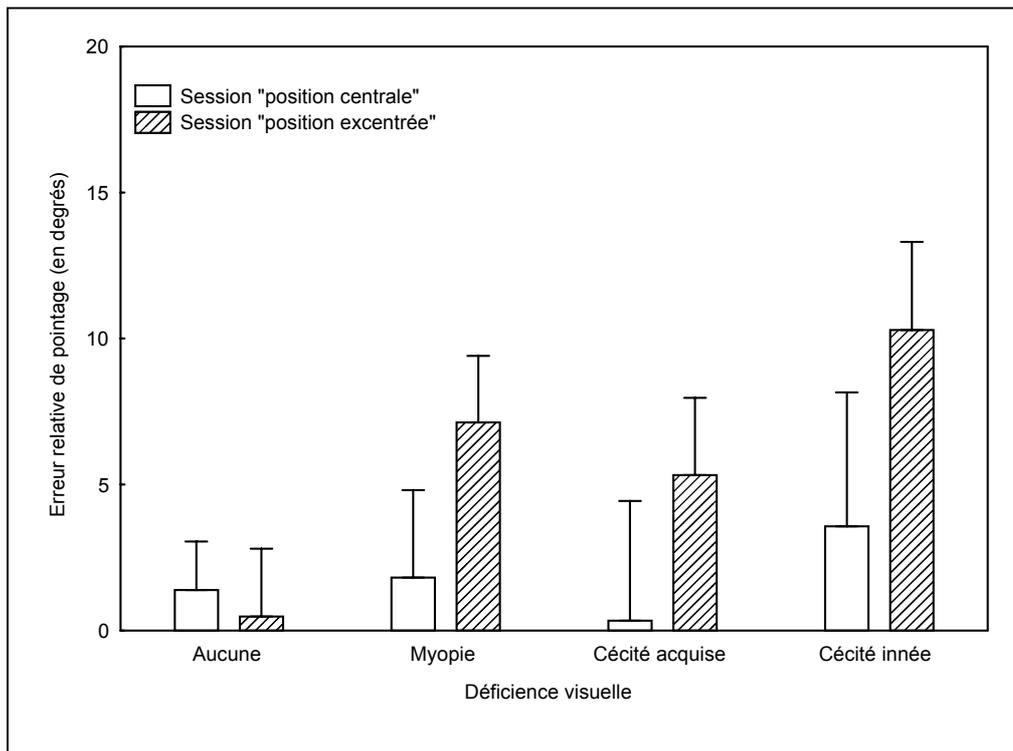


Figure 21 : Erreurs relatives médianes de pointage et leurs erreurs-types exprimées en degrés, en fonction du type de déficiência visuelle et de la session expérimentale (i.e., « position centrale » ou « position excentrée »).

Dans la condition « position centrale », le sujet et le dispositif étaient positionnés à équidistance des murs latéraux. Les signaux acoustiques, résultant des réverbérations du stimulus auditif sur les murs latéraux, parvenaient aux oreilles avec une phase et une intensité équivalente. Dans la condition « position excentrée », le sujet et le dispositif étaient placés à proximité de l'un des murs latéraux. Dans cette condition, les signaux acoustiques se réverbérant sur le mur le plus proche du dispositif avaient une intensité sonore plus élevée et parvenaient plus rapidement aux oreilles du sujet que ceux se réverbérant sur le mur opposé. Tous les groupes de sujets présentent un biais de localisation lorsqu'ils sont à équidistance des murs latéraux. La pièce n'étant pas tout à fait symétrique dans son agencement (la porte de la salle était située à droite du sujet), les propriétés de réverbération des murs de gauche et de droite n'étaient pas identiques. Le biais observé dans la condition « position centrale »

pourrait ainsi s'expliquer par une différence de réverbération entre les deux murs latéraux. Chez les sujets déficients visuels, le biais de localisation s'accroît lorsque le dispositif est situé à proximité de l'un des murs latéraux. Ce biais est dirigé en direction du mur latéral le plus proche. Lorsque les signaux réverbérés sont analysés par le système auditif, le sujet localise la source sonore entre la position réelle de la source et la position de la surface réverbérante (Warncke, 1940). Ce phénomène appelé effet de « localisation sommée » (Litovsky et al., 1999) pourrait expliquer le biais de localisation observé chez les sujets déficients visuels. En effet, si ces sujets sont sensibles aux indices de l'écho, l'effet de localisation sommée induirait un déplacement de la localisation perçue du stimulus auditif en direction du mur le plus proche (surface réverbérant les signaux acoustiques). Cet effet n'est pas observé chez les emmétropes, le biais de localisation étant équivalent pour les deux sessions expérimentales. L'influence des indices d'écho sur le traitement spatial des cibles auditives serait donc moins importante chez les sujets emmétropes que chez les sujets déficients visuels. Nos résultats semblent donc montrer que les myopes et les non-voyants ont une sensibilité plus grande à l'écho que les emmétropes.

Expérience 8

Capacités de détection d'obstacles par l'analyse de l'écho

Les expériences précédentes montrent d'une part, la mise en place d'une compensation spatiale auditive suite à une déficience visuelle totale ou partielle (expériences 1 et 2), et, d'autre part, que cette compensation semble s'expliquer par une sensibilité accrue aux signaux de l'écho (expérience 7). Une conséquence à une telle augmentation de la sensibilité à l'écho serait que les sujets présentant un déficit visuel développent des capacités à détecter un obstacle à partir des signaux acoustiques se réverbérant sur cet obstacle. Nous comparons dans la présente expérience les performances des différents groupes de sujets dans une telle tâche de détection.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Quarante-sept sujets ont pris part à cette expérience. Un groupe est composé de sept sujets (5 femmes et 2 hommes; âge compris entre 20 et 39 ans; 29 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 13). Un second groupe est constitué de six sujets (3 femmes et 3 hommes; âge compris entre 33 et 53 ans; 44 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 14). Un troisième groupe est composé de quinze sujets (7 femmes et 8 hommes; âge compris entre 20 et 35 ans; 26 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -1 à -9 dioptries. Un quatrième groupe est constitué de dix-neuf sujets (9

femmes et 10 hommes; âge compris entre 20 et 34 ans; 26 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 13 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants de naissance de l'expérience 8

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	20	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3	20	H	Rétinopathie	Aucune perception
B4 *	25	F	Rétinopathie	Aucune perception
B5 *	26	F	Inconnue	Aucune perception
B6 *	31	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B7 *	38	H	Inconnue	Aucune perception

Tableau 14 : Caractéristiques du handicap des six sujets non-voyants acquis de l'expérience 8

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B8	33	F	Rétinopathie	18 ans	Aucune perception
B9	38	F	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B10 *	41	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B11	47	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception
B12	49	H	Rétinopathie	30 ans	Aucune perception
B13 *	53	H	Glaucome	22 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif

Les sujets sont assis à une table, la tête maintenue immobile grâce à une mentonnière. Cette installation permet de maintenir constante la distance (180 cm) entre le sujet et le dispositif. Le dispositif est composé d'une planche en bois (55 × 52 cm, d'une épaisseur de 1 cm) pivotant sur un axe vertical grâce à un système motorisé programmable. Un haut-parleur (4 × 8 cm, 4 Ω, 3W) dirigé vers le dispositif, est posé sur la table devant le sujet à une distance de

70 cm. Ce haut-parleur émet une série de bruits blancs d'une durée de 10 ms (20 - 20000 Hz, d'une intensité de 60 dB SPL) avec un intervalle inter-stimuli d'une seconde. Les sujets ont pour consigne de maintenir leur regard droit devant eux au cours de l'expérience.

1.3 - Paradigme

Avant chaque essai, la planche effectue plusieurs rotations et s'immobilise à l'une des trois positions prédéfinies. Deux positions sont excentrées de telle sorte que la planche est présentée face au sujet, à gauche ou à droite du plan médian sagittal du sujet. Ces deux positions de la planche permettent aux vibrations acoustiques émises par le haut-parleur de se réverbérer. Si les processus de l'analyse de l'écho sont efficaces, la différence interaurale d'intensité des vibrations réverbérées doit permettre au sujet de déterminer la position de la planche. Une troisième position, dite « de contrôle », correspond à l'alignement de la planche dans l'axe du plan médian sagittal du sujet. Cet alignement ne permet pas la réverbération des stimuli acoustiques par la planche (figure 22).

La tâche du sujet consiste, à partir du traitement des signaux acoustiques se réverbérant sur la planche, d'indiquer de quel côté (droite ou gauche) se situe la planche par rapport au plan sagittal médian. Les sujets ont pour consigne de répondre à l'aide deux boutons réponses, le plus rapidement possible et en faisant le moins d'erreurs possible. Si le sujet ne répond pas dans les 10 secondes, l'essai est annulé et présenté plus tard au cours de l'expérience. Chaque sujet effectue 4 séries de 24 essais. Parmi ces 24 essais, la planche est positionnée dix fois à gauche, dix fois à droite et quatre fois au milieu de manière aléatoire.

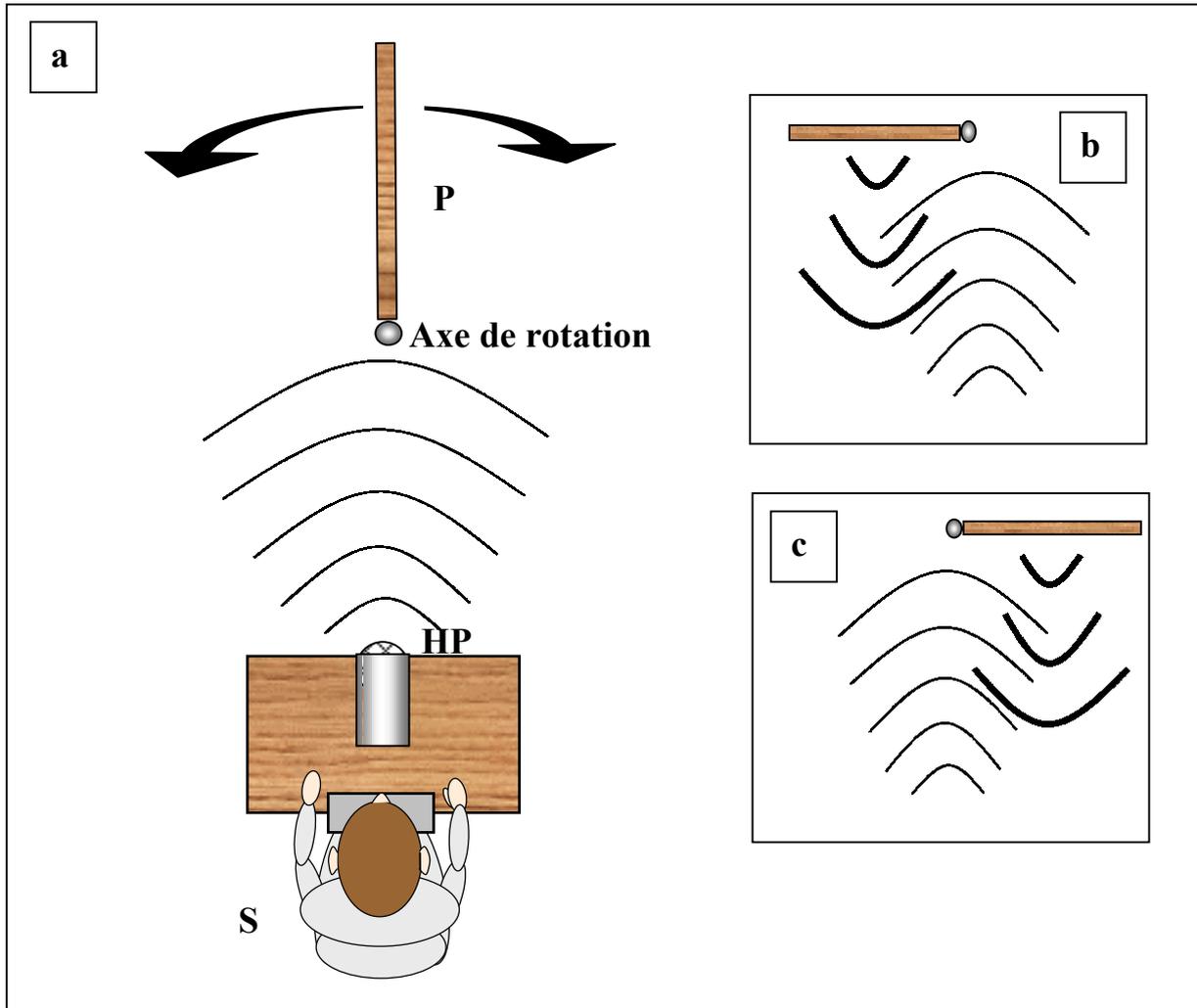


Figure 22 : Dispositif de l'expérience 8. Salle d'expérience vue du haut. Le sujet (S) est assis à une table. Le haut-parleur (HP) émet des sons dirigés en direction de la planche (P). Lorsque la planche est dans l'alignement du plan médian sagittal, les vibrations acoustiques ne sont pas réverbérées. Lorsque la planche est présentée face au sujet, à gauche (b) ou à droite (c) du plan médian sagittal, les vibrations acoustiques sont réverbérées contre la planche est les indices d'échos (en gras) parviennent aux oreilles du sujet.

2 - Résultats

Afin d'évaluer la capacité des sujets à localiser la planche à partir des signaux fournis par l'écho des stimuli auditifs, nous avons déterminé le pourcentage de détections correctes pour chacun des sujets. Une détection correcte correspond à une réponse gauche (droite), lorsque la planche est positionnée à gauche (droite). Nous avons également évalué le temps médian de détections correctes pour chacun des sujets. Les pourcentages de détections correctes et les

temps médians correspondant à ces réponses sont respectivement représentés sur les figures 23 et 24, pour les quatre groupes de sujets.

Les pourcentages moyens de réponses « droite » et « gauche » lors de la condition contrôle, c'est-à-dire quand la planche ne peut réverbérer les vibrations acoustiques, ne diffèrent pas entre les groupes de sujets (environ 50% de réponses « droite » et 50 % de réponses « gauche »).

Le pourcentage de détections correctes diffère significativement selon le type de déficience visuelle, $F_{[3,43]} = 3.43$, $p = 0.03$. Les performances des emmétropes sont inférieures à celles des myopes, des aveugles tardifs et des non-voyants de naissances. Cependant, les tests de Newman-Keuls ne révèlent qu'une tendance statistique pour ces différences, avec respectivement $p = 0.08$, $p = 0.09$ et $p = 0.06$.

Les temps médians de détections correctes ne diffèrent pas entre les différents groupes de sujets, $F_{[3,43]} = 0.60$, $p = 0.62$.

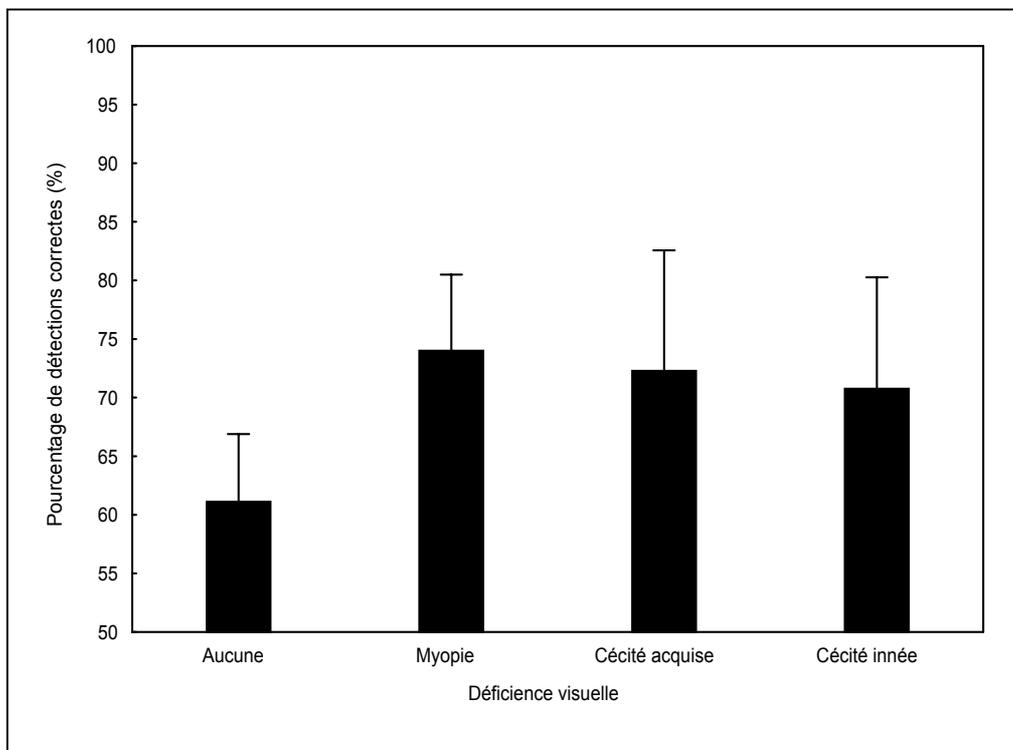


Figure 23 : Pourcentages de détections correctes et leurs erreurs-types, en fonction du type de déficience visuelle.

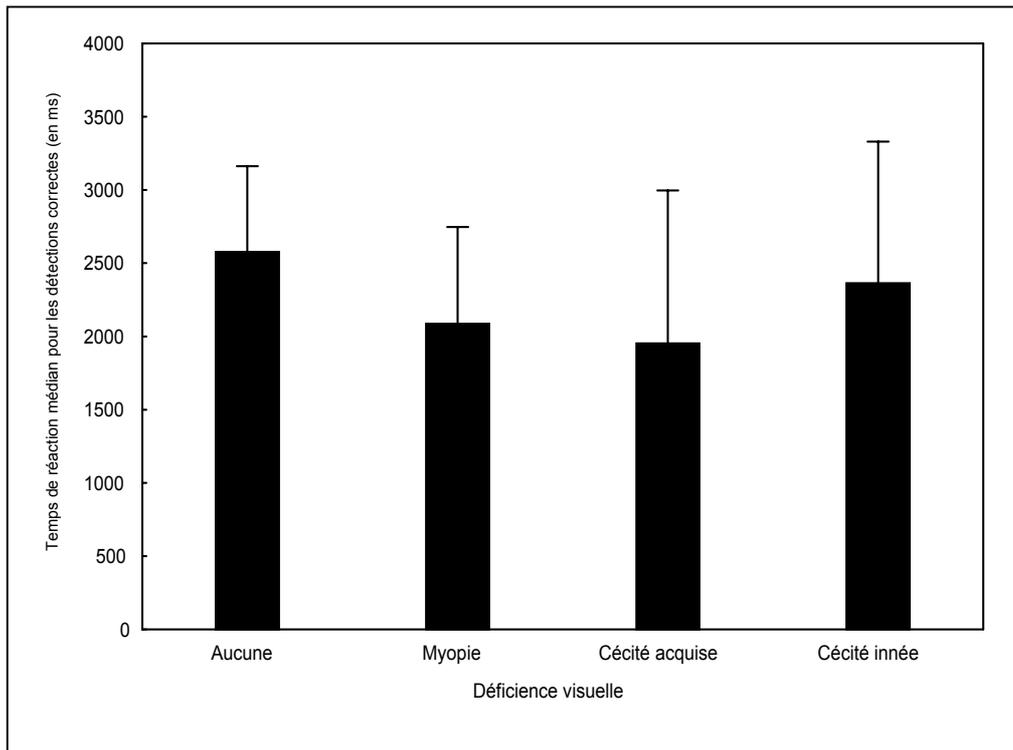


Figure 24 : Temps médians pour les détections correctes et leurs erreurs-types exprimés en millisecondes, en fonction du type de déficience visuelle.

Les résultats montrent que les myopes et les aveugles ont un pourcentage de détections correctes supérieur à celui des emmétropes. Les temps de réponses sont équivalents pour les quatre groupes de sujets, ce qui semble montrer que les bonnes performances des déficients visuels ne sont pas liées à la mise en place de stratégies particulières. Etant donnée que la détection de l'obstacle s'effectuait à partir de l'analyse des indices d'écho, nos résultats peuvent s'expliquer par une augmentation de la sensibilité à l'écho consécutive à une déficience visuelle. Rice (1969) a montré que lors d'une tâche de localisation d'objets dans le plan azimutal à partir de l'analyse d'indices d'écho, les aveugles sont plus performants que les emmétropes. Nos résultats semblent montrer que les myopes présentent les mêmes capacités de détection d'obstacles que les aveugles. Par conséquent, nous supposons que les compensations auditives mises en place suite à une déficience visuelle résultent d'une

augmentation de la sensibilité aux indices d'écho et permettent le développement de capacités d'écholocalisation chez les personnes présentant un déficit visuel partiel ou total.

Expérience 9 :

Capacités à se localiser dans un environnement acoustique

L'expérience précédente révèle que les sujets déficients visuels ont la capacité à localiser un objet dans leur environnement en analysant les signaux acoustiques se réverbérant sur cet objet. Une autre conséquence de l'augmentation de la résolution spatiale auditive, consécutive à une déficience visuelle, serait que les personnes myopes ou non-voyantes ont une meilleure capacité à se représenter l'environnement acoustique que les personnes emmétropes. Si tel est le cas, les capacités des sujets déficients visuels à se repérer dans un environnement acoustique, devraient être supérieures à celles de sujets emmétropes.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Cinquante sujets ont pris part à cette expérience. Un groupe est composé de sept sujets (6 femmes et 1 homme; âge compris entre 18 et 45 ans; 30 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 15). Un second groupe est constitué de huit sujets (4 femmes et 4 hommes; âge compris entre 37 et 60 ans; 48 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 16). Un troisième groupe est composé de vingt sujets (12 femmes et 8 hommes; âge compris entre 20 et 55 ans; 29 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -1,25 à -9 dioptries. Un quatrième groupe est composé de quinze sujets (7 femmes et 8 hommes; âge compris entre 18 et 53 ans; 30 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 15 : Caractéristiques du handicap des sept sujets non-voyants de naissance de l'expérience 9

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	18	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3	25	F	Inconnue	Aucune perception
B4	30	F	Rétinopathie	Perception des lumières de forte intensité
B5	36	F	Rétinopathie	Aucune perception
B6	37	H	Inconnue	Aucune perception
B7	45	F	Rétinopathie	Aucune perception

Tableau 16 : Caractéristiques du handicap des huit sujets non-voyants acquis de l'expérience 9

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B8	38	H	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B9	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B10	42	F	Glaucome	13 ans	Aucune perception
B11	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception
B12	50	H	Glaucome	20 ans	Aucune perception
B13	52	H	Rétinopathie	24 ans	Aucune perception
B14	55	F	Rétinopathie	40 ans	Aucune perception
B15	60	F	Glaucome	50 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif et paradigme

L'expérience a lieu dans une salle non éclairée et réverbérante (324 × 262 × 222 cm), dans laquelle le bruit ambiant est d'environ 30 dB SPL. Avant le début de l'expérience, les sujets sont informés qu'ils vont être conduits dans une salle expérimentale, dans laquelle ils seront assis. Les sujets ont pour consigne de prêter attention aux signaux acoustiques qu'ils entendront. Il leur est également indiqué qu'ils ne prendront connaissance de la tâche qu'ultérieurement. Les sujets sont munis d'un bandeau placé sur leurs yeux et d'un casque

diffusant de la musique, afin qu'ils ne puissent déterminer leur position à partir d'informations visuelles ou auditives, lors de leur installation dans la salle. Les sujets, tout en effectuant une tâche de comptage à rebours à voix haute (e.g., compter de trois en trois à rebours à partir d'un nombre indiqué par l'expérimentateur), sont conduits dans la salle expérimentale en effectuant plusieurs trajets aléatoires. Les sujets sont assis sur une chaise dont la position au sein de la pièce a été déterminée de manière aléatoire. Après que l'expérimentateur a quitté la salle, il est indiqué aux sujets de retirer le bandeau et le casque.

Deux haut-parleurs sont positionnés à hauteur des oreilles du sujet sur chacun des murs (huit haut-parleurs au total). Au cours de la session, le sujet entend une succession de quarante stimuli auditifs. Chaque stimulus est émis par l'un des huit haut-parleurs, qui sont activés cinq fois au cours de la session. Les stimuli auditifs sont composés de deux bruits blancs (20 - 20000 Hz, d'une durée de 250 ms et d'une intensité de 45 dB SPL mesurée à 1 m des haut-parleurs), se succédant avec un intervalle de 100 ms. A la fin de la session, les sujets sont conduits dans une autre pièce, dans les mêmes conditions que celles décrites ci-dessus. Les sujets ont alors pour tâche d'indiquer sur un plan de la salle expérimentale (échelle 1/18) la localisation où ils estiment avoir été placés au cours de la session. Un plan de la salle en relief est fourni aux sujets non-voyants. Chaque sujet n'effectue qu'un seul essai.

2 - Résultats

Afin d'évaluer les performances des sujets à localiser leur position à partir du traitement spatial des stimuli auditifs, nous avons évalué l'erreur de positionnement qui correspond à la distance entre la position réelle du sujet et celle estimée sur le plan. Ces erreurs sont représentées, à l'échelle de la salle expérimentale, pour chaque groupe de sujets sur la figure 25.

Des tests de comparaisons planifiées révèlent d'une part, une relation linéaire entre le degré de déficience visuelle et les performances à la tâche de positionnement ($F_{[1,47]} = 10.06$, $p < 0.01$). D'autre part, les sujets non-voyants présentent des erreurs de positionnement significativement inférieures à celles des sujets emmétropes et myopes ($F_{[1,47]} = 10.84$, $p < 0.01$).

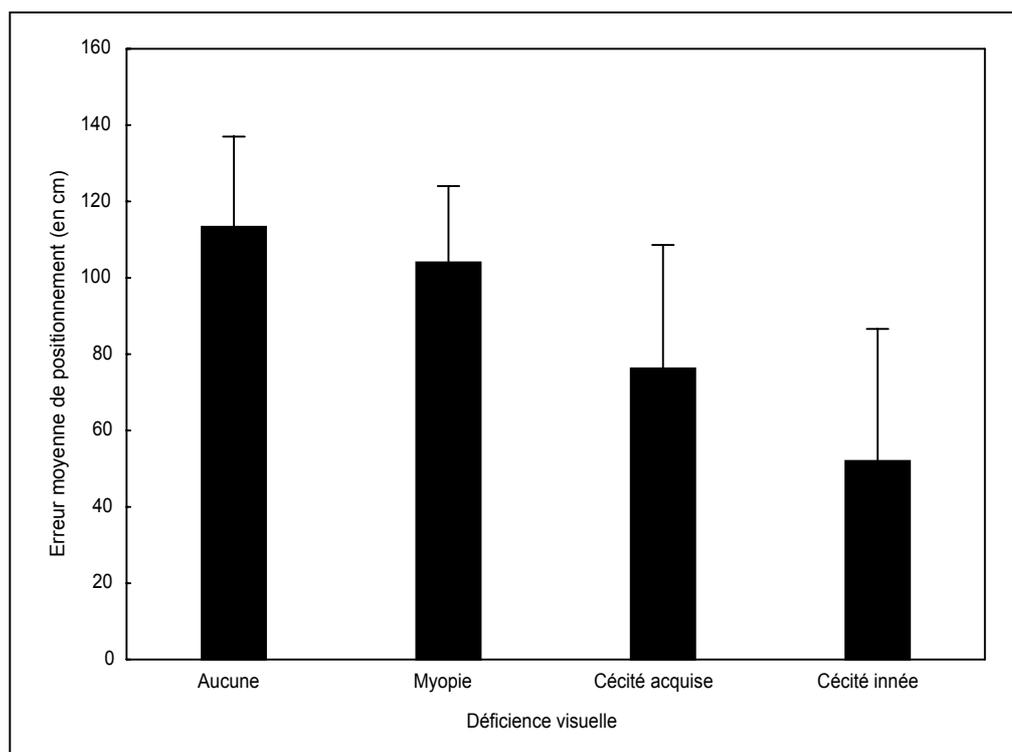


Figure 25 : Erreurs moyennes de positionnement et leurs erreurs-types exprimés en centimètres, en fonction du type de déficience visuelle.

Les résultats de cette expérience montrent que les sujets déficients visuels ont de meilleures performances que les sujets emmétropes pour se localiser dans un environnement à partir de la perception de signaux acoustiques. Les performances accrues des sujets myopes et aveugles peuvent s'expliquer par l'augmentation de la résolution spatiale auditive consécutive à une déficience visuelle. La théorie « des cartes cognitives » (Holdstock, Mayes et al., 2000) postule qu'une représentation de l'environnement pourrait être élaborée à partir du traitement spatial des signaux perçus dans l'environnement. Cette représentation serait nécessaire à un

individu pour déterminer sa propre localisation au sein de son environnement. Au cours de l'expérience, seuls les stimuli auditifs pouvaient fournir aux sujets des informations spatiales sur la salle expérimentale. Par conséquent, une représentation de l'environnement ne pouvait être élaborée qu'à partir du traitement spatial des signaux acoustiques. Les processus de localisation auditive étant améliorés suite à un déficit visuel, les représentations spatiales élaborées par les myopes et les aveugles seraient plus efficaces pour se repérer dans l'environnement que celles élaborées par les emmétropes. Nous observons que plus le degré du handicap visuel est important, plus la précision des sujets à se repérer l'environnement est grande. Nous supposons que les aveugles congénitaux présentent les meilleures performances parce que dès la naissance ces personnes analysent de manière soutenue les signaux auditifs environnementaux. Pour s'adapter à leur handicap, les non-voyants tardifs adopteraient la même stratégie, mais bénéficieraient d'une expérience moins importante que les aveugles de naissance. Les sujets myopes porteraient leur attention plus fréquemment que les sujets emmétropes sur les signaux auditifs environnementaux, afin de pallier leur déficit en vision périphérique (Dufour and Gérard, 2000). Cependant, l'espace environnemental pouvant toujours être traité par le système visuel chez les myopes, l'analyse des stimulations auditives serait moins soutenue que chez les sujets aveugles.

Expérience 10

Capacités à se localiser dans un environnement acoustique

« complexe »

L'expérience 9 semble montrer que les compensations auditives consécutives à une déficience visuelle partielle ou totale ont pour conséquence d'améliorer les aptitudes des sujets myopes ou aveugles à se repérer dans un environnement uniquement à partir de la perception de signaux auditifs. Cependant, l'environnement acoustique dans lequel les sujets effectuaient leur tâche ne présentait pas la même complexité que celle que nous pouvons rencontrer quotidiennement. Les signaux auditifs, tous identiques, étaient émis les uns après les autres. Un tel protocole expérimental facilite le traitement spatial de chaque signal, alors que dans la plupart des situations auxquelles nous sommes confrontées, différents signaux auditifs peuvent se présenter simultanément. Afin d'évaluer les capacités des sujets à déterminer leur propre localisation dans un environnement acoustique dit « complexe », nous avons reproduit l'expérience précédente dans une salle différente, où plusieurs signaux distincts sont présentés simultanément au cours de l'expérience.

1 - Méthodologie

1.1 - Sujets

Trente-neuf sujets ont pris part à cette expérience. Un groupe est constitué de sept sujets (5 femmes et 2 hommes; âge compris entre 19 et 37 ans; 27 ans de moyenne d'âge) aveugles de naissance (Tableau 17). Un second groupe est composé de sept sujets (3 femmes et 4

hommes; âge compris entre 31 et 51 ans; 42 ans de moyenne d'âge) atteints d'une cécité acquise depuis au moins dix ans (Tableau 18). Un troisième groupe est constitué de douze sujets (5 femmes et 7 hommes; âge compris entre 22 et 35 ans; 25 ans de moyenne d'âge) atteints d'une myopie, variant de -1,5 à -6 dioptries. Un quatrième groupe est composé de treize sujets (7 femmes et 6 hommes; Âge compris entre 19 et 34 ans; 28 ans de moyenne d'âge) présentant une vue normale.

Tableau 17 : Caractéristiques du handicap des sept sujets non-voyants de naissance de l'expérience 10

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Perception résiduelle
B1	18	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des couleurs
B2	19	F	Accident suite à une photothérapie à la naissance	Perception des lumières de forte intensité
B3	20	H	Rétinopathie	Aucune perception
B4	25	F	Inconnue	Aucune perception
B5	30	F	Glaucome	Perception des lumières de forte intensité
B6	36	F	Rétinopathie	Aucune perception
B7	37	H	Rétinopathie	Aucune perception

Tableau 18 : Caractéristiques du handicap des sept sujets non-voyants acquis de l'expérience 10

Sujets	Âge	Sexe	Cause de la cécité	Début de la cécité à	Perception résiduelle
B8	31	F	Rétinopathie	18 ans	Aucune perception
B9	37	H	Rétinopathie	20 ans	Aucune perception
B10	40	F	Glaucome	15 ans	Aucune perception
B11	42	F	Glaucome	13 ans	Aucune perception
B12	46	H	Glaucome	26 ans	Aucune perception
B13	49	H	Glaucome	20 ans	Aucune perception
B14	51	H	Rétinopathie	24 ans	Aucune perception

1.2 - Dispositif et paradigme

Le protocole expérimental est identique à celui décrit dans l'expérience 9 (p.110). Cependant, la présente expérience a lieu dans une autre salle expérimentale (411 × 417 × 230 cm). Un haut-parleur est placé sur chacun des 4 murs au niveau des oreilles du sujet. Chaque haut-parleur émet pendant 20 secondes, avec un intervalle inter-stimuli d'une seconde, un stimulus auditif spécifique : un bruit blanc (20 – 20 000 Hz) ou un son pur de 500, 2000 ou 3000 Hz. Tous les stimuli d'une durée de 250 ms et d'une intensité de 45 dB SPL mesurée à 2 mètres de chaque haut-parleur, sont émis simultanément. La tâche proposée aux sujets est identique à celle décrite dans l'expérience 9.

2 - Résultats

Les erreurs moyennes de positionnement sont représentées, à l'échelle de la salle, pour chaque groupe de sujets sur la figure 26.

Les erreurs de positionnement diffèrent significativement en fonction des groupes de sujets, $F_{[3,35]} = 3.15$, $p = 0.04$. Les tests de Newman-Keuls montrent que les sujets non-voyants de naissance ont des performances significativement supérieures à celles des sujets ayant une vue normale ($p = 0.05$), des sujets myopes ($p = 0.02$) et des sujets atteints d'une cécité tardive ($p = 0.05$). Les performances de ces trois derniers groupes ne diffèrent pas entre elles.

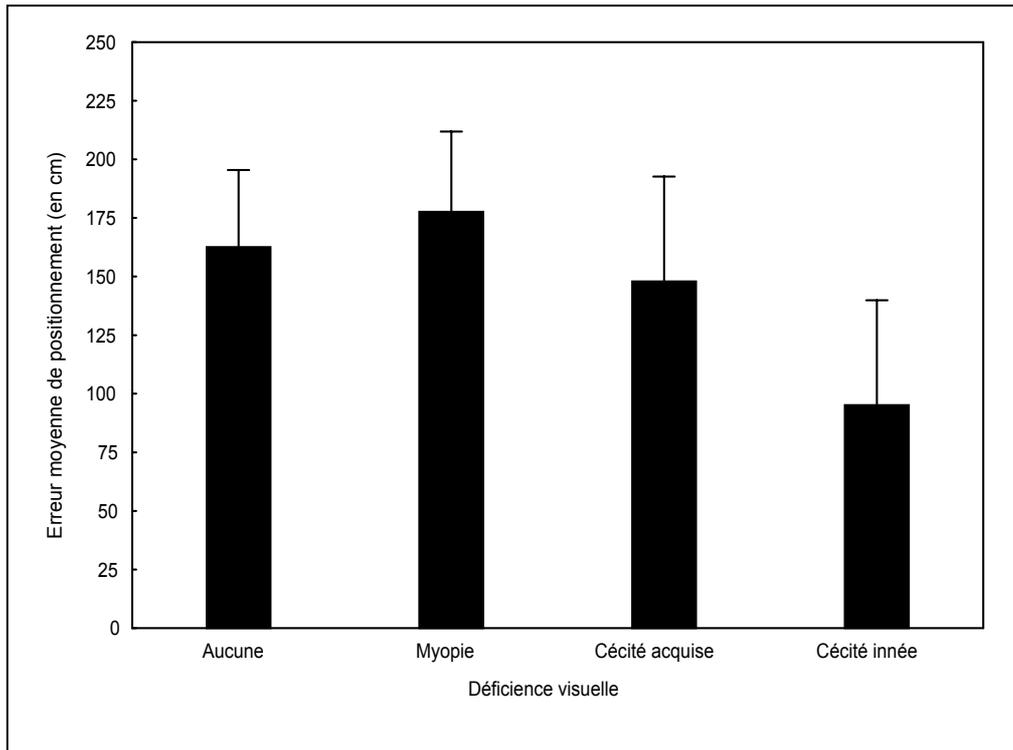


Figure 26 : Erreurs moyennes de positionnement et leurs erreurs-types exprimés en centimètres, en fonction du type de déficience visuelle.

Les résultats de cette expérience révèlent que les sujets non-voyants de naissance se repèrent plus précisément que les trois autres groupes de sujets, dans un environnement acoustique « complexe », caractérisé par l'émission simultanée de quatre signaux acoustiques distincts (de fréquences sonores différentes). La précision de positionnement des sujets non-voyants tardifs et des sujets myopes est équivalente à celle des sujets emmétropes. Ces résultats pourraient s'expliquer par une capacité accrue des aveugles de naissance à analyser une scène auditive complexe. Les signaux auditifs étant émis simultanément, la localisation des différentes sources sonores implique que le système auditif extrait chaque signal de la scène auditive afin de les traiter indépendamment. Les aveugles de naissance étant les seuls déficients visuels présentant des performances supérieures à celles des emmétropes, nous pouvons supposer que l'absence de perception visuelle dès la naissance induit une efficacité

accrue des processus d'extraction et de discrimination des signaux auditifs lors de la perception d'une scène auditive complexe.

4 - Expérience contrôle : test de mémoire spatiale

Les résultats de l'expérience 10 pourraient également s'expliquer par des capacités mnésiques plus importantes chez les aveugles de naissance. Afin d'infirmer ou de confirmer cette hypothèse, nous avons comparé les performances des sujets dans un test de mémoire spatiale auditive. Le dispositif est identique à celui décrit dans l'expérience 1 (page 54). A chaque essai une cible auditive est émise par l'un des huit haut-parleurs. Les sujets ont pour tâche à chaque essai d'indiquer la position de la cible auditive à l'aide d'un pointeur laser, fixé sur l'index de la main dominante. Les sujets effectuent 72 essais, dont 18 ont été choisis aléatoirement pour le test de mémoire spatiale. Lors du test de mémoire spatiale, le sujet doit dans un premier temps pointer en direction de la cible auditive émise lors de l'essai (essai n). Dans un deuxième temps, l'expérimentateur, par l'intermédiaire d'un interphone, demande au sujet de pointer en direction de la cible auditive qu'il avait entendu et localisé à l'essai précédent (essai $n-1$). Aucune contrainte de temps n'est imposée au sujet pour répondre.

Pour chaque essai du test de mémoire, la localisation de la cible auditive estimée par le sujet à l'essai $n-1$ a été soustraite de la localisation estimée à l'essai n . La valeur absolue de cette erreur de pointage différé est un indice permettant d'évaluer les performances de mémoire spatiale auditive du sujet.

Les valeurs médianes des erreurs de pointage différé pour les emmétropes, les myopes, les non-voyants tardifs et les aveugles de naissance sont respectivement de 3.47° , 3° , 4.13° et 3.01° . Les performances dans le test de mémoire spatiale ne diffèrent pas entre les différents groupes de sujets, $F_{[3,35]} = 1.02$, $p = 0.40$. Les capacités de mémoire spatiale auditive ne semblent donc pas améliorées suite à une déficience visuelle.

Discussion

La comparaison des performances, lors de différentes tâches spatiales auditives, entre des sujets aveugles, myopes ou emmétropes, a confirmé que suite à une déficience visuelle partielle ou totale, des compensations spatiales auditives sont mises en place. En effet, les sujets non-voyants ainsi que les sujets myopes ont de meilleures performances de localisation auditive que les sujets emmétropes (Expériences 1 et 2). Nous avons évalué l'influence de différents facteurs sur les processus de localisation auditive pour déterminer la nature de ces compensations. Les résultats des expériences 3 et 4 nous ont permis d'exclure l'implication des mécanismes d'orientation des yeux et de l'attention dans la mise en place de ces compensations.

Mécanismes d'orientation des yeux et de l'attention

Les résultats de l'expérience 3 semblent exclure une incidence des mécanismes d'orientation du regard sur l'augmentation de la résolution spatiale auditive chez les sujets myopes. D'une part, l'influence exercée par les mouvements des yeux sur la localisation auditive est identique entre les personnes myopes et les personnes emmétropes. En effet, quel que soit le groupe de sujets, la précision de pointage de cibles auditives lorsque les mouvements du regard sont inhibés ou effectués en direction du stimulus, est supérieure à celle mesurée lorsque les yeux sont dirigés dans la direction opposée au stimulus auditif. D'autre part, la précision des saccades oculaires en direction de la cible auditive est identique pour les deux groupes de sujets. En effet, la position du regard programmée par les saccades présente, par rapport à la position réelle de la cible, une erreur équivalente pour les myopes et les emmétropes (la valeur de cette erreur est d'environ 6°). De plus, le temps de programmation des mouvements des yeux, qui serait un indicateur de l'efficacité des mécanismes oculaires sur la localisation auditive (Rizzolati et al., 1987), ne diffère pas entre les deux groupes de

sujets. Nous n'avons pu déterminer l'influence des mécanismes d'orientation du regard sur les processus de localisation auditive chez les sujets non-voyants, car la plupart d'entre eux ne pouvaient respecter les consignes de mouvement des yeux à cause d'une fatigue oculaire trop importante ou d'une incapacité à contrôler ces mouvements. Hall et Ciuffreda (2002) ont montré qu'un contrôle des saccades oculaires est possible lorsque le système visuel est totalement déficitaire. L'efficacité des mécanismes d'orientation des yeux serait fonction de l'expérience visuelle acquise par la personne aveugle (Hall, Gordon et al., 2000; Sherman and Keller, 1986). Il semblerait notamment que plus la période de cécité augmente, plus la stabilité du regard diminue (Hall, Gordon et al., 2000). Cette diminution du contrôle des mouvements oculaires pourrait être corrélée à une diminution de l'influence des saccades oculaires sur le traitement spatial de signaux auditifs. Cependant à notre connaissance, aucune étude à ce jour ne permet de confirmer ou d'infirmer une telle hypothèse.

L'expérience 2 a révélé que lorsque les cibles auditives sont émises dans le plan dorsal, les myopes et les aveugles ont une meilleure résolution spatiale auditive que les emmétropes, alors que dans le plan frontal, seuls les sujets myopes ont de meilleures performances de localisation auditive que les sujets ne présentant aucun déficit visuel. En utilisant le paradigme d'indilage élaboré par Spence et Driver (1994, 1997), nous avons montré que les mécanismes d'orientation attentionnelle ne semblent pas impliqués dans le développement des compensations spatiales auditives chez les déficients visuels. En effet, nous n'observons aucune différence de performances entre les emmétropes, les myopes et les aveugles, quelle que soit la région spatiale considérée, aussi bien pour le pourcentage de réponses correctes que pour les temps de réaction correspondant à ces réponses. Ces résultats semblent contradictoires avec ceux de Röder et al. (1999). En effet, ces auteurs ont montré que chez les aveugles, les amplitudes des composantes N1 (potentiels électriques négatifs survenant 80 à

100 ms après l'émission du stimulus auditif) enregistrées au cours d'une tâche de localisation auditive, sont supérieures à celle des sujets voyants. Or, l'une des caractéristiques de cette composante est que son amplitude s'accroît, lorsque la localisation du stimulus auditif perçu est celle attendue par le sujet. Röder et al. (1999) en concluent que la compensation auditive consécutive à une cécité s'explique par une augmentation de l'efficacité de mécanismes attentionnels. Cependant, si la composante N1 représente bien un indice pour des processus spatiaux, l'accroissement de l'amplitude de cette composante est observé uniquement lors de discriminations de fréquences auditives (Hillyard, Hink et al., 1973; James, Gordon et al., 1989; Röder, Teder-Salejarvi et al., 1999). Les composantes N1 n'exprimeraient donc pas l'activation de mécanismes attentionnels liés à la localisation auditive, mais plutôt à des processus de discrimination auditive, permettant aux sujets de trier l'information contenue dans chaque stimulus pour en déterminer sa nature (Hillyard, Hink et al., 1973). Nous pouvons supposer que les résultats obtenus par Röder et al. (1999) ne révèlent pas un accroissement de l'efficacité des processus d'orientation attentionnelle suite à une cécité, mais semblent montrer que des mécanismes de discrimination des fréquences auditives sont affinés chez les sujets aveugles. L'accroissement de l'efficacité de ces processus de discrimination pourrait être lié à une extension des aires tonotopiques du cortex auditif observée aussi bien chez les personnes aveugles de naissance que chez les personnes atteintes d'une cécité acquise (Elbert, Sterr et al., 2002).

Traitements des signaux acoustiques et compensation auditive

Les expériences 5 à 8 avaient pour objectif de déterminer si les compensations auditives observées chez les déficients visuels résulte d'un affinement des traitements des indices acoustiques (indices binauraux, indices monauraux ou indices d'écho). Dans l'expérience 5, nous avons comparé les performances des sujets dans une tâche de localisation auditive

dépendant uniquement de l'analyse interaurale des signaux acoustiques (absence des signaux monauraux). L'efficacité des traitements binauraux ne semble pas être modifiée suite à une déficience visuelle. De même, l'établissement de compensations spatiales auditives chez les sujets déficients visuels ne semble pas résulter d'un affinement de l'analyse spectrale des signaux auditifs. En effet, lors d'une tâche de localisation auditive, les performances des sujets déficients visuels ne diffèrent pas selon que les indices monauraux sont disponibles ou non (expérience 6). Lessard et al. (1998) ont supposé que l'efficacité du traitement monaural des signaux acoustiques augmente suite à une cécité. Pour leur étude, ces auteurs avaient obstrué une oreille des sujets qui avaient pour tâche de localiser des stimuli auditifs émis dans leur hémichamp gauche ou droit. Les résultats montraient que les sujets voyants localisaient en majorité les stimuli auditifs dans l'hémichamp correspondant à l'oreille non obstruée, alors que les aveugles ne présentaient pas ce biais. Tous les stimuli auditifs étaient émis avec la même intensité, quelle que soit leur localisation. Dans de telles conditions, les sons provenant de l'hémichamp de l'oreille non obstruée parvenaient avec une intensité plus importante que les sons émis à partir de l'hémichamp opposé. De ce fait, les différences de performances observées par Lessard et al. (1998) peuvent également s'expliquer par une augmentation de l'efficacité des mécanismes de discrimination des intensités auditives. Une telle hypothèse ne paraît pas déraisonnable au vu des résultats obtenus par Kujala et al. (1997) qui montrent une activation du cortex auditif et du cortex visuel chez des personnes aveugles impliqués dans une tâche de discrimination d'intensité tonale. Cette activation d'une aire non-auditive semble bien refléter un perfectionnement des aptitudes auditives puisque chez les personnes voyantes seul le cortex auditif semble traiter les informations d'intensité sonore (Jancke et al. 1998).

La méthode que nous avons élaborée pour supprimer le traitement des signaux monauraux lors de la tâche de localisation auditive, consistait à recouvrir les circonvolutions des oreilles

d'un moulage. Les signaux acoustiques, quel que soit l'hémichamp de la source sonore, parvenaient aux deux oreilles du sujet et, par conséquent, la stratégie de comparaison d'intensités décrite précédemment ne pouvait être adoptée par nos sujets.

Analyse de l'écho et compensation auditive

Les expériences 7 et 8 montrent clairement que les compensations auditives observées chez les déficients visuels sont au moins en partie liées à une augmentation de la sensibilité aux indices d'écho. En effet, nous avons montré, d'une part, que la réverbération des signaux acoustiques influence le traitement spatial d'une cible auditive chez les sujets présentant un déficit visuel (Expérience 7). D'autre part, le traitement de ces signaux semble permettre aux sujets myopes, aveugles tardifs et de naissance, de détecter et de localiser plus précisément des obstacles présents dans leur environnement que les sujets emmétropes (Expérience 8). Les myopes et les aveugles sont plus perturbés que les emmétropes par une réverbération des sons lors d'une tâche de localisation auditive (Expérience 8). Cependant, il peut paraître étonnant que cette sensibilité accrue se traduise dans l'expérience 7 par un biais de localisation chez les sujets déficients visuels, puisque Roberts et al. (2002) ont montré que l'analyse de l'écho d'un stimulus auditif augmente l'efficacité du traitement spatial de ce stimulus. Au cours de cette expérience, les sujets pouvaient acquérir aucune information spatiale sur la salle expérimentale, que ce soit par la modalité kinesthésique, proprioceptive, auditive ou visuelle. Les sujets ne pouvaient élaborer une représentation mentale de la salle, ainsi que localiser leur propre position dans la salle. Lorsque les sujets étaient situés à proximité d'un mur latéral, l'intensité des sons perçue à l'oreille la plus proche de la surface réverbérante était supérieure à celle de l'oreille opposée. Les sujets ne pouvant interpréter la différence d'intensité interaurale comme un indice de proximité d'une surface réverbérante voient leur pointage biaisé en direction du mur. Ce biais de localisation pourrait résulter de l'effet de « dominance

de localisation » (Zurek, 1980). Lorsque le délai séparant l'arrivée du son initial (provenant directement de la source) et celle du son réverbéré est inférieur à 5 millisecondes, la cible auditive est localisée entre la surface réverbérante et la source d'émission du stimulus. Dans notre expérience, lors de la condition où la réverbération était maximale (condition « position excentrée »), la source sonore la plus éloignée de la surface réverbérante était distante de 150 cm. Le délai séparant l'arrivée du son initial et celle de l'écho aux oreilles des sujets était donc inférieur à 5 millisecondes (environ 4,5 millisecondes). L'effet de dominance de localisation serait plus important chez les sujets déficients visuels que chez les sujets emmétropes, ce qui révélerait une sensibilité à l'écho chez les premiers.

Cette plus grande sensibilité à l'écho des déficients visuels est confirmée dans l'expérience 8. En effet, les déficients visuels sont plus précis dans la localisation d'obstacles à partir de l'analyse de signaux réverbérés que les emmétropes. Des capacités d'écholocation, telles que la détection de la présence d'un objet (Rice, Feinstein et al., 1965), la localisation d'un objet dans le plan azimutal (Rice, 1969) ou encore l'identification de textures de différentes surfaces (Hausfeld, Power et al., 1982), ont été précédemment mises en évidence chez les aveugles. Comme nous l'avons déjà évoqué plus haut, l'extension des aires auditives corticales, observée chez les personnes aveugles, pourrait être à l'origine (ou une conséquence) de cette sensibilisation aux indices d'écho. Selon Elbert et al. (2002) l'extension du cortex auditif aurait pour conséquence d'augmenter la résolution fréquentielle qui permettrait une augmentation de la vitesse de l'analyse fréquentielle des stimuli auditifs. Cette analyse fréquentielle n'est pas sans lien avec la perception de l'écho. En effet, Arias et Ramos (1997) ont montré que le traitement des indices d'écho implique une analyse comparative des fréquences du son provenant directement de la source sonore et de son écho. La sensibilisation aux informations d'écho pourrait donc résulter d'un affinement des

mécanismes de discrimination fréquentielle des signaux acoustiques. L'apprentissage de l'interprétation des indices d'écho est rapide aussi bien chez les aveugles que chez les voyants (Supa, Cotzin et al., 1947; Worchel and Dallenbach, 1947). Lorsque nous évoluons dans un nouvel environnement, le système d'analyse d'écho doit s'adapter à ce nouveau milieu. Cette adaptation est possible grâce à l'exploration de ce nouvel espace par le système visuel chez les voyants et par l'analyse des signaux proprioceptifs et kinesthésiques chez les aveugles. Etant donné la rapidité d'adaptation du système de traitement des indices d'écho, il n'est pas surprenant que ce même système puisse être modifié lors de la mise en place de mécanismes compensatoires.

Calibrage visuel et non-visuel de l'espace acoustique

Les résultats de l'expérience 2 révèlent que l'augmentation de la résolution spatiale auditive chez les myopes s'observe dans toutes les régions de l'espace, alors que cet avantage n'est observé que dans le plan dorsal chez les aveugles. Le traitement accru des informations spatiales auditives dont font preuve les aveugles, repose selon toute vraisemblance sur un calibrage proprioceptif et kinesthésique (Lewald, 2002b). Ce traitement accru s'exprime par une sensibilité plus grande aux informations spatiales auditives chez les aveugles. Cependant, l'avantage que semble présenter l'utilisation accrue des informations auditives ne s'exprime chez les aveugles que dans les régions périphériques et dorsales, probablement parce que le calibrage visuel (i.e., dans le plan frontal) dont bénéficient les voyants est tout aussi efficace, sinon plus, que le calibrage proprioceptif dont bénéficient les aveugles dans cette région de l'espace. Nous avons observé que les personnes myopes ont également de meilleures performances de localisation auditive que les sujets emmétropes (expérience 2). Malgré la correction apportée par le port de lunettes, la vision périphérique des personnes myopes est détériorée. Il existe notamment une corrélation négative importante entre l'erreur de réfraction

et la sensibilité à la lumière en vision périphérique chez les myopes (Koller, Haas et al., 2001). Nous supposons que les personnes myopes, afin de pallier leur déficit visuel, analysent plus fréquemment et de manière plus soutenue que les personnes emmétropes les signaux auditifs environnementaux. Cette analyse soutenue des signaux acoustiques chez les sujets myopes aurait pour conséquence d'augmenter l'efficacité des processus de localisation spatiale auditive et d'accroître la résolution spatiale auditive dans tous les points de l'espace. De plus, les myopes bénéficieraient d'un calibrage visuel des signaux acoustiques et présenteraient ainsi un avantage sur les non-voyants pour les processus de localisation auditive dans le plan frontal.

Importance des signaux visuels et auditifs dans l'élaboration d'une représentation de l'espace

Les expériences 9 et 10 montrent que plus le handicap visuel est important et apparaît précocement au cours du développement, plus les capacités à se repérer dans un environnement acoustique sont grandes. Il semblerait donc que les aveugles élaborent une représentation spatiale de leur environnement plus précise que celle des sujets voyants (myopes et emmétropes) à partir de la perception de signaux auditifs. De précédents travaux avaient étudié les capacités des personnes non-voyantes à se repérer et à évoluer dans un environnement nouveau. Loomis et al. (1993) ont montré que des sujets voyants ont de meilleures performances que des sujets aveugles dans une tâche de locomotion, dans laquelle les sujets devaient retourner à une position d'origine, après avoir été conduits le long d'un trajet segmenté. Les auteurs avaient conclu qu'une expérience visuelle est nécessaire pour toute élaboration d'une représentation spatiale de l'environnement. Cependant, d'autres résultats contredisent cette hypothèse (Landau, Spelke et al., 1984; Morrongiello, Timney et al., 1995). Landau et al. (1984) démontrent notamment qu'un enfant aveugle de naissance est

capable de parcourir un trajet préalablement appris, avec une précision équivalente à celle d'enfants emmétropes ayant les yeux fermés. Le système de traitement spatial, développé chez les aveugles de naissance, disposerait de fonctions amodales, intégrant des informations issues de différentes modalités non-visuelles (e.g., proprioceptive, kinesthésique, auditive). Lorsque le système visuel est fonctionnel, le traitement spatial de signaux auditifs dépendrait de processus d'interaction entre la vision et l'audition. Les relations intermodales entre les deux systèmes sensoriels pourraient s'organiser dès les premiers jours suivant la naissance, grâce notamment à des mécanismes de saccades oculaires. Un nouveau-né est capable de localiser une stimulation auditive et d'y répondre par une orientation oculomotrice (Wertheimer, 1961). Cela suppose que dès les premiers instants de la vie, des correspondances spatiales peuvent être établies entre la perception auditive et la perception visuelle. Aronson et Rosenbloom (1971) précisent que dès l'âge de 30 mois, un nourrisson perçoit les informations visuelles et auditives dans un espace commun. Dès 6 mois, des bébés placés dans une pièce obscure ont la capacité d'effectuer des mouvements en direction d'un objet sonore non visible (Clifton, Rochat et al., 1994). Cependant, ces mouvements sont plus rapides et moins précis que lorsque l'objet est visible. Il semblerait ainsi qu'une coordination entre l'espace visuel et l'espace auditif intervient très tôt au cours du développement. Cette coordination pourrait résulter de l'intégration des signaux auditifs dans un cadre de référence visuel (Warren, 1970). Cette représentation visuelle de l'environnement faciliterait la localisation des stimulations auditives et la relation établie entre les deux espaces sensoriels se renforcerait avec l'expérience visuelle acquise au cours du développement. Warren (1970) suppose que l'intégration des signaux auditifs dans un cadre de référence visuel subsiste suite à une cécité survenant plusieurs années après la naissance. En effet, selon cet auteur, les processus établis avant l'apparition de la cécité sont immuables et des représentations imagées de l'environnement peuvent être élaborées malgré l'absence de tout traitement de signaux

visuels. Par contre, les aveugles congénitaux n'ayant acquis aucune expérience visuelle, ne bénéficieraient pas d'une représentation imagée de l'environnement pour le traitement spatial des signaux auditifs. Les résultats de l'expérience 10 semblent confirmer cette hypothèse. Lorsque l'environnement acoustique est complexe, les sujets aveugles de naissance se repèrent plus précisément dans cet environnement que les sujets voyants et les sujets non-voyants tardifs. Il semblerait donc que malgré l'absence de toute expérience visuelle, les non-voyants congénitaux ont la capacité d'élaborer une représentation spatiale de leur environnement à partir de l'analyse de signaux auditifs. L'analyse des signaux auditifs étant fréquente et soutenue dès la naissance chez les aveugles de naissance, ces derniers élaboreraient une représentation l'environnement spatial auditif plus précise que celle des voyants et des aveugles ayant acquis une expérience visuelle.

Une interprétation en terme de meilleure mémoire spatiale chez les aveugles de naissance que chez les sujets emmétropes, myopes ou aveugles tardifs pourrait être donnée aux résultats des expérience 9 et 10. En effet, avant d'estimer leur position, les sujets étaient conduits dans une autre pièce. Le transfert des sujets d'une pièce à l'autre durait environ deux minutes. Les informations spatiales auditives devaient donc être mémorisées jusqu'à ce que la tâche d'estimation de position soit demandée aux sujets. Le test de mémoire spatiale auditive que nous avons réalisé montrent qu'à court terme, les performances mnésiques des sujets aveugles ne diffèrent pas de ceux des sujets emmétropes. De précédents travaux ont montré que certaines capacités mnésiques semblent être plus développées chez les aveugles que chez les voyants (Bull, Rathborn et al., 1983; Hull and Mason, 1995; Röder, Rösler et al., 2001; Stankov and Spilsbury, 1978). Par exemple, les sujets non-voyants ont des performances supérieures à celles des sujets ayant une vue normale lors de tâches d'empan tactile (Hull and

Mason, 1995) ou de mémoire tonale (Stankov and Spilsbury, 1978) à court-terme. Par contre, les capacités de mémorisation verbale à court-terme sont moins importantes chez les aveugles que chez les sujets voyants (Rönnerberg and Nilsson, 1987). Selon Rönnerberg et Nilsson (1987), les traitements des signaux auditifs ne nécessitent pas une amélioration des fonctions mnésiques lorsque le système visuel est déficitaire, car ils sont généralement de bas niveau (i.e., décomposition des propriétés des stimuli auditifs). Cependant, Röder et al. (2001) soulignent que tous les participants aveugles de l'étude de Rönnerberg et Nilsson (1987) avaient perdu la vue au cours de la vie, et, qu'ainsi, ces sujets avaient toujours accès à des représentations mentales imagées, pouvant diminuer l'importance des compensations. Cette hypothèse est concordante avec les résultats obtenus par Stankov et Spilsbury (1978), qui montrent que les performances des sujets présentant un déficit visuel partiel (i.e., cécité unilatérale) sont inférieures à celles des sujets non-voyants congénitaux dans différentes tâches de mémoire auditive à court-terme. Les capacités mnésiques des sujets non-voyants sont également supérieures à celle des sujets emmétropes pour la reconnaissance, à long terme, de voix (Bull, Rathborn et al., 1983) ou de mots (Röder, Rösler et al., 2001). Les résultats de notre test de mémoire spatiale semblent montrer que l'affinement des processus mnésiques ne s'observe pas dans le domaine spatial. L'amélioration des aptitudes d'écholocalisation observée chez les déficients visuels dans la présente étude ne résulteraient donc pas de capacités mnésiques spatiales supérieures à celles des sujets emmétropes, mais d'une meilleure aptitude à analyser l'environnement spatial à partir de signaux acoustiques.

La contribution de ce travail de thèse sur la compréhension du rôle joué par le système visuel sur le développement d'aptitudes spatiales se situe à plusieurs niveaux.

Premièrement, il montre que le calibrage des signaux acoustiques par le système visuel n'est pas indispensable pour le développement d'aptitudes spatiales auditives. En effet, nous avons montré que les non-voyants de naissance sont capables de localiser des objets et de se repérer dans leur environnement uniquement à partir de la perception de signaux auditifs. Il est probable qu'en l'absence de toute information visuelle, le calibrage de l'espace acoustique s'effectue à partir du traitement spatial de signaux proprioceptifs et kinesthésiques, comme l'ont suggéré plusieurs auteurs (Lewald, 2002; Zwiers, Van Opstal et al., 2001b).

Deuxièmement, nos résultats semblent confirmer l'implication du système visuel dans la perception auditive de l'espace. Une représentation de l'espace auditif semble s'élaborer à partir d'un cadre de référence visuel chez les sujets voyants ou aveugles tardifs. Comme l'a suggéré Warren (1970), l'intégration des signaux auditifs dans un cadre de référence visuel semble subsister, malgré l'établissement d'une cécité plusieurs années après la naissance. Par contre, les aveugles congénitaux n'ayant acquis aucune expérience visuelle, le traitement spatial des signaux acoustiques ne peut impliquer un cadre de référence visuel. Cependant, nous supposons qu'un cadre de référence élaboré à partir d'informations spatiales non-visuelles (e.g., proprioceptives et kinesthésiques) pourrait intervenir dans les processus de localisation auditive chez les non-voyants de naissance.

Nos résultats semblent également montrer que les compensations spatiales auditives résultent d'une utilisation accrue des informations acoustiques. Alors que l'augmentation de la résolution spatiale auditive est observée dans tous les points de l'espace chez les myopes, l'avantage que semble présenter l'utilisation accrue des informations auditives ne s'exprime chez les aveugles que dans les régions périphériques et dorsales. Ces différences de

compensation auditive résulteraient du bénéfice d'un calibrage des stimuli auditifs par le système visuel chez les myopes, alors que chez les aveugles, les signaux acoustiques ne pourraient être calibrés que par des systèmes sensoriels (e.g., système proprioceptif) dont la résolution spatiale est inférieure à celle du système visuel.

Enfin, notre travail précise pour la première fois la nature des compensations résultant d'un déficit visuel, à savoir une augmentation de la sensibilité à l'écho. Cette sensibilité accrue aux indices d'écho aurait pour conséquence, chez les déficients visuels, d'améliorer leur capacité à se localiser dans un environnement uniquement à partir du traitement spatial de signaux acoustiques (Després, Boudard et al., soumis). Nos résultats révèlent également que plus le déficit visuel est important et apparaît précocement au cours du développement, plus les processus impliqués dans l'analyse spatiale d'une scène auditive complexes sont efficaces (Després, Candas et al., soumis).

Bibliographie

- Alho, K., Kujala, T., Paavilainen, P., Summala, H. and Naatanen, R. *Auditory processing in visual brain areas of the early blind: evidence from event-related potentials.* *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1993, 86 : 418-427.
- Ammons, C.H., Worchel, P. and Dallenbach, K.M. *"Facial vision": the perception of obstacles out of doors by blindfolded and blindfolded-deafened subjects.* *American Journal of Psychology*, 1953, 66 : 519-553.
- Arias, C. and Ramos, O.A. *Psychoacoustic tests for the study of human echolocation ability.* *Applied Acoustics*, 1997, 51 : 399-419.
- Arno, P., Capelle, C., Wanet-Defalque, M.C., Catalan-Ahumada, M. and Veraart C. *Auditory coding of visual patterns for the blind.* *Perception*, 1999, 28 : 1013-1029.
- Aronson, E. and Rosenbloom, S. *Space perception in early infancy: perception within a common auditory-visual space.* *Science*, 1971, 172 :1161-1163.
- Ashmead, D.H., Wall, R.S., Ebinger, K.A., Eaton, S.B., Snook-Hill, M.M. and Yang, X. *Spatial hearing in children with visual disabilities.* *Perception*, 1998, 27 : 105-122.
- Auerbach, C. and Sperling, P. *A common auditory-visual space: Evidence for its reality.* *Perception and Psychophysics*, 1974, 16 : 129-135.
- Bach-y-Rita, P. and Kercel, S.W. *Sensory substitution and the human-machine interface.* *Trends in Cognitive Sciences*, 2003, 7 : 541-546.
- Bach-y-Rita, P., Collins, C.C., Saunders, F.A., White, B. and Scadden, L. *Vision substitution by tactile image projection.* *Nature*, 1969, 221 : 963-964.
- Benson, D.A., Hienz, R.D. and Goldstein, M.H. *Single-unit activity in the auditory cortex of monkeys actively localizing sound sources: spatial tuning and behavioral dependency.* *Brain Research*, 1981, 219 : 249-267.

- Blauert, J. *Spatial hearing: the psychophysics of human sound localization*. Cambridge, MA: MIT Press, 1997.
- Bohlander, R.W. *Eye position and visual attention influence perceived auditory direction*. *Perceptual and Motor Skills*, 1984, 59 : 483-510.
- Buchel, C., Price, C., Frackowiak, R.S. and Friston, K. *Different activation patterns in the visual cortex of late and congenitally blind subjects*. *Brain*, 1998, 121 : 409-419.
- Bull, R., Rathborn, H. and Clifford, B.R. *The voice-recognition accuracy of blind listeners*. *Perception*, 1983, 12 : 223–226.
- Butler, R.A., Humanski, R.A. and Musicant, A.D. *Binaural and monaural localization of sound in two-dimensional space*. *Perception*, 1990, 19 : 241-256.
- Canon, L.K. *Directed attention and maladaptive "adaptation" to displacement of the visual field*. *Journal of Experimental Psychology*, 1971, 88 : 403-408.
- Canon, L.K. *Intermodality inconsistency of input and directed attention as determinants of the nature of adaptation*. *Journal of Experimental Psychology*, 1970, 84 : 141-147.
- Capelle, C., Trullemans, C., Arno, P. and Veraart, C. *A real-time experimental prototype for enhancement of vision rehabilitation using auditory substitution*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998, 45 : 1279-1293.
- Cherry, E.C. *Some experiments on the recognition of speech, with one and two ears*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1953, 25 : 975-979.
- Clifton, R.K., Freyman, R.L. and Meo, J. *What the precedence effect tells us about room acoustics*. *Perception and Psychophysics*, 2002, 64 : 180-188.
- Clifton, R.K., Rochat, P., Robin, D.J. and Berthier, N.E. *Multimodal perception in the control of infant reaching*. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 1994, 20 : 876-86.

- Cohen, L.G., Celnik, P., Pascual-Leone, A., Corwell, B., Falz, L., Dambrosia, J., Honda, M., Sadato, N., Gerloff, C., Catala, M.D. and Hallett, M. *Functional relevance of cross-modal plasticity in blind humans*. Nature, 1997, 389 : 180-183.
- Cohen, L.G., Weeks, R.A., Sadato, N., Celnik, P., Ishii, K. and Hallett, M. *Period of susceptibility for cross-modal plasticity in the blind*. Annals of Neurology, 1999, 45 : 451-460.
- Corbetta, M. and Shulman, G.L. *Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain*. Nature Reviews Neuroscience, 2002, 3 : 201-215.
- Cotzin, M. and Dallenbach, K.M. *"Facial Vision": The role of pitch and loudness in the perception of obstacles by the blind*. American Journal of Psychology, 1947, 63 : 485-515.
- De Volder, A.G., Catalan-Ahumada, M., Robert, A., Bol, A., Labar, D., Coppens, A., Michel, C. and Veraart, C. *Changes in occipital cortex activity in early blind humans using a sensory substitution device*. Brain Research, 1999, 826 : 128-134.
- De Volder, A.G., Toyama, H., Kimura, Y., Kiyosawa, M., Nakano, H., Vanlierde, A., Wanet-Defalque, M.C., Mishina, M., Oda, K., Ishiwata, K. and Senda, M. *Auditory triggered mental imagery of shape involves visual association areas in early blind humans*. Neuroimage, 2001, 14 : 129-139.
- Després, O., Boudard, D., Candas, V. and Dufour, A. *Enhanced Self-localization by auditory cues in blind humans*. Disabilities and rehabilitation. (soumis)
- Després, O., Candas, V. and Dufour, A. *Visual deficit extent and auditory spatial compensation: evidence from self-positioning from auditory cues*. Cognitive Brain Research. (soumis)
- Dokic, J. and Pacherie, J. *Percevoir l'espace et en parler : une nouvelle version du problème de Molyneux*. Voir, 1999, 19 : 20-23.

- Dufour, A. and Gerard, Y. *Improved auditory spatial sensitivity in near-sighted subjects*. Cognitive Brain Research, 2000, 10 : 159-165.
- Dufour, A. *Importance of attentional mechanisms in audiovisual links*. Experimental Brain Research, 1999, 126 : 215-222.
- Dufour, A., Després, O. and Pebayle, T. *Visual and auditory facilitation in auditory spatial localization*. Visual Cognition, 2002, 9 : 741 - 753.
- Elbert, T., Sterr, A., Rockstroh, B., Pantev, C., Muller, M.M. and Taub, E. *Expansion of the tonotopic area in the auditory cortex of the blind*. Journal of Neuroscience, 2002, 22 : 9941-9944.
- Farah, M.J., Wong, A.B., Monheit, M.A. and Morrow, L.A. *Parietal lobe mechanisms of spatial attention: modality-specific or supramodal?* Neuropsychologia, 1989, 27 : 461-470.
- Farcy, R., Damaschini, R., Milchberg, N., Sampaio, E., Brenière, Y. and Maton, B. *A laser profilometer as a space perception system for blind people*. Journal of Optics, 1997, 28 : 207-213.
- Fisher, G.H. *Spatial localisation by the blind*. American Journal of Psychology, 1964, 77 : 2-14.
- Goodale, M.A. and Milner, A.D. *Separate visual pathways for perception and action*. Trends in Neurosciences, 1993, 15 : 20-25.
- Gopher, D. *Eye-movement patterns in selective listening tasks of focused attention*. Perception and Psychophysics, 1973, 14 : 259-264.
- Haber, L., Haber, R.N., Penningroth, S., Novak, K. and Radgowski, H. *Comparison of nine methods of indicating the direction to objects: data from blind adults*. Perception, 1993, 22 : 35-47.

- Hall, E.C. and Ciuffreda, K.J. *Fixational ocular motor control is plastic despite visual deprivation*. Visual Neuroscience, 2002, 19 :475-481.
- Hall, E.C., Gordon, J., Hainline, L., Abramov, I. and Engber, K. *Childhood visual experience affects adult voluntary ocular motor control*. Optometry and Vision Science, 2000, 77 : 511-523.
- Hausfeld, S., Power, R.P., Gorta, A. and Harris, P. *Echo perception of shape and texture by sighted subjects*. Perceptual and Motor Skills, 1982, 55 : 623-632.
- He, S., Cavanagh, P. and Intriligator, J. *Attentional resolution*. Trends in Cognitive Sciences, 1997, 1 : 115-121.
- Heffner, H.E. *The role of macaque auditory cortex in sound localization*. Acta Oto-Laryngologica Supplement, 1997, 532 : 22-27.
- Hillyard, S.A., Hink, R.F., Schwent, V.L. and Picton, T.W. *Electrical signs of selective attention in the human brain*. Science, 1973, 182 : 177-180.
- Hofman, P.M, Van Riswick, J.G and Van Opstal, A.J. *Relearning sound localization with new ears*. Nature Neuroscience, 1998, 1 : 417-421.
- Holdstock, J.S., Mayes, A.R., Cezayirli, E., Isaac, C.L., Aggleton, J.P. and Roberts N. *A comparison of egocentric and allocentric spatial memory in a patient with selective hippocampal damage*. Neuropsychologia, 2000, 38 : 410-425
- Hull, T. and Mason, H. *Performance of blind children on digit-span tests*. Journal of Visual Impairment and Blindness, 1995, 89 : 166–169.
- Ito, A., Kawabata, H., Fujimoto, N. and Adachi-Usami, E. *Effect of myopia on frequency-doubling perimetry*. Investigative Ophthalmology and Visual Science, 2001, 42 : 1107-1110.

- James, L., Gordon, E., Kraiuhin, C., Howson, A. and Meares, R. *A modified selective attention auditory event-related potential paradigm suitable for the clinical setting.* International Journal of Psychophysiology, 1989, 8 : 61-71.
- Jancke, L., Shah, N.J., Posse, S., Grosse-Ryken, M. and Muller-Gartner, H.W. *Intensity coding of auditory stimuli: an fMRI study.* Neuropsychologia, 1998, 36 : 875-883.
- Jay, M.F. and Sparks, D.L. *Auditory receptive fields in primate superior collicule shift with changes in eye position.* Nature, 1984, 309 : 345-347.
- Jay, M.F. and Sparks, D.L. *Sensorimotor integration in the primate superior collicule. II. Coordinates of auditory signals.* Journal of Neurophysiology, 1987, 57 : 35-55.
- Jenkins, W.M. and Merzenich, M.M. *Role of cat primary auditory cortex for sound-localization behavior.* Journal of Neurophysiology, 1984, 52 : 819-847.
- Jenkins, W.M., Merzenich, M.M., Ochs, M.T., Allard, T. and Guic-Robles, E. *Functional reorganization of primary somatosensory cortex in adult owl monkeys after behaviorally controlled tactile stimulation.* Journal of Neurophysiology, 1990, 63 : 82-104.
- Jones, B. and Kabanoff, B. *Eye movements in auditory space perception.* Perception and Psychophysics, 1975, 17 : 241-245.
- Jones, J.A. and Callan, D.E. *Brain activity during audiovisual speech perception: an fMRI study of the McGurk effect.* Neuroreport, 2003, 14 : 1129-1133.
- Juurmaa, J. *On the accuracy of obstacle detection by the blind Part 2.* New Outlook for the Blind, 1970, 64 : 104-118.
- Kaas, J.H., Krubitzer, L.A., Chino, Y.M., Langston, A.L., Polley, E.H. and Blair, N. *Reorganization of retinotopic cortical maps in adult mammals after lesions of the retina.* Science, 1990, 248 : 229-31.

- Kellogg, W.N. *Sonar system of the blind*. Science, 1962, 137 : 399-404.
- Kelso, J.A, Cook, E., Olson, M.E. and Epstein, W. *Allocation of attention and the locus of adaptation to displaced vision*. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 1975, 1 : 237-245.
- Koller, G., Haas, A., Zulauf, M., Koerner, F. and Mojon, D. *Influence of refractive correction on peripheral visual field in static perimetry*. Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 2001, 239 : 759-762.
- Kosslyn, S.M, Thompson, W.L., Kim, I.J. and Alpert, N.M. *Topographical representations of mental images in primary visual cortex*. Nature, 1995, 378 : 496-498.
- Kujala, T., Alho, K., Huotilainen, M., Ilmoniemi, R.J., Lehtokoski, A., Leinonen, A., Rinne, T., Salonen, O, Sinkkonen, J., Standertskjold-Nordenstam, C.G. and Naatanen, R. *Electrophysiological evidence for cross-modal plasticity in humans with early- and late-onset blindness*. Psychophysiology, 1997, 34 : 213-216.
- Kujala, T., Alho, K., Naatanen, R. *Cross-modal reorganization of human cortical functions*. Trends in Neurosciences, 2000, 23 : 115-120.
- Landau, B., Spelke, E. and Gleitman, H. *Spatial knowledge in a young blind child*. Cognition, 1984, 16 : 225-260.
- Lessard, N., Pare, M., Lepore, F. and Lassonde, M. *Early-blind human subjects localize sound sources better than sighted subjects*. Nature, 1998, 395 : 278-280.
- Lewald J. and Ehrenstein, W.H. *The effect of eye position on auditory lateralization*. Experimental Brain Research 1996, 108 : 473-485.
- Lewald, J. *Effect of gaze direction on sound localization in rear space*. Neuroscience Research, 2001, 39 : 253-257.

- Lewald, J. Opposing effects of head position on sound localization in blind and sighted human subjects. *European Journal of Neuroscience*, 2002a, 15 : 1219-1224.
- Lewald, J. *The effect of gaze eccentricity on perceived sound direction and its relation to visual localization*. *Hearing Research*, 1998, 115 : 206-216.
- Lewald, J. *Vertical sound localization in blind humans*. *Neuropsychologia*, 2002, 40 : 1868-1872.
- Litovsky, R.Y. and Shinn-Cunningham B.G. *Investigation of the relationship among three common measures of precedence: fusion, localization dominance, and discrimination suppression*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2001, 109 : 346-358.
- Litovsky, R.Y., Colburn, H.S., Yost, W.A. and Guzman, S..J. *The precedence effect*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1999, 106 : 1633-1654.
- Loomis, J.M., Klatzky, R.L., Golledge, R.G., Cicinelli, J.G., Pellegrino, J.W. and Fry, P.A. *Nonvisual navigation by blind and sighted: assessment of path integration ability*. *Journal of Experimental Psychology: General*, 1993 , 122 : 73-91.
- Lopez-Poveda, E.A. and Meddis R. *A physical model of sound diffraction and reflections in the human concha*. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1996, 100 : 3248-3259.
- Mastroianni, G.R. *The influence of eye movements and illumination on auditory localization*. *Perception and Psychophysics*, 1982, 31 : 581-584.
- McGurk, H. and MacDonald, J. *Hearing lips and seeing voices*. *Nature*, 1976, 264 : 746-748.
- Meredith, M.A. and Stein, B.E. *Spatial factors determine the activity of multisensory neurons in cat superior collicule*. *Brain Research*, 1986a, 365 : 350-354.

- Meredith, M.A. and Stein, B.E. *Visual, auditory, and somatosensory convergence on cells in superior collicule results in multisensory integration*. Journal of Neurophysiology, 1986b, 56 : 640-662.
- Middlebrooks, J.C., Xu, L., Eddins, A.C and Green, D.M. *Codes for sound-source location in nontopographic auditory cortex*. Journal of Neurophysiology, 1998, 80 : 863-881.
- Mills, A.W. *On the minimum audible angle*. Journal of the Acoustical Society of America, 1958, 30 : 237-246.
- Morgan, M.J. *Molyneux's question. Vision, touch and the philosophy of perception*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Morrongiello, B.A., Timney, B., Humphrey, G.K., Anderson, S. and Skory, C. *Spatial knowledge in blind and sighted children*. Journal of Experimental Child Psychology, 1995, 59 : 211-233.
- Muchnik, C., Efrati, M., Nemeth, E., Malin, M. and Hildesheimer, M. *Central auditory skills in blind and sighted subjects*. Scandinavian Audiology, 1991, 20 : 19-23.
- Musicant, A.D. and Butler, R.A. *Influence of monaural spectral cues on binaural localization*. Journal of the Acoustical Society of America, 1985, 77 : 202-208.
- Niemeyer, W. and Starlinger I. *Do the blind hear better? Investigations on auditory processing in congenital or early acquired blindness. II. Central functions*. Audiology, 1981, 20 : 510-505.
- Pacherie, E. Du problème de Molyneux au problème de Bach-y-Rita, In *Perception et Intermodalité*, Proust, J., ed., pp. 255-293, Presses Universitaires de France, Paris, 1997.
- Phelps, M.E., Mazziotta, J.C., Kuhl, D.E., Nuwer, M., Packwood, J., Metter, J. and Engel, J. *Tomographic mapping of human cerebral metabolism visual stimulation and deprivation*. Neurology, 1981, 31 : 517-529.

- Pick, H.L., Warren, D.H. and Hay, J.C. *Sensory conflict in judgments of spatial direction*. Perception and Psychophysics, 1969, 6 : 203-205.
- Pizzamiglio, L., Galati, G. and Committeri, G. *The contribution of functional neuroimaging to recovery after brain damage: a review*. Cortex, 2001, 37 : 11-31.
- Platt, B.B. and Warren, D.H. *Auditory localisation: The importance of eye movements and a textured visual environment*. Perception and Psychophysics, 1972, 12 : 245-248.
- Posner M.I., Nissen, M.J. and Klein, R.M. *Visual dominance : an information-processing account of its origins and significance*. Psychological Review, 1976, 83 : 157-171.
- Posner, M.I. *Orienting of attention*. Quarterly Journal of Experimental Psychology, 1980, 32 : 3-25.
- Radeau, M. and Bertelson, P. *The after-effects of ventriloquism*. Quarterly Journal of Experimental Psychology, 1974, 26 : 63-71.
- Radeau, M. *Auditory-visual spatial interaction and modularity*. Current Psychology of Cognition, 1994, 13 : 3-51.
- Rasmusson, D.D. *Reorganization of raccoon somatosensory cortex following removal of the fifth digit*. Journal of Comparative Neurology, 1982, 205 : 313-326.
- Rauschecker, J.P. and Korte, M. *Auditory compensation for early blindness in cat cerebral cortex*. Journal of Neuroscience, 1993, 13 : 4538-4548.
- Rebillard, G., Carlier, E., Rebillard, M. and Pujol, R. *Enhancement of visual responses on the primary auditory cortex of the cat after an early destruction of cochlear receptors*. Brain Research, 1977, 129 : 162-164.
- Recanzone, G.H. *Rapidly induced auditory plasticity: the ventriloquism aftereffect*. Proceedings of the National Academy of Science, 1998, 95 : 869-875.

- Recanzone, G.H., Guard, D.C. and Phan, M.L. *Frequency and intensity response properties of single neurons in the auditory cortex of the behaving macaque monkey*. Journal of Neurophysiology, 2000, 83 : 2315-2331.
- Recanzone, G.H., Schreiner, C.E. and Merzenich, M.M. *Plasticity in the frequency representation of primary auditory cortex following discrimination training in adult owl monkeys*. Journal of Neuroscience, 1993, 13 : 87-103.
- Rice, C.E. *Human Echo Perception*. Science, 1967, 156 : 656-664.
- Rice, C.E. *Perceptual enhancement in the early blind*. The Psychological Record, 1969, 19 : 1-14.
- Rice, C.E., Feinstein, S.H. and Schusterman, R.J. *Echo detection ability of the blind: size and distance factors*. Journal of Experimental Psychology, 1965, 70 : 246-251.
- Rizzolatti, G., Riggio, L., Dascola, I. and Umiltà, C. *Reorienting attention across the horizontal and vertical meridians : evidence in favor of a premotor theory of attention*. Neuropsychologia, 1987, 25 : 30-36.
- Roberts, R.A., Besing, J. and Koehnke, J. *Effects of hearing loss on echo thresholds*. Ear and Hearing, 2002, 23 : 349-357.
- Robertson, D. and Irvine, D.R. *Plasticity of frequency organization in auditory cortex of guinea pigs with partial unilateral deafness*. Journal of Comparative Neurology, 1989, 282 : 456-471.
- Röder, B., Rösler, F. and Hennighausen, E. *Different cortical activation patterns in blind and sighted humans during encoding and transformation of haptic images*. Psychophysiology, 1997, 34 : 292-307.
- Röder, B., Rösler, F. and Neville, H.J. *Auditory memory in congenitally blind adults: a behavioral-electrophysiological investigation*. Cognitive Brain Research, 2001, 11 : 289-303.

- Röder, B., Rösler, F., Hennighausen, E. and Nacker, F. *Event-related potentials during auditory and somatosensory discrimination in sighted and blind human subjects.* Cognitive Brain Research, 1996, 4 : 77-93.
- Röder, B., Teder-Salejarvi, W., Sterr, A., Rösler, F., Hillyard, S.A. and Neville, H.J. *Improved auditory spatial tuning in blind humans.* Nature, 1999, 400 : 162-166.
- Romanski, L.M., Tian, B., Fritz, J., Mishkin, M., Goldman-Rakic, P.S. and Rauschecker, J.P. *Dual streams of auditory afferents target multiple domains in the primate prefrontal cortex.* Nature Neuroscience, 1999, 2 : 1131-1136.
- Romanski, L.M., Tian, B., Fritz, J.B., Mishkin, M., Goldman-Rakic, P.S and Rauschecker, J.P. *Reply to "What', 'where' and 'how' in auditory cortex'.* Nature Neuroscience, 2000, 3 : 966.
- Rönneberg, J. and Nilsson, L. *The modality effect, sensory handicap and compensatory functions.* Acta Psychologica, 1987, 65 : 263–283.
- Rorden, C. and Driver, J. *Does auditory attention shift in the direction of an upcoming saccade?* Neuropsychologia, 1999, 37 : 357-377.
- Rösler, F., Röder, B., Heil, M. and Hennighausen, E. *Topographic differences of slow event-related brain potentials in blind and sighted adult human subjects during haptic mental rotation.* Cognitive Brain Research, 1993, 1 : 145-159.
- Rudnicka, A.R. and Edgar, D.F. *Automated static perimetry in myopes with peripapillary crescents--Part I.* Ophthalmic and Physiological Optics, 1995, 15 : 409-412.
- Sadato, N., Pascual-Leone, A., Grafman, J., Ibanez, V., Deiber, MP., Dold, G. and Hallett, M. *Activation of the primary visual cortex by Braille reading in blind subjects.* Nature, 1996, 380 : 526-528.
- Sherman, K.R. and Keller, E.L. *Vestibulo-ocular reflexes of adventitiously and congenitally blind adults.* Investigative Ophthalmology and Visual Science, 1986, 27 : 1154-1159.

- Simon, H.J., Divenyi, P.L. and Lotze, A. *Lateralization of narrow-band noise by blind and sighted listeners*. Perception, 2002, 31 : 855-873.
- Simpson, W.E. *Latency of locating lights and sounds*. Journal of Experimental Psychology, 1972, 93 : 169-175.
- Soroker, N., Calamaro, N. and Myslobodsky, M.S. *Ventriloquist effect reinstates responsiveness to auditory stimuli in the 'ignored' space in patients with hemispatial neglect*. Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology, 1995, 17 : 243-255.
- Soroker, N., Calamaro, N., Glicksohn, J. and Myslobodsky, M.S. *Auditory inattention in right-hemisphere-damaged patients with and without visual neglect*. Neuropsychologia, 1997, 35 : 249-256.
- Sparks, D.L. and Nelson, I.S. *Sensory and motor maps in the mammalian superior collicule*. Trends in Neurosciences, 1987, 10 : 312-317.
- Spence, C. and Driver, J. *Audiovisual links in exogenous covert spatial orienting*. Perception and Psychophysics, 1997, 59 : 1-22.
- Spence, C. and Driver, J. *Covert Spatial Orienting in Audition: Exogenous and Endogenous Mechanisms*. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 1994, 20 : 555-574.
- Stankov, L. and Spilsbury, G. *The measurement of auditory abilities of blind, partially sighted, and sighted children*. Applied Psychological Measurements, 1978, 2 : 491-503.
- Stein, B.E. and Meredith, M.A. *The merging of the senses*. Cambridge, MA : MIT Press, 1993.
- Supa, M., Cotzin, M. and Dallenbach, K.M. *"Facial Vision": Perception of obstacles by the deaf-blind*. American Journal of Psychology, 1947, 57 : 133-183.

- Uhl, F., Franzen, P., Lindinger, G., Lang, W. and Deecke, L. *On the functionality of the visually deprived occipital cortex in early blind persons*. Neuroscience Letters, 1991, 124 : 256-259.
- Uhl, F., Kretschmer, T., Lindinger, G., Goldenberg, G., Lang, W., Oder, W. and Deecke, L. *Tactile mental imagery in sighted persons and in patients suffering from peripheral blindness early in life*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1994, 91 : 249-255.
- Wallace, M.T. and Stein, B.E. *Sensory organization of the superior collicule in cat and monkey*. Progress in Brain Research, 1996, 112 : 301-311.
- Wanet-Defalque, M.C., Veraart, C., De Volder, A., Metz, R., Michel, C., Doods, G. and Goffinet, A. *High metabolic activity in the visual cortex of early blind human subjects*. Brain Research, 1988, 446 : 369-373.
- Ward, R., Goodrich, S. and Driver, J. *Grouping reduces visual extinction: Neuropsychological evidence for weight-linkage in visual selection*. Visual Cognition, 1994, 1 : 101-130.
- Warncke, H. *The fundamentals of room-related stereophonic reproduction in sound films*. Akustische Zeitung, 1940, 6 : 174-188.
- Warren, D.H. *Intermodality interactions in spatial localisation*. Cognitive Psychology, 1970, 1 : 114-133.
- Warren, D.H., Anooshian, L.J. and Bollinger, J.C. *Early versus late blindness: The role of early vision in spatial behavior*. Research Bulletin: American Foundation for the Blind, 1973, 26:151-170.
- Weerts, T.C. and Thurlow, W.R. *The effects of eye position and expectation on sound localization*. Perception and Psychophysics, 1971, 9 : 35-39.

- Welch, R.B. and Warren, D.H. *Immediate perceptual response to intersensory discrepancy*. Psychological Bulletin, 1980, 88 : 638-667.
- Wertheimer, M. *Psychomotor coordination of auditory and visual space at birth*. Science, 1961, 134 : 1692.
- Wiesel, T.N. and Hubel, D.H. *Comparison of the effects of unilateral and bilateral eye closure on cortical unit responses in kittens*. Journal of Neurophysiology, 1965, 28 : 1029-40.
- Wiesel, T.N. and Hubel, D.H. *Effects of visual deprivation on morphology and physiology of cells in the cats*. Journal of Neurophysiology, 1963, 26 : 978-993.
- Worchel, P. and Dallenbach, K.M. *"Facial Vision": Perception of obstacles by the deaf-blind*. American Journal of Psychology, 1947, 60 : 502-553.
- Zatorre, R.J., Bouffard, M., Ahad, P. and Belin, P. *Where is 'where' in the human auditory cortex?* Nature Neuroscience, 2002, 5 : 905-909.
- Zurek, P.M. *The precedence effect and its possible role in the avoidance of interaural ambiguities*. Journal of the Acoustical Society of America, 1980, 67 : 953-964.
- Zwiers, M.P., Van Opstal, A.J. and Cruysberg, J.R. *A spatial hearing deficit in early-blind humans*. Journal of Neuroscience, 2001a, 21, RC142 : 1-5.
- Zwiers, M.P., Van Opstal, A.J. and Cruysberg, J.R. *Two-dimensional sound-localization behavior of early-blind humans*. Experimental Brain Research, 2001b, 140 : 206-222.