

Université de Montréal

**Évaluation du système vestibulaire et ses fonctions chez les personnes sourdes avec ou sans implant cochléaire**

par Maxime Maheu

École d'orthophonie et d'audiologie, Faculté de médecine

Thèse présentée en vue de l'obtention du grade de  
Philosophiae Docteur (Ph.D.) en Sciences biomédicales, option Audiologie

[mai 2019]

© Maxime Maheu, 2019



## **Résumé**

La posture est le résultat de l'intégration de divers sens, tels que : la vision, la proprioception et le vestibulaire. Il semblerait que d'autres sens, tel l'audition, pourraient venir influencer le contrôle de la posture. En effet, certaines études ont tenté d'évaluer l'influence d'une perte auditive et du rétablissement de l'audibilité sur le contrôle de la posture, mais les évidences demeurent parfois contradictoires. L'objectif général de la thèse est d'évaluer le rôle de l'audition sur le contrôle de la posture. La première étude avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une réduction de l'information auditive sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants. Pour ce faire, 14 participants normaux entendants ont été évalués selon quatre différentes conditions posturales avec et sans protecteurs auditifs. Les résultats suggèrent que l'absence d'indices auditifs augmente la dépendance visuelle. La deuxième étude avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une perte auditive congénitale sur le poids sensoriel accordé aux différents sens lors d'une tâche de posture. Pour cette étude, 14 contrôles et 14 participants avec surdité congénitale ont été évalués selon quatre différentes conditions de posture. Les résultats supportent une plus grande instabilité posturale chez les personnes sourdes, mais ajoute aux connaissances actuelles en suggérant une plus grande dépendance somatosensorielle dans ce groupe. La troisième étude avait pour objectif de comparer l'influence du rétablissement de l'audibilité chez les normaux entendant, les personnes sourdes sans atteinte vestibulaire et les personnes sourdes avec atteinte vestibulaire. Pour ce faire, 32 participants ont été divisés en 3 groupes sur la base de la fonction auditive et vestibulaire. Les participants devaient se tenir sur une plateforme de force dans deux conditions auditives soit : avec ou sans indices auditifs. Les résultats démontrent que seuls les participants avec atteinte conjointe (vestibulaire et auditive) bénéficient de l'entrée auditive pour stabiliser la posture. Finalement, la quatrième étude visait

à investiguer l'impact de l'implantation cochléaire unilatérale sur le contrôle de la posture en relation avec la fonction vestibulaire complète pré-chirurgie. Pour cette étude, quatre candidats à l'implant cochléaire et 13 normaux entendants ont reçu une évaluation vestibulaire et posturale avant et après la chirurgie. Les résultats suggèrent que lorsque l'oreille implantée est la seule oreille avec une bonne fonction vestibulaire, le contrôle de la posture est affecté post-chirurgie. De ce fait, une évaluation vestibulaire pré-implant cochléaire est recommandée afin de minimiser les risques de chute post implant cochléaire. De façon générale, les résultats de ces études sont en faveur d'un rôle de l'audition dans le contrôle de la posture chez les normaux entendants et chez les personnes sourdes. Cependant, d'autres études seront nécessaires pour optimiser le bénéfice de l'audition dans le contrôle de la posture.

**Mots-clés :** Vestibulaire, Hypoacousie, Surdité, Posture, Poids sensoriel

## **Abstract**

Postural control is the result of the integration of diverse sensory cues such as: visual, proprioceptive and vestibular. Previous evidences suggest possible contribution of the auditory cues in postural control. However, these studies report contradictory evidences of the influence of auditory privation and restauration on postural control. The principal objective of this thesis is to evaluate the role of hearing on the postural control. The first study aimed to determine the impact of hearing protection on postural control in healthy adults. For this study, 14 healthy adults were assessed on a force platform using four different postural conditions either with or without hearing protection. The results suggest that reducing auditory cues increases the reliance on visual cues for postural control. The objective of the second study was to examine sensory reweighting for postural control in congenitally deaf individuals. For this study, 14 controls and 14 deaf age-matched individuals were assessed using a force platform on four postural conditions. The results confirmed poorer postural stability in the deaf. More importantly, the data suggest that congenitally deaf individuals rely more on somatosensory information for postural control than controls. The third study aimed to evaluate the influence of auditory cues on postural sway in normal-hearing individuals, hearing-impaired individuals with vestibular impairment or without vestibular impairment. For this study, 32 participants were classified based on auditory and vestibular evaluations and then were separated in three groups. All participants had to stand on a force platform in four postural conditions under two auditory conditions: with or without auditory cues. Results revealed that only the participants with concomitant loss (auditory and vestibular) had a benefit from auditory cues. Finally, the fourth study aimed to investigate the influence of cochlear implantation on postural control in relation to the vestibular function prior to surgery. For this study, four cochlear implant candidates, 13

normal hearing controls had a vestibular and postural evaluation prior and following cochlear implant surgery. The results suggest that an increase in postural sway following cochlear implant was present only for the participants that received the implant in the ear with the better vestibular function. Overall, these results are in favor that auditory input may act as a fourth channel for the control of posture and in some case may help to compensate for vestibular loss. However, further studies are necessary to optimize the benefit of auditory input on postural control.

**Keywords :** Vestibular, Hypoacusis, Hearing loss, Posture, Sensory weighting

## Table des matières

<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>I</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>III</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> .....	<b>V</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>VIII</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>IX</b>
<b>LISTE DES SIGLES</b> .....	<b>X</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>XI</b>
<b>CHAPITRE 1 - INTRODUCTION</b> .....	<b>19</b>
LE SYSTÈME VESTIBULAIRE ET SES FONCTIONS.....	19
<i>Le système vestibulaire périphérique</i> .....	19
<i>La stabilisation de la vision</i> .....	21
<i>Le maintien de la posture</i> .....	22
1.3 LE RÔLE DE L'AUDITION DANS LE CONTRÔLE DE LA POSTURE CHEZ LES NORMAUX ENTENDANTS.....	27
1.3.1 <i>Influence d'une source sonore sur le contrôle de la posture chez les normaux entendant</i> .....	27
1.3.2 <i>Influence de l'absence d'indice sonore sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants</i> .....	29
1.4 SURDITÉ, SYSTÈME VESTIBULAIRE ET POSTURE.....	30
1.4.1 <i>Système vestibulaire et stimulation sonore</i> .....	30
1.4.2 <i>Surdité congénitale et système vestibulaire</i> .....	31
1.4.2 <i>Surdité congénitale et posture</i> .....	33
1.5 RÉTABLISSEMENT DE L'AUDITION CHEZ LES PERSONNES SOURDES.....	33
1.5.1 <i>Appareils auditifs et posture</i> .....	34
1.5.2 <i>Implant cochléaire et posture</i> .....	35
<b>CHAPITRE 2 - OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES</b> .....	<b>40</b>
<b>CHAPITRE 3- MÉTHODOLOGIE</b> .....	<b>42</b>
3.1 PARTICIPANTS.....	42
3.2 PROTOCOLE D'ÉVALUATION VESTIBULAIRE.....	42
3.3. PROTOCOLE D'ÉVALUATION DE LA POSTURE.....	43
<b>CHAPITRE 4 (ÉTUDE 1)</b> .....	<b>46</b>
4.1 ABSTRACT.....	47
4.2 INTRODUCTION.....	48
4.3 METHOD.....	48
4.4 RESULTS AND DISCUSSION.....	51
4.5 CONCLUSION.....	52
4.6 REFERENCES.....	53
<b>CHAPITRE 5 (ÉTUDE 2)</b> .....	<b>59</b>
5.1 ABSTRACT.....	60
5.2 INTRODUCTION.....	61
5.3 METHOD.....	62
5.4 RESULTS.....	64
5.5 DISCUSSION.....	65
5.6 CONCLUSION.....	66
5.7 ACKNOWLEDGMENT.....	67
5.8 REFERENCES.....	68

<b>CHAPITRE 6 (ÉTUDE 3)</b> .....	<b>74</b>
6.1 ABSTRACT .....	75
6.2 INTRODUCTION .....	76
6.3 METHODOLOGY .....	78
6.3.1. <i>Participants</i> .....	78
6.3.2. <i>Protocol and material</i> .....	79
6.3.3 <i>Analyses</i> .....	81
6.4 RESULTS .....	83
6.5 DISCUSSION .....	85
6.6 ACKNOWLEDGEMENTS .....	89
6.7 REFERENCES .....	90
<b>CHAPITRE 7 (ÉTUDE 4)</b> .....	<b>101</b>
7.1 ABSTRACT .....	102
7.2 INTRODUCTION .....	102
7.3 METHODOLOGY .....	104
7.3.1 <i>Participants</i> .....	104
7.3.2 <i>Procedure</i> .....	104
7.3.3 <i>Analysis</i> .....	105
7.4 RESULTS .....	106
7.5 DISCUSSION .....	107
7.6 CONCLUSION .....	111
7.7 REFERENCES .....	112
<b>CHAPITRE 8 - DISCUSSION GÉNÉRALE</b> .....	<b>121</b>
8.1 RETOUR SUR LES RÉSULTATS .....	121
8.1.1 <i>Étude 1</i> .....	121
8.1.2. <i>Étude 2</i> .....	122
8.1.3. <i>Étude 3</i> .....	123
8.1.4. <i>Étude 4</i> .....	123
8.2 LE RÔLE DE L'AUDITION DANS LE CONTRÔLE DE LA POSTURE .....	124
8.2.1 <i>Intégration sensorielle dans le cadre du contrôle de la posture</i> .....	124
8.2.2 <i>De quelle façon l'information auditive se combine-t-elle avec les autres sens?</i> .....	126
8.2.3. <i>L'information auditive dans le cadre de la compensation suite à une atteinte vestibulaire</i> .....	127
8.3. L'IMPLANT COCHLÉAIRE : COMMENT OPTIMISER LE CHOIX DE L'OREILLE IMPLANTÉE? .....	130
8.3.1 <i>Réflexion sur protocole clinique actuel</i> .....	130
8.3.2 <i>Comment améliorer le contrôle postural post-implantation cochléaire?</i> .....	131
8.4 ÉTUDES ULTÉRIEURES .....	134
8.5 LIMITES DES ÉTUDES .....	136
<b>CHAPITRE 9 - CONCLUSION</b> .....	<b>138</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	<b>140</b>
<b>ANNEXE I- FORMULAIRES DE CONSENTEMENT</b> .....	<b>160</b>
<b>ANNEXE II- TABLEAU RÉCAPITULATIF DES PARTICIPANTS</b> .....	<b>I</b>
<b>ANNEXE III- THE EFFECTS OF AGING ON CLINICAL VESTIBULAR EVALUATIONS</b> .....	<b>IV</b>
I.I ABSTRACT .....	V
I.II INTRODUCTION .....	VI
<i>I.iv.i Evaluation of otolith function</i> .....	ix
<i>I.iv.ii Evaluation of semi-circular canal function</i> .....	xi



I.V DISCUSSION .....	XII
I.VI CONCLUSION .....	XIV
I.VII .....	R
REFERENCES .....	XV
<b>ANNEXE IIII- CURRICULUM VITAE .....</b>	<b>XXV</b>
<b>Liste des tableaux</b>	
Tableau 7.1 .....	116
Table I. ....	xxiv
<b>Liste des figures</b>	
Figure 4.2 .....	57
Figure 4.3 .....	58
Figure 5.2 .....	72
Figure 5.3 .....	73
Figure 6.1 .....	97
Figure 6.2 .....	98
Figure 6.3 .....	99
Figure 6.4 .....	100
Figure 7.1 .....	117
Figure 7.2 .....	118
Figure 7.3 .....	119
Figure 7.4 .....	120

## Liste des sigles

ANOVA : Analysis of variance

BPPV : Benign Positional Paroxysmal Vertigo (Vertige positionnel paroxysmal bénin)

dB : décibel

c.-à-d. : c'est-à-dire

CI : Cochlear implant

CoP : center of pressure

cVEMP : cervical vestibular evoked myogenic potential

HL : hearing level

Hz : hertz

kHz : Kilohertz

mCTSIB : modified clinical test of sensory intergration in balance

ms : milliseconde

oVEMP : ocular vestibular evoked myogenic potential

s : seconde

SPL : sound pressure level

VOR : vestibular ocular reflex

VSR : vestibular spinal reflex

vHIT : video head impulse test

## **Remerciements**

Tout d'abord, j'aimerais remercier François Champoux qui a su me transmettre la passion pour la recherche. Tu as su m'aider à naviguer dans ce monde et m'aider à développer les qualités nécessaires pour réussir. Merci de ta confiance, de ton ouverture, de ton soutien et de ta patience. À Joanie, comment te remercier de m'avoir permis de me lancer dans une telle aventure. Sans ton support et ton amour, rien de cela n'aurait été possible. Comme un phare dans le brouillard, ton énergie et ta bonne humeur m'ont permis d'affronter les quelques moments plus difficiles dans ce parcours du doctorat. À William et Livia, mes deux amours, je chéris chacun des moments passés à vos côtés. Vos rires m'émerveillent et me remplissent de bonheur. À mes parents et ma sœur, merci de sans cesse m'encourager et de prendre le temps de m'épauler lorsque nécessaire. Les valeurs que vous m'avez transmises m'ont permis de me rendre où je suis aujourd'hui. Je suis chanceux d'avoir une famille si unie. À la famille Roy, merci d'avoir été aussi présents et encourageants dans cette aventure. Les bons moments en votre compagnie m'ont permis d'alléger ce processus. À mes ami(e)s, merci de toujours être là pour moi. Malgré nos horaires chargés, vous êtes importants dans ma vie. Merci tout spécial à Philippe Fournier pour tes conseils et ton écoute dans mon parcours. À mes collègues du laboratoire (Simon, Justine, Marie Simon, Sara, Andréanne, Lydia, Mujda), ce fut un réel plaisir de travailler avec vous et d'échanger ensemble. Le futur du LARNA est entre bonnes mains. L'intérêt pour la recherche remonte à plusieurs années et il m'est impossible de passer sous le silence la chance inouïe offerte par Sylvie Hébert et Julie Carrier il y a plusieurs années. Merci à vous d'avoir été si inspirantes. Sylvie Auger, merci d'avoir su me transmettre ta passion débordante pour l'avancement de l'audiologie et pour le vestibulaire. Finalement, merci aux membres

administratifs de l'École d'Orthophonie et d'Audiologie de l'Université de Montréal pour votre soutien.

## **Chapitre 1 - Introduction**

### 1.1 Le système vestibulaire et ses fonctions

Tel qu'initialement proposé par Aristote, il est admis que l'être humain possède cinq sens soient la vue, l'odorat, le toucher, l'ouïe et le goût. Au milieu du 19<sup>e</sup> siècle, un autre sens a été découvert soit le système vestibulaire. Cette découverte se fonde sur les travaux de Flourens qui démontra que la destruction des canaux semi-circulaires dans l'oreille interne du pigeon engendre une déviation des yeux, de la tête et du corps de l'animal (Flourens, 1830). Ceci jeta les bases des recherches sur le système vestibulaire. Le délai entre la proposition des cinq sens par Aristote et la découverte du système vestibulaire pourrait s'expliquer en partie par le fait qu'il nous est impossible (lorsque ce système fonctionne bien) d'en avoir une perception consciente (Goldberg et coll., 2012). En effet, contrairement à l'ouïe nous permettant d'apprécier de façon consciente une mélodie, il nous est impossible d'avoir une perception consciente du système vestibulaire. Cependant, bien que ce système soit relativement discret, il revêt une importance capitale quant à l'accomplissement de nos tâches quotidiennes (marche, stabilisation de la vision, perception du corps dans l'espace, etc.) et il ne serait pas exagéré d'affirmer que le système vestibulaire forme notre sixième sens.

#### *1.1.1 le système vestibulaire périphérique*

Le système vestibulaire périphérique se situe dans l'oreille interne, adjacent à la cochlée. Chacun des deux systèmes vestibulaires périphériques est composé de trois canaux semi-circulaires (latéral, supérieur et postérieur), ainsi que de deux organes otolithiques (le saccule et l'utricle) (Baloh et coll., 2011). La fonction principale de ce système est de détecter

l'accélération de la tête dans les différents plans angulaires (rotations) et linéaires (translations) (Cullen, 2012).

Tout d'abord, les canaux horizontaux sont situés à 30 degrés par rapport au plan horizontal et les deux autres canaux (antérieur et postérieur) sont disposés dans le plan vertical de façon quasi orthogonale l'un par rapport à l'autre (Baloh et coll., 2011). L'organe sensoriel des canaux semi-circulaires, la crête ampulaire, permet principalement de détecter les accélérations dans le plan angulaire (Schubert & Shepard, 2016). Pour leur part, le saccule et l'utricule contiennent les organes sensoriels nommés macules, responsables de détecter les accélérations dans le plan linéaire (Schubert & Shepard, 2016). La macule du saccule est positionnée de façon verticale et la macule de l'utricule est positionnée de façon horizontale (Baloh et coll., 2011) permettant de détecter respectivement les accélérations dans chacun des plans.

En raison de la position des canaux semi-circulaires, les canaux répondent aux mouvements en pair, soit le canal horizontal droit en pair avec le canal horizontal gauche; le canal antérieur droit en pair avec le canal postérieur gauche; le canal antérieur gauche en pair avec le canal postérieur droit (Goldberg et coll., 2016). Deux caractéristiques importantes permettent de décrire le fonctionnement des canaux semi-circulaires, soient l'orientation des cils des crêtes ampulaires et le taux de décharge spontané. Premièrement, l'orientation des cils des crêtes ampulaires est opposée dans chacune des paires engendrant, pour un même mouvement, une augmentation du taux de décharge dans un canal et une inhibition du taux de décharge dans l'autre (ex : un mouvement de tête dans le plan horizontal vers la droite

augmentera le taux de décharges des cellules ciliées du canal horizontal droit et inhibera le taux de décharges du canal horizontal gauche). Deuxièmement, puisque le système vestibulaire présente un taux de décharges spontanées au niveau des fibres afférentes des cellules ciliées d'environ 100 décharges/sec (Kingma & Van De Berg, 2016), il est possible d'inhiber la fonction d'un canal en déplaçant la tête rapidement, permettant d'isoler la fonction d'un canal (Halmagyi et coll., 2017).

Les informations captées par les organes sensoriels des canaux semi-circulaires et par les organes otolithiques sont acheminées au système vestibulaire central par le nerf vestibulaire. Le nerf vestibulaire se divise en deux sections : le nerf vestibulaire supérieur et le nerf vestibulaire inférieur (Baloh et coll., 2011). La portion supérieure du nerf vestibulaire contient les afférences des canaux horizontaux et supérieurs, ainsi que celles de l'utricule et une partie des afférences sacculaires (Jacobson et Shepard, 2014). Pour sa part, la portion inférieure contient la majorité des afférences sacculaires et des canaux postérieurs (Baloh et coll., 2011).

L'information vestibulaire est projetée aux noyaux vestibulaires dans le tronc cérébral et directement au cervelet. Le système vestibulaire est impliqué dans plusieurs voies réflexes lui permettant d'accomplir des fonctions essentielles comme de stabiliser la vision lors des mouvements de tête ou de maintenir notre posture.

### *1.1.2 la stabilisation de la vision*

La principale fonction de cette voie réflexe est de stabiliser l'image sur la fovéa lors des mouvements de tête en déplaçant les yeux à la même vitesse que la tête, mais dans le sens

opposé. Ce réflexe est très rapide (entre 5 à 7 ms) en raison du faible nombre de structures impliquées (Cullen, 2016). En effet, les afférences du nerf vestibulaire projettent au niveau des noyaux vestibulaires, qui à leurs tours projettent aux noyaux oculomoteurs. Les canaux semi-circulaires et les organes otolithiques sont tous impliqués dans la voie vestibulo-oculaire. Les canaux sont impliqués pour dans le réflexe vestibulo-oculaire angulaire (aVOR) lorsque la tête effectue un déplacement angulaire dans le plan des canaux. Les organes otolithiques pour leur part sont aussi impliqués dans cette voie réflexe afin de positionner les yeux par rapport à la gravité (*tilt VOR*) ou lorsque la tête effectue des mouvements de translation (*translational VOR*) (Goldberg et coll., 2012).

### *1.1.3 le maintien de la posture*

La position debout, de façon statique, est une position fondamentalement instable. En effet, le modèle du pendule inversé nous permet de bien comprendre cette instabilité constante en position debout statique (pour une revue voir Forbes et al., 2018). Tel que décrit par ces auteurs, ce modèle suggère que le centre de masse oscille tel un pendule dans l'axe antéro-postérieur et dans l'axe médio-latéral. Afin d'éviter de chuter, il est nécessaire de garder son centre de masse à l'intérieur d'une base de support définie, et ce, pour les deux axes. Pour l'axe antéro-postérieur, lorsque l'équilibre n'est pas perturbé, le modèle assume que le déplacement s'effectue au niveau des chevilles. Le centre de masse étant situé devant l'axe des chevilles, il est nécessaire de générer un moment qui est appliquée par les muscles des chevilles (*muscles fléchisseurs plantaires*) afin de contrecarrer la force gravitationnelle amenant le corps vers l'avant. Pour ce qui est de l'axe médio-latéral, le modèle du pendule inversé est généralement accepté pour modéliser la posture dans cet axe, mais se doit d'impliquer la contribution des



hanches. Le déplacement du centre de masse va donc engendrer une différence de charge sur chacune des jambes. En ce sens, les muscles des hanches et des chevilles vont contribuer à moduler la distribution de charge entre les jambes.

Afin de maintenir l'équilibre, il est nécessaire de pouvoir détecter les oscillations du centre de masse. De ce fait, plusieurs sens sont impliqués et tous ont une sensibilité fréquentielle différente permettant de détecter les oscillations plus lentes et plus rapides du centre de pression (CoP). Le système visuel contribue à détecter les oscillations lentes en détectant les changements de luminosité et de contraste (Forbes et al., 2018). De plus, certaines cellules du ganglion rétinien sont sensibles à détecter la direction et peuvent même discriminer un mouvement de translation et un mouvement de rotation. Le système somatosensoriel pour sa part comporte plusieurs organes qui répondent entre autres à l'élongation et la vitesse d'élongation des muscles (*muscle spindles*), la contraction active des muscles (*Gogli tendon organs*) ainsi que la distribution de la pression sur la surface de la peau et la vibration ou déformation de la peau (afférences cutanées). Ces organes ont des réponses de type filtre passe haut, mais ont été démontrées capables de détecter les oscillations plus lentes aussi (Forbes et al., 2018). De son côté, le système vestibulaire contribue au maintien de la stabilité de la tête et de la posture en détectant l'accélération (Bronstein, 2006). Par exemple, lorsque le système vestibulaire détecte une accélération de la tête, ce dernier modifie l'activité myogénique cervicale et/ou du tronc (Watson & Colebatch, 1998; Colebatch et coll., 2016) afin de se repositionner de façon adéquate par rapport à la gravité (ex : notre pied glisse sur la glace, de façon réflexe nous tentons de repositionner notre corps par rapport à la gravité afin d'éviter une chute). Ce système est sensible aux oscillations de basses fréquences (inférieur à 0.5Hz) en

raison des organes otolithiques, mais aussi aux mouvements de plus hautes fréquences en raison des canaux semi-circulaires (Forbes et al., 2018).

### 1.2L'évaluation des fonctions vestibulaires : les outils cliniques

Afin d'évaluer les différentes fonctions vestibulaires, il existe plusieurs outils bien étudiés dont : l'évaluation calorique, le *Video Head Impulse Test* (vHIT), le *Vestibular Evoked Myogenic Potential* (VEMP) et la plateforme de force.

Premièrement, l'évaluation calorique est une méthode d'évaluation visant à mesurer la fonction des canaux semi-circulaires horizontaux (Gonçalves et coll., 2008). Cette méthode consiste à induire indirectement un mouvement dans le canal horizontal stimulé, en modifiant la température du conduit auditif externe par le biais d'un jet d'air ou d'eau de températures variées (Shepard & Jacobson, 2016). Le mécanisme proposé derrière cette technique veut qu'en modifiant la température du conduit auditif externe, il soit possible de modifier la température de l'endolymphe. De ce fait, lorsque la température de l'endolymphe est modifiée, la densité de l'endolymphe est aussi modifiée. Le patient étant incliné sur le dos à 30 degrés par rapport à l'horizontale, les canaux horizontaux sont dans le plan de la gravité. Ainsi, lorsque la température de l'endolymphe est modifiée, la densité est modulée ce qui induit un mouvement de l'endolymphe dans le canal horizontal (Barin, 2016). Puisque le mouvement induit une excitation ou une inhibition de la décharge neurale dans un seul canal, il y a une asymétrie du taux de décharge ce qui engendre un nystagmus (Shepard & Jacobson 2016). Cette stimulation engendre alors un nystagmus et il est possible de comparer la vitesse des nystagmus suite à une stimulation de l'oreille droite et de l'oreille gauche. Ce test présente l'avantage de pouvoir

stimuler un seul canal à la fois (Shepard & Jacobson, 2016). Cependant, son caractère invasif (induit des vertiges) ainsi que plusieurs controverses au niveau de son mécanisme et de son interprétation, rendent ce test moins intéressant (pour un survol voir : Stahle, 1990; Lopez & Blanke, 2014; Shepard & Jacobson, 2016).

Deuxièmement, le vHIT est composé d'une lunette avec un gyroscope et une caméra infrarouge permettant de mesurer la vitesse de la tête et la vitesse de l'œil simultanément. Lors de cet examen, une rotation passive et imprévisible de la tête d'une amplitude variant de  $10^\circ$  à  $20^\circ$ , d'une vitesse moyenne variant entre  $150^\circ/\text{s}$  et  $250^\circ/\text{s}$  et d'une accélération entre  $3000^\circ/\text{s}^2$  à  $4000^\circ/\text{s}^2$  est induite au participant dans le plan des canaux (Macdougall et coll., 2009; Weber et coll., 2009). Lors de la rotation, le sujet doit fixer une cible à environ 1 mètre de distance. Par la suite, il est possible de comparer la vitesse de l'œil et la vitesse de la tête et donc d'en déterminer le gain (vitesse de l'œil / vitesse de la tête). Un gain de 1 est attendu lorsque la tête d'une personne sans atteinte vestibulaire est bougée rapidement dans le plan d'un canal, tout en maintenant les yeux fixés sur une cible. Lorsqu'une personne présente une lésion de la voie VOR, il est possible d'observer une diminution du gain et la présence de saccades (c.-à-d. : les yeux se déplacent avec la tête et sont par la suite recentrés sur la cible par un mouvement oculaire rapide) (Halmagyi et coll., 2017).

Troisièmement, le VEMP est une réponse myogénique induite par une stimulation vestibulaire pouvant être évoquée par différents stimuli, soient par un son, par une vibration ou par une stimulation électrique. Cette réponse se divise en deux composantes : cervicale (cVEMP) ou oculaire (oVEMP). Le cVEMP est une réponse inhibitrice du muscle sterno-cléido-

mastoïdien ipsilatéral à l'oreille stimulée et a une origine sacculaire (Curthoys, 2010; Rosengren et coll., 2010; Rosengren et coll., 2013). Pour sa part, le oVEMP est une réponse excitatrice du muscle inférieur oblique controlatéral à l'oreille stimulée et a une origine utriculaire (Rosengren et coll., 2013; Rosengren et coll., 2010; Curthoys, 2010). À des fins d'analyse, l'amplitude et la latence de ces potentiels sont mesurées. Il est important de noter que les réponses VEMP ont été démontrées comme étant indépendantes du statut auditif (Colebatch et coll., 1992; Colebatch et coll., 1994). En effet, ces auteurs ont démontré que les potentiels sont présents chez des sujets avec atteinte cochléaire neurosensorielle sévère, mais sont absents chez les sujets ayant eu une résection du nerf vestibulaire. Cependant, il est important de souligner qu'une atteinte de conduction (atteinte de l'oreille moyenne) pourrait affecter l'amplitude des réponses et le taux de réponse des ondes évoquées par une stimulation aérienne (Rosengren et al., 2010).

Finalement, tel que discuté précédemment, le contrôle postural est le résultat de l'intégration de plusieurs informations sensorielles (visuelle, proprioceptive et vestibulaire) (Lacour et coll., 1997; Mergner et coll., 2003; Bernard-Demanze et coll., 2014). Cependant, en fonction des différents indices sensoriels disponibles, il est possible que le poids relatif (l'importance) accordé à ceux-ci soit modulé (pour une revue complète, voir : Peterka, 2018). Un outil permettant d'évaluer l'intégration de ces informations est la plateforme de force. Cette plateforme nous permet de mesurer le déplacement du centre de pression (CoP) duquel il est possible de dériver plusieurs variables spatiotemporelles et fréquentielles incluant, entre autres :

- 1) *Root mean square* (RMS)
- 2) déviation standard (SD)
- 3) l'aire de la surface de déplacement
- 4) le déplacement total
- 5) la vitesse de déplacement ainsi que des variables fréquentielles telles que :
- 6) puissance spectrale totale
- 7) fréquence centroïde (*centroidal frequency*)
- 8) bande de

fréquence représentant 95%, 80% ou 50% de l'énergie spectrale totale (pour plus de détails sur les différents paramètres possibles voir Paillard et al., 2015 et Prieto et al., 1996).

### 1.3 Le rôle de l'audition dans le contrôle de la posture chez les normaux entendants

Bien qu'il soit reconnu que la posture soit principalement contrôlée par l'interaction entre le système vestibulaire, somatosensoriel et visuel, certaines évidences suggèrent la contribution possible de l'audition chez les individus normaux entendants.

#### *1.3.1 Influence d'une source sonore sur le contrôle de la posture chez les normaux entendant*

Diverses études se sont intéressées à l'influence de l'audition sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants, mais leurs résultats sont parfois opposés (Raper et coll. 1991; Easton et coll., 1998; Mainenti et coll., 2007; Park et coll., 2011; Zhong et coll. 2013; Siedlecka et coll., 2015; Stevens et coll., 2016). L'une des raisons engendrant la divergence entre les études pourrait s'expliquer en partie par la grande variabilité des paramètres de stimulation utilisés.

Tout d'abord, certaines études suggèrent que la fréquence de stimulation est un facteur pouvant moduler l'effet du son sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants (Mainenti et coll., 2007; Park et coll., 2011; Siedlecka et coll., 2015). En effet, la majorité des études visant à évaluer l'effet de la fréquence du stimulus supportent l'hypothèse que les fréquences plus élevées (4kHz et 2kHz) influencent de façon bénéfique le contrôle de la posture, comparativement à l'absence de son ou comparativement aux fréquences plus basses (250Hz et 500Hz) (Mainenti et coll., 2007; Siedlecka et coll., 2015). Une seule étude a démontré un effet négatif d'un son en hautes fréquences sur le contrôle de la posture (Park et coll. (2011).

Cependant, la durée de la stimulation sonore dans les études de Siedlecka et coll. (2015) et Mainenti et coll. (2007) était plus longue que dans l'étude de Park et coll. (2011). Ceci pourrait potentiellement permettre aux participants d'utiliser plus efficacement les indices auditifs pour se positionner dans l'espace. Cependant, aucune étude ne semble avoir étudié spécifiquement l'effet de la durée du stimulus sur le contrôle de la posture.

Un second paramètre de stimulation variable entre les études est l'intensité sonore. Quelques études ont comparé l'influence de différents niveaux d'une même stimulation sur le contrôle de la posture (Mainenti et coll., 2007; Park et coll., 2011; Siedlecka et coll., 2015). L'ensemble de ces études ne démontre aucune différence significative entre les niveaux de stimulation et ce peu importe la fréquence de stimulation (Mainenti et coll., 2007; Park et coll., 2011; Siedlecka et coll., 2015).

Finalement, il est nécessaire de considérer l'influence possible de la position de la source sonore sur le contrôle de la posture. En effet, comme la performance de localisation sonore varie considérablement en fonction de sa position (Middlebrooks, 2015), il est possible de poser l'hypothèse que l'amélioration de la posture varie aussi en fonction de la position de la source dans l'espace. Il semble n'y avoir que très peu d'études qui ont évalué spécifiquement ce paramètre. Raper et coll. (1991) ont étudié l'influence de différentes sources sonores sur le contrôle de la posture. Il a été démontré que la position latérale (droite ou gauche) avait une influence négative significativement plus grande sur le contrôle de la posture comparativement aux positions avant et arrière. Cependant, la fréquence utilisée dans cette étude était de 250Hz. Il a été précédemment suggéré qu'un son de basses fréquences pouvait affecter négativement le

contrôle de la posture par opposition aux hautes fréquences. Plus récemment, Karim et al., (2018) ont étudié l'influence de la position d'une source sonore lors d'une tâche de posture dynamique (Fukuda). Les résultats suggèrent une meilleure stabilité posturale lorsque la source sonore est située à l'avant des participants comparativement aux autres positions. Cependant, à notre connaissance, aucune autre étude ne semble avoir répliqué ces résultats. De ce fait, d'autres études devraient s'intéresser à l'interaction possible entre la fréquence de stimulation et la position de la source sonore.

### *1.3.2 Influence de l'absence d'indice sonore sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants*

Une autre façon de démontrer l'influence de l'audition dans le contrôle de la posture est d'évaluer l'influence d'une réduction des indices sonores chez les normaux entendants. À cet effet, seulement deux études ont étudié ce phénomène et toutes deux suggèrent une influence négative de l'absence d'indice sonore sur le contrôle de la posture. Tout d'abord, Kanegaonkar et coll. (2012) ont étudié 20 participants normaux entendants dans différentes conditions visuelles (yeux ouverts ou fermés), somatosensorielles (surface ferme ou coussin) et auditives (avec ou sans protecteurs auditifs et dans une cabine insonorisée ou une pièce normale). Les auteurs rapportent que dans les conditions où les indices sonores étaient réduits, l'instabilité posturale était plus grande. De son côté, Vitkovic et coll. (2016) ont répliqué cette étude chez 50 participants normaux entendants et leurs résultats supportent ceux de Kanegaonkar et coll. (2012), qui indiquaient une meilleure stabilité posturale en présence des indices sonores. Ces études suggèrent cependant que l'influence de l'audition semble être plus importante dans les conditions posturales où l'apport de la proprioception est diminué. Ceci pourrait suggérer une

modification du poids sensoriel accordé à l'audition en fonction de la condition posturale. Cependant, les deux études recensées ne permettent pas d'évaluer cette hypothèse (**voir objectif spécifique 1**).

#### 1.4 Surdité, système vestibulaire et posture

Les études précédentes suggèrent un rôle de l'audition dans le contrôle de la posture. Le modèle du *Auditory landmarks* propose que les indices sonores sont utilisés comme marqueurs de position (*auditory landmarks*), mais sa contribution exacte est encore méconnue (Gandemer et al., 2017 ; Karim et al., 2018). Maintenant qu'il est possible de croire que la présence ou l'absence d'indice sonore influence le contrôle de la posture chez l'individu sain, il y a lieu de se questionner sur l'influence d'une perte auditive sur le contrôle de la posture.

##### *1.4.1 Système vestibulaire et stimulation sonore*

Bien que la cochlée et que le système vestibulaire périphérique soient très près physiquement, il est normalement impossible qu'une stimulation acoustique transmise de façon aérienne stimule le système vestibulaire périphérique à l'exception de stimulation acoustique à haute intensité puisque l'endolymphe dans le système vestibulaire est incompressible (Merchant et al., 2008). De ce fait, lorsque la stimulation acoustique rejoint la fenêtre ovale, le déplacement de l'endolymphe s'effectue entre la fenêtre ovale et la fenêtre ronde, stimulant ainsi la membrane basilaire.

Dans certains cas, une ouverture se crée dans le labyrinthe osseux, plus souvent au niveau du canal antérieur engendrant une troisième fenêtre mobile (pour une revue complète : Ward et



al., 2017. Cette ouverture va donc rendre possible le déplacement de l'endolymphe dans le système vestibulaire périphérique et engendrera entre autres des étourdissements en présence d'une stimulation acoustique (phénomène de Tulio). Cette pathologie est facilement identifiable (haute sensibilité et spécificité) par la mesure VEMP, plus spécifiquement le oVEMP (Manzari et al., 2013).

#### *1.4.2 Surdité congénitale et système vestibulaire*

Tout d'abord, il est bien connu qu'en raison de la grande proximité entre le système vestibulaire périphérique et la cochlée, différentes pathologies telles que des malformations de l'oreille interne ou des infections otologiques peuvent affecter de façon conjointe ces deux structures. En effet, il a été montré qu'entre 20 % et 70 % des participants avec surdité neurosensorielle congénitale présentent un certain degré d'atteinte vestibulaire (Shinjo et coll., 2007; Cushing et coll., 2008; Jacot et coll., 2009; Zhou et coll., 2009; De Kegel et coll., 2012; Cushing et coll., 2013). Cette variabilité observée dans la prévalence pourrait s'expliquer, du moins en partie, par la méthode utilisée pour évaluer le système vestibulaire. En effet, tel que discuté précédemment, chacune des méthodes évalue des structures différentes du système vestibulaire.

Tout d'abord, certaines études ont utilisé l'évaluation calorique pour investiguer la fonction des canaux semi-circulaires chez les individus avec surdité (Krauss et coll., 2008; Nakajima et coll., 2012; Cushing et coll., 2013). Ces études rapportent qu'entre 25 % et 70 % des participants avec atteinte neurosensorielle sévère à profonde auraient un déficit au niveau des canaux semi-circulaires horizontaux (Krauss et coll., 2008; Nakajima et coll., 2012; Cushing et coll., 2013). Cette différence entre les différentes prévalences pourrait s'expliquer par la

variabilité de certains paramètres de stimulation. En effet, la température du stimulus utilisée dans les études pour évoquer les réponses caloriques diffère largement (4 degrés Celsius à 20 degrés Celsius). Il est donc possible que cette différence puisse engendrer des taux de réponse difficilement comparables.

Deuxièmement, à notre connaissance, une seule étude a évalué la fonction des canaux semi-circulaires chez les personnes avec surdité neurosensorielle congénitale à l'aide du vHIT (Sokolov et coll., 2019). Cette étude s'est intéressée à évaluer la fonction vestibulaire chez des enfants présentant une atteinte auditive congénitale. Les résultats indiquent que 35% des participants présentant une atteinte auditive avaient une atteinte des canaux semi-circulaires horizontaux.

Troisièmement, des études se sont intéressées à l'évaluation VEMP de personnes avec surdité neurosensorielle (Kaga et coll., 2008; Zhou et coll., 2009; Akinou et coll., 2013; Cushing et coll., 2013; Singh et coll., 2014; Xu et coll., 2015). À l'aide du cVEMP, les études révèlent qu'entre 40 à 50 % des individus avec atteinte neurosensorielle auraient une atteinte sacculaire à l'une ou l'autre des oreilles (Kaga et coll., 2008; Akinou et coll., 2013; Cushing et coll., 2013; Xu et coll., 2015;). Xu et collaborateurs (2015) ont pour leur part évalué la fonction utriculaire à l'aide du oVEMP chez les individus avec surdité neurosensorielle. Cette étude suggère qu'environ 40 % des participants avaient une atteinte utriculaire à l'une ou l'autre des oreilles. Plus précisément, l'amplitude des composantes oVEMP et cVEMP est plus faible et les seuils sont plus élevés comparativement à des sujets contrôles (Zhou et coll., 2009; Singh et coll.,

2014; Xu et coll., 2015). Par contre, la latence des composantes ne diffère pas significativement entre les groupes (Zhou et coll., 2009; Singh et coll., 2014).

#### *1.4.2 Surdité congénitale et posture*

La vaste majorité des études suggèrent une performance inférieure des personnes avec surdité congénitale neurosensorielle comparativement aux normaux entendants (Suarez et coll., 2007 ; Cushing et coll., 2008 ; de Sousa et coll., 2012; Cushing et coll., 2013 ; Melo et coll., 2015 ; Ebrahimi et coll., 2017 ; Sokolov et coll., 2019). Plus spécifiquement, ces études suggèrent une plus grande différence dans les conditions où les indices visuels et/ou somatosensoriels sont altérés. Ceci nous laisse croire que les personnes avec surdité congénitale auraient possiblement des différences au niveau du poids sensoriel accordé aux différents sens. Par ce fait, il devient intéressant de se questionner à savoir si la perte auditive congénitale à elle seule peut engendrer cette différence de performance. Malheureusement, la méthodologie utilisée dans ces études ne permet pas d'y répondre. En effet, la problématique principale avec ces études est qu'elles n'ont pas évalué la fonction vestibulaire périphérique complète chez les participants. Il devient dès lors impossible de savoir si la perte auditive, à elle seule, engendre cette différence de performance posturale. Finalement, une autre question subsiste à savoir si les personnes avec surdité neurosensorielle présentent une différence au niveau du poids sensoriel accordé aux différents sens lors des tâches de posture (**voir objectif spécifique 2**).

#### 1.5 Rétablissement de l'audition chez les personnes sourdes

Il existe plusieurs solutions afin de rétablir l'audibilité chez les personnes avec surdité. Dans les cas de surdité neurosensorielle, les appareils auditifs et/ou l'implant cochléaire s'avèrent les

solutions les plus courantes. Une question se pose : est-il possible d'améliorer la stabilité posturale chez les personnes avec atteinte auditive en rétablissant l'audibilité à l'aide d'appareils auditifs et/ou d'implants cochléaires?

### *1.5.1 Appareils auditifs et posture*

L'influence du port d'appareil auditif sur le contrôle de la posture a été évaluée chez les adultes et les personnes âgées avec surdité neurosensorielle, suggérant un avantage des appareils auditifs pour la posture (Lacerda et coll., 2012; Rumalla et coll., 2014; Stevens et al., 2016; Vitkovic et coll., 2016; Negahban et coll., 2017; Shayman et coll., 2017). Plus précisément, la majorité des études suggèrent une amélioration des paramètres de la posture lors du port d'appareils auditifs binauraux (Rumalla et coll., 2014; Vitkovic et coll., 2016; Negahban et coll., 2017; Shayman et coll., 2017). Cependant, une étude récente suggère que le port d'appareils auditifs n'aurait pas d'influence (ni positive, ni négative) sur le contrôle de la posture (McDaniel et coll., 2018). Plusieurs différences méthodologiques pourraient expliquer les résultats contradictoires. Tout d'abord, lors des tâches de posture, la plupart des études présentaient un bruit blanc ou à bande étroite statique ou en mouvement (Rumalla et coll., 2014; Vitkovic et coll., 2016) ou n'avaient que le bruit ambiant de présent (Shayman et coll., 2017, Negahban et coll., 2017). Cependant, McDaniel et coll. (2018) ont utilisé un bruit de babillage (*babble noise*), ce qui présente des disparités importantes au niveau psychoacoustique comparativement à un bruit blanc ou à un bruit de bande étroite. Cette différence peut donc rendre la comparaison des résultats difficile. De plus, la majorité des autres études rapportées se sont simplement assurées d'éliminer les participants avec des antécédents de vertige ou perte d'équilibre ou ont même omis d'inclure une telle vérification (Lacerda et coll., 2012; Rumalla et coll., 2014; Stevens et

al., 2016; Negahban et coll., 2017; McDaniel et coll., 2018). Sachant qu'une atteinte conjointe auditive et vestibulaire est fréquente, il est nécessaire d'évaluer en détail la fonction vestibulaire des participants. À notre connaissance, une seule étude a évalué objectivement (à l'aide de l'évaluation calorique) la fonction vestibulaire des participants (Vitkovic et coll., 2016). Cette étude propose que les personnes avec surdité bénéficient des appareils auditifs pour le contrôle de la posture. Cependant, les personnes ayant une atteinte conjointe (auditive et vestibulaire) semblaient en bénéficier davantage. Par contre, une limite importante de cette étude est que le groupe avec atteinte auditive isolée et le groupe avec atteinte auditive conjointe (auditive et vestibulaire) ne présentent pas des seuils auditifs comparables. En effet, le groupe présentant le plus d'amélioration (groupe avec atteinte vestibulaire et auditive) présente une perte auditive significativement inférieure. Il demeure donc toujours difficile de départager l'influence d'une atteinte vestibulaire et auditive en lien avec le bénéfice du port d'appareils auditifs dans le contrôle de la posture (**voir objectif spécifique 3**).

### *1.5.2 Implant cochléaire et posture*

L'implant cochléaire est un système permettant de rétablir, du moins partiellement, l'audition chez les personnes atteintes d'une surdité sévère à profonde (Gaylor et coll., 2013). Il est possible de croire, étant donné la grande proximité entre le système vestibulaire et la cochlée, que l'implantation cochléaire puisse engendrer des dommages au système vestibulaire périphérique. En effet, des études histopathologiques ont analysé l'os temporal d'humains ayant reçu un implant cochléaire unilatéral et comparé ces observations à l'os temporal controlatéral à l'oreille implantée. Les résultats suggèrent des atteintes spécifiques à l'implantation cochléaire observée au niveau du système vestibulaire telles que : la perte de liquide périlymphatique, une

inflammation en réaction à un corps étranger, une fistule périlymphatique post-chirurgicale, un hydrops endolymphatique (Tien et coll., 2002; Handzel et coll., 2006). De plus, Handzel et ses collaborateurs (2006) ont révélé que le saccule et l'utricule sont les structures les plus fréquemment atteintes lors de la chirurgie (63 % et 27 % respectivement) suivi par les canaux semi-circulaires (10 %).

Les déficits structurels étant bien établis, plusieurs études se sont intéressées à identifier les déficits fonctionnels post-implantation cochléaire au niveau des canaux semi-circulaires en utilisant la méthode d'évaluation calorique. Ils ont constaté qu'entre 29 % à 72 % des sujets démontrent une augmentation ou une apparition d'un déficit calorique du côté de l'oreille implantée (Buchman et coll., 2004; Krause et coll., 2009; Robart et coll., 2014). Le test d'impulsion de la tête chez les porteurs d'implant cochléaire s'est effectué à l'aide des deux techniques objectives: le « scleral search coil » et le vHIT. Les résultats ne suggèrent aucun changement au niveau de la fonction des canaux latéraux ni verticaux (Migliaccio et coll., 2005; Melvin et coll., 2009; et Jutila et coll., 2013). À notre connaissance, une seule étude a étudié la fonction du canal latéral à l'aide du vHIT supportant les études précédentes ayant utilisées le « scleral search coil » (Batuecas-Caletrio et coll., 2015).

D'autres études ont documenté des changements au niveau des organes otolithiques à l'aide de la mesure VEMP. En effet, les études suggèrent qu'entre 30 % et 59 % des patients présentent une réduction/disparition de la réponse cVEMP post-implantation (Jin et coll., 2006; Katsiari et coll., 2013 ; Robard et coll., 2014). De façon intéressante, certains auteurs ont comparé les réponses cVEMP lorsque le processeur est allumé vs fermé et suggèrent une

possible contribution électrique de l'implant cochléaire lors de la mesure cVEMP avec le processeur en position allumée (Basta et coll., 2008). Cependant, d'autres études ne sont pas en mesure de supporter ces observations (Jin et coll., 2006 ; Xu et coll., 2014). Plus spécifiquement, Xu et coll. (2014) ont été les seuls à s'intéresser à la fonction utriculaire post-implantation cochléaire par le biais du oVEMP. Cette étude démontre une réduction significative post-implantation du taux de réponse similaire lorsque l'implant est en position fermée [cVEMP (32%) et oVEMP (12.9%)] que lorsque le processeur est allumé, [cVEMP (34.8%) et pour le oVEMP (19.2 %)] suggérant que la réduction de la réponse oVEMP post-implantation cochléaire est liée au dommage otolithique et que la stimulation électrique ne compensent pas significativement.

Au niveau postural, plusieurs études ont tenté de mesurer l'impact de l'implantation cochléaire sur les différents paramètres de posture, mais les résultats divergent. En effet, alors que certains auteurs suggèrent que l'implantation cochléaire a un impact positif sur le contrôle de la posture (Cushing et coll., 2008; Mazaheryazdi et coll., 2017; Shayman et coll., 2018), d'autres mesures des effets délétères (Stevens et coll., 2014; Ebrahimi et coll., 2016) ou encore ne démontrent aucun impact significatif (Suarez et coll., 2007; Huang et coll., 2011). Ces contradictions résident en partie dans les différences méthodologiques des études. En effet, certaines études ont tenté de voir l'impact à très court terme suivant l'implantation (Stevens et coll., 2014), alors que la majorité ont étudié l'impact chez des participants après une plus longue période suivant l'implant (Suarez et coll., 2007; Cushing et coll., 2008; Huang et coll., 2011; Mazaheryazdi et coll., 2017). Par ce fait, il est possible que les effets délétères soient observés seulement à court terme suivant l'implantation. De plus, certaines études ont comparé

l'influence de l'implant cochléaire alors qu'il était en position allumée comparativement au moment où l'implant est éteint (Suarez et coll., 2007; Cushing et coll., 2008; Huang et coll., 2011; Mazaheryazdi et coll., 2017; Shayman et coll., 2018). La majorité de ces études observent un effet positif lorsque l'implant est en fonction comparativement à lorsque l'implant est en position fermée (Cushing et coll., 2008; Mazaheryazdi et coll., 2017; Shayman et coll., 2018). Ceci pourrait suggérer un apport de l'information auditive dans le contrôle de la posture (Shayman et coll., 2018), alors que d'autres suggèrent aussi une contribution électrique de l'implant cochléaire (Cushing et coll., 2008; Mazaheryazdi et coll., 2017).

Finalement, une autre différence possible est liée à l'influence de la fonction vestibulaire pré-implantation. En effet, sachant que jusqu'à 70% des patients avec surdité congénitale peuvent présenter une atteinte vestibulaire conjointe, que les participants étudiés avaient majoritairement un implant unilatéral et que les études suggèrent que l'implantation cochléaire affecte le fonctionnement normal du système vestibulaire, il est nécessaire de se questionner s'il est possible de minimiser l'impact délétère de l'implantation cochléaire sur la posture. À notre connaissance, une seule étude s'est intéressée au choix de l'oreille implantée et à son impact sur le sentiment de handicap. Parmar et coll. (2012) voulait démontrer l'impact d'implanter l'oreille avec la meilleure fonction vestibulaire sur le sentiment de handicap perçu en lien avec les étourdissements. Cette étude suggère qu'il n'y aurait aucune différence significative mesurée par le *Dizziness Handicap Inventory* post-implantation peu importe que l'oreille implantée, soit celle avec la meilleure ou la plus faible fonction vestibulaire. Cependant, plusieurs problèmes méthodologiques sont à rapporter. Tout d'abord, cette étude définit la meilleure fonction vestibulaire uniquement sur la réaction calorique la plus forte. Cette classification est



questionnable étant donné que la méthode d'évaluation calorique est très controversée. De plus, cette étude sépare le groupe en deux : A) ceux avec la moins forte réaction calorique implantée et ceux ayant une réaction calorique symétrique pré-implantation B) oreille avec la plus forte réaction calorique implantée. Cette façon de diviser les groupes induit un biais puisqu'il est connu que l'implantation cochléaire engendre un déficit vestibulaire et donc le fait de jumeler le groupe avec une réaction symétrique pré-implantation avec ceux ayant reçu l'implant à l'oreille avec la plus faible réaction calorique risque d'augmenter artificiellement le score au DHI du groupe A. Par ce fait, la différence entre les groupes au DHI post-implantation pourrait être nivelée. De plus, cette étude n'évalue que le DHI post-implantation cochléaire et aucune autre mesure vestibulaire ou posturale n'a été effectuée. Une étude devrait donc permettre d'évaluer l'impact de l'implantation cochléaire à l'oreille saine, comparativement à l'oreille affectée sur les différents paramètres de posture (**voir objectif secondaire 4**).

## Chapitre 2 - Objectifs et hypothèses

L'objectif général de la thèse était d'évaluer le rôle de l'audition sur le contrôle de la posture. Plus spécifiquement, les deux premiers articles de cette thèse s'intéressaient à l'impact d'une privation auditive sur le contrôle de la posture auprès de deux groupes, soient respectivement les normaux entendants et les personnes avec surdité congénitale sans implant cochléaire. De plus, deux autres études avaient pour objectif d'évaluer l'influence du rétablissement de l'audibilité via le port d'appareils auditifs et via l'implant cochléaire sur le contrôle de la posture.

La première étude avait pour objectif spécifique d'évaluer l'influence d'une réduction de l'information auditive sur le contrôle de la posture chez les normaux entendants. Plus particulièrement, cette étude visait à mesurer l'impact d'une réduction de l'information auditive sur le poids sensoriel accordé aux différents sens durant une tâche de posture. En effet, tel que recensé précédemment, il a été suggéré que l'apport de l'audition soit plus important lorsque certains sens sont réduits (Kanegaonkar et coll., 2012; Vitkovic et coll., 2016). Sachant que la vision est connue pour avoir un rôle crucial suite à une perte sensorielle, il était attendu que la perte auditive temporaire induite chez les participants ayant une bonne audition, aurait pour effet d'augmenter la dépendance visuelle pour le maintien de la posture.

La deuxième étude avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une perte auditive congénitale sur le poids sensoriel accordé aux différents sens lors d'une tâche de posture. Plus spécifiquement, tel que recensé précédemment, les études suggèrent une différence de performance posturale plus importante lorsque l'apport de la proprioception/vision est réduit

(Suarez et coll., 2007; Cushing et coll., 2008; de Sousa et coll., 2012; Cushing et coll., 2013; Melo et coll., 2015; Ebrahimi et coll., 2017; Sokolov et coll., 2019). De plus, sachant que certaines études proposent une importante réorganisation somatosensorielle dans le cortex auditif des personnes avec surdité congénitale (Karns et coll., 2012), il est possible de poser l'hypothèse qu'une plus grande dépendance somatosensorielle sera observée chez les personnes avec atteinte auditive congénitale.

La troisième étude avait pour objectif de comparer l'influence du rétablissement de l'audibilité chez les normaux entendants, les personnes sourdes sans atteinte vestibulaire et les personnes sourdes avec atteinte vestibulaire. L'objectif secondaire de cette étude visait à comparer l'influence du rétablissement de l'audibilité sur le poids sensoriel accordé chez les individus avec atteinte auditive congénitale lors d'une tâche posturale. En lien avec l'étude de Vitkovic et coll. (2016), il est possible de poser l'hypothèse que le rétablissement de l'audibilité sera davantage bénéfique pour le groupe ayant une atteinte conjointe (auditive et vestibulaire). De plus, il est attendu que les indices auditifs améliorent la posture en réduisant la dépendance somatosensorielle chez ce même groupe.

Finalement, la quatrième étude avait pour objectif d'investiguer l'impact de l'implantation cochléaire unilatérale sur le contrôle de la posture en relation avec la fonction vestibulaire complète pré-chirurgie. En lien avec la littérature décrite précédemment, il est possible de poser l'hypothèse que les participants recevant l'implant cochléaire dans la seule oreille ayant un système vestibulaire sain, auront un contrôle de la posture inférieur à ceux ayant reçu l'implant dans l'oreille présentant une atteinte vestibulaire pré-chirurgie.

## Chapitre 3- Méthodologie

Les études présentées dans cette thèse utilisent une méthodologie similaire afin de répondre aux objectifs énumérés dans le chapitre précédent. Afin de faciliter la compréhension des études et leur reproductibilité, le présent chapitre décrira en détails les participants et les outils de mesure utilisés pour l'évaluation de la fonction vestibulaire et postural.

### 3.1 Participants

Afin d'avoir une vue de l'ensemble des différents participants sélectionnés pour chacune des études, un tableau récapitulatif a été inclus (**voir Annexe II**). L'ensemble des participants décrit dans ce tableau ont été évalués par le candidat et aucun ne provenaient d'une banque de donnée préexistante. Parmi l'ensemble des participants contrôles évalués (45) lors des quatre études, seulement 8 participants ont participé à plus d'une étude (maximum 2 études différentes). Lorsque c'était le cas, les participants devaient refaire l'ensemble des évaluations (auditives, vestibulaires et posturales). Pour ce qui est des participants avec atteinte auditive, seulement 5 participants sur le 27 évalués ont participé à plus d'une étude (maximum 2 études différentes).

### 3.2 Protocole d'évaluation vestibulaire

Afin de permettre d'évaluer l'ensemble des différentes structures du système vestibulaire périphérique, nous avons choisi d'inclure le video head impulse test (vHIT) pour l'évaluation des 6 canaux semi-circulaires, le (cVEMP) pour l'évaluation des saccules et le oVEMP pour l'évaluation des utricules. Les procédures générales à chacune des évaluations est décrite ci-haut (voir section 1.2). Afin que l'un des participants soit défini comme ayant une atteinte

vestibulaire, il était nécessaire qu'il montre une atteinte à au moins l'une des structures vestibulaires, tel que démontré par le vHIT et/ou le VEMP. Pour le vHIT, une atteinte était définie comme un gain inférieur ou égal à 0.79 pour les canaux horizontaux et un gain inférieur à 0.69 pour les canaux verticaux (Curthoys et al., 2016). De plus, le faible gain doit être accompagné de la présence de saccades (Halmagyi et al., 2017). Les critères d'atteinte au VEMP étaient définis soit par l'absence d'une onde et/ou par l'absence de reproductibilité de l'onde évoquée tel que décrite par Rosengren et al. (2010).

### 3.3. Protocole d'évaluation de la posture

L'évaluation du contrôle de la posture statique s'est effectuée selon le protocole du *modified Clinical Sensory Intergration and Balance* (mCTSIB) qui permet de moduler certains sens impliqués dans le contrôle de la posture (Cohen, 1993). Ce protocole comprend quatre différentes conditions de posture soit : A) yeux ouverts sur une surface ferme B) yeux fermés sur une surface ferme C) yeux ouverts sur un coussin D) yeux fermés sur un coussin (Marioni et coll., 2013). Les participants avaient l'instruction de placer les pieds à la largeur des hanches et de demeurer le plus stable possible. Lorsqu'ils avaient les yeux ouverts, ils devaient fixer un point qui était préalablement installé à la hauteur des yeux. Lorsque les yeux étaient fermés, ils devaient fixer un point imaginaire droit devant. Lors de ces différentes conditions de posture, l'enregistrement du déplacement du CoP était effectué par une seule plateforme de force (Accusway, AMTI, USA) avec une fréquence d'échantillonnage de 50Hz. Chacune des conditions était répétée trois fois et chacun des essais avait une durée de 60 secondes. L'ensemble de ces paramètres était basé sur le protocole recommandé par Rugelj et al. (2015).

L'enregistrement et l'analyse du déplacement du centre de pression était effectué à l'aide du logiciel Balance Clinic (AMTI, USA). Deux variables du CoP ont été choisies pour leur bonne fidélité test-retest (Rugelj et al., 2015) ainsi que pour leur association au risque de chute (Thapa et al., 1996; Piirtola et al., 2008). Les variables du CoP qui ont été choisies pour les différentes études sont l'aire de la surface de l'ellipse de confiance (95%) et la vitesse moyenne de déplacement. L'aire de la surface de l'ellipse de confiance (95%) représente la surface de l'ellipse couvrant 95% des points du CoP. La vitesse moyenne pour sa part représente la vitesse moyenne du déplacement total. Les variables sont définies mathématiquement par le logiciel selon les formules suivantes :

L'aire de la surface de l'ellipse de confiance (95%) :

$$\text{Tr } \frac{jF * (x^2sd + y^2sd + D) * jF * (x^2sd + y^2sd - D)}{F = 3.00}$$

où :

$$D = \frac{j(x^2sd + y^2sd)^2 - 4 * (x^2sd * y^2sd - oxy)}{Vitesse moyenne de déplacement :}$$

$$\frac{\text{Excursion totale}}{\text{temps total}}$$

Lors de la tâche du contrôle de la posture, un bruit rose à niveau confortable généré par un haut-parleur (Sound Source Type 4224, Bruel & Kjaer, Denmark), était situé à 1 mètre derrière le participant. Lorsque les participants portaient des protecteurs auditifs ou ne portaient

pas leur aide auditive, aucun participant n'a rapporté entendre le son, bien qu'il était présent afin de garder les mêmes conditions.

Finalement, lors de la tâche de posture, tous les participants devaient compter à rebours à voix haute en débutant à mille. Ceci était demandé puisqu'il est suggéré que de porter attention au contrôle moteur durant posture statique (qui est généralement automatique) peut affecter le contrôle de la posture (Wulf et al., 2001 ; Uiga et al., 2018). À cette fin, une tâche cognitive différente de la tâche principale permet de réduire l'attention portée au contrôle de la posture afin de la rendre plus automatique ce qui aurait pour effet de l'améliorer. (Wulf et al., 2001; Jehu et al., 2015).

## **Chapitre 4 (Étude 1)**

### **Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults**

Maxime Maheu, Andréanne Sharp, Simon P. Landry, François Champoux

Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie, C.P. 6128,  
Succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, Canada, H3C 3J7

Publié dans *Gait and Posture* (2017), 53, 151-154. [doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.015](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.015)



#### 4.1 Abstract

We maintain our balance using information provided by the visual, somatosensory, and vestibular systems on the position of our body in space. Recent evidence has suggested that auditory input also plays a significant role for postural control, yet further investigations are required to better understand the contributions of audition to this process in healthy adults. To date, the process of sensory reweighting when auditory cues are disturbed during postural control has been overlooked. The aim of this study is to determine the impact of hearing protection on sensory reweighting for postural control in healthy adults. For this, we studied 14 healthy adults on a force platform using four different postural conditions either with or without attenuation of auditory cues. Our results suggest that disturbing auditory cues increases the reliance on visual cues for postural control. This is the first study to demonstrate such a sensory reweighting occurs in the event of a sudden disturbance of auditory cues in healthy adults.

Keywords: Postural control; Sensory reweighting; Balance; Hearing protectors

## 4.2 Introduction

We are able to maintain balance through the use of information of our body orientation in space provided by the visual, somatosensory and vestibular systems (Johansson & Magnusson, 1991). It has been suggested that information from each sensory system is attributed a different weight. In healthy individuals, somatosensory information is believed to contribute significantly more to postural control than vestibular and visual input (Peterka, 2002; Asslander & Peterka, 2014).

Recently, it has been suggested that auditory information could play a role in postural control (Dozza et coll., 2007; Hegeman et coll., 2005). However, the impact of auditory deprivation in healthy controls on postural control has yet to receive widespread investigation (Kanegaonkar et coll., 2015; Vitkovic et coll., 2016). For instance, Vitkovic et coll. (2016) observed a trend that sway was larger when participants were wearing earplugs as opposed to being exposed to a stationary sound. However, the methodology used did not allow the authors to demonstrate if a shift in sensory weighting occurred between these two auditory conditions. The aim of the present study is to determine the impact of an absence of auditory cues on sensory reweighting during a postural control task for healthy adults. We hypothesise that reducing auditory input through hearing protection will lead to an increased visual dependency, as vision is known to play an early role in postural control after sensory loss (Yoneda & Tokumasu, 1986).

## 4.3 Method

We assessed 14 healthy adults (10 women; 4 men) with a mean age of 32.77 ( $\pm 15.46$ ). All participants declared no history of vertigo/unsteadiness or hearing loss. Exclusion criteria for

both groups were: history of diabetes, history of head trauma, history of cervical disorders, history of neurological disorders, uncorrected vision impairment and body weight over 159 kg.

The hearing thresholds of participants were determined using an audiometer (Astera, GN Otometrics, Denmark). A comprehensive peripheral vestibular assessment included an evaluation of all six semi-circular canals using the video head impulse test (Eyeseecam, Interacoustics, Denmark), an evaluation of both saccules with the cervical vestibular evoked myogenic potential (Eclipse EP-25/VEMP, Interacoustics, Denmark) and an evaluation of both utricles using ocular vestibular evoked myogenic potential (Eclipse EP-25/VEMP, Interacoustics, Denmark).

All participants were assessed using the modified clinical test sensory interaction and balance (mCTSIB) on the force platform (Accusway, AMTI, USA) with or without hearing protectors. We used double hearing protection (E-A-R™ earplug and Safeco 290) to maximize sound attenuation. During the platform evaluation, a pink noise (100Hz to 4kHz) at comfortable level was presented in the room through a speaker (Sound Source Type 4224, Bruel & Kjaer, Denmark) placed one meter behind the participant. All participants reported that they were unable to hear the noise when wearing hearing protectors.

Sway area and sway velocity derived from recordings of the center of pressure (CoP) were evaluated due to their association with increased risks of falls (Kalron, 2013). The mCTSIB was used as it isolates the different sensory components (vision, somatosensory, vestibular) for balance (Cohen et coll., 1993). For the mCTSIB, the participants stood in four different postural conditions (**Figure 1A-D**): A) Eyes open on a firm surface, B) Eyes closed on a firm surface,

C) Eyes open on foam, D) Eyes closed on foam. The foam pad (AIB Balance Foam, AIB, USA) measures 24 inches by 12 inches by 6 inches and is standardized to a maximum weight of 159 kg. Each sensory condition was repeated four times and the median value of each condition for every participant was retained. Each trial lasted 60 seconds, during which the participant was requested to count backward starting from a thousand, as a cognitive task can be beneficial for posture (Jehu et al., 2015).

Two separate repeated measure ANOVAs were performed, one with the sway area and the other with the sway velocity. The ANOVAs were between the two auditory conditions (with hearing protection; without hearing protection) and the four postural conditions (eyes open on a firm surface; eyes closed on a firm surface; eyes open on soft surface; eyes closed on a soft surface).

Sensory weighting was calculated using a formula described by Norre (1993). In this formula, condition A is used as a reference since all available sensory modalities are available to maintain posture. Other conditions are used to examine the impact of each specific modality on postural control. The impact of visual information was evaluated by subtracting the sway parameters (sway area and sway velocity) of condition B (eyes closed on the firm surface) from condition A (eyes open on the firm surface). The impact of somatosensory information was evaluated by subtracting the sway parameters (sway area and sway velocity) of condition C (eyes open on foam) from condition A (eyes open on the firm surface) One-way ANOVAs were performed using sway area and velocity for the two auditory conditions and the two sensory weights (visual; somatosensory).

#### 4.4 Results and Discussion

Results from the repeated measure analysis for sway area revealed a significant effect of the postural condition  $F(3,39)=141.869$ ,  $p<0.001$  and no significant effect of auditory conditions  $F(1,13)=0.622$ ,  $p=0.445$ . There was no significant interaction between auditory and postural conditions using sway area  $F(3,39)=1.208$ ,  $p=0.319$ . (**Figure 2A**). Results from the repeated measure analysis for sway velocity revealed a significant effect of the postural condition  $F(3,39)=65.363$ ,  $p<0.001$  and no significant effect of auditory conditions  $F(1,13)=1.193$ ,  $p=0.295$ . There was no significant interaction between auditory and postural conditions using sway velocity  $F(3,39)=1.269$ ,  $p=0.298$  (**Figure 2B**).

Analysis of the sensory reweighting revealed significant differences when hearing protectors were worn. A significant  $F(1,26)=6.278$ ,  $p=0.019$  visual effect was observed as compared to the hearing condition for the sway area (**Figure 3**). However, no significant differences were observed for the proprioceptive effect  $F(1,26)=1.763$ ,  $p=0.699$  between the two auditory conditions. When analysing sway velocity neither the visual effect  $F(1,26)=0.087$ ,  $p=0.771$  nor the proprioceptive effect  $F(1,26)=0.929$ ,  $p=0.344$  were significantly different between auditory conditions. These results seem to be contrary to Vitkovic et al. (2016) findings, observing a significant difference between sound and no-sound conditions. However, they revealed a significant difference only between ambient and moving sound conditions, not between the stationary white noise and hearing protection conditions. Moreover, Kanegaonkar et al. (2015) revealed significant differences when standing eyes open on foam with hearing protectors as opposed a firm surface without hearing protections in a soundproof room. Since

auditory white noise can reduce postural fluctuations (Ross et al., 2016) the absence of sound in Kanegaonkar et al. (2015) study could explain the differences observed with our results.

Interestingly, our results suggest that for healthy adults, a sensory reweighting occurs in the absence of auditory input. To our knowledge, this is the first study to demonstrate sensory reweighting related to a sudden loss of auditory cues in healthy adults. This process of sensory reweighting is critical for postural control (Horak et al., 1994) and several studies support the presence of this sensory reweighting (Peterka, 2002; Asslander & Peterka, 2014). These results are of particular interest for working in environments requiring the use of hearing protection when considering risk of falls.

#### 4.5 Conclusion

Our results suggest that auditory input plays a significant role in postural control. Moreover, when auditory cues are lost for healthy adults, we observe an increase in visual reliance. To our knowledge, this is the first study suggesting sensory reweighting in healthy adults following loss of auditory cues. Future research needs to examine the effect of hearing loss on posture and evaluate whether there exists a critical period during which auditory input is required for sensory weighting in postural control.

#### 4.6References

Asslander, L., Peterka, R.J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophysiol*, 111(9), 1852-1864.

Cohen, H., Blatchly, C.A., Gombash, L.L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phy Ther*, 73(6), 346-351.

Dozza, M., Horak, F.B., Chiari, L.(2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*, 178(1), 37-48.

Hegeman, J., Honegger, F., Kupper, M., Allum, J.H. (2015). The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback. *J Vestib Res*, 15(2), 109-117.

Horak, F.B., Shupert, C.L., Dietz, V., Horstmann, G.(1994). Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. *Exp. Brain Res*, 100(1), 93-106.

Jehu, D.A., Despons, A., Paquet, N., Lajoie, Y. (2015). Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *Int J Neurosci*, 125(2), 100-106. doi: 10.3109/00207454.2014.907573

Johansson, R., Magnusson, M. (1991). Human postural dynamics. *Crit Rev Biomed Eng*, 18(6), 413-437.

Kalron, A., Achiron, A. (2013). Postural control, falls and fear of falling in people with multiple sclerosis without mobility aids. *J Neurol Sci*, 335(1-2), 86-190.

Kanegaonkar, R.G., Amin, K., Clarke, M. (2015). The contribution of hearing to normal balance. *J Laryngol Otol*, 126(10), 984-988.

Nashner, L.M. (2016). Practical biomechanics and physiology of balance, dans G.P. Jacobson, N.T. Shepard, *Balance Function Assessment And Management* (2nd edition, pp.431-450). San Diego: Plural Publishing.

Norre, M.E. (1993). Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol*, 107(6), 496-501.

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097- 1118.

Ross, J.M., Will, O.J., McGann, Z., Balasubramaniam, R.(2016). Auditory white noise reduces age-related postural fluctuations in balance. *Neurosci Lett*, 630, 216-221. doi: 10.1016/j.neulet.2016.07.060.



Vitkovic, J., Le, C., Lee, S.L., Clarke, R.A. (2016). The contribution of hearing and hearing loss to balance control. *Audiol Neurootol*, 21(4), 195-202.

Yoneda, S., Tokumasu, K. (1986). Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease. *Acta Otolaryngol*, 102(1-2), 87-92.

Figure 4.1

Representation of the four different postural conditions (A-D) and CoP displacement of a participant without hearing protection (light gray lines) and with hearing protection (black lines).

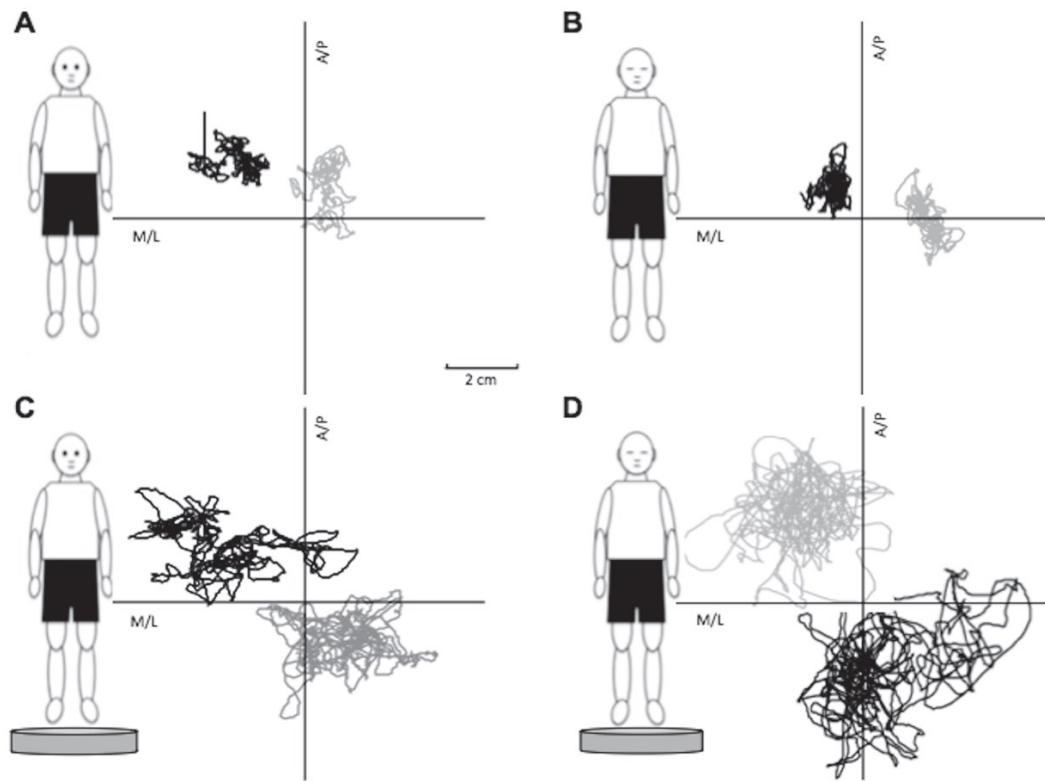


Figure 4.2

EO: Eyes open; EC: Eyes closed; Firm: Firm surface; Foam: Foam pad. Box plot representation of the sway area and sway velocity in different postural conditions. Auditory conditions are represented by the white box (without hearing protection) and gray box (with hearing protection).

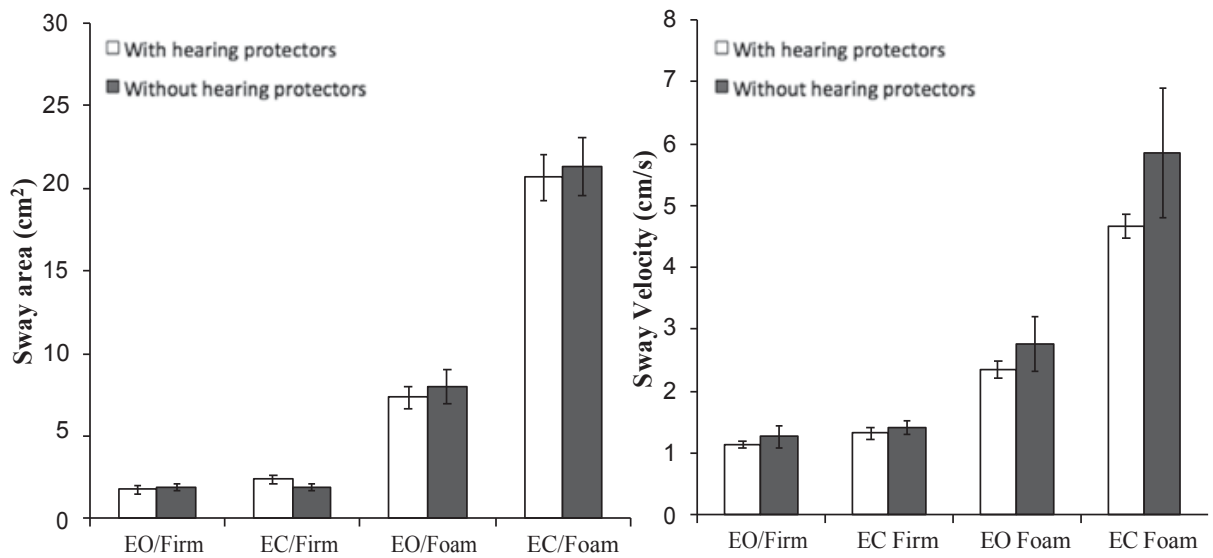
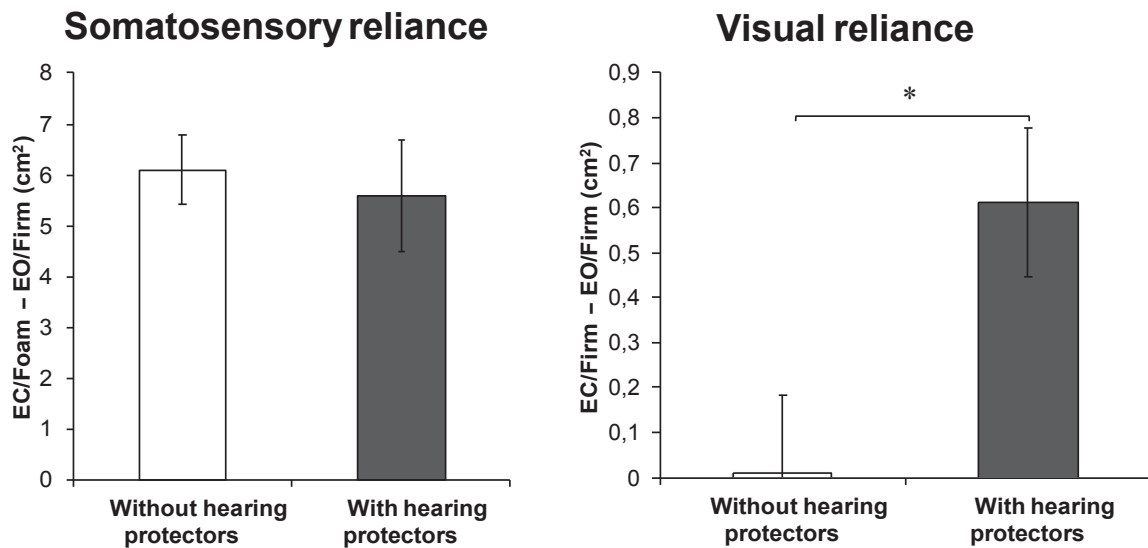


Figure 4.3

Sensory effects for sway area according to the auditory conditions. We can observe a significant difference for the visual effect ( $p = 0.019$ ) when participants are wearing hearing protection. However, no significant difference was observed for the proprioceptive ( $p = 0.699$ ) between the two auditory conditions. Error bars represent the mean standard error.



## **Chapitre 5 (Étude 2)**

### **Congenital deafness alters sensory weighting for postural control**

Maxime Maheu, Andréanne Sharp, Sara Pagé, François Champoux

Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie, C.P. 6128,

Succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, Canada, H3C 3J7

Publié dans *Ear and Hearing* (2017), 38, 767-770. doi: 10.1097/AUD.0000000000000449.

## 5.1 Abstract

**Objective** The aim of this study was to examine sensory reweighting for postural control in congenitally deaf individuals. **Design** We studied 14 controls and 14 deaf age-matched individuals using a force platform and the using mCTSIB protocol. Both groups performed the postural tasks without auditory cues (with hearing protectors for controls or without hearing devices for the deaf). **Results** The results confirmed poorer postural stability in the deaf. More importantly, the data suggest that congenitally deaf individuals rely more on somatosensory information for postural control than controls. **Conclusions** This increased somatosensory reliance may increase postural sway when it comes to more challenging postural conditions.

Keywords: Congenital hearing loss, Postural control, Sensory weighting.

## 5.2 Introduction

Posture is mainly controlled by somatosensory, visual and vestibular information (Chiba et al. 2016). However, it has been suggested that auditory input also influences postural control (Zhong et al. 2013). Several studies revealed that hearing impaired individuals have reduced postural control when somatosensory and visual modalities are disturbed (Suarez et al. 2007). Usually, when one modality is disturbed, a sensory reweighting occurs in order to maintain posture and prevent falling (Pasma et al. 2014). This process is explained by a feedback control model leading to a decreased reliance on the disturbed sensory modality and an increased weighting of the more valid modality (Peterka et al. 2002). For example, Maheu et al. (2017) observed an increase in visual reliance during postural control task in healthy adults wearing hearing protectors. This may suggest a higher reliance on vision in hearing adults when auditory cues are deprived.

To our knowledge, no study has investigated the effect of congenital hearing loss on the sensory reweighting process during postural control. Congenital deafness has been shown to induce functional reorganisation in the central auditory system (Shiell et al. 2015). More specifically, evidences of somatosensory and visual cross-modal reorganization in the auditory cortex of early-deafened adults has been shown (Levanen et al. 1998). These authors showed that vibrotactile stimuli activate auditory regions in the congenitally deaf. Karns et al. (2012) suggested a stronger somatosensory than visual reorganisation in the auditory cortex of early-deafened adults. Therefore, one could speculate that congenitally hearing impaired might be using sensory information differently than controls to maintain posture.

The aim of our study was to measure the effect of congenital hearing loss on sensory weighting for postural control. Based on previous reports on postural control in the deaf, our hypothesis is that the extent of cross-modal changes observed following early deafness result in an increased reliance on somatosensory cues to maintain posture and balance.

### 5.3 Method

We evaluated 14 controls (31.07 years old  $\pm$ 12.20; 4 men and 10 women) and 14 bilateral severe-to-profound congenital sensorineural hearing impaired (38.71 years old  $\pm$  9.78; 5 men and 9 women) participants. Hearing thresholds were determined using an audiometer (Astera, GN Otometrics, Denmark). Mean hearing thresholds (mean of 0.25kHz, 0.5kHz, 1kHz, 2kHz, 3kHz, 4kHz, 6kHz and 8kHz,) for the control group were: 4.83 dBHL ( $\pm$ 1.06) for the right ear and 3.75 dBHL ( $\pm$ 1.62) for the left ear. The hearing-impaired group showed profound bilateral sensorineural hearing loss: 98.13 dBHL ( $\pm$ 5.44) for the right ear and 103.13 dBHL ( $\pm$ 5.96) for the left ear. Comprehensive peripheral vestibular assessment (for a complete description see (annexe III): Maheu et al., 2015) included an evaluation of all six semi-circular canals using the video head impulse test (Eyeseecam, Interacoustics, Denmark), an evaluation of both saccules with the cervical vestibular evoked myogenic potential (Eclipse EP-25/VEMP, Interacoustics, Denmark) and an evaluation of both utricles using ocular vestibular evoked myogenic potential (Eclipse EP-25/VEMP, Interacoustics, Denmark). All controls had normal vestibular function and we observed that 10 out of 14 hearing impaired participants showed at least one vestibular impairment (cVEMP was bilaterally absent in 54% and unilaterally in 7%, oVEMP was bilaterally absent in 64% and vHIT gain was bilaterally reduced in 43%). All participants were assessed using the modified clinical test of sensory interaction and balance (mCTSIB) on a force



platform (Accusway, AMTI, USA) without auditory input (controls with hearing protectors and deaf without hearing devices). We used double hearing protection (E-A-R™ earplug and Safeco 290) for the control group to maximize sound attenuation.

Sway area and sway velocity derived from recordings of the center of pressure (CoP) were evaluated as described by Maheu et al. (2017). The mCTSIB was used to assess the contribution of the different sensory components (vision, somatosensory, vestibular) involved in balance (Cohen et al. 1993). For the mCTSIB, the participants stood in four different postural conditions (**Figure 1A-D**): A) Eyes open on a firm surface, B) Eyes closed on a firm surface, C) Eyes open on foam, D) Eyes closed on foam. Each of the four sensory conditions was repeated four times and the median value of each condition for each participant was retained. Each trial lasted 60 seconds, during which the participant counted backwards starting from a thousand (Jehu et al. 2015).

Two separate repeated measure ANOVAs were performed, one with the sway area and the other with sway velocity. The ANOVAs were between the two groups and the four postural conditions. Post-hoc independent t-test using Bonferroni adjusted alpha level  $p=0.0125$  was performed when appropriate.

A well-known calculation was used to approximate sensory reliance (Norre 1993; Maheu et al. 2017). The possibility to isolate the contribution of a sensory modality is explained by subtracting the condition where all sensory modalities are optimized from the condition with one disturbed sensory modality. The impact of visual information was evaluated by subtracting

the sway parameters of condition A (eyes open on the firm surface) from condition B (eyes closed on the firm surface). The impact of somatosensory information was evaluated by subtracting the sway parameters of condition A (eyes open on firm surface) from condition C (eyes open on the foam). These two calculations were performed once for sway area and once for sway velocity. One-way ANOVAs were performed using sway area and velocity between the two groups and the two sensory weights (visual; somatosensory).

#### 5.4Results

Results from the repeated measure ANOVA with group (deaf; controls) as a between factor and postural conditions as a within factor revealed significant group differences for sway area [ $F(1,26)=7.925$ ,  $p=0.008$ ], suggesting greater sway area for the deaf participants as compared to controls. A significant effect of postural condition was also present [ $F(3,78)=22.12$ ,  $p<0.001$ ]. Moreover a significant interaction between postural condition and group [ $F(3,78)=5.724$ ,  $p=0.022$ ] was found, indicating group-specific differences across conditions. Post-hoc analysis revealed greater sway area for deaf individuals only on condition C (eyes open on foam) [ $t(26)=-3.112$ ,  $p=0.004$ ] and condition D (eyes closed on foam) [ $t(26)=-2.795$ ,  $p=0.01$ ] (Figure 2A).

When analysing for sway velocity, a repeated measure ANOVA with group (deaf; controls) as a between factor and postural conditions as a within factor revealed significant group differences [ $F(1,26)=4.002$ ,  $p=0.009$ ]. This suggests that deaf individuals present greater sway velocity as compared to controls. A significant effect of postural condition was also present [ $F(3,78)=88.129$ ,  $p<0.001$ ]. Moreover a significant interaction between postural condition and group [ $F(3,78)=5.724$ ,  $p=0.01$ ] was observed. Post-hoc analysis did not reveal

greater sway velocity on condition A [ $t(26)=-0.520$ ,  $p=0.607$ ] nor on condition B [ $t(26)=-0.887$ ,  $p=0.383$ ]. A non significant trend revealing greater sway velocity for the deaf group on condition C [ $t(26)=-2.664$ ,  $p=0.013$ ] and condition D [ $t(26)=-2.683$ ,  $p=0.013$ ] could be observed (Figure 2B).

The one-way ANOVA revealed that deaf individuals present a greater reliance on somatosensory cues compared to controls for sway area [ $F(1,26)=9.593$ ,  $p=0.005$ ] (**Figure 3A**) and sway velocity [ $F(1,26)=9.8$ ,  $p=0.004$ ] (**Figure 3B**). No significant difference was observed for visual reliance using either sway area [ $F(1,26)=0.728$ ,  $p=0.401$ ] or sway velocity [ $F(1,26)=0.885$ ,  $p=0.355$ ].

### 5.5 Discussion

These results support previous studies suggesting poorer postural stability in hearing impaired individuals compared to controls (e.g. Suarez et al. 2007). Interestingly, our results further this understanding by suggesting that in the absence of auditory cues, hearing and deaf individuals demonstrate different sensory weighting. The deaf group seems to rely more heavily on somatosensory inputs than the hearing control group which could be compatible with failure of sensory reweighting (Peterka et al. 2002). This is in line with previous studies suggesting somatosensory cross-modal plasticity in the auditory cortex of early-deafened adults (e.g. Levanen et al. 1998, Karns et al. 2012). How congenitally deaf and normal hearing participants uses sensory cues and how effective they are at fusing sensory information may be different. Further research probing the mechanisms of sensory weighting and fusion is warranted.

Vestibular function may also be discussed in relation to the data. A large proportion of congenitally deaf individuals have concomitant vestibular impairment (Buchman et al. 2004), which is observed in our study. Similarly to what has been found in the present study in the congenitally deaf, higher somatosensory weighting has also been suggested in individuals with vestibular impairments (Okumura et al. 2015), although authors did not controlled for concomitant cochlear lesions. Even though, no significant difference for sensory reliance between participants with and without vestibular impairment has been found, we can observe a trend showing a higher somatosensory dependence in deaf with vestibular impairment as opposed to deaf without vestibular impairment (**Figure 3**). The small number of participants without vestibular dysfunction does not allow to draw a definitive conclusion on such an observation. Further studies will need to identify the exact role of auditory input on sensory weighing by controlling for vestibular and hearing impairment. Finally, as recent studies suggested a benefit of hearing aids in postural control for the hearing impaired, it would be of interest for further studies to evaluate the influence of hearing aids on sensory weighting.

## 5.6Conclusion

Our results suggest that congenital deafness alters sensory weighting during postural control. This increased somatosensory reliance may increase postural sway when it comes to more challenging postural conditions.

### 5.7 Acknowledgment

The authors would like to thank their funding source: the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and Fond de Recherche du Québec en Santé (FRQS). The authors would also like to thank Simon P. Landry for his revision of the present manuscript and insightful comments.

## 5.8References

Buchman, C.A., Joy, J., Hodges, A., Telischi, F.F., Balkany, T.J. (2004). Vestibular effects of cochlear implantation. *Laryngoscope*, 114(10), 1-22.

Chiba, R., Takakusaki, K., Ota, J., Yozu, A., Haga, N. (2016). Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neurosci Res*, 104, 96-104. doi: 10.1016/j.neures.2015.12.002.

Cohen, H., Blatchly, C.A., Gombash, L.L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phy Ther*, 73(6), 346-351.

Jehu, D.A., Desponts, A., Paquet, N., Lajoie, Y. (2015). Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *Int J Neurosci*, 125(2), 100-106. doi: 10.3109/00207454.2014.907573

Karns, C.M., Dow, M.W., Neville, H.J. (2012). Altered cross-modal processing in the primary auditory cortex of congenitally deaf adults: a visual-somatosensory fMRI study with a double-flash illusion. *J Neurosci*, 32(28), 9626-9638. doi: 10.1523/JNEUROSCI.6488-11.2012

Levanen, S., Jousmaki, V., Hari, V. (1998). Vibration-induced auditory-cortex activation in congenitally deaf adult. *Curr Biol*, 8(15), 869-871.

Maheu, M., Houde, M.S., Landry, S.P., Champoux, F. (2015). The effects of aging on clinical vestibular evaluations. *Front Neurol*, 6, 205. doi: 10.3389/fneur.2015.00205.

Maheu, M., Sharp, A., Landry, SP., Champoux, F. (2017). Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults. *Gait Posture*, 53, 151-154. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.01.015.

Norre, M.E. (1993). Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol*, 107(6), 496-501.

Okumura, T., Horii, A., Kitahara, T. Imai, T., Uno, A., Osaki, Y., Inohara, H. (2015). Somatosensory shift of postural control in dizzy patients. *Acta Oto-Laryngologica*, 135(9), 925-930. doi:10.3109/00016489.2015.1040172.

Pasma, J.H., Engelhart, D., Schouten, A.C., Van Der Kooij, H., Maier, A.B., Meskers, C.G. (2014). Impaired standing balance: the clinical need for closing the loop. *Neuroscience*, 16, 157-166. doi: 10.1016/j.neuroscience.2014.02.030.

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 88(3), 1097- 1118.

Shiell, M., Champoux, F., Zatorre, R.J. (2015). Reorganization of auditory cortex in early-deaf people: Functional connectivity and relationship to hearing aid use. *J Cogn Neurosci*, 27(1), 150-163. doi: 10.1162/jocn\_a\_00683.

Suarez, H., Angeli, S., Suarez, A., et al. (2007). Balance sensory organisation in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Ped Otorhino*, 71(4), 629-637.

Zhong, X., Yost, W.A. (2013). Relationship between postural stability and spatial hearing. *J Am Acad Audiol*, 24(9), 782-788. doi: 10.3766/jaaa.24.9.3.



Figure 5.1

Representation of the four different postural conditions. Line represents center of pressure displacement of a control participant (light gray lines) and a deaf participant (darker gray lines).

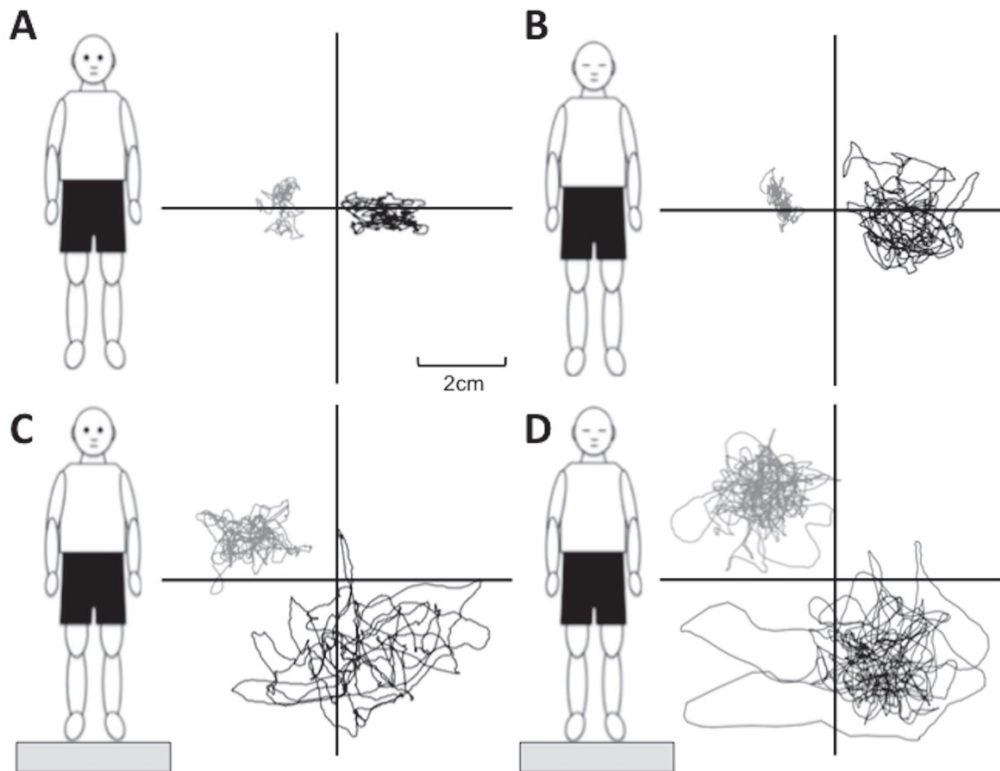


Figure 5.2

Representation of sway area (A) and sway velocity (B) between the two groups across postural control conditions. Deaf (black lines) differ significantly from controls (light grey lines) on condition EO/foam and condition EC/foam for sway area. No significant differences were observed for sway velocity. Error bars represent the standard mean error. EO: Eyes open; EC: Eyes closed; Firm: Firm surface; Foam: Foam pad. \*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.01$

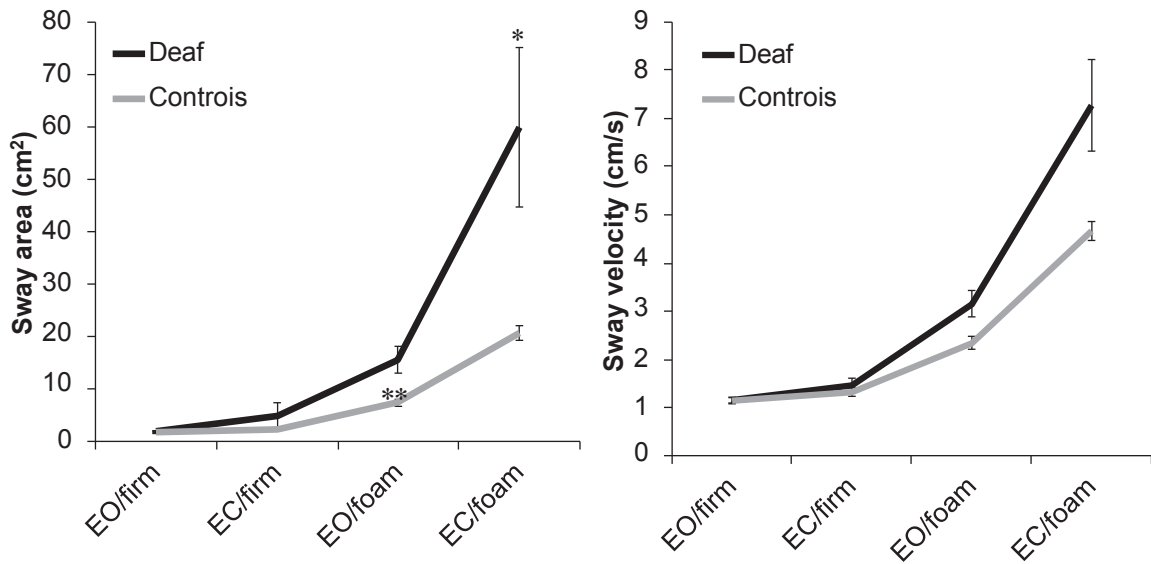
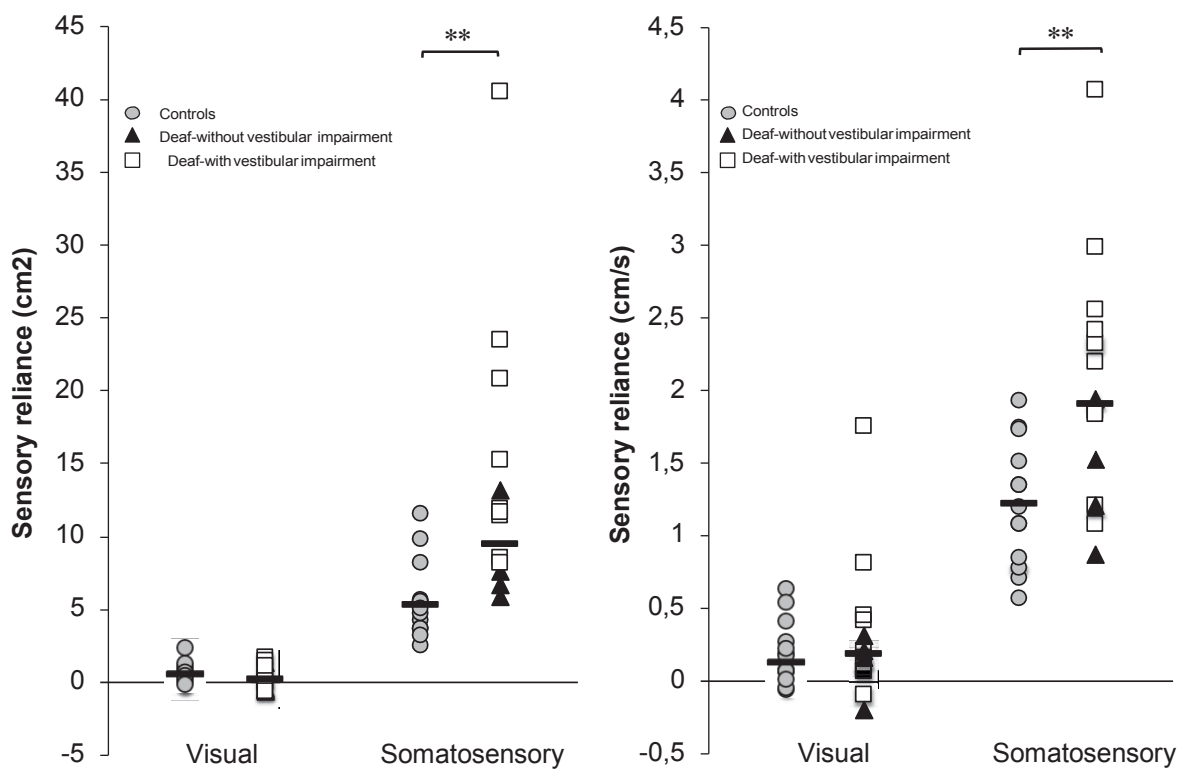


Figure 5.3

Individual data plot for sensory reliance for sway area (A) and sway velocity (B) between groups. A significant difference between deaf and controls for sway area and sway velocity was observed. \*\*  $p < 0.01$



## **Chapitre 6 (Étude 3)**

### **Vestibular function modulates the benefit of hearing aids in hearing impaired individuals during static postural control**

Maxime Maheu, Lydia Behtani, Mujda Nooristani, Marie-Soleil Houde, Audrey Delcenserie,  
Tony Leroux, François Champoux

Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie, C.P. 6128,  
Succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, Canada, H3C 3J7

Publié dans *Ear and Hearing* (2019), [In Press] doi: 10.1097/AUD.0000000000000720

## 6.1 Abstract

**Objectives.** Evaluate the influence of auditory cues on postural sway in normal-hearing individuals (NH), hearing-impaired individuals with vestibular impairment (HIVL) or without vestibular impairment (HI). **Design.** Thirty-two participants received a hearing and a vestibular evaluation (vHIT, oVEMP, cVEMP) and then were separated in three groups (NH, HI, HIVL). All participants had to stand on a force platform in four postural conditions (A:EO/firm; B:EC/firm; C:EO/Foam; D:EC/Foam) under two auditory conditions: with or without auditory cues. **Results.** Results revealed significant difference between HIVL and both HI and NH groups in conditions C and D without auditory cues. Secondly, greater improvement for HIVL compared to NH and HI groups in condition C and D was observed with auditory cues. Finally, somatosensory reliance significantly decreased for the HIVL participants using hearing aids compared to NH and HI. **Conclusion.** Our results suggest that hearing aids benefit for postural control may be modulated by vestibular function.

Keywords: Hearing aids, Postural control, Vestibular, sensory weighting, Auditory spatial landmark.

## 6.2 Introduction

Postural control is a complex task that requires the integration of visual, somatosensory, and vestibular inputs (Cullen et al., 2017). The relative importance of the information from these modalities is dynamic and can change depending on the environment (Peterka et al., 2002; Asslander et al., 2014). Other sensory modalities, such as hearing, have recently drawn attention for their importance in postural control. Indeed, auditory environments can either improve (Easton et al., 1998; Gandemer et al., 2014; Pagnacco et al., 2015; Karim et al., 2018) or worsen (Raper & Soames, 1991; Park et al., 2011) postural control. By eliminating auditory cues, it is possible to better understand the role of auditory input on postural control. To date, only two studies have investigated the influence of reduced auditory input on postural control (Kanegaonkar et al., 2012; Maheu et al., 2017a). In the first investigation, Kanegaonkar et al. (2012) assessed postural control for participants in different auditory conditions (a soundproof room; a normal room; with and without hearing protectors). They found significantly greater sway when participants were standing with eyes open in a soundproof room rather than a normal room. They also found significantly greater sway with participants standing with their eyes open with hearing protectors as opposed to when no hearing protectors were used. A more recent study investigated if sensory reliance could be modulated through a temporary reduction of auditory cues. Maheu et al. (2017a) evaluated normal-hearing participants with and without hearing protectors and found that a reduction in auditory cues heightened visual reliance.

Long-term deprivation of a sensory modality can also modify the relative importance of the remaining inputs in a context of postural control. Indeed, reduced postural control has been reported in hearing-impaired individuals for conditions where somatosensory or visual cues

were reduced or absent (Suarez et al., 2007; Cushing et al., 2008; De Sousa et al., 2012). A recent study by our group found that congenital hearing loss may be associated with an enhanced somatosensory reliance for postural control (Maheu et al., 2017b). These impacts on postural control are reflected by the increased risk of falls observed in hearing-impaired individuals. Lin & Ferruci (2012) observed that even individuals with mild hearing loss are three times more likely to fall than normal-hearing controls. Indeed, their risk of falling increases by 1.4-fold with each 10 dB of hearing loss. This increased risk of fall in hearing-impaired individuals has been suggested to relate to *i*) the presence of concomitant vestibular loss and *ii*) the reduced availability of auditory cues to maintain postural stability (Lin & Ferruci, 2012).

If a strong relationship exists between an increased risk of falls and decreased auditory ability (Lin & Ferruci 2012; Agmon et al., 2017), auditory amplification through hearing aids may be an effective preventative tool. Recent studies have investigated the relationship between hearing aids and postural control. In a study by Rumalla et al. (2015), postural control abilities of 14 hearing-impaired participants were assessed with and without their hearing aids. Their results suggested that hearing aids were useful to improve postural control. These results are supported by similar findings from Vitkovic et al. (2016) and Negahban et al. (2017). Moreover, results from Vitkovic et al. (2016) suggested that patients with greater vestibular deficits derived greater postural benefits from their hearing aids. However, this study did not match hearing thresholds between the groups (hearing impaired and vestibular impaired). Their results suggested a significantly greater influence of hearing aids for the vestibular impaired group, which is the group with better hearing thresholds. Therefore, specific influence of vestibular loss in postural stability in hearing-impaired individuals wearing hearing aids remains unknown.

Moreover, no study has investigated the possibility that wearing hearing aids might trigger a sensory weight shift during a postural task. Indeed, considering that hearing-impaired individuals maintain their postural stability by an increased reliance on somatosensory inputs (Maheu et al., 2017b), the use of hearing aids could reduce this dependence on somatosensory information.

The main objective of the present study was to evaluate the influence of auditory cues on postural sway (sway area; sway velocity) in normal-hearing individuals (NH), hearing-impaired individuals with vestibular impairment (HIVL), and hearing-impaired individuals without vestibular impairment (HI). The secondary objective of the study was to determine the influence of hearing aids (with and without hearing aids) on sensory weighting (visual; somatosensory) during static postural control task in congenital hearing-impaired.

### 6.3 Methodology

#### *6.3.1. Participants*

Thirty-two individuals, 14 normal-hearing individuals (4 men and 10 women;  $M_{age} = 31.07$  years; range: 19-55 years) and 18 with severe to profound sensorineural hearing-impaired participants (7 men and 11 women;  $M_{age} = 38.06$  years; range: 21-60 years), participated in this study. Among the hearing-impaired group, eight individuals had normal vestibular function while 10 individuals had a concomitant vestibular loss. Participants had normal to corrected-to-normal vision, no histories of diabetes, no history of head or cervical (neck) trauma, and no history of neurological disorders. Experimental procedures were approved by the University of



Montreal and the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal research ethics boards. All participants provided informed written consent.

### *6.3.2. Protocol and material*

All participants were administered a hearing test and a comprehensive peripheral vestibular evaluation by a certified audiologist. The hearing test included otoscopy, tympanometry and tonal audiometry using air and bone conduction. For tonal audiometry, an Interacoustics AC40-2003 clinical audiometer along with ER-3A earphones and a Radioear B-71 bone oscillator were used. The frequencies tested include 250 Hz to 8kHz by octave bands with the addition of 3kHz and 6kHz. The air conduction hearing threshold of all 8 frequencies were averaged for the left and the right ear separately. The comprehensive peripheral vestibular evaluation included an assessment of all six semi-circular canals using a video head impulse test (vHIT: Eyesecam, Interacoustics, Denmark), an evaluation of both saccules using cervical vestibular evoked myogenic potentials (cVEMP: Eclipse EP-25/VEMP Interacoustics, Denmark), and an evaluation of both utricles using ocular vestibular evoked myogenic potentials (oVEMP: Eclipse EP-25/VEMP Interacoustics, Denmark). VEMP has been demonstrated to be independent of auditory status (Colebatch et al., 1994). The interpretation of cVEMP and oVEMP results was made per the presence or absence of a replicable wave using a 500Hz tone-burst at 95dBnHL. If the waveform was not absent and/or not replicable, the response was considered abnormal. For the vHIT, a vestibulo-ocular reflex gain (VOR) between 1.0 and .8 was considered typical and lower than .79 was considered abnormal (Halmagyi et al., 2017). Although no Dix-Hallpike was performed, each participant was screened using a thorough case

history to detect a potential BPPV based on the document of the Barany Society (Von Brevern et al., 2015). None of the participants reported symptoms associated with a possible BPPV.

For the experiment, participants were asked to stand on a force platform (Accusway, AMTI) in a well-lit room. Sway area and sway velocity were calculated using centre of pressure recordings (Maheu et al., 2017a; Maheu et al. 2017b). The contribution of the different sensory modalities (vision; somatosensory; vestibular) in postural control was assessed using the modified clinical test of sensory integration in balance mCTSIB (Cohen et al., 1993). The mCTSIB consists of four different postural conditions: (A) eyes open on a firm surface, (B) eyes closed on a firm surface, (C) eyes open on foam, and (D) eyes closed on foam. Each of these four sensory conditions was repeated three times, and the median sway area and sway velocity of each trial were retained for analysis. While in the different postural conditions, the participants were asked to stand with their feet shoulder-width apart and with their arms at their sides. Each trial lasted 60 seconds, during which the participant counted backwards starting from one thousand. This was done to standardize the trials, as it has been previously demonstrated that a cognitive task may influence posture (Jehu et al. 2015). Pink noise (100 Hz-4 kHz) was presented in the room through a speaker placed one meter behind the participant (Sound Source Type 4224, Bruel & Kjaer, Denmark). The sound intensity at the patient's head was set at a comfortable level, varying between 56 dB SPL and 65 dB SPL. The control group was assessed under two auditory conditions: either without hearing protection or with both earplugs and earmuffs (E-A-RTM earplug; Safeco 290). Double hearing protection was used to simulate the condition without hearing aids in the hearing-impaired group. The hearing-impaired group was assessed under two auditory conditions: either with or without their bilateral

hearing aids. Auditory conditions were presented in a pseudo-random order so that half of the participants started with auditory input (without hearing protections or with hearing aids) and the other half started without auditory input (with hearing protections or without hearing aids). None of the participants reported hearing the auditory stimulus in the condition without auditory input, and all reported hearing the stimuli in the condition with hearing aids or without hearing protectors.

### 6.3.3 Analyses

First, separate multivariate analyses of variance (MANOVAs) were performed for sway area and sway velocity to evaluate the influence of auditory input on the different postural control conditions (A/B/C/D) between the three groups (NH/HI/HIVL). When appropriate, post-hoc analyses using a Bonferroni correction were performed between three groups (NH/HI/HIVL), and the four postural conditions, to determine which conditions differed between groups.

Secondly, the improvement due to auditory input was calculated using the following formula:

[postural condition without auditory input - postural condition with auditory input]

Note that a result of zero means that there is no difference with or without auditory input.

A positive result would mean that auditory input improves postural control whereas a negative result would mean that postural control is worsened by auditory input. To analyze sensory reliance, a repeated measures ANOVA between three groups (NH/HI/HIVL) within four postural conditions (A/B/C/D). Post-hoc analyses using Bonferroni correction factor were

performed, when appropriate, to identify which groups differed on which postural condition.

Finally, to calculate sensory reliance, the following formula was used for sway area and sway velocity (Maheu et al., 2017a; Maheu et al., 2017b; Norre, 1993) where AI means auditory input:

1) Somatosensory reliance

$[(\text{condition C without AI} - \text{condition A without AI}) - (\text{condition C with AI} - \text{condition A with AI})]$

2) Visual reliance

$[(\text{condition B without AI} - \text{condition A without AI}) - (\text{condition B with AI} - \text{condition A with AI})]$

For these analyses, a result of zero suggests no impact of auditory input to the sensory dependence. A positive result suggests less reliance on the sensory modality in the presence of auditory input. A negative result suggests an increased reliance on the sensory modality in the presence of auditory input.

To analyze sensory reliance, a 3 X 2 ANOVA was performed, comparing the three groups (NH/HI/HIVL) on sensory reliance (somatosensory/visual). Post-hoc analyses using a Bonferroni correction factor were performed when appropriate.

## 6.4 Results

Results from the hearing test confirmed normal auditory thresholds for NH participants ( $M_{\text{right ear}}$ : 4.61 dBHL;  $M_{\text{left ear}}$ : 4.02 dBHL). Similarly, results from vHIT, cVEMP, and oVEMP confirmed normal vestibular function for NH participants. Results from the hearing test confirmed that HI participants had profound bilateral sensorineural hearing loss ( $M_{\text{right ear}}$ : 101.25 dBHL;  $M_{\text{left ear}}$ : 108.54 dBHL). Results from vHIT, cVEMP, and oVEMP confirmed normal vestibular function for HI participants. Results from the hearing test confirmed that HIVL participants had profound bilateral sensorineural hearing loss ( $M_{\text{right ear}}$ : 108.05 dBHL;  $M_{\text{left ear}}$ : 101.50 dBHL). Results from the vestibular evaluation with vHIT, cVEMP, and oVEMP confirmed that every HIVL participant had at least one abnormal vestibular function. Of the ten HIVL participants, eight (80%) had no cVEMP (six unilaterally; two bilaterally), six (60%) had no oVEMP (two unilaterally; four bilaterally), and two (20%) had reduced VOR gain (lateral semi-circular canals bilaterally reduced VOR; vertical semi-circular canals reduced VOR). There was no statistically significant difference between hearing thresholds for the HI and HIVL groups (**Figure 1**).

The first MANOVA (**Figure 2**) assessed differences between groups for the different postural conditions (A/B/C/D) and auditory conditions (with or without auditory cues). This analysis revealed a significant group effect [ $F(16,38) = 2,097$ ;  $p = .031$ , Trace de Pillai=0.938,  $ri^2=.469$ ] of sway area. "The groups differed only in conditions without auditory cues: condition C [ $F(2,25) = 4.243$ ;  $p = .026$ ,  $ri^2=.253$ ] and condition D [ $F(2,25) = 5.48$ ;  $p = .011$ ,  $ri^2=.305$ ]. Post-hoc analysis using a Bonferonni correction revealed significant differences between NH and HIVL ( $p = .022$ ) for condition C. Significant differences were observed between NH and HIVL

( $p=.012$ ) and HI and HIVL ( $p=.035$ ) for condition D." No significant difference was observed between the NH and HI groups for condition C ( $p = 1.00$ ) and condition D ( $p = 1.00$ ). No significant difference of sway velocity was observed between groups for any postural condition.

The second MANOVA assessed differences between groups on different postural conditions (A/B/C/D) in the different auditory conditions (with or without auditory cues) using sway velocity. This analysis did not reveal a significant difference between groups [ $F(16,38) = .673$ ;  $p = .802$ , Trace de Pillai=0.441,  $\eta^2=.221$ ].

The repeated-measure ANOVA comparing the three groups using sway area (**Figure 3**) revealed a significant group effect [ $F(2, 29)=8.815$ ;  $p=.001$ ] as well as a significant group by posture interaction [ $F(6,87)=6.071$ ;  $p=.004$ ]. Post-hoc analysis using a Bonferroni correction factor revealed greater improvement for the HIVL group as opposed to NH group in condition C ( $p=.016$ ) and in condition D ( $p=.019$ ). It also revealed greater improvement for the HIVL group as opposed to HI group for condition C ( $p=.013$ ) and condition D ( $p=.004$ ). No significant difference was found between the NH and the HI groups on any postural condition. The results from the repeated measures ANOVA comparing the three groups using sway velocity did not reveal any significant group effect [ $F(2,29)=1.209$ ;  $p=.313$ ] or any significant interaction [ $F(6,87)=1.080$ ;  $p=.356$ ].

The results of the 3 X 2 ANOVA between groups (NH/HI/HIVL) for sensory reliance (somatosensory/visual) using sway area (**Figure 4**) revealed that the groups differed significantly for somatosensory dependence [ $F(2,31)=6.980$ ,  $p=.003$ ], but not for visual

dependence [ $F(2,31)= 1.322, p=.282$ ]. Post-hoc analyses of sway area using a Bonferroni correction suggested that somatosensory reliance significantly decreased for the HIVL participants using hearing aids compared to NH participants ( $p=.009$ ) and HI participants ( $p=.008$ ). No significant differences between groups were found for sensory dependence using sway velocity.

### 6.5 Discussion

The main objective of the present study was to evaluate the influence of hearing aids on postural control in NH, HIVL, and HI participants. Our results suggest that hearing aids can benefit postural control, but only in HIVL participants. These results are consistent with the findings of previous studies suggesting that sounds influence postural control (Kanegaonkar et al., 2012; Rumulla et al., 2014; Vitkovic et al., 2016; Maheu et al., 2017a, Maheu et al., 2017b, Negahban et al., 2017; Karim et al., 2018). However, the present results add to the previous studies by suggesting that the degree of improvement in postural control for individuals with hearing impairment might be linked to vestibular function. The influence of auditory cues in HIVL during this postural control task seems to be related to a decrease in somatosensory dependence, probably because they increase the weight given to auditory information as opposed to the other groups.

We propose two hypotheses to explain our results that hearing aids enhanced postural control for HIVL participants when standing on foam. The first hypothesis suggests that auditory cues may act as auditory landmarks and help to position our body in space. Previous studies investigated the influence of environmental sounds on the postural control and suggested

that acoustic cues improve postural control and the richer the acoustic environment was, the better the postural performance was for healthy participants (Deviterne et al., 2005; Zhong et al., 2013; Gandemer et al., 2017; Karim et al., 2018). In addition to normal healthy individuals, this theory was proposed to explain improvement in balance in hearing impaired participants when hearing aids were making auditory cues available (Rumalla et al., 2015; Vitkovic et al., 2016, Negahban et al., 2017). In the present study, however, the improvement in postural sway was observed only in the HIVL group. The fact that HIVL group benefited from the auditory cues may suggest that the weight accorded to auditory information during postural control is enhanced in the presence of vestibular loss.

Our second hypothesis is based on cross-modal stochastic resonance. This phenomenon describes the possible influence of stochastic noise in one modality leading to an enhanced detection performance in another sensory modality (Lugo et al., 2008). It has been suggested that auditory noise, even at suprathreshold levels, can enhance the detection of weak visual and somatosensory signals (Manjarrez et al., 2007; Ohbayasi et al., 2017). In the present study, although somatosensory information was reduced by the foam, it was not entirely absent. Therefore, auditory noise could have led to an enhanced detection of residual somatosensory cues, allowing individuals to better detect weak signals. Previous studies have revealed the existence of vestibular stochastic resonance using low galvanic stimulation at the level of the mastoid, leading to enhance postural performance in young (Wuehr et al., 2016), elderly (Serrador et al. 2018), and bilateral vestibular impaired participants (Schniepp et al., 2018). However, to our knowledge no study has investigated whether cross-modal stochastic resonance could be applied to the vestibular system using auditory noise. Future investigations should



assess whether the presence of auditory noise has a positive influence on the vestibular system's ability to detect gravity and thus improve the orientation of the body in space.

When interpreting the results, it is important to consider the HIVL participants' vestibular loss. HIVL participants had considerable inter-individual performance variability for the eyes closed on foam condition. This variability could reflect individual differences in the use of sounds for balance. One possibility is that a large proportion of participants had saccule and/or utricle dysfunctions. The importance of the otolith organs has been suggested by Lin et al. (2013) who proposed that the sway area while standing on foam with eyes closed may reflect utricular function. This, postural sway could differ depending on which vestibular structures are affected. Further studies are needed to better understand the influence of the patterns of vestibular loss and the characteristics of hearing aids on postural control.

It is worth noting that the static postural control task used in this study may not have been challenging enough for the NH and HI groups and thus may explain the absence of any significant improvement between hearing conditions in these two groups. Further studies should consider this ceiling effect and assess posture using a more challenging task, such as dynamic postural protocol (Bernard-Demanze et al., 2013). Moreover, some differences between the population in our study and previous studies (Rumalla et al., 2015; Vitkovik et al, 2016; Negahban et al., 2017) may explain the absence of significant improvement for the HI group. Our study assessed participants with bilateral congenital severe to profound sensorineural hearing loss, as other authors have assessed participants with acquired (presbycusis)

sensorineural hearing loss. Future studies may aim to assess if differences exist between these populations as for hearing benefit on postural control.

The present findings have great clinical relevance for hearing-impaired individuals with vestibular loss. Our results suggest that hearing aids could help reduce the risk of falling in hearing-impaired individuals with a concomitant vestibular impairment. Falls are considered by the World Health Organization as an important burden on the global healthcare system (WHO, 2007). Caution is needed in the interpretation of these results and replication of the data is necessary. This manuscript aimed at studying static postural control and drawing definitive conclusions between risk of falls and hearing aids is beyond the objective of this study. Further studies may aim to assess the influence of hearing aids in HIVL patients during dynamic postural control task. However, this paper is the first to demonstrate the influence of vestibular function on the benefit of hearing aids during a static postural control task. It was reported that hearing loss affects 23% of Americans above 12 years of age and that the severity of hearing loss increases with age (Goman & Lin, 2016). Vestibular dysfunction is associated with a 2.6-fold increase in the odds of falling and the prevalence of vestibular impairment individuals above 60 years of age is as high as 58% (Semenov et al., 2016). Considering our results, hearing aids could be an interesting tool to reduce the risks of falling in individuals with concomitant hearing and vestibular loss.

## 6.6 Acknowledgements

The authors acknowledge support from the Institut de Recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail (IRSST) and Fonds de Recherche du Québec en Santé (FRQS- Chercheur boursier), from Canadian Institutes of Health (CIHR) and from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC). Authors would like to acknowledge the work of Simon P Landry for his help with the writing and his thoughtful comments.

## 6.7References

Agmon, M., Lavie, L., Dumas, M. (2017). The Association between Hearing Loss, Postural Control, and Mobility in Older Adults: A Systematic Review. *J Am Acad Audiol*, 28(6), 575-588. doi: 10.3766/jaaa.16044.

Asslander, L., Peterka, R.J. (2014). Sensory reweighting dynamics in postural control. *J Neurophysiol*, 111(9), 1852-1864. doi: 10.1152/jn.00669.2013.

Bernard-Demanze, L., Leonard, J., Dumitrescu, M., Meller, R., Magnan, J, Lacour, M. (2013). Static and dynamic posture control in postlingual cochlear implanted patients: effects of dual-tasking, visual and auditory inputs suppression. *Front Int Neurosci*, 7:111. doi: 10.3389/fnint.2013.00111

Cohen, H., Blatchly, C.A., Gombash, L.L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phy Ther*, 73(6), 346-351.

Cullen, K.E., Taube, J.S. (2017). Our sense of direction : progress, controversies and challenges. *Nat Neurosci*, 20(11), 1465-1473. doi: 10.1038/nn.4658.

Cushing, S.L., Papsin, B.C., Rutka, J.A., James, A.L., Gordon, K.A. (2008). Evidence of vestibular and balance dysfunction in children with profound sensorineural hearing loss using cochlear implants. *Laryngoscope*, 118(10),1814-1823. doi: 10.1097/MLG.0b013e31817fadfa.

Deviterne, D., Gauchard, G. C., Jamet, M., Vaçon, G., Perrin, P.P. (2005). Added cognitive load through rotary auditory stimulation can improve the quality of postural control in the elderly. *Brain Res Bull*, 64(6), 487-492. doi: 10.1016/j.brainresbull.2004.10.007

De Sousa, A.M., de França Barros, J., Martins de Sousa Neto, B. (2012). Postural control in children with typical development and children with profound hearing loss. *Int J Gen Med*, 5, 433-449. doi: 10.2147/IJGM.S28693.

Easton, R.D., Greene, A.J., DiZio, P., Lackner, J.R. (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Exp Brain Res*, 118(4), 541-550.

Gandemer, L., Parseihian, G., Kronland-Martinet, R., Bourdin, C. (2014). The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Exp Brain Res*, 232(12), 3813-3820. doi.org/10.1007/s00221-014-4066-y

Gandemer, L., Parseihian, G., Kronland-Martinet, R., Bourdin, C. (2017). Spatial Cues Provided by Sound Improve Postural Stabilization: Evidence of a Spatial Auditory Map? *Front Neurosci*, 11, 357. doi: 10.3389/fnins.2017.00357

Goman, A.M., Lin, F.R. (2016). Prevalence of Hearing Loss by Severity in the United States. *Am J Public Health*, 106(10),1820-1822. doi: 10.2105/AJPH.2016.303299.

Halmagyi, G.M., Chen, L., Macdougall, H.G., Weber, K.P., McGarvie, L.A., Curthoys, I.S. (2017). The Video Head Impulse Test. *Front Neurol*, 8:258 doi: 10.3389/fneur.2017.00258.

Jehu, D.A., Despons, A., Paquet, N., Lajoie, Y. (2015). Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *Int J Neurosci*, 125(2), 100-106. doi: 10.3109/00207454.2014.907573

Kanegaonkar, R.G., Amin, K., Clarke, M. (2012). The contribution of hearing to normal balance. *J Laryngol Otol*, 126(10),984-988.

Karim, A.M., Rumalla, K., King, L.A., Hullar, T.E. (2018). The effects of spatial auditory landmarks on ambulation. *Gait Posture*, 60, 171-174. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.003.

Lin, F.R., Ferrucci, L. (2012). Hearing loss and falls among older adults in the United States. *Arch Intern Med*, 172(4), 369-371. doi: 10.1001/archinternmed.2011.728

Lin, C.Y., Wang, S.J., Young, Y.H. (2013). Correlations between foam posturography and vestibular-evoked myogenic potential tests in Ménière's disease. *Ear Hear*, 34(5), 673-679. doi: 10.1097/AUD.0b013e31828d267f.

Lugo, E., Doti, R., Faubert, J. (2008). Ubiquitous crossmodal stochastic resonance in humans: auditory noise facilitates tactile, visual and proprioceptive sensations. *PLoS One*, 3: e2860. doi: 10.1371/journal.pone.0002860.

Maheu, M., Sharp, A., Landry, S.P., Champoux, F. (2017a). Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults. *Gait Posture*, 53, 151-154. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.01.015.

Maheu, M., Sharp, A., Pagé, S., Champoux, F. (2017b). Congenital deafness alters sensory weighting for postural control. *Ear Hear*, 38(6), 767-770. doi: 10.1097/AUD.0000000000000449.

Manjarrez, E., Mendez, I., Martinez, L., Flores, A., Mirasso, C.R. (2007). Effects of auditory noise on the psychophysical detection of visual signals: cross modal stochastic resonance. *Neurosci Lett*, 415(3), 231-236.

Negahban, H., Bavarsad Cheshmeh Ali, M., Nassadj, G. (2017). Effects of hearing aids on static balance function in elderly with hearing loss. *Gait Posture*, 58,126-129. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.07.112.

Norré, M. E. (1993). Sensory interaction testing in platform posturography. *J Laryngol Otol*, 107(6), 496-501.

Ohbayashi, W., Kakigi, R., Nakata, H. (2017). Effects of white noise on event-related potentials in somatosensory Go/No-go paradigms. *Neuroreport*, 28(13), 788-792. doi: 10.1097/WNR.0000000000000821.

Pagnacco, G., Klotzek, A.S., Carrick, F.R., Wright, C.H., Oggero, E. (2015). Effect of tone-based sound stimulation on balance performance of normal subjects: preliminary investigation. *Biomed Sci Instum*, 51,54-61.

Park, S.H., Lee, K., Lockhart, T., Kim, S. (2011). Effects of sound on postural stability during quiet standing. *J Neuroengineering Rehab*, 8,67. doi: 10.1186/1743-0003-8-67.

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysy*, 88(3), 1097-1118.

Priplata, A., Niemi, J., Salen, M., Harry, J., Lipstiz, L.A., Collins, J.J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Phys Rev Lett*, 89(23), 238101.

Raper, S.A., Soames, R.W. (1991). The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *Eur J Appl Physiol*, 63(5), 363-367.

Ross, J.M., Balasubramaniam, R. (2015). Auditory white noise reduces postural fluctuations even in absence of vision. *Exp Brain Res*, 233(8), 2357-2363. doi: 10.1007/s00221-015-4304-y.

Ross, J.M., Will, O.J., McGann, Z., Balasubramaniam, R. (2016). Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neurosci lett*, 630, 216-221. doi: 10.1016/j.neulet.2016.07.060.



Rumalla, K., Karim, A.M., Hullar, T.E. (2015). The effect of hearing aids on postural stability. *Laryngoscope*, 125(3), 720-723. doi: 10.1002/lary.24974.

Semenov, Y.R., Bigelow, R.T., Xue, Q.L., du Lac, S., Agrawal, Y. (2016). Association Between Vestibular and Cognitive Function in U.S. Adults: Data From the National Health and Nutrition Examination Survey. *J Gerontol*, 71(2), 243-250. doi: 10.1093/gerona/glv069.

Sousa, C.S., Castro, Junior. N., Larsson, E.J., Ching, T.H. (2009). Risk factors for presbycusis in a socioeconomic middle-class sample. *Braz J Otorhinolaryngol*, 75(4), 530-536.

Suarez, H., Angeli, S., Suarez, A., Rosales, B., Carrera, X., Alonso, R. (2007). Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 71(4), 629-637.

Von Breven, M., Bertholon, P., Brandt, T., Fife, T., Imai, T., Nuti, D., Newman-Tocker, D. (2015). Benign paroxysmal positional vertigo: Diagnostic criteria. *J Vest Res*, 25(3-4), 105-117. doi: 10.3233/VES-150553.

World Health Organization. (2007). WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. Repéré à :<https://extranet.who.int/agefriendlyworld/wp-content/uploads/2014/06/WHO-Global-report-on-falls-prevention-in-older-age.pdf>

Zhong, X., Yost, W. (2013). Relationship between postural stability and spatial hearing. *J Am Acad*, 24(9), 782-788. doi: 10.3766/jaaa.24.9.3.

Figure 6.1

Graphical representation of the mean air-conduction thresholds for left ear (A) and right ear (B) for controls (NH), hearing impaired (HI) and hearing impaired with vestibular loss (HIVL).

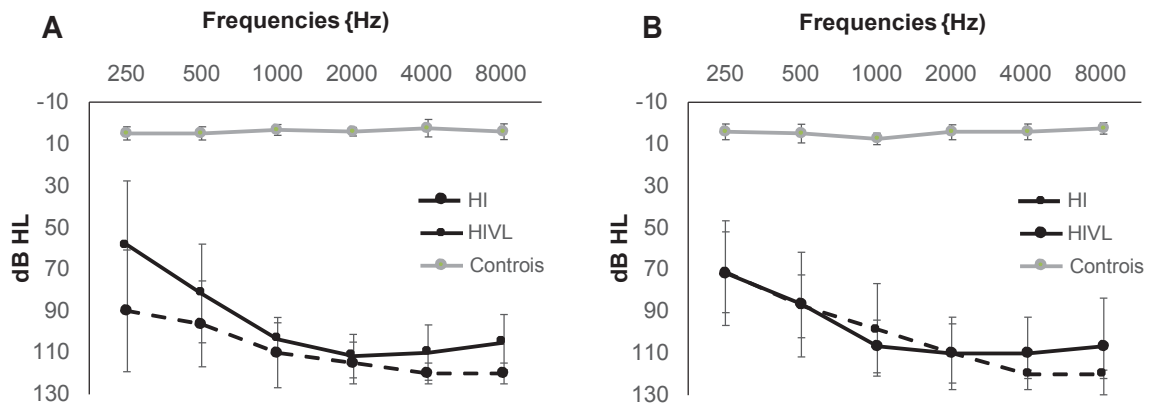


Figure 6.2

Sway area differences between groups (A) without auditory cues (B) and with auditory cues. Error bars represent the standard error of the mean. In the absence of auditory cues, significant differences were observed between the NH and HIVL groups ( $p = .022$ ) in the condition EO/Foam and significant differences were found between the NH and HIVL groups ( $p = .012$ ) as well as between the HIVL and HI groups ( $p = .035$ ) in the condition EC/Foam.

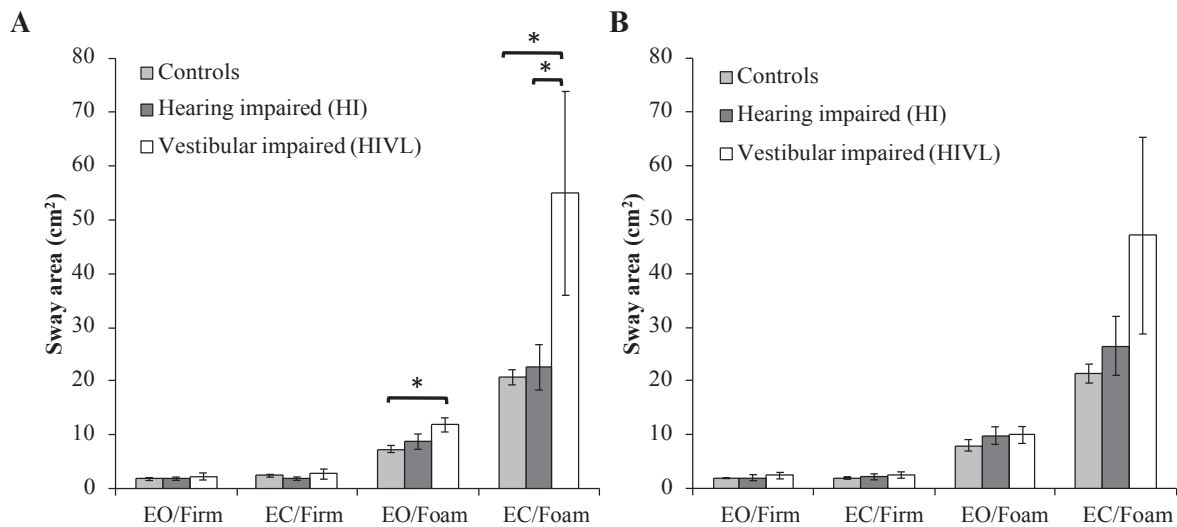


Figure 6.3

Mean improvement in sway area for the controls (NH), the hearing impaired (HI), and the hearing impaired with vestibular loss (HIVL). Results suggest that the HIVL participants benefited significantly more from hearing aids in order to maintain posture as opposed to HI and NH participants when somatosensory cues were disturbed. Error bars represent the standard error of the mean. (\*p :S .05 \*\*p :S .01)

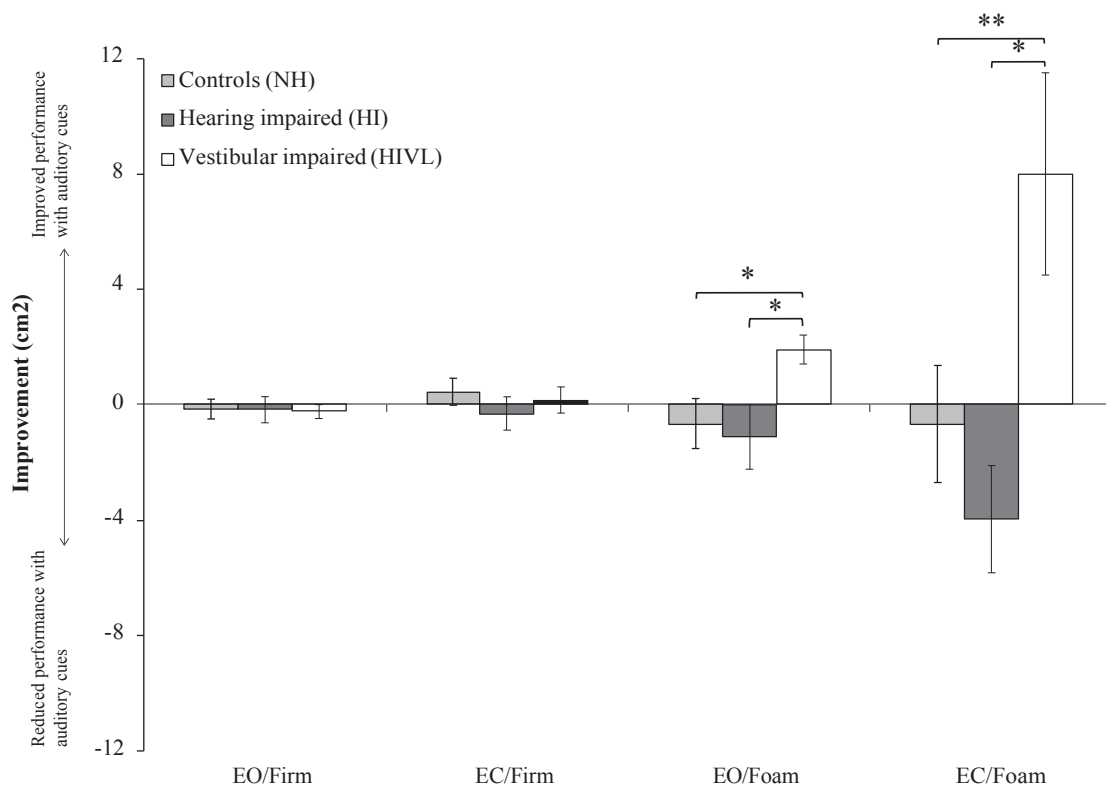
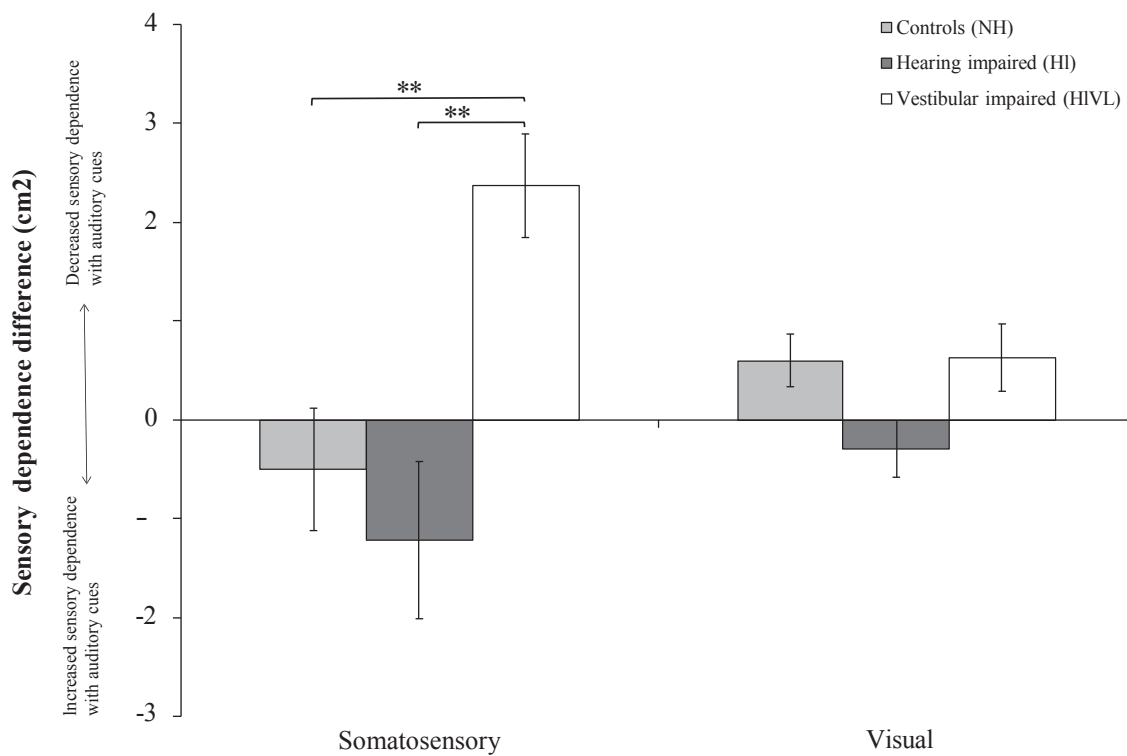


Figure 6.4

Mean sensory dependence score using sway area for the controls (NH), the hearing impaired (HI), and the vestibular impaired participants (HIVL). Results revealed that the HIVL participants presented a significant decrease in somatosensory dependence as opposed to the HI and NH participants (\*\*p < .01). No significant group difference was found for visual dependence. Error bars represent the standard error of the mean.



## **Chapitre 7 (Étude 4)**

### **The impact of vestibular status prior to cochlear implantation on postural control: A multiple case-study**

Maxime Maheu, Sara Pagé, Andréanne Sharp, Audrey Delcenserie, François Champoux

Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie, C.P. 6128,  
Succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, Canada, H3C 3J7

Publié dans Cochlear Implant International (2017), 18, 250-255. doi:

10.1080/14670100.2017.1341362

## 7.1 Abstract

**Objective:** The goal of the present multiple case-study was to investigate postural control and vestibular end organ function in deaf adults before and after unilateral implantation using a specific non-invasive comprehensive vestibular test battery. **Methods:** We recruited 17 adult participants (four CI candidates and 13 hearing controls) and performed complete vestibular evaluation (cVEMP, oVEMP, vHIT) and postural evaluation using a force platform, prior and following unilateral cochlear implant surgery. **Results:** Our study suggests that an increase in postural sway following cochlear implant was present only for the participants that received the implant in the ear with the better vestibular function. cVEMP and oVEMP measures in the implanted ear prior to unilateral cochlear implantation may help to predict postural control performance following surgery. **Discussion:** The present study suggests that assessing the saccule and utricle function using cVEMP and oVEMP measures prior to unilateral cochlear implantation could be useful to predict postural control performance following surgery.

Keywords: cochlear implantation, vestibular function, postural control

## 7.2 Introduction

A cochlear implant (CI) is a device that can partially restore hearing in patients with severe-to-profound hearing loss. Unfortunately, it may also cause structural damages to the vestibular receptors of the implanted ear, as confirmed by histopathological (Handzell et al., 2006; Tien et al., 2002) and studies using clinical tests such as : video head impulse test (vHIT) (Batuecas-Caletrio et al., 2015) and vestibular evoked myogenic potentials (VEMPs) (Robard et al., 2014).



The few studies that have investigated the impact of the CI surgery on postural control have found mixed results. Stevens et al. (2014) assessed patients' postural control prior and after cochlear implantation. They calculated the time during which the patients were able to maintain their balance while asked to stand on a foam pad with their eyes closed. The results showed impaired postural control for a short period of time after cochlear implantation. Similarly, Huang et al. (2011) used a force platform to assess postural control in participants who received their CIs more than five years ago. They found that, in comparison to healthy controls, long-term CI users present impaired postural control. In contrast, the use of caloric and rotational chair testing as well as computerized dynamic posturography to assess the vestibulo-ocular reflex (VOR) and postural control, respectively, at five different time points (i.e., pre-surgery and 1 month, 4 months, 1 year, and 2 years post-implantation) showed that unilateral cochlear implantation rarely affects postural control and the vestibular system (Buchman et al., 2004).

Such divergent reports could be explained by differences in patients' vestibular function prior to and following implantation. Indeed, it has recently been suggested that vestibular assessment following cochlear implantation should follow a more comprehensive protocol (Abouzayd et al., 2016) and, as such, should include cVEMP (sacculae), oVEMP (utricle), and vHIT (all three semi-circular canals) (Maheu et al., 2015). However, previous studies did not assess the integrity of each of these five sensory organs of the peripheral vestibular system.

The goal of the present multiple case-study was to investigate postural control and vestibular end organ function in deaf adults before and after unilateral implantation using a

specific non-invasive comprehensive vestibular test battery. More specifically, we assessed all the sensory organs of the vestibular system using cVEMP, oVEMP, and vHIT. Considering the possible risk for structural damage to the vestibular receptors of the implanted ear, we hypothesized that deaf participants who received a CI in the ear with the only normal vestibular function before surgery will experience worse postural control following cochlear implantation than participants who received their CI in an ear that already had vestibular abnormalities before surgery.

### 7.3 Methodology

#### *7.3.1 Participants*

We recruited 17 participants (four CI candidates and 13 hearing controls). The CI group was composed of two females and two males ( $M = 39.5$  years old;  $SD = 6.45$ ) while the hearing control group was composed of 10 females and three males ( $M = 29.39$  years old;  $SD = 10.86$ ). See Table 1 for a complete description of the CI group and of participants' vestibular function. The ethic committees of the Université de Montréal (CERES) and of the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR) both approved the present study.

#### *7.3.2 Procedure*

The CI group underwent a complete vestibular and postural evaluation before and after cochlear implantation. Controls were assessed using the same evaluations and were also asked to perform postural task twice. Our vestibular evaluation protocol included an evaluation of all six semi-

circular canals using the vHIT (Eyeseecam, Interacoustics, Denmark), an evaluation of both saccules with the cVEMP (Eclipse EP-25/VEMP Interacoustics, Denmark), as well as an evaluation of both utricles using oVEMP (Eclipse EP-25/VEMP Interacoustics, Denmark).

The postural control protocol was performed on a force platform (Accusway, AMTI, USA). This allowed us to record the center of pressure and, thus, to analyze sway area and sway velocity. Those variables were chosen because of their association with increases in risk of falls (Kalron et al., 2013; Ostrowska et al., 2008; Piirtola et al., 2006). The test used on the platform was the modified clinical test sensory interaction and balance (mCTSIB), which has been created to isolate the different sensory modalities involved during the tasks (i.e. vision, somatosensory, vestibular) (Cohen et al., 1993). In agreement with the mCTSIB procedure, the participants were required to stand shoes off in four different postural conditions: eyes open on a firm surface (condition A), eyes closed on a firm surface (condition B), eyes open on a foam (condition C), and eyes closed on a foam pad (condition D). The foam pad (AIB Balance Foam, USA) was standardized for a maximum weight of 159 kg (dimensions (inches): 12 L x 24 W x 6 D). Each postural condition lasted 60 seconds and was repeated four times. For each participant, the median value of each condition was calculated.

Since it has been suggested that cognitive tasks can improve balance (Jehu et al., 2015), the participants were required to count backward out loud from one thousand during each of the 60-seconds sensory condition.

### *7.3.3 Analysis*

A Bland-Altman analysis was used in order to compare postural performance before and after surgery. Sway area and velocity differences for each CI users were compared to the results of the control group. A pre-post surgery difference larger than the 99% confidence interval of the controls was considered abnormal.

#### 7.4 Results

As shown in Table 1, all deaf participants had abnormal vestibular function prior to cochlear implantation. The vHIT was normal bilaterally in two deaf participants (3 and 4), but abnormal unilaterally in participants 1 and 2. Two deaf participants (3 and 4) had bilateral normal oVEMP responses while two others (participants 1 and 2) had unilateral oVEMP abnormality. Finally, all deaf participants experienced an absence of cVEMP in at least one ear.

Table 1 presents also the status of the vestibular function post-surgery. It should first be noted that all deaf participants showed an increased number of abnormal responses, but only in the implanted ear. More specifically, participants 1 and 2 had abnormal cVEMP and oVEMP responses in the implanted ear (in the left ear and right ear, respectively). Moreover, participant 3 had an abnormal oVEMP response and participant 4 had an abnormal cVEMP response in the implanted ear.

Figures 1 and 2 show sway area and sway velocity differences in relation to test-retest normative data for pre- and post-surgery evaluations. The results reveal that, for all deaf participants, pre- and post-surgery differences varied within the 99% confidence interval of the controls' mean. This was true for most of the conditions, that is, for both sway area and sway

velocity. However, condition C revealed that participant 2 had an increase in sway velocity (pre-post surgery difference of -2.10) greater than the 99% confidence interval of the controls' mean [-.486; .465]. Moreover, two participants (1 and 2) had an increase in sway area and sway velocity for condition D following cochlear implantation. The 99% confidence interval for mean of condition D in controls was [-7.40; 8.74] for sway area and [-1.01; 1.26] for sway velocity. In addition, participant 1 showed a pre-post surgery difference of -71.05 for sway area and of -2.82 for sway velocity whereas participant 2 showed a pre-post surgery difference of -75.45 for sway area and of -5.95 for sway velocity. These results suggest an important decrease in postural performance following cochlear implant surgery or, in other words, an increase in the risk of falls.

### 7.5 Discussion

The aim of the present study was to investigate the impact of unilateral cochlear implantation on postural control in relation to vestibular status before surgery. Two participants (1 and 2) had a unilateral weakness prior to cochlear implantation and received their implant in an ear with normal vestibular function. Following cochlear implantation, these two participants showed bilateral abnormal cVEMP and oVEMP as well as a unilateral weakness on the non-implanted ear, as measured by the vHIT. These participants were the only ones to show increased sway area and sway velocity when somatosensory and visual cues were altered following CI surgery. This suggests that postural control will be worse in deaf individuals who receive their implant in the ear with the only normal vestibular function than in deaf individuals who receive their implant in an ear with abnormal vestibular function.

Vestibular status prior to cochlear implantation may explain, in part at least, why Buchman et al. (2004) did not observe any significant impact of cochlear implantation on postural control. In fact, 68% of their participants had caloric hypofunction in the implanted ear before surgery. Here, we showed that, if the participants receive their implant in the ear with the worse vestibular function, less significant differences should be observed on a postural control task following cochlear implant surgery.

These results highlight the importance of including a complete vestibular function assessment prior to unilateral cochlear implantation in order to determine which ear should receive the implant. Indeed, this decision is often based on auditory factors, such as the auditory deprivation period and speech intelligibility prior to surgery (UK Cochlear implant study Group, 2004). However, recent evidence suggests that the duration of sound deprivation in the ear selected for implantation is not a predictor of speech recognition performance after cochlear implantation (Boisvert et al., 2016).

To our knowledge, the most frequently used method to assess vestibular function before surgery is the caloric test. This method is believed to mainly assess the horizontal semi-circular canal by inducing a movement of the endolymph within the semi-circular canals by changing the temperature of the external auditory canal (Lopez et al., 2014). Histopathological studies revealed that the vestibular structure that is the most affected by cochlear implantation is the saccule, followed by the utricle. The semi-circular canals are the vestibular structures that are the least affected by cochlear implantation (Handzel et al., 2006; Tien et al., 2002). This is in agreement with the present results. Indeed, as can be seen in Table 1, none of the participants

had a change in vHIT performance, indicating that the function of the semi-circular canals were not significantly affected by cochlear implantation. Nonetheless, previous results show that the caloric test might not be a good predictor of the functional deficits that may appear after cochlear implantation. Indeed, it has been suggested that performance on the caloric test prior to CI surgery is not a good predictor of subjective dizziness after the surgery (Parmar et al., 2012). In addition, a recent study showed that, during a postural task that alters visual and somatosensory cues (condition D), individuals rely on vestibular information coming mainly from the utricle to maintain postural control (Lin et al. (2013). However, the utricle is a vestibular structure that the caloric test does not assess.

Of importance, the results of the present study suggest that cVEMP and oVEMP should be performed before cochlear implantation. First, 75% of our participants (i.e. 3 out of 4) showed a decrease in cVEMP and oVEMP responses following cochlear implantation. Those results are in agreement with those of Robard et al. (2014), who showed a significant impact of cochlear implantation on cVEMP and oVEMP responses. Moreover, the two participants (1 and 2) whose performance on the postural control task was more negatively affected also showed a modification of the cVEMP and oVEMP responses in the implanted ear following surgery, leading to bilateral cVEMP and oVEMP abnormalities. In contrast, no major changes in postural control following cochlear implantation were found for participants 3 and 4. For participant 3, the oVEMP function was only modified in the implanted ear, leading to unilateral cVEMP and oVEMP abnormalities. Participant 4 only showed a modification for the cVEMP response in the implanted ear following cochlear implantation, ending up in bilateral cVEMP abnormalities,

but also in normal bilateral oVEMP function. Those results suggest that cVEMP and oVEMP responses before cochlear implantation are good predictors of postural control after surgery.

Although it has previously been suggested that dizziness following cochlear implantation is short-lived (Parmar et al., 2012), this evidence is not supported by the present results. In fact, the two participants who showed the greatest change in postural sway were tested 2 and 3 months post-implantation whereas those who did not show any significant change in postural sway were tested 1 and 5 months after surgery. This suggests that other factors might be at play when it comes to the duration of imbalance following CI surgery. First, the present results suggest that the likelihood of vestibular dysfunction may be strongly associated with the etiology of hearing loss (for similar results, see Cushing et al., 2013). Indeed, the two participants who experienced the greatest change in postural sway were those who had congenital deafness, as opposed to acquired hearing loss. Second, as mentioned earlier, the results suggest that vestibular function before surgery also influences postural sway following surgery. In fact, the two participants who experienced the greatest increase in pre-post surgery difference postural sway were found to have unilateral abnormal oVEMP and cVEMP function prior to surgery, but also bilateral abnormalities of the oVEMP and cVEMP following surgery. Interestingly, the other participants either already had a bilateral oVEMP and cVEMP dysfunction prior to surgery or only had a unilateral impairment following CI. This could be due to the vestibular compensation mechanism, which shows that a unilateral vestibular impairment can be compensated for within 6-9 weeks following the lesions (Allum et al., 2016). In contrast, bilateral vestibular loss induces significantly more disability and greater handicap



and, thus, may take significantly longer to compensate for than a unilateral vestibular impairment (Karapolat et al., 2014).

### 7.6 Conclusion

The present study suggests that assessing the saccule and utricle function using cVEMP and oVEMP measures prior to unilateral cochlear implantation could be useful to predict postural control performance following surgery. These results challenge the current use of the caloric vestibular test as a standalone test prior to cochlear implantation. This research would need to be replicated with a larger sample size but suggest that a complete evaluation of the peripheral vestibular function, could not only be helpful to make a more accurate prognosis of the risks of fall following cochlear implantation, but also to provide proper vestibular rehabilitation for at-risk patients.

## 7.7References

Abouzayd, M., Smith, P. F., Moreau, S., Hitier, M. (2017). What vestibular tests to choose in symptomatic patients after a cochlear implant? A systematic review and meta-analysis. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 274(1), 53-63. doi: 10.1007/s00405-016-4007-4.

Allum, J. H., Honegger, F. (2016). Recovery times of stance and gait balance control after an acute unilateral peripheral vestibular deficit. *J Vestib Res*, 25(5-6), 219-231. doi: 10.3233/VES-150561.

Batuecas-Caletrio, A., Klumpp, M., Santacruz-Ruiz, S., Gonzalez, F. B., Sanchez, E.G., Arriaga, M. (2015). Vestibular function in cochlear implantation: Correlating objectiveness and subjectiveness. *Laryngoscope*, 125(10), 2371-2375. doi: 10.1002/lary.25299.

Boisvert, I., McMahon, C. M., Dowell R. C. (2016). A practical guide to cochlear implantation in adults with long durations of monaural sound deprivation. *Int J Audiol*, 55(Supp 2), S19-S23. doi: 10.3109/14992027.2016.1166399.

Buchman, C. A., Joy, J., Hodges, A., Telischi, F. F., Balkany, T.J. (2004). Vestibular effects of cochlear implantation. *Laryngoscope*, 114(10 Pt 2 Suppl 103), 1-22.

Cushing, S. L., Gordon, K. A., Rutka, J. A., James, A. L., Papsin, B. C. (2013). Vestibular end-organ dysfunction in children with sensorineural hearing loss and cochlear implants: an

expanded cohort and etiologic assessment. *Otol Neurotol*, 34(3), 422-428. doi: 10.1097/MAO.0b013e31827b4ba0.

Handzel, O., Burgess, B. J., Nadol, B. Jr. (2006). Histopathology of the peripheral vestibular system after cochlear implantation in human. *Otol Neurotol*, 27(1), 57-64.

Huang, M. W., Hsu, C. J., Kuan, C. C., Chang, W. H. (2011). Static balance function in children with cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 75(5), 700-703. doi: 10.1016/j.ijporl.2011.02.019.

Jehu, D. A., Despons, A., Paquet, N. & Lajoie, Y. (2015). Prioritizing attention on a reaction time task improves postural control and reaction time. *Int J Neurosci*, 125(2), 100-106. doi: 10.3109/00207454.2014.907573

Kalron, A., Achiron, A. (2013). Postural control, falls and fear of falling in people with multiple sclerosis without mobility aids. *J Neurol Sci*, 335(1-2), 86-190.

Karapolat, H., Celebisoy, N., Kirazli, Y., Ozgen, G., Gode, S., - , Kirazli, T. (2014). Is vestibular rehabilitation as effective in bilateral vestibular dysfunction as in unilateral vestibular dysfunction? *Eur J Phys Rehabil Med*, 50(6), 657-663.

Lin, C. Y., Wang, S. J. & Young, Y. H. (2013). Correlations between foam posturography and vestibular-evoked myogenic potential in Ménière's disease. *Ear Hear.*, 34(5), 673-679. doi: 10.1097/AUD.0b013e31828d267f.

Lopez, C., Blanke, O. (2014). Nobel prize centenary: Robert Barany and the vestibular system. *Curr Biol.* 24(21), R1026-8. doi: 10.1016/j.cub.2014.09.067.

Maheu, M., Houde, M. S., Landry, S. P., Champoux, F. (2015). The effects of aging on clinical vestibular evaluations. *Front Neurol.* 6, 205. doi: 10.3389/fneur.2015.00205.

Ostrowska, B., Giemza, C., Wojna, D. & Skrezk, A. (2008). Postural stability and body posture in older women: Comparison between fallers and non-fallers. *Ortop Traumatol Rehabil.* 10(5), 486-495.

Parmar, A., Savage, J., Wilkinson, A., Hajioff, D., Nunez, D.A. Robinson, P. (2012). The role of vestibular caloric tests in cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 147(1), 127-131. doi: 10.1177/0194599812442059.

Piirtola, M., Era, P. (2006). Force platform measurements as predictors of falls among older people: A review. *Gerontology*, 52(1), 1-16.

Robard, L., Hitier, M., Lebas, C., Moreau, S. (2014). Vestibular function and cochlear implant. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 272(3), 523-530. doi: 10.1016/j.ijporl.2008.10.024.

Stevens, M.N., Baudhuin, J.E., Hullar, T.E., Washington University Cochlear Implant Study Group. (2014). Short-term risk of falling after cochlear implantation. *Audiol Neurootol*. 19(6), 370-377. doi: 10.1159/000363214.

Tien, H.C., Linthicum, F.H. Jr. (2002). Histopathological changes in the vestibule after cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 127(4), 260-264. doi: 10.1155/2016/7287180.

UK Cochlear implant study Group. (2004). Criteria of Candidacy for Unilateral Cochlear Implantation in Postlingually Deafened Adults I: Theory and Measures of Effectiveness. *Ear Hear*, 25(4), 310-335.

Tableau 7.1

N: normal; A: abnormal; HA: hearing aid; CI: cochlear implant. In grey = implant in the ear with better vestibular function.

Participant number	Age	Age at onset of hearing loss	Cause of hearing loss	Hearing device pre-surgery		Ear to be implanted	Time of assessment following surgery (months)	Vestibular status pre-surgery						Vestibular status post-surgery					
								Right ear			Left ear			Right ear			Left ear		
				Left	Right			vHIT	cVEMP	oVEMP	vHIT	cVEMP	oVEMP	vHIT	cVEMP	oVEMP	vHIT	cVEMP	oVEMP
1	49	Congenital	Unknown	HA	CI	Left	3	A	A	A	N	N	N	A	A	A	N	A	A
2	38	Congenital	Unknown	HA	HA	Right	2	N	N	N	A	A	A	N	A	A	A	A	A
3	36	5 years old	Unknown	HA	HA	Left	1	N	N	N	N	A	N	N	N	N	N	A	A
4	34	28 years old	Ototoxicity	CI	HA	Right	5	N	N	N	N	A	N	N	N	A	N	A	N

Figure 7.1

Variability (pre- and post-surgery) for sway area in relation to different postural conditions (A, B, C, D). Solid lines = mean variability for the control group. Dash lines = the control group's 3 standard-errors. Grey dots = participants implanted in the ear with better vestibular function. The area under  $-3\sigma$  represents a decrease in stability post-surgery.

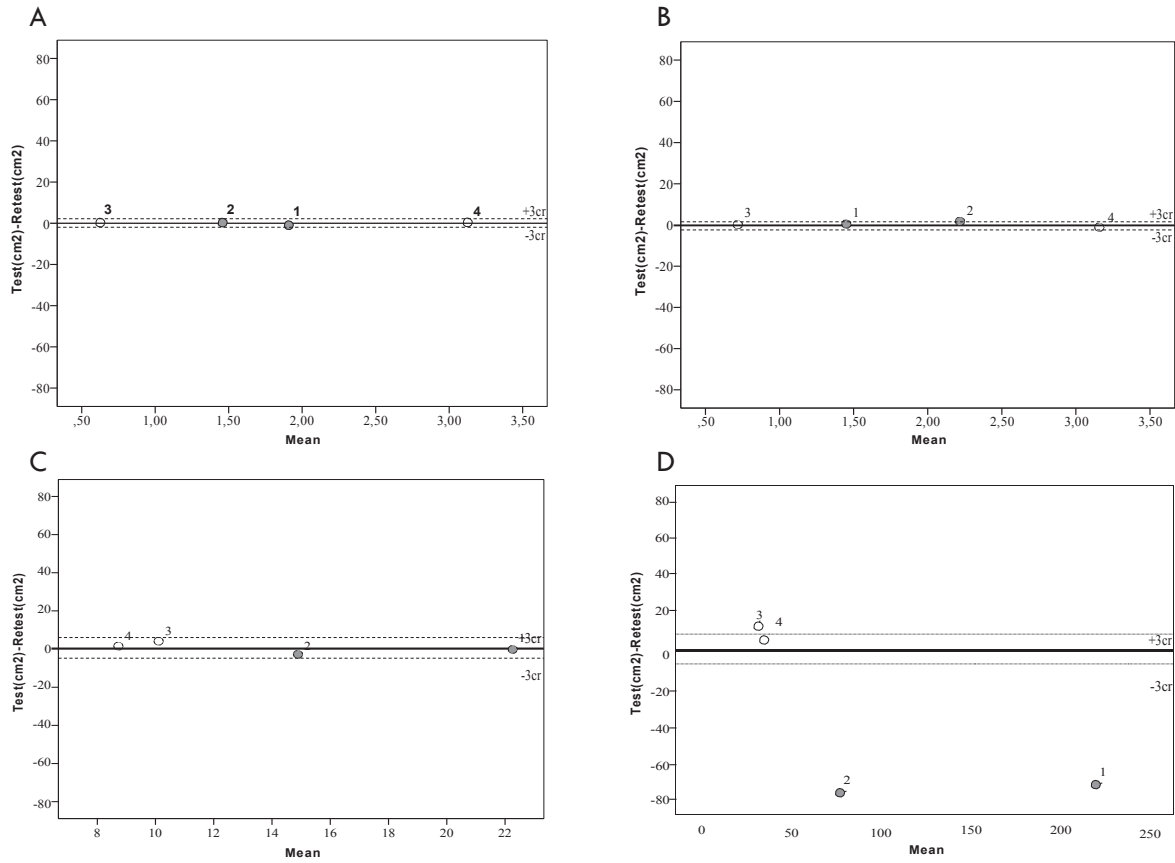


Figure 7.2

Variability (pre- and post-surgery) for sway velocity in relation to different postural conditions (A, B, C, D). Solid lines = the mean variability for the control group. Dash lines = the control group's 3 standard-errors. Grey dots = participants implanted in the ear with better vestibular function. The area under  $-3\sigma$  represents a decrease in stability post-surgery.

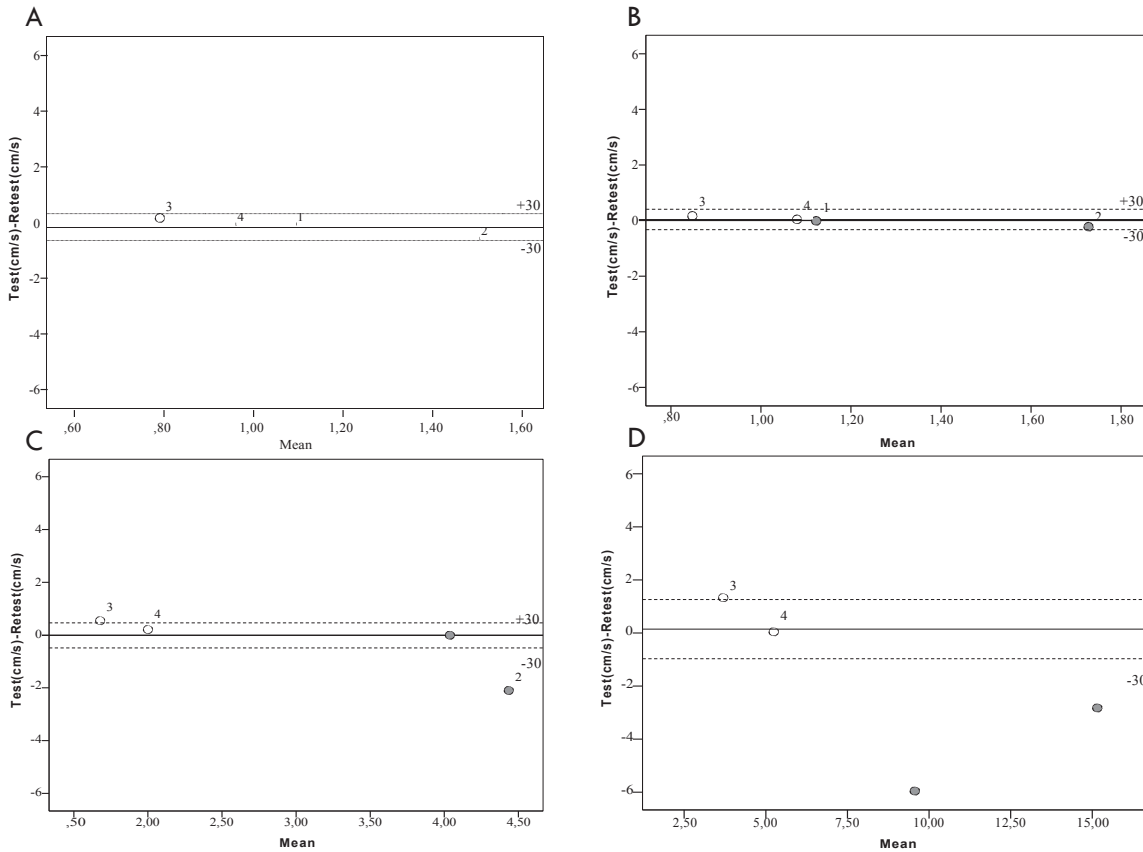




Figure 7.3

Representation of the sway area for each trial in each postural condition before and following cochlear implantation for each participant. The dashline represent the mean of the trials.

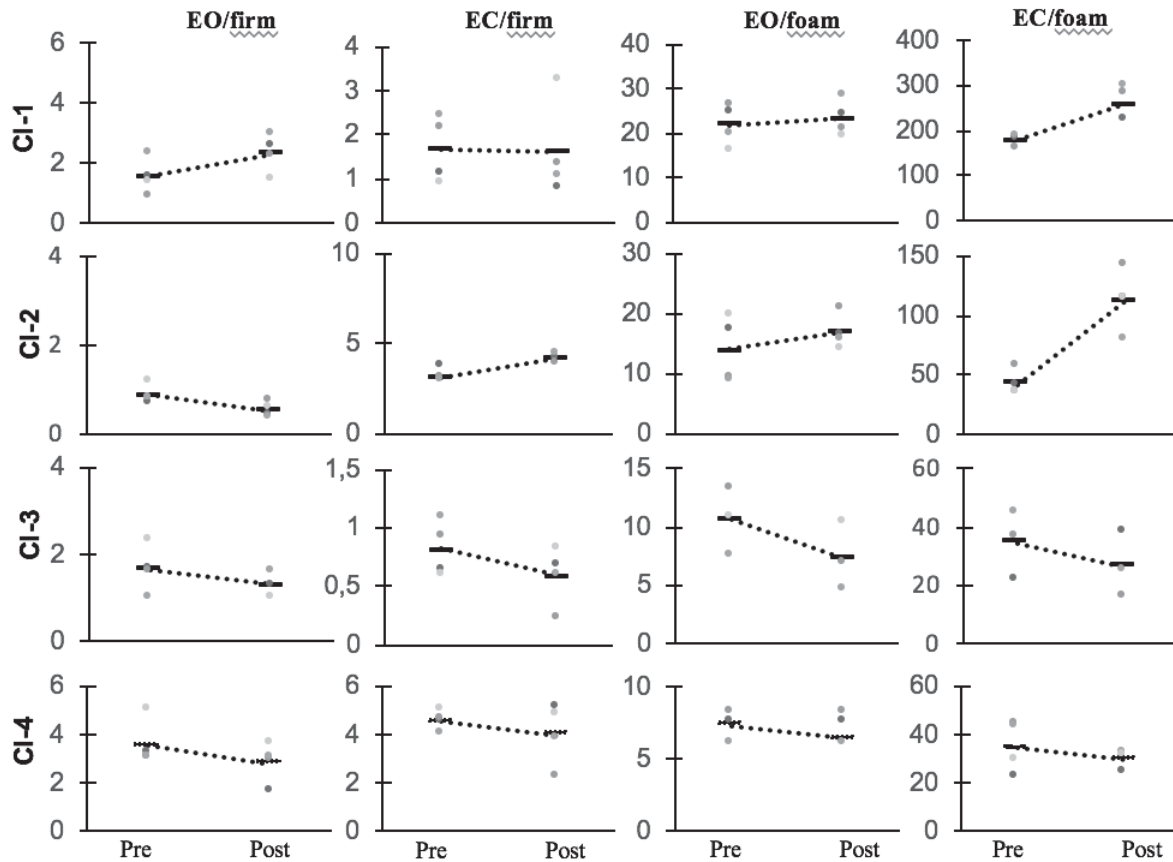
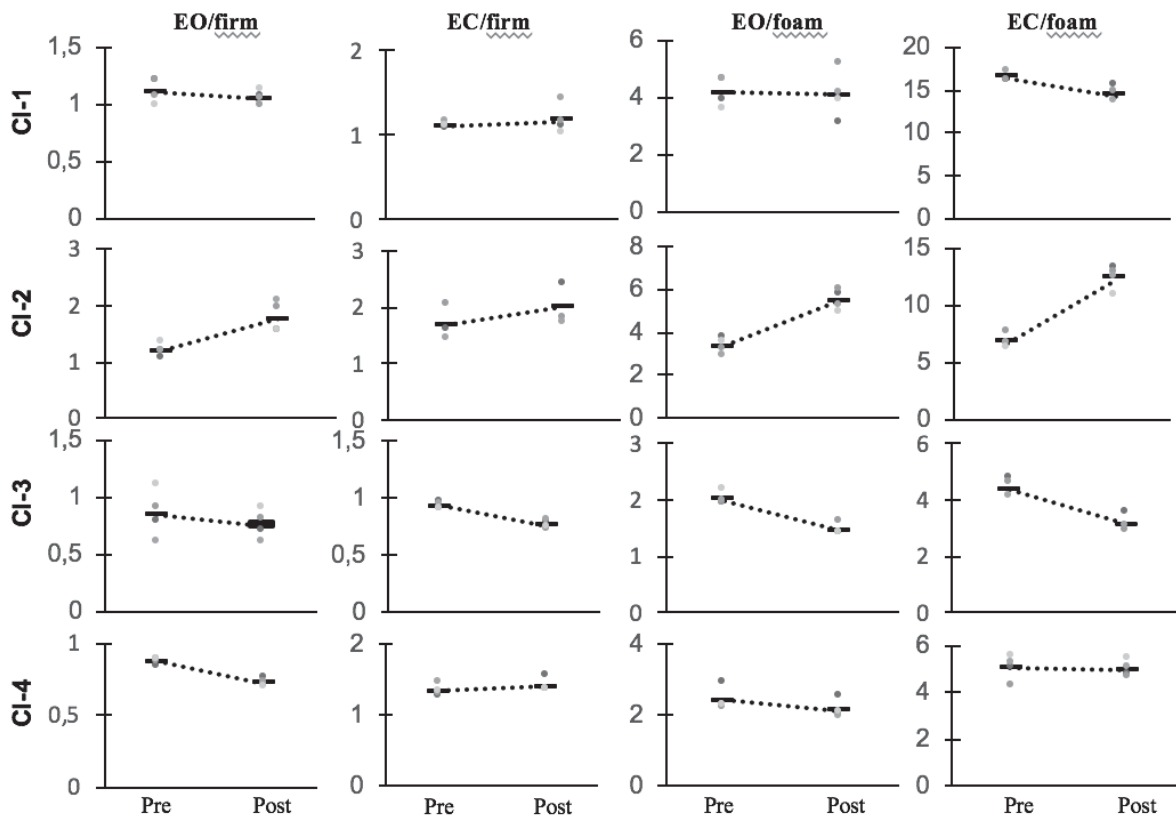


Figure 7.4

Representation of the sway velocity for each trial in each postural condition before and following cochlear implantation for each participant. The dashline represent the mean of the trials.



## **Chapitre 8 - Discussion générale**

### 8.1 Retour sur les résultats

L'objectif général de la thèse était d'évaluer le rôle de l'audition sur le contrôle de la posture. Plus spécifiquement, les deux premiers articles de cette thèse s'intéressaient à l'impact d'une privation auditive sur le contrôle de la posture auprès de deux groupes soit : les normaux entendants et les personnes avec surdité congénitale sans implant cochléaire. De plus, deux autres études avaient pour objectif d'évaluer l'influence du rétablissement de l'audibilité via le port d'appareils auditifs et via l'implant cochléaire sur le contrôle de la posture.

#### *8.1.1 Étude 1*

Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une réduction de l'information auditive sur le contrôle de la posture chez les personnes ayant une fonction audiovestibulaire normale. Plus particulièrement, cette étude visait à mesurer l'impact d'une réduction de l'information auditive sur le poids sensoriel accordé aux différents sens durant une tâche de posture. Les participants devaient effectuer la tâche de posture avec et sans le port d'une double protection auditive dans le but de réduire l'information auditive. Tout d'abord, il semblerait que de réduire l'information auditive à l'aide de protecteurs auditifs ne modifie pas les performances posturales chez les personnes jeunes ayant un système audiovestibulaire normal. Ce maintien de performance en présence d'une réduction d'information auditive pourrait être expliqué par une réorganisation du poids sensoriel. Lorsque les participants avaient les protecteurs auditifs, ils présentaient une dépendance visuelle plus importante que lorsqu'ils avaient accès aux indices auditifs. Ceci pourrait suggérer un poids sensoriel plus grand pour l'information visuelle. De ce

fait, la réduction d'indices auditifs engendre une réorganisation du poids sensoriel lors d'une tâche de posture. Ceci ajoute aux connaissances actuelles en proposant que la réduction des indices auditifs modifie le poids sensoriel chez les normaux entendants.

### *8.1.2. Étude 2*

Cette étude avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une perte auditive congénitale sur le poids sensoriel accordé aux différents sens lors d'une tâche de posture. Lors de cette étude, un groupe de participants avec une audition normale était comparé à un groupe de participants ayant une perte auditive congénitale sur une tâche de posture. Les participants avec une audition normale étaient évalués avec double protection auditive et les participants avec atteinte auditive étaient évalués sans leurs appareils auditifs. Les résultats sont en lien avec la littérature suggérant une différence significative entre les groupes lorsque les indices somatosensoriels sont diminués (Suarez et coll., 2007 ; Cushing et coll., 2008 ; de Sousa et coll, 2012; Cushing et coll., 2013 ; Melo et coll., 2015 ; Ebrahimi et coll., 2017 ; Sokolov et coll., 2019). Cependant, cette étude se distingue en démontrant que les personnes avec une surdité congénitale présentent une plus grande dépendance somatosensorielle que les participants contrôles. Bien que ce n'était pas l'objectif principal de cette étude, il a été possible de séparer les participants ayant une atteinte conjointe (auditive et vestibulaire) de ceux ayant une atteinte auditive seulement. Malgré qu'aucune différence significative ne distingue les personnes sourdes avec et sans atteinte vestibulaire quant à la dépendance sensorielle, une tendance émerge. Il semble que les personnes avec atteinte conjointe (auditive et vestibulaire) présentent une plus grande dépendance somatosensorielle que les participants avec atteinte auditive seule. Cependant, le faible nombre de participants ayant une atteinte auditive seule ne permet pas de faire d'analyses statistiques.

### *8.1.3. Étude 3*

L'objectif principal de cette étude était de comparer l'influence du rétablissement de l'audibilité entre trois différents groupes soit : les normaux entendants, les personnes sourdes sans atteinte vestibulaire et les personnes sourdes avec atteinte vestibulaire. Les résultats démontrent qu'en l'absence d'indices sonores, les personnes sourdes (avec et sans atteinte vestibulaire) diffèrent significativement des normaux entendants lors d'une tâche posturale lorsque l'information visuelle et somatosensorielle est réduite. Cependant, cette différence devient non significative lorsqu'ils ont accès aux indices sonores. De façon intéressante, le bénéfice lié aux indices sonores semble être spécifique aux participants ayant une atteinte audiovestibulaire.

L'objectif secondaire de cette étude visait à comparer l'influence du rétablissement de l'audibilité sur le poids accordé aux différents sens chez les individus avec atteinte auditive congénitale lors d'une tâche posturale. Les résultats soulignent que le rétablissement d'indices sonores diminue significativement la dépendance somatosensorielle, et ce, seulement pour le groupe avec atteinte auditive et vestibulaire. Cette étude est donc la première à avancer que l'influence du port d'appareils auditifs ait une influence positive seulement chez les personnes sourdes qui présentent une atteinte vestibulaire.

### *8.1.4. Étude 4*

Cette dernière étude avait pour objectif d'investiguer l'impact de l'implantation cochléaire unilatérale sur le contrôle de la posture en relation avec la fonction vestibulaire complète pré-chirurgie. À cette fin, des candidats à l'implant cochléaire ont été évalués avant la chirurgie et post-chirurgie à l'aide d'une batterie d'évaluation vestibulaire et posturale. Les résultats de cette

étude suggèrent que les participants ayant reçu l'implant cochléaire à l'oreille présentant la meilleure fonction vestibulaire sont ceux qui présentent une détérioration posturale plus importante suivant l'implantation cochléaire. Cette étude est donc la première à suggérer l'importance d'une évaluation vestibulaire dans le choix de l'oreille implantée sur l'équilibre post-implant cochléaire.

## 8.2 Le rôle de l'audition dans le contrôle de la posture

Les études décrites dans cette thèse supportent le rôle de l'audition dans le contrôle de la posture. En effet, la présence ou l'absence d'indices sonores semble avoir un impact significatif au niveau du poids sensoriel, principalement lorsque d'autres sens sont atteints. Cependant, comment cette information est-elle intégrée dans le modèle de contrôle postural?

### *8.2.1 Intégration sensorielle dans le cadre du contrôle de la posture*

La position debout est une position instable puisqu'une simple déviation de l'axe gravitationnel induit un déplacement du corps. Cette instabilité est captée par les différents sens responsables du maintien de l'équilibre (somatosensoriel, vestibulaire et vision) qui eux corrigent la posture par le biais de signaux moteurs. Cette correction induit un mouvement du centre de pression qui à son tour est perçu par les différents sens. Ce modèle de contrôle postural est nommé *closed loop* et implique que le déplacement du centre de pression soit détecté par les différents sens qui à leur tour, génèrent une action motrice afin de corriger ce déplacement en fonction du niveau de déplacement perçu et ainsi de suite.

Il est suggéré que les différents sens impliqués dans le contrôle de la posture présentent une plage dynamique différente quant à leur capacité de détecter le déplacement du corps (Forbes et coll., 2018). En ce sens, le système vestibulaire peut encoder des variations importantes d'amplitude comparativement au système proprioceptif des chevilles et donc chacun des sens présente une variabilité différente (Peterka, 2018). Le seuil perceptuel de mouvement pour les différents systèmes est fonction de la variabilité du signal neural puisqu'il dépend du ratio signal/bruit (Merfeld, 2011). De ce fait, dans le cadre d'une tâche de posture, le système proprioceptif aurait le seuil perceptuel le plus faible (moins grande variabilité), suivi du système visuel et finalement du système vestibulaire (Fitzpatrick & McCloskey; 1994).

Une façon de pouvoir réduire cette variabilité intra sensorielle et par le fait même d'optimiser le contrôle postural est de combiner l'information provenant de différents sens. Cette combinaison, en raison de la variabilité intra sensorielle différente, engendre la nécessité de pondérer l'information pour chacun des sens (Peterka, 2018). En effet, le système nerveux pondère l'information sensorielle afin de réduire au maximum la variabilité dans le signal. Peterka (2002) a étudié le contrôle de la posture chez les individus normaux dans différentes conditions afin d'estimer le poids sensoriel accordé à la proprioception, à la vision et au vestibulaire. Cette étude suggère que lorsque tous les sens sont disponibles, le poids sensoriel accordé à la proprioception est supérieur à celui de la vision et que le poids sensoriel de la vision est supérieur à celui du vestibulaire; ce qui est en lien avec la théorie selon laquelle le poids accordé est fonction de la variabilité du signal neural. Ce poids sensoriel est cependant modulé en fonction de la condition expérimentale. Ceci suggère donc, qu'en cas d'atteinte sensorielle, l'importance des autres sens peut être augmentée pour pallier l'absence de ce sens.

### *7.2.2 De quelle façon l'information auditive se combine-t-elle avec les autres sens?*

Bien que ce modèle explique très bien l'intégration sensorielle dans le cadre du contrôle de la posture, il ne prend pas en compte comment l'information auditive peut influencer le contrôle postural. Plusieurs auteurs ont proposé l'hypothèse que les participants utilisent la position spatiale de la source sonore pour se situer dans l'espace (Kanegaonkar et coll., 2015; Gandemer et coll., 2017; Karim et coll., 2018) suggérant ainsi que la capacité de localisation d'une source sonore est importante dans le contrôle de la posture. Le système auditif, présentant une certaine variabilité quant à sa précision dans la détection de mouvement sonore et dans sa précision à localiser un son dans l'espace (pour une revue complète voir : Brown & May, 2005; Carlile & Leung, 2016), pourrait avoir pour conséquence une très faible pondération chez les personnes dont l'ensemble des autres sens (somatosensoriel, vestibulaire et visuel) est fonctionnel.

En support à cette hypothèse, l'étude 1 présentée dans cette thèse démontre que l'information auditive semble avoir un effet très léger au niveau de la variabilité du déplacement du centre de pression. On observe, dans les conditions plus difficiles (les yeux fermés sur le coussin), une baisse de la variabilité au niveau de la vitesse du déplacement du centre de pression en l'absence d'indices auditifs (protecteurs auditifs). Ceci pourrait être en lien avec le fait que la source sonore était placée à l'arrière du participant, dans une région où les capacités de localisation auditives sont moins bonnes (Middlebrooks & Green, 1991; Brown & May, 2005) et ainsi, aurait pu augmenter la variabilité intra sensorielle auditive (augmentation de la confusion avant-arrière) ayant pour conséquence d'augmenter la variabilité du déplacement du centre de pression. Cependant, étant donné la faible importance accordée à l'audition par le



système nerveux central et au bon fonctionnement des autres modalités sensorielles, la différence n'est pas suffisante pour engendrer une différence significative dans les paramètres de posture. À notre connaissance, très peu d'études se sont intéressées au positionnement de la source sonore et de son impact sur le contrôle de la posture statique. Un groupe de chercheurs s'est intéressé à l'influence de la position d'une source sonore sur la posture lors d'une tâche dynamique et arrive à des conclusions supportant l'hypothèse. Karim et coll. (2018) ont étudié l'impact de la position spatiale d'un bruit blanc lors d'une tâche de marche sur place les yeux fermés (Fukuda). Ces derniers mesuraient l'angle de déviation par rapport à la position initiale à la suite de la tâche. Les résultats supportent l'hypothèse qu'un haut-parleur placé derrière le participant augmente la variabilité de l'effet sur la posture comparativement au haut-parleur placé devant le participant. D'un autre côté, Raper et coll. (1991) ont rapporté un effet négatif de la position d'une source sonore sur le côté comparativement à une source sonore placée devant ou derrière le participant. Ceci va à l'encontre de l'hypothèse voulant que la variabilité du signal auditif augmente lorsque la source sonore est derrière le participant. Cependant, cette étude a utilisé une basse fréquence connue pour déstabiliser la posture comparativement à un bruit rose utilisé dans les études présentées dans cette thèse. À la lumière de ces études, il est nécessaire que d'autres études s'intéressent à l'effet de la position spatiale d'une source sonore sur la variabilité du centre de pression en lien avec le type de signal sonore (basse fréquence vs bruit blanc/rose).

### *8.2.3. L'information auditive dans le cadre de la compensation suite à une atteinte vestibulaire*

Il a été suggéré que l'information vestibulaire afférente permette de créer une représentation stable de notre environnement lors de mouvements de tête. Que ce soit de stabiliser la vision

lors d'un mouvement de tête (Bronstein et coll., 2015) ou de stabiliser la représentation spatiale de l'environnement sonore (Lewald & Karnath, 2000), les afférences vestibulaires viendraient stabiliser notre représentation spatiale de la position des objets dans l'espace. Par exemple, lorsque l'on tourne la tête, nous avons l'impression que la source sonore reste stable dans l'espace, contrairement à si la source sonore bouge et que nous sommes immobiles (Lewald et coll., 2000). Ces évidences démontrent l'importance de la contribution vestibulaire dans la représentation auditive spatiale du corps dans l'espace. Cependant, qu'arrive-t-il en cas d'atteinte vestibulaire?

Tel que proposé, lorsqu'il y a atteinte d'une modalité sensorielle, le système nerveux se doit de diminuer l'importance accordée à ce sens afin de réduire la variabilité et maintenir la posture. Afin de pouvoir accomplir cet objectif, il est nécessaire de pouvoir attribuer un nouveau poids sensoriel à chacun des sens engendrant possiblement une augmentation de l'importance des indices sonores. Ceci a été observé autant dans l'étude 1 (augmentation de la dépendance visuelle suite à diminution des indices auditifs) que dans l'étude 2 (augmentation de la dépendance somatosensorielle). À priori, le résultat de ces deux études pourrait sembler contradictoire (étude 1 : augmentation de la dépendance visuelle et étude 2 augmentation de la dépendance somatosensorielle). Cependant, ces deux études ont évalué deux groupes de participants différents (étude 1 : normaux entendants; étude 2 : sourds congénitaux). Il a été observé que le cortex auditif chez les personnes avec surdité congénitale répond principalement aux signaux somatosensoriels (Levanën et al., 1998; Karns et al., 2012). Ceci pourrait venir expliquer en partie la dépendance somatosensorielle observée chez les personnes sourdes. Pour ce qui est de l'augmentation de la dépendance visuelle chez les normaux entendants suite à une

privation auditive, l'une des hypothèses plausibles est que la compensation s'effectue avec un sens ayant le même cadre de référence que le sens atteint. En effet, les deux sens (vision et audition) utilisent un cadre de référence exocentrique, alors que le système vestibulaire et le système somatosensoriel utilisent un cadre principalement allocentrique (Lopez, 2015).

Dans l'étude 3, il a été observé que le port d'appareils auditifs améliorait le contrôle de la posture spécifiquement chez ceux avec une atteinte vestibulaire. De plus, cette amélioration provenait en partie d'une redistribution de la dépendance sensorielle (diminution de l'apport proprioceptif). Cependant, aucune différence significative au niveau de la dépendance visuelle n'a été observée. Ceci pourrait donc laisser croire qu'une augmentation de l'importance des indices sonores explique cette modulation proprioceptive. Malheureusement, la méthodologie utilisée dans cette étude n'a pu démontrer cette hypothèse hors de tout doute.

D'autres études ont tenté d'évaluer s'il était possible d'utiliser l'information auditive comme moyen de réadaptation posturale dans les cas d'atteinte sensorielle. Tout d'abord, Dozza et coll. (2007) ont évalué un groupe de participants avec une fonction vestibulaire normale et un groupe avec une atteinte vestibulaire complète. Les participants devaient se tenir dans différentes conditions de posture sur une plateforme de force. Les participants portaient un système de rétroaction auditive relié à un accéléromètre attaché à leurs corps. Les différentes conditions de posture ont été évaluées avec et sans le système de rétroaction auditive. Ce système consistait en un signal sonore modulé en fréquence pour les mouvements antéro-postérieur et en volume pour les mouvements latéraux afin de pouvoir informer les participants de leur position spatiale. Bien que les deux groupes aient bénéficié de l'entrée auditive, les

participants avec atteinte vestibulaire bilatérale en tiraient un plus grand avantage que les contrôles. Ce bénéfice était proportionnel à la réduction d'information sensorielle induite aux autres sens et à la propension naturelle des participants à dépendre de l'un des principaux sens impliqués dans la posture (vision, somatosensoriel et vestibulaire). Les résultats supportent l'hypothèse que les indices auditifs puissent servir de compensation à la suite d'atteinte vestibulaire bilatérale, et ce, spécifiquement dans les conditions avec une réduction de l'apport proprioceptif ou visuel.

### 8.3.L'implant cochléaire : comment optimiser le choix de l'oreille implantée?

Jusqu'à présent, la majorité des études qui avaient tenté de voir l'impact de la chirurgie de l'implantation cochléaire sur le contrôle de la posture ne suggéraient aucune influence ou seulement une influence négative à court terme seulement. Par contre, ces études n'avaient pas pris en compte l'état de la fonction vestibulaire pré-chirurgie. L'étude 4 présentée dans cette thèse vient donner un éclairage nouveau en suggérant la pertinence d'effectuer un bilan complet de la fonction vestibulaire pré-chirurgie afin d'éviter ou minimiser, dans les cas d'implantation unilatérale, les risques d'aggraver le contrôle de la posture post-chirurgie. En effet, de cette étude découle un questionnement clinique important à savoir : comment pourrions-nous optimiser le choix de l'oreille implantée?

#### *8.3.1 Réflexion sur protocole clinique actuel*

Actuellement, dans le cadre de l'évaluation de la candidature à l'implant cochléaire, le système vestibulaire fait très peu souvent l'objet d'une évaluation approfondie. Dans les cas d'évaluation

vestibulaire pré-implant cochléaire, l'évaluation calorique est la plus fréquemment effectuée. Ceci va à l'encontre de ce qui est proposé dans l'étude 4 où les résultats de la fonction otolithique (VEMP) permettent de prédire l'instabilité posturale post-chirurgie. Ces résultats sont supportés par les études histopathologiques qui suggèrent elles aussi que l'implantation cochléaire affecte très rarement les canaux semi-circulaires comparativement au saccule et à l'utricule (Tien et coll., 2002; Handzell et coll., 2006). De plus, il a été démontré qu'il n'existe aucune relation entre l'examen calorique et le sentiment d'étourdissement post-implantation cochléaire (Parmar et coll., 2012).

Basé sur l'ensemble de ces évidences, il est donc pertinent de se questionner sur le protocole d'évaluation pré-chirurgie actuellement en place afin de pouvoir mieux prédire les impacts de la chirurgie sur l'équilibre. Ceci permettrait de personnaliser le protocole de réadaptation en incluant au besoin une réadaptation vestibulaire, afin de réduire les risques de chute observés suite à la chirurgie (Stevens et coll., 2014).

### *8.3.2 Comment améliorer le contrôle postural post-implantation cochléaire?*

Il est parfois souhaitable d'intervenir à l'aide d'un plan de réadaptation vestibulaire à la suite de la chirurgie afin de diminuer le risque de chutes et de diminuer le sentiment d'handicap lié aux étourdissements (Stevens et coll., 2014; Maheu et coll., 2017). En cas d'atteinte vestibulaire unilatérale ou bilatérale, il est démontré que la réadaptation vestibulaire pourrait améliorer la stabilité posturale et réduire le risque de chute (pour une revue complète voir : McDonnell et coll., 2015; Whitney et coll., 2016). Plus spécifiquement, une étude suggère l'utilisation d'un protocole de réadaptation suite à l'implantation cochléaire (Zur et coll., 2017). Ces auteurs ont

évalué la posture chez une patiente ayant reçu un implant cochléaire et qui éprouvait une forte instabilité à la suite de la chirurgie. Ce protocole comprenait des exercices de compensation, d'adaptation et d'habituation d'une durée de 30 minutes, effectués pour 14 séances sur une période de 4 mois. Les résultats démontrent une amélioration du contrôle de la posture à la suite de la réadaptation, ainsi qu'une réduction de l'anxiété telle que mesurée par questionnaire. D'autres études seront toutefois requises afin de déterminer l'efficacité et le type de réadaptation vestibulaire nécessaire afin d'optimiser le contrôle de la posture spécifiquement dans le cadre de l'implantation cochléaire.

Plus récemment, il a été suggéré que la fonction vestibulaire pourrait être améliorée suite à une stimulation électrique de faible niveau dans le cas d'atteinte vestibulaire (pour une revue complète: Wuehr et coll., 2017). Cette technique est fondée sur le principe de résonance stochastique voulant que l'ajout d'un bruit neural dans un système non linéaire permette d'augmenter la sensibilité de ce dernier (pour une revue complète, voir : McDonnell et coll. 2011). Il est connu depuis longtemps que l'implant cochléaire puisse stimuler indirectement le système vestibulaire en raison de la proximité entre le système vestibulaire et l'électrode insérée dans la cochlée (Black, 1977 ; Black et coll., 1978). Un groupe a récemment démontré une amélioration de la fonction vestibulaire à la suite d'une stimulation électrique induite via l'électrode de l'implant cochléaire (Gnanasegaram et coll., 2016). Plus précisément, ce groupe a démontré qu'il est possible de corriger la perception de la verticalité à la suite d'une stimulation électrique induite via l'implant cochléaire suggérant une modulation de la fonction otolithique. Ceci vient supporter une possible activation de l'utricule via la stimulation électrique de l'implant cochléaire.

En se basant sur ces résultats, certains auteurs suggèrent que l'activation de l'implant cochléaire pourrait agir sur la fonction vestibulaire et par le fait même, améliorer le contrôle de la posture (Cushing et coll., 2008; Mazaheryazdi et coll., 2017). En ce sens, il a été démontré que la stimulation électrique émise par l'implant cochléaire pouvait s'étendre aux structures otolithiques (Parkes et coll., 2016). Cette étude a démontré qu'il était possible d'évoquer les réponses cVEMP et oVEMP par le courant électrique émis par l'électrode de l'implant cochléaire. Ces auteurs suggèrent alors que le courant de l'électrode de l'implant cochléaire viendrait directement stimuler le nerf vestibulaire et engendrerait le déclenchement de la boucle réflexe. Sachant que l'utricule contribue en grande partie au maintien de la stabilité posturale lors d'une tâche de posture lorsque les informations visuelle et somatosensorielle sont réduites (Lin et coll., 2013), la stimulation électrique pourrait dès lors améliorer la stabilité posturale via le principe de résonance stochastique. De ce fait, il est possible d'imaginer dans le futur un système combiné à l'implant cochléaire permettant une stimulation vestibulaire visant à améliorer le contrôle de la posture.

Bien que l'implant cochléaire puisse stimuler électriquement le système vestibulaire, il est possible aussi que l'apport auditif soit responsable de l'amélioration posturale observée (Shayman et coll., 2018). En effet, il est démontré qu'à la suite de l'implantation cochléaire, il est possible de retrouver les capacités auditives spatiales (Nava et coll., 2009a ; Nava et coll., 2009b). De ce fait, en améliorant les capacités auditives spatiales, l'individu peut utiliser cette information afin de se positionner dans l'espace lorsque les autres sens (vision, vestibulaire, proprioception) sont moins fiables.

Lors de l'étude 4 présentée dans cette thèse, les participants ont été évalués sans leurs aides auditives. De ce fait, il est possible que les résultats pourraient être différents si nous avions évalué les participants avec l'implant cochléaire en position allumée. Ceci aurait pu induire une stimulation électrique au système vestibulaire et/ou fournir une meilleure représentation spatiale, via les indices sonores présents dans l'environnement.

#### 8.4 Études ultérieures

Cette thèse apporte un éclairage nouveau sur l'influence de l'audition sur le contrôle de la posture. Cependant, plusieurs questions émergent et méritent d'être répondues. Premièrement, l'influence de la position d'une source sonore dans l'espace sur le contrôle postural nécessite d'être évaluée davantage. Ceci permettra d'évaluer l'hypothèse voulant que la position spatiale de la source sonore dans un endroit où la performance de localisation sonore est optimale, diminue la variabilité du signal auditif et donc améliore le contrôle de la posture.

Deuxièmement, il sera pertinent d'utiliser une méthode plus précise, telle que la méthode par ondelettes, afin d'évaluer plus précisément le poids sensoriel accordé aux différents sens. Cette méthode permet de décomposer le déplacement du centre de pression en différentes bandes de fréquences (Paillard & Noé, 2015; Chau, 2000). Certaines bandes de fréquences ont été démontrées comme étant reliées à la variabilité de certains sens tels que la proprioception, la vision et le vestibulaire (Oppenheim et coll., 1999; Chagdes et coll., 2009). Cette technique comparativement à celle utilisée dans les études présentées dans cette thèse, permet de retirer la variabilité du système vestibulaire (Maheu et coll., 2019). Il serait pertinent d'évaluer d'autres



bandes de fréquences contenues dans le signal du centre de pression afin de voir s'il est possible de retirer la variabilité du signal associée à l'entrée auditive.

Troisièmement, l'étude 2 de cette thèse a permis de mettre en lumière l'impact d'une surdité neurosensorielle congénitale sur la distribution du poids sensoriel entre les sens lors d'une tâche de posture. Cependant, dans le cadre d'études ultérieures, il sera intéressant d'évaluer si le même phénomène est observé dans le cas d'atteinte acquise plus tard (presbycusie). Ceci permettra de déterminer si l'expérience auditive antérieure module la répartition du poids sensoriel. De plus, les résultats de l'étude 2 révèlent une forte dépendance somatosensorielle qui explique en partie la faible performance posturale chez les personnes sourdes. Cependant, il a été démontré qu'un entraînement multisensoriel comme la danse, permet d'améliorer le contrôle de la posture et de moduler la fonction vestibulo-oculaire (voir Maheu et coll., 2018; Maheu et coll., 2019). Il serait donc pertinent d'évaluer s'il est possible de diminuer la variabilité observée dans le centre de pression et moduler la fonction vestibulaire des personnes sourdes par un entraînement de danse.

Quatrièmement, l'étude 3 permettait de mettre en lumière l'influence de l'information auditive fournie par les appareils auditifs. Les participants évalués étaient tous des porteurs habitués avec leurs appareils auditifs. Une question se pose alors, le bénéfice en lien avec les appareils auditifs est-il instantané ou si une adaptation aux appareils auditifs est nécessaire avant d'observer une amélioration du contrôle de la posture? De plus, est-ce que certains paramètres dans la programmation de l'appareil auditif pourraient permettre d'optimiser le bénéfice sur le contrôle de la posture?

Finalement, l'étude 4 apporte une réflexion sur le protocole d'évaluation pré-chirurgie en place, dans le cadre de l'implant cochléaire au Québec, en suggérant qu'une évaluation pré-chirurgie à l'aide de l'évaluation VEMP pourrait aider à prédire l'impact de la chirurgie sur le contrôle postural. Cependant, d'autres études devront répliquer les données actuelles avec un nombre plus important de candidats à l'implant. De plus, il sera nécessaire d'évaluer si le contrôle de la posture est influencé par le fait que l'implant soit en position allumée ou éteinte.

#### 8.5 Limites des études

Bien que l'ensemble des études présentées ci-haut demeurent pertinentes et soulèvent d'importantes questions, quelques limites doivent être soulevées.

Tout d'abord, l'ensemble de ces études évaluent seulement le contrôle postural statique et non pas lors d'une tâche dynamique (ex : marche). L'accomplissement de ces deux tâches dépend de mécanismes différents et donc les résultats pourraient être différents. Nous croyons cependant que la tâche de contrôle statique s'inscrit dans un continuum avec les tâches de contrôle dynamique et que les deux processus sont importants.

Deuxièmement, les études présentées ci-haut n'ont pas pris en compte l'historique des traumatismes musculosquelettiques, la sensibilité des pieds et certaines variables anthropomorphiques (la taille et le poids) dans les critères d'exclusion. Ceci pourrait augmenter la variabilité des résultats si certains participants avaient des antécédents de traumatismes ou de

perte sensoriel au niveau des pieds ou que les groupes n'étaient pas similaires quant à la taille et au poids des participants. Par contre, certaines pathologies nous ont permis d'exclure une perte de sensibilité au niveau de pieds tel que le diabète et autres problèmes neurologiques. De plus, certaines études présentées ici comparait les mêmes participants de façon répétée sur la tâche. Il est donc possible que dans ces études, l'impact de ces biais potentiels ait été réduit.

Enfin, les variables étudiées ne nous permettaient pas d'étudier le déplacement du CoP séparément dans chacun des axes. Puisque les mécanismes de contrôle sont différents dans chacun des axes, il aurait pu être intéressant de séparer l'analyse dans chacun des axes pour retirer de l'information du rôle de l'audition sur ces mécanismes.

## **Chapitre 9 - Conclusion**

Cette thèse avait pour principal objectif d'évaluer l'influence d'une perte auditive et du rétablissement de l'audibilité sur le contrôle de la posture. Les résultats des différentes études présentées permettent de soutenir le rôle de l'audition dans le contrôle de la posture. Plus spécifiquement, la première étude a permis de démontrer pour la première fois qu'une réduction de l'entrée sonore chez les normaux entendants a pour effet d'augmenter la dépendance visuelle. La deuxième étude suggère qu'une privation auditive congénitale engendre une plus grande dépendance somatosensorielle que les normaux entendants en l'absence d'indice auditif. Ceci a été observé même si la grande majorité des participants était porteurs d'appareils auditifs depuis plusieurs années. Cependant, cette étude a soulevé une possible variable confondante : le système vestibulaire. La troisième étude de cette thèse a démontré l'influence du port d'appareils auditifs sur le contrôle de la posture. Cette étude supporte les études antérieures voulant que le port d'appareils auditifs chez les individus avec surdité améliore le contrôle de la posture. Cependant, un nouvel aspect a été apporté en suggérant que la fonction vestibulaire pourrait moduler le bénéfice observé par le port des appareils auditifs. Finalement, la dernière étude présentée s'est intéressée à l'implant cochléaire et à l'influence de la chirurgie sur le contrôle de la posture. Cette étude apporte un éclairage nouveau sur cette question en suggérant d'évaluer la fonction otolithique à l'aide du VEMP avant la chirurgie afin de prédire l'impact sur le contrôle de la posture. Cette étude soulève un questionnement sur le protocole actuel au Québec dans l'évaluation pré-chirurgie.

Les résultats de cette thèse permettent de soutenir l'audition comme un sens impliqué dans le contrôle de la posture. De ces études, plusieurs questions émergent et des recherches ultérieures devront s'y intéresser en utilisant des méthodes plus précises afin d'évaluer la distribution du poids sensoriel telle que l'analyse par ondelettes. Ces futures études pourront possiblement mener à de nouvelles interventions permettant aux personnes avec atteinte vestibulaire d'améliorer le contrôle de leur posture et par le fait même de diminuer le risque de chutes.

## **Bibliographie**

Baloh, R., Honrubia, V., Kerber, KA. (2011). *Clinical Neurophysiology of the vestibular system* (4th edition). New York: Oxford University Press.

Barin, K. (2014). Interpretation and usefulness of caloric testing. Dans Jacobson G, Shepard N. (Eds), *Balance Function Assessment And Management* (2nd edition, pp.319-347). San Diego: Plural Publishing.

Batuecas-Caletrio, A., Klumpp, M., Santacruz-Ruiz, S., Gonzalez, F.B., Sanchez, E.G., Arriaga, M. (2015). Vestibular function in cochlear implantation: Correlating objectiveness and subjectiveness. *Laryngoscope*, 125(10), 2371-2375. doi: 10.1002/lary.25299

Basta ,D., Todt, I., Goepel, F., Ernst, A. (2008). Loss of saccular function after cochlear implantation: the diagnostic impact of intracochlear electrically elicited vestibular evoked myogenic potentials. *Audiol Neurootol*, 13(3), 187-192. doi: 10.1159/000113509

Bernard-Demanze, L., Leonard, J., Dumitrescu, M., Meller, R., Magnan, J., Lacour, M. (2014). Static and dynamic posture control in postlingual cochlear implanted patients: effects of dual-tasking, visual and auditory inputs suppression. *Front Integr Neurosci*, 7, 111 doi: 10.3389/fnint.2013.00111

Black, R. C., & Clark, G. M. (1977). Electrical transmission line properties of the cat cochlea. In Proceedings of the Australian Physiological and Pharmacological Society, 8, 137P

Black, R. C., & Clark, G. M. (1978). Electrical network properties and distribution of potentials in the cat cochlea [Abstract]. In Proceedings of the Australian Physiological and Pharmacological Society, Canberra, ACT.

Bronstein, A.M., Patel, M., Arshard, Q. (2015). A brief review of the clinical anatomy of the vestibular-ocular connections- how much do we know? *Eye (Lond)*, 29(2), 163-170. doi: 10.1038/eye.2014.262

Bronstein, A.M. (2006). What the vestibulo-spinal system does and what it doesn't. *Suppl Clin Neurophysiol*, 58, 120-133.

Brown, C.H., May, B.J. (2005). Comparative mammalian sound localization. Dans Popper and AN, Fay RR ed. *Sound source localization springer handbook of auditory research*. (pp. 124-178). Springer, New York,.

Buchman, C.A., Joy, J., Hodges, A., Telischi, F.F., Balkany, T.J. (2004). Vestibular effects of cochlear implantation. *Laryngoscope*, 114(10), 1-22.

Chagdes, J.R., Rietdyk, S., Haddad, J.M., Zelaznik, H.N., Raman, A., Rhea, C.K., Silver, T.A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task

are revealed by wavelet analysis. *Exp Brain Res*, 197(3), 297-310. doi: 10.1007/s00221-009-1915-1

Chau, T. (2000). A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait Posture*, 13(2), 102-120.

Cohen, H., Blatchly, C.A., Gombash, L.L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phy Ther*, 73(6), 346-351.

Colebatch, J.G., Halmagyi, G.M. (1992). Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*, 42 (8), 1635-1636.

Colebatch, J.G., Halmagyi, G.M., Skuse, N.F. (1994). Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 57 (2), 190-197.

Colebatch, J., Rosengren, S., Welgampola, M. (2016). Vestibular-evoked myogenic potentials. In Joseph M. Furman and Thomas Lempert (Eds.), *Handbook of Clinical Neurology*, (pp. 133-155). Amsterdam: Springer.

Cullen, K.E. (2012). The vestibular system : multimodal intergration and encoding of self-motion for motor control. *Trends Neurosci*, 35 (3), 185-196. doi: 10.1016/j.tins.2011.12.001



Cullen, K.E. (2016). Physiology of central pathways. Dans Joseph M. Furman and Thomas Lempert (Eds), Handbook of Clinical Neurology (Vol. 137, pp. 17-40). Elsevier B.V.. DOI: 10.1016/B978-0-444-63437-5.00002-9

Curthoys IS. (2010) A critical review of the neurophysiological evidence underlying clinical vestibular testing using sound, vibration and galvanic stimuli. Clin Neurophysiol 121:132-144.

Cushing, S.L., Papsin, B.C., Rutka, J.A., James, A.L., Gordon, K.A. (2008). Evidence of vestibular and balance dysfunction in children with profound sensorineural hearing loss using cochlear implants. Laryngoscope, 118(10),1814-1823. doi: 10.1097/MLG.0b013e31817fadfa.

Cushing, S. L., Gordon, K. A., Rutka, J. A., James, A. L., Papsin, B. C. (2013). Vestibular end-organ dysfunction in children with sensorineural hearing loss and cochlear implants: an expanded cohort and etiologic assessment. Otol Neurotol, 34(3), 422-428. doi: 10.1097/MAO.0b013e31827b4ba0.

Cushing, S.L., Papsin, B.C., Rutka, J.A., James, A.L., Blaser, S.L., Gordon, K.A. (2009). Vestibular endorgan and balance deficits after meningitis and cochlear implantation in children correlate poorly with functional outcome. Otol Neurotol, 30(4), 488-495.

De Kegel A., Maes, L., Baetens, T., Dhooge, I., Van Waelvelde, H. (2012). The influence of a vestibular dysfunction on the motor development of hearing-impaired children. Laryngoscope, 122(12), 2837-2843.

de Sousa, A.M., de França Barros, J., de Sousa Neto, B.M. (2012). Postural control in children with typical development and children with profound hearing loss. *Int J Gen Med*, 5, 433-439.

Dozza, M., Horak, F.B., Chiari, L.(2007). Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res*, 178(1), 37-48.

Easton, R.D., Greene, A.J., DiZio, P., Lackner, J.R. (1998). Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Exp Brain Res*, 118(4), 541-550.

Ebrahimi, A. A., Movallali, G., Jamshidi, A.A., Haghgoo, H.A., Rahgozar, M. (2016). Balance Performance of Deaf Children With and Without Cochlear Implants. *Acta Med Iran*, 54(11), 737-742.

Ebrahimi, A.A., Movallali, G., Jamshidi, A.A., Rahgozar, M., Haghgoo, H.A. (2017). Postural Control in Deaf Children. *Acta Med Iran*, 55(2), 115-122.

Fitzpatrick, R., McCloskey, D.I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *478(Pt 1)*, 173-186.

Flourens, P. (1830). Expériences sur les canaux semi-circulaires de l'oreille dans les oiseaux. *Mem Acad Sci*, 9, 455-466.

Forbes, P.A., Chen, A., Blouin, J.S. (2018). Sensorimotor control of standing balance. B.L. Day, S.R. Lord (Eds). Dans Handbook of Clinical Neurology (Vol 159, pp.61-83). Elsevier B.V. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00004-5.

Gandemer, L., Parseihian, G., Kronland-Martinet, R., Bourdin, C. (2017). Spatial Cues Provided by Sound Improve Postural Stabilization: Evidence of a Spatial Auditory Map? Front Neurosci, 11, 357. doi: 10.3389/fnins.2017.00357

Gaylor, J.,M., Raman, G., Chung, M., Lee, J., Rao, M., Lau, L., Poe, D.S. (2013). Cochlear implantation in adults: a systematic review and meta-analysis. JAMA Otolaryngol Head Neck Surg. 139(3), 265-272. doi: 10.1001/jamaoto.2013.1744.

Gnanasegaram, J.J., Parkes, W.J., Cushing, S.L., McKnight, C.L., Papsin, B.C., Gordon, K.A. (2016). Stimulation from Cochlear Implant Electrodes Assists with Recovery from Asymmetric Perceptual Tilt: Evidence from the Subjective Visual Vertical Test. Front Integr Neurosci. 10, 32. doi: 10.3389/fnint.2016.00032

Goldberg, J.M., Wilson, V.J., Cullen, K.E., Angelaki, D.E., Broussard, D.M., Büttner-Ennever, J.A., - Minor, L.M. (2012). The Vestibular system : a sixth sense, Oxford University Press, New-York.

Gonçalves, D.U., Felipe, L., Lima, T.M. (2008). Interpretation and use of caloric testing. Braz J Otorhinolaryngol, 74 (3), 440-446.

Halmagyi, G.M., Chen, L., Macdougall, H.G., Weber, K.P., McGarvie, L.A., Curthoys, I.S. (2017). The Video Head Impulse Test. *Front Neurol*, 8:258 doi: 10.3389/fneur.2017.00258.

Handzel, O., Burgess, B. J., Nadol, B. Jr. (2006). Histopathology of the peripheral vestibular system after cochlear implantation in human. *Otol Neurotol*, 27(1), 57-64.

Huang, M. W., Hsu, C. J., Kuan, C. C., Chang, W. H. (2011). Static balance function in children with cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 75(5), 700-703. doi: 10.1016/j.ijporl.2011.02.019.

Inoue, A., Iwasaki, S., Ushio, M., Chihara, Y., Fujimoto, C., Egami, N., Yamasoba, T. (2013). Effect of vestibular dysfunction on the development of gross motor function in children with profound hearing loss. *Audiol Neurotol*, 18(3), 143-151. doi: 10.1159/000346344

Jacobson, G., Sharpard, N. (2014). *Balance Function Assessment and Management*. (2<sup>nd</sup> edition). San Diego : Plural Publishing.

Jacot, E., Van Den Abbeele, T., Debre, H.R., Wiener-Vacher, S.R. (2009). Vestibular impairments pre- and post-cochlear implant in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 73(2), 209-217. doi: 10.1016/j.ijporl.2008.10.024.

Jin, Y., Nakamura, M., Shinjo, Y., Kaga, K. (2006). Vestibular-evoked myogenic potentials in cochlear implant children. *Acta Otolaryngol*, 126(2), 164-169.

Juttila, T., Aalto, H., Hirvonen, T.P. (2013). Cochlear implantation rarely alters horizontal vestibuloocular reflex in motorized head impulse test. *Otol Neurotol*, 34(1), 48-52. doi: 10.1097/MAO.0b013e318277a430.

Kaga, K., Shinjo, Y., Jin, Y., Takegoshi, H. (2008). Vestibular failure in children with congenital deafness. *Int J Audiol*, 47(9), 590-599. doi: 10.1080/14992020802331222.

Kanegaonkar, R.G., Amin, K., Clarke, M. (2012). The contribution of hearing to normal balance. *J Laryngol Otol*, 126(10), 984-988.

Karim, A.M., Rumalla, K., King, L.A., Hullar, T.E. (2018). The effects of spatial auditory landmarks on ambulation. *Gait Posture*, 60, 171-174. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.003.

Karns, C.M., Dow, M.W., Neville, H.J. (2012). Altered cross-modal processing in the primary auditory cortex of congenitally deaf adults: a visual-somatosensory fMRI study with a double-flash illusion. *J Neurosci*, 32(28), 9626-9638. doi: 10.1523/JNEUROSCI.6488-11.2012

Katsiari, E., Balatsouras, D.G., Sengas, J., Riga, M., Korres, G.S., Xenelis, J. (2013). Influence of cochlear implantation on the vestibular function. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 270(2), 489-495. doi: 10.1007/s00405-012-1950-6.

Kingma, H., Van de Berg, R. (2016). Anatomy, physiology, and physics of the peripheral vestibular system. Dans Joseph M. Furman and Thomas Lempert (Eds), Handbook of Clinical Neurology (Vol. 137, pp.1-16). Elsevier B.V.. doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00001-7

Krause, E., Louza, J.P., Hempel, J.M., Wechtenbruch J, Rader T, Gurkov R. (2009). Effect of cochlear implantation on horizontal semicircular canal function. Eur Arch Otorhinolaryngol, 266(6), 811-817. doi: 10.1007/s00405-008-0815-5.

Krause, E., Wechtenbruch, J., Rader, T., Gurkov, R. (2009). Influence of cochlear implantation on sacculus function. Otolaryngol Head Neck Surg, 140(1), 108-113.

Lacour, M., Barthelemy, J., Borel, L., Magnan, J., Xerri, C., Chays, A., Ouaknine, M. (1997). Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. Exp Brain Res, 115(2), 300-310.

Levanën, S., Jousmaki, V., Hari, V. (1998). Vibration-induced auditory-cortex activation in congenitally deaf adult. Curr Biol, 8(15), 869-871.

Lewald, J., D'orrscheidt, G.J., Ehrenstein, W.H. (2000). Sound localization with eccentric head position. Behav Brain Res, 108(2), 105-125.

Lin, C.Y., Wang, S.J., Young, Y.H. (2013). Correlations between foam posturography and vestibular-evoked myogenic potential tests in Ménière's disease. *Ear Hear*, 34(5), 673-679. doi: 10.1097/AUD.0b013e31828d267f.

Lopez, C., Blanke, O. (2014). Nobel Prize centenary: Robert Barany and the vestibular system. *Curr Biol*, 24(21), R1026-R1028. doi: 10.1016/j.cub.2014.09.067

Lopez, C. (2015). Making sense of the body: the Role of Vestibular Signals. *Multisensory Research*, 28(5-6), 525-557. DOI:10.1163/22134808-00002490

MacDougall, H.G., Weber, K.P., McGarvie, L.A., Halmagyi, G.M., Curthoys, I.S. (2009). The video head impulse test: diagnostic accuracy in peripheral vestibulopathy. *Neurology*, 73(14), 1134-1141. doi: 10.1212/WNL.0b013e3181bacf85

Mainenti, M.R., De Oliveira, L.F., De Melo, Taveres De Lima, M.A., Nadal, J. (2007). Stabilometric signal analysis in tests with sound stimuli. *Exp Brain Res*. 181(2), 229-236.

Manzari, L., Burgess, A.M., McGarvie, L.A., Curthoys, I.S. (2013). An indicator of probable semicircular dehiscence: ocular vestibular evoked myogenic potentials to high frequency. *Otolaryngol Head Neck Surgery*, 149(1), 142-145. doi: 10.1177/0194599813489494.

Marioni, G., Fermo, S., Zanon, D., Broi, N., Staffieri, A. (2013). Early rehabilitation for unilateral peripheral vestibular disorders: a prospective, randomized investigation using

computerized posturography. *Arch Otolaryngol*, 270(2), 425-435. doi: 10.1007/s00405-012-1944-4.

Mazaheryazdi, M., Mossavi, A., Sarrafzadah, J., Talebian, S., Jalaie, S. (2017). Study of the effects of hearing on static and dynamic postural function in children using cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 100, 18-22. doi: 10.1016/j.ijporl.2017.06.002.

McDaniel, D.M., Motts, S.D., Neeley, R.A. (2018). Effects of bilateral hearing aid use on balance in experienced adult hearing aid users. *Am J Audiol*, 27(1), 121-25. doi: 10.1044/2017\_AJA-16-0071.

McDonnell, M.N., Hillier, S.L. (2015). Vestibular rehabilitation for unilateral peripheral vestibular dysfunction. *Cochrane Database Syst Rev*, 1, doi: 10.1002/14651858.CD005397.pub4.

McDonnell, M.D., Ward, L. M. (2011). The benefits of noise in neural systems : bridging theory and experiment. *Nat Rev Neurosci*, 12(7), 415-426. doi: 10.1038/nrn3061.

Melo, R.S., Lemos, A., Macky, C.F., Raposo, M.C., Ferraz, K.M. (2015). Postural control assessment in students with normal hearing and sensorineural hearing loss. *Braz J Otorhinolaryngol*, 81(4), 431-438. doi: 10.1016/j.bjorl.2014.08.014.

Melvin, T.A., Della Santina, C.C., Carey, J.P., Migliaccio, A.A. (2009). The effects of cochlear implantation on vestibular function. *Otol Neurotol*, 30(1), 87-94.



Merfeld, D.M. (2011). Signal detection theory and vestibular thresholds : I. Basic theory and practical considerations. *Exp Brain Res*, 218(1), 159-160.

Mergner, T., Maurer, C., Peterka, R.J. (2003). A multisensory posture control model of human upright stance. *Progress in Brain Res*, 142, 189-201. doi.org/10.1016/S0079-6123(03)42014-1

Middlebrooks, J.C. (2015). Sound localization. Dans M. J. Aminoff, F. Boller, D.F., Swaab (Vol. 129, pp.99-116). *Handbook of Clinical Neurology*. Elsevier B.V..doi.org/10.1016/B978-0-444-62630-1.00006-8

Middlebrooks, J.C., Green, D.M. (1991). Sound Localization By Human Listeners. *Annu Rev Pscyhol*, 42, 135-159.

Migliaccio, A.A., Della Santina, C.C., Carey, J.P., Niparko, J.K., Minor, L.B. (2005). The vestibuloocular reflex response to head impulses rarely decreases after cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 26(4), 655-660.

Nakajima, Y., Kaga, K., Takekoshi, H., Sakuraba, K. (2012). Evaluation of vestibular and dynamic visual acuity in adults with congenital deafness. *Percept Mot Skills*, 115(2), 503-511.

Nava, E., Bottari, D., Bonfioli, F., Beltrame, M.A., Pavani, F. (2009a) Spatial hearing with a single cochlear implant in late-implanted adults. *Hear Res*, 255(1-2), 91-98. doi: 10.1016/j.heares.2009.06.007

Nava, E., Bottari, D., Portioli, G., Bonfioli, F., Beltrame, M.A., Formigoni, P., Pavani, F. (2009b). Hearing again with two ears: recovery of spatial hearing after bilateral cochlear implantation. *Neuropsychologia*, 47(3), 928-932. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2008.11.020

Negahban, H., Bavarsad Cheshmeh Ali, M., Nassadj, G. (2017). Effects of hearing aids on static balance function in elderly with hearing loss. *Gait Posture*, 58,126-129. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.07.112.

Oppenheim, U., Kohen-Raz, R., Alex, D., Kohen-Raz, A., Azarya, M. (1999). Postural characteristics of diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 22(2) 328-332.

Paillard, T. Noé, F. (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int*. doi: 10.1155/2015/891390.

Park, S.H., Lee, K., Lockhart, T., Kim, S. (2011). Effects of sound on postural stability during quiet standing. *J Neuroengineering Rehab*, 8,67. doi: 10.1186/1743-0003-8-67.

Parkes, W. J., Gnanasegaram, J. J., Cushing, S. L., McKnight, C. L., Papsin, B. C., and Gordon, K. A. (2016). Vestibular evoked myogenic potential testing as an objective measure of vestibular stimulation with cochlear implants. *laryngoscope* doi: 10.1002/lary.26037

Parmar A, Savage J, Wilkinson A, Hajioff D, Nunez DA, Robinson P. (2012) The role of vestibular caloric tests in cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 147:127-131.

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysy*, 88(3),1097-1118.

Peterka, R.J.(2018). Sensory intergration for human balance control. Dans B.L. Day, S.R. Lord (Eds). Dans *Handbook of Clinical Neurology* (Vol 159, pp.27-42). Elsevier B.V. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00004-5.

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffman, R.G., Lovett, E.G., Myklebust, B.M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*, 43(9), 956-966.

Raper, S.A., Soames, R.W. (1991). The influence of stationary auditory fields on postural sway behaviour in man. *Eur J Appl Physiol*, 63(5), 363-367.

Robard, L., Hitier, M., Lebas, C., Moreau, S. (2014). Vestibular function and cochlear implant. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 272(3), 523-530. doi: 10.1007/s00405-014-3040-4

Rosengren, S.M., Kingma, H. (2013). New perspectives on vestibular evoked myogenic potentials. *Curr Opin Neuro*, 26(1), 74-80. doi: 10.1097/WCO.0b013e32835c5ef3.

Rosengren, S.M., Welgampola, M.S., Colebatch, J.G. (2010). Vestibular evoked myogenic potentials: past, present and future. *Clin Neurophysiol*, 121 (5), 636-651. doi: 10.1016/j.clinph.2009.10.016

Rugelj, D., Hrastnik, A., Sevsek, F., Vauhnik, R. (2015). Reliability of modified sensory interaction test as measured with force platform. *Med Biol Eng Comput* 53,525-534.

Rumalla, K., Karim, A.M., Hullar, T.E. (2015). The effect of hearing aids on postural stability. *Laryngoscope*, 125(3), 720-723. doi: 10.1002/lary.24974.

Schubert, M.C., Shepard, N.T. (2016). Practical anatomy and physiology of the vestibular system. Dans G.P., Jacobsen, N.T., Shepard (Eds). *Balance Function Assessment and Management*. (2<sup>nd</sup> edition, pp.1-16). San Diego: Plural Publishing,

Shayman, C.S., Earhart, G.M., Hullar, T.E. (2017). Improvements in Gait With Hearing Aids and Cochlear Implants. *Otol Neurotol*, 38(4), 484-486. doi: 10.1097/MAO.0000000000001360

Shayman, C.S., Mancini, M., Weaver, T.S., King, L.A., Hullar, T.E. (2018). The contribution of cochlear implants to postural stability. *Laryngoscope*, 128(7), 1676-1680. doi: 10.1002/lary.26994.

Shepard, N.T., Jacobson, G.P. (2016). The caloric irrigation test. Dans J.M., Furman, T. Lempert (Eds). *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 137, pp. 119-131). Elsevier B.V. doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00009-1

Shinjo, Y., Jin, Y., Kaga, K. (2007). Assessment of vestibular function of infants and children with congenital and acquired deafness using the ice-water caloric test, rotational chair test and vestibular-evoked myogenic potential recording. *Acta Otolaryngol*, 127(7), 736-747.

Siedlecka, B., Sobera, M., Sikora, A., Drzewowska, I. (2015). The influence of sounds on posture control. *Acta Bioeng Biomech*, 17(3), 96-102.

Singh, N.K., Kashyap, R.S., Supreetha, L., Sahana, V. (2014). Characterization of age-related changes in sacculocolic response parameters assessed by cervical vestibular evoked myogenic potentials. *Eur arch of Otorhinolaryngol*, 271 (7), 1869-1877. doi: 10.1007/s00405-013-2672-0

Sokolov, M., Gordon, K.A., Polonenko, M., Balser, S.I., Papsin, B.C., Cushing, S.L. (2019). *Hear Res*, 372, 52-61. doi: 10.1016/j.heares.2018.03.032

Stahle, J. (1990). Controversies on the caloric response. From Barany's theory to studies in microgravity. *Acta Otolaryngol*,109:162-167.

Stevens, M.N., Baudhuin, J.E., & Hullar, T.E., Washington University Cochlear Implant Study Group. (2014). Short-term risk of falling after cochlear implantation. *Audiology & Neurootology*.19, 370-377. doi: 10.1159/000363214.

Stevens, M.N., Barbour, D.L., Gronski, M.P., Hullar, T.E. (2016). Auditory contributions to maintaining balance. *J Vestib Res*, 26(5-6), 433-438. doi: 10.3233/VES-160599.

Suarez, H., Angeli, S., Suarez, A., Rosales, B., Carrera, X., Alonso, R. (2007). Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 71(4), 629-637.

Thapa, P.B., Gideon, P, Brockman, K.G., Fought, R.L., Ray, W.A. (1996). Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents. *J Gerontol A Biol Med Sci*, 51(5) :M239-246.

Tien, H.C., Linthicum, F.H. Jr. (2002). Histopathological changes in the vestibule after cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 127(4), 260-264. doi: 10.1155/2016/7287180.

Uiga, L., Capio, C.M., Ryu, D., Wilson, M.R., Masters, R.S.W. (2018). The role of conscious control in maintaining stable posture. *Hum Mov Sci*, 57, 442-450. doi: 10.1016/j.humov.2017.10.008.

Vitkovic, J., Le, C., Lee, S.L., Clark, R.A. (2016). The contribution of hearing and hearing loss to balance control. *Audiol Neurootol*, 21(4), 195-202.

Watson, S.R.D., Colebatch, J.G. (1998). Vestibular-evoked electromyographic responses in soleus: a comparison between click and galvanic stimulation. *Exp Brain Res*, 119(4), 504-510.

Weber, K.P., Macdougall, H.G., Halmagyi, G.M., Curthoys, I.S. (2009). Impulsive testing of semicircular-canal function using video-oculography. *Ann N Y Acad Sci*, 1164, 486-491. doi: 10.1111/j.1749-6632.2008.03730.x.

Whitney, S.L., Alghadir, A.H., Anwer, S. (2016). Recent Evidence About the Effectiveness of Vestibular Rehabilitation. 18(3), 13. doi: 10.1007/s11940-016-0395-4

Ward, B.K., Carey, J.P., Minor, L.B. (2017). Superior Canal Dehiscence Syndrome: Lessons from the first 20 years. *Front Neurol*, 28, doi: 10.3389/fneur.2017.00177

Wuehr, M., Nusser, E., Decker, J., Krafczyk, S., Straube, A., Brandt, T., , Schniepp, R.(2017). Noisy vestibular stimulation improves dynamic walking stability in bilateral vestibulopathy. 86(23), 2196-2902.

Wulf, G., McNevin, N., Shea, C.H. (2001). The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *Q J Exp Psychol A*, 53(4), 1143-1154.

Xu, X.D., Zhang, X.T., Zhang, Q., Hu, J., Chen, Y.F., Xu, M. (2014). Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials in children with cochlear implant. *Clin Neurophysiol*, 126(8), 1624-1631. doi: 10.1016/j.clinph.2014.10.216.

Xu, X.D., Zhang, Q., Hu, J., Zhang, Y., Chen, Y.F., Zhang, X.T., Xu, M. (2015). The hidden loss of otolithic function in children with profound sensorineural hearing loss. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 79(6), 852-857. doi: 10.1016/j.ijporl.2015.03.017.

Zhong, X., Yost, W. (2013). Relationship between postural stability and spatial hearing. *J Am Acad*, 24(9), 782-788. doi: 10.3766/jaaa.24.9.3.

Zhou, G., Kenna, M.A., Stevens, K., Licameli, G. (2009). Assessment of saccular function in children with sensorineural hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 135(1), 40-44. doi: 10.1001/archoto.2008.508.

Zur, O., Ben-Rubi Shimron, H., Leisman, G., Carmeli, E. (2017). Balance versus hearing after cochlear implant in an adult. *BMJ Case Rep*. doi: 10.1136/bcr-2017-220391.





**Annexe I-** Formulaire de consentement

## **Normalisation des méthodes cVEMP et oVEMP versus la méthode coVEMP chez les contrôles en fonction de l'âge**

Étudiant-chercheur     Maxime Maheu M.Sc.S.(A)  
Audiologiste  
Étudiant PhD, Sciences Biomédicales, audiologie  
Faculté de Médecine - École d'orthophonie et d'audiologie  
Téléphone : (514) 343-6111 poste 37187  
Courriel : [maxime.maheu.1@umontreal.ca](mailto:maxime.maheu.1@umontreal.ca)

Directeur                 François Champoux, Ph.D.  
Audiologiste, OOAQ #1696  
Professeur adjoint, Université de Montréal  
Faculté de Médecine - École d'orthophonie et d'audiologie  
Téléphone: 514-343-6111 poste 37181  
Courriel : [francois.champoux@umontreal.ca](mailto:francois.champoux@umontreal.ca)

Vous êtes invité à participer à un projet de recherche. Avant d'accepter d'y participer, veuillez prendre le temps de lire ce document présentant les conditions de participation au projet. N'hésitez pas à poser toutes les questions que vous jugerez utiles à la personne qui vous présente ce document.

### **Titre du projet**

Normalisation des méthodes cVEMP et oVEMP versus la méthode coVEMP chez les contrôles en fonction de l'âge

### **Objectif de l'étude**

Effectuer des normes auprès de participants contrôles pour des méthodes électrophysiologiques (VEMP) déjà fréquemment utilisées en clinique.

### **Nature de votre participation**

Dans un premier temps, vous serez reçu à l'École d'orthophonie et d'audiologie de l'Université de Montréal. Lors de cette rencontre, un audiologiste va visualiser vos conduits auditifs et s'assurer à l'aide d'un tympanomètre de la bonne fonction de votre oreille moyenne.

Par la suite, vous serez invité à vous coucher sur une chaise longue. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête et votre cou. L'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez tourner votre tête et la soulever de la chaise pendant minimum 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille. Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre cou (sternocléidomastoïdien). Vous n'aurez aucune réponse à fournir.

Ensuite, vous serez assis sur une chaise. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête : 1 au niveau du front et 2 sous l'œil. Par la suite, l'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez regarder vers le haut au minimum pendant 2 essais

d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille. Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre œil (l'inférieure oblique). Vous n'aurez une fois de plus, aucune réponse à fournir.

Finalement, pour la dernière mesure, vous devrez vous asseoir sur une chaise. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre cou et votre tête et vous serez invité à tourner la tête et regarder vers le haut pendant 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille.

Lors de la seconde séance, vous devrez vous présenter au laboratoire de recherche environ une semaine après la première séance. L'ensemble des tâches effectuées durant cette séance seront exactement les mêmes que lors de la première séance.

Les niveaux sonores utilisés sont jugés confortables et sont sécuritaires. La séance sera supervisée par un audiologiste ayant reçu les formations nécessaires pour accomplir la passation des ces tests.

La durée totale de votre participation, incluant le temps d'installation, peut varier entre 1,5 et 3 heures.

### **Participation volontaire et droit de retrait**

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à ce projet de recherche. Vous pouvez vous retirer de cette étude à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raison. Vous avez simplement à aviser la personne ressource de l'équipe de recherche et ce, par simple avis verbal.

### **Responsabilité de l'équipe de recherche**

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou l'établissement de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

### **Indemnité et/ou dépense**

Une compensation financière de 30\$ par séance pour un total de 60\$ pour l'étude complète. De plus, sur présentation des reçus, vos frais de déplacements seront remboursés.

### **Personnes-ressources**

Si vous avez des questions sur les aspects scientifiques du projet de recherche, vous pouvez contacter : Maxime Maheu, audiologiste et étudiant au PhD Sciences Biomédicales option audiologie, responsable du projet, par courriel : [maxime.maheu.1@umontreal.ca](mailto:maxime.maheu.1@umontreal.ca) ou par téléphone 514-343-6111 poste 37187.

Pour toute préoccupation sur vos droits ou sur les responsabilités des chercheurs concernant votre participation à ce projet, vous pouvez contacter le conseiller en éthique du Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) :

Courriel: [ceres@umontreal.ca](mailto:ceres@umontreal.ca)  
Téléphone au (514) 343-6111 poste 2604  
Site Web: <http://recherche.umontreal.ca/participants>.

Toute plainte concernant cette recherche peut être adressée à l'ombudsman de l'Université de Montréal, au numéro de téléphone (514) 343-2100 ou à l'adresse courriel [ombudsman@umontreal.ca](mailto:ombudsman@umontreal.ca). L'ombudsman accepte les appels à frais virés. Il s'exprime en français et en anglais et prend les appels entre 9h et 17h.

### **Confidentialité**

La confidentialité sera respectée. Aucune information révélant votre identité ne sera diffusée ou publiée sans votre consentement à moins d'en être astreint par la loi.

La confidentialité des résultats aux différentes mesures est protégée et votre identité n'est pas révélée. Tous les renseignements recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer leur confidentialité. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par le comité d'éthique de la recherche (CERES), qui adhère à une politique de stricte confidentialité. Ces données seront conservées sous clé au local de la recherche de l'Université de Montréal par le responsable de l'étude, pour une période de 7 ans suivant la fin du projet, après quoi, elles seront détruites. En cas de présentation des résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

### **Constats fortuits**

Les constats fortuits sur votre santé vous seront communiqués par le chercheur et si vous le désirez, nous pourrions vous référer à un médecin spécialiste ORL si jugé nécessaire.

### **Consentement**

#### **Déclaration du participant**

Je comprends que je peux prendre mon temps pour réfléchir avant de donner mon accord ou non à participer à la recherche.

Je peux poser des questions à l'équipe de recherche et exiger des réponses satisfaisantes.

Je comprends qu'en participant à ce projet de recherche, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne dégage les chercheurs de leurs responsabilités.

J'ai pris connaissance du présent formulaire d'information et de consentement et j'accepte de participer au projet de recherche.

---

Prénom et nom du participant  
(caractères d'imprimerie)

---

Signature du participant

Date :

---

**Engagement du chercheur**

J'ai expliqué les conditions de participation au projet de recherche au participant. J'ai répondu au meilleur de ma connaissance aux questions posées et me suis assuré de la compréhension du participant. Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au présent formulaire d'information et de consentement.

---

Prénom et nom du chercheur  
(caractères d'imprimerie)

---

Signature du chercheur

Date :

---

## **Réduire les risques de chutes de plain-pied chez les travailleurs âgés par l'utilisation de prothèses auditives**

Étudiant-chercheur      Maxime Maheu M.Sc.S.(A)  
Audiologiste O.O.A.Q. #2530  
Étudiant Ph.D., Sciences Biomédicales, audiologie  
Faculté de Médecine – École d'orthophonie et d'audiologie  
Téléphone : (514) 343-6111 poste 37187  
Courriel : [maxime.maheu@umontreal.ca](mailto:maxime.maheu@umontreal.ca)

Directeur                      François Champoux, Ph.D.  
Audiologiste, OOAQ #1696  
Professeur adjoint, Université de Montréal  
Faculté de Médecine – École d'orthophonie et d'audiologie  
Téléphone: 514-343-6111 poste 37181  
Courriel : [francois.champoux@umontreal.ca](mailto:francois.champoux@umontreal.ca)

Vous êtes invité à participer à un projet de recherche. Avant d'accepter d'y participer, veuillez prendre le temps de lire ce document présentant les conditions de participation au projet. N'hésitez pas à poser toutes les questions que vous jugerez utiles à la personne qui vous présente ce document.

### **Description du projet**

Le projet vise à mesurer l'influence de l'audition sur le contrôle de la posture. Ce projet nous permettra de mesurer si la perte auditive et sa restauration par le biais d'appareil auditif influence la capacité à maintenir notre posture.

### **Objectif de l'étude**

Évaluer le contrôle postural chez les travailleurs à l'aide de la plateforme de force en lien avec le statut auditif.

### **Nature de votre participation**

Dans un premier temps, vous serez reçu à l'École d'orthophonie et d'audiologie de l'Université de Montréal. Lors de cette rencontre, un audiologiste va visualiser vos conduits

auditifs et s'assurer à l'aide d'un tympanomètre de la bonne fonction de votre oreille moyenne. Par la suite, une évaluation de votre niveau d'audition sera effectuée par l'audiologiste.

Par la suite, vous serez invité à vous coucher sur une table d'examen. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête et votre cou. L'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez tourner votre tête et la soulever de la table pendant minimum 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille.

Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre cou (sternocléïdomastoïdien). Vous n'aurez aucune réponse à fournir.

Ensuite, vous serez assis sur une chaise. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête : 1 au niveau du front et 1 sous l'œil et 1 sur le menton. Par la suite, l'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez regarder vers le haut au minimum pendant 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille. Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre œil (l'inférieur oblique). Vous n'aurez une fois de plus, aucune réponse à fournir.

Ensuite, vous serez invité à mettre des lunettes sur laquelle est fixé une caméra permettant d'enregistrer le déplacement de votre œil. En position assise, l'expérimentateur vous demandera de rester détendu et de fixer un point devant vous. Ce dernier va placer ses mains sur votre tête afin de pouvoir tourner votre tête de façon très rapide et de faible amplitude (environ 15 à 20 degrés). Cette mesure sera effectuée dans six différentes directions (gauche, droite, haut vers la droite, haut vers la gauche, bas vers la droite, bas vers la gauche) et la caméra enregistrera les déplacements de votre œil en rapport aux mouvements de tête qui seront provoqués. Un total de 20 répétitions sera effectué par direction.

Ensuite, vous devrez effectuer une tâche de pointage de cible suite à une stimulation tactile. Votre main droite sera camouflée sous une cape. Votre main gauche vous sera visible en tout temps. L'expérimentateur utilisera un pinceau doux pour frotter doucement pendant 60s votre majeur de la main droite. Vous verrez une main de plastique positionnée devant vous se faire frotter par un autre pinceau au même moment. Suite à cette stimulation, vous devrez répondre à un court questionnaire de 6 questions et procéder à une tâche de pointage de votre main droite tout en ayant les yeux fermés. La trajectoire de votre main sera mesurée à l'aide d'une électrode positionnée au bout de votre index gauche. Le déplacement de votre main sera capté par caméra.

Finalement, lors de la dernière mesure, nous allons enregistrer votre équilibre dans quatre différentes conditions à l'aide d'une plateforme. Les conditions sont les suivantes : 1) yeux



ouverts sur la plateforme, yeux fermés sur la plateforme, yeux ouverts sur le coussin installé sur la plateforme et yeux fermés sur le coussin installé sur la plateforme. Cette plateforme permet d'enregistrer les mouvements de votre corps qui permettent de maintenir votre équilibre.

Pour les participants contrôles (ayant une audition dans les limites de la normale) l'étude se terminera après cette première rencontre. Pour les participants avec perte auditive, vous serez invités, si vous le désirez, à venir refaire ces évaluations à 5 autres reprises, soit environ 7 jours, 1 mois, 3 mois, 6 mois et 12 mois suivant la réception de vos appareils auditifs.

Les niveaux sonores utilisés sont sécuritaires. La séance sera supervisée par un audiologiste ayant reçu les formations nécessaires pour accomplir la passation des ces tests. De plus, lors des tests avec la plateforme, vous serez en constante supervision avec l'expérimentateur pour éviter toute chute.

La durée totale de la session, incluant le temps d'installation, peut varier entre 1h et demie et 3 heures.

### **Participation volontaire et droit de retrait**

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à ce projet de recherche. Vous pouvez vous retirer de cette étude à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raison. Votre retrait n'aura pas d'impact sur les services reçus auprès de votre audiologiste, ni votre audioprothésiste puisqu'ils ne sont pas informés de l'identité des participants. Lors de votre retrait, vous pouvez faire la demande que vos données soient retirées de l'étude. Dans le cas contraire, les données, mêmes partielles, pourraient être conservées pour les fins de l'étude. Vous avez simplement à aviser la personne ressource de l'équipe de recherche et ce, par simple avis verbal.

### **Responsabilité de l'équipe de recherche**

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou l'établissement de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

### **Retour des résultats**

Une vulgarisation des résultats généraux découlant de votre participation à cette recherche peut vous être faite par courriel. Si vous souhaitez recevoir ces informations, veuillez cocher la case et remplir votre adresse courriel ci-dessous.

DJe désire recevoir une diffusion générale des résultats de cette recherche.

Courriel: \_\_\_\_\_

### **Risques et inconvénients**

Le temps consacré aux déplacements pour vous rendre à l'École d'orthophonie et d'audiologie de l'Université de Montréal et celui requis pour compléter l'ensemble des tests pourraient

constituer un inconvénient. Il est possible que vous ressentiez de la fatigue à mesure que les tests seront complétés. Des pauses sont prévues pour limiter cet inconvénient. Les électrodes utilisées sont de type cutanées et l'ensemble des tâches expérimentales sont non invasives et sont déjà été utilisées en clinique ou dans d'autres études. Afin de minimiser les risques potentiels, le participant est toujours en communication constante avec l'expérimentateur et il est libre d'arrêter l'expérience à tout moment. Les niveaux de présentation utilisés dans cette expérience sont sécuritaires. Dans le cas d'inconfort inattendu, avec l'une ou l'autre des procédures, la démarche d'évaluation sera immédiatement arrêtée. Lors de l'épreuve vHIT, il est possible que vous ressentiez un inconfort associé au port des lunettes. De plus, les manœuvres, bien qu'elle n'induisent aucun vertige et sécuritaires, peuvent être inconfortables. Afin de maximiser votre confort n'hésitez pas à mentionner tout inconfort à l'expérimentateur. Les méthodes utilisées sont sécuritaires et sans aucun danger physique.

### **Avantages et bénéfices**

Votre participation à cette recherche ne vous procurera aucun avantage connu.

Votre contribution devrait toutefois permettre aux chercheurs de mieux comprendre le fonctionnement du contrôle de l'équilibre et l'influence de l'audition. Cela pourrait à long terme soutenir le diagnostic et le traitement des troubles de l'équilibre et pourrait aider à améliorer les performances de certains outils de réadaptation, tel que les appareils auditifs.

### **Indemnité et/ou dépense**

Une compensation financière de 30\$ par séance. De plus, sur présentation des reçus, vos frais de déplacements seront remboursés.

### **Personnes-ressources**

Si vous avez des questions sur les aspects scientifiques du projet de recherche, vous pouvez contacter : Maxime Maheu, audiologiste et étudiant au PhD Sciences Biomédicales option audiologie, responsable du projet, par courriel : [maxime.maheu@umontreal.ca](mailto:maxime.maheu@umontreal.ca) ou par téléphone 514-343-6111 poste 37187.

Pour toute préoccupation sur vos droits ou sur les responsabilités des chercheurs concernant votre participation à ce projet, vous pouvez contacter le conseiller en éthique du Comité d'éthique de la recherche en santé (CERES) :

Courriel: [ceres@umontreal.ca](mailto:ceres@umontreal.ca)

Téléphone au (514) 343-6111 poste 2604

Site Web: <http://recherche.umontreal.ca/participants>

Toute plainte concernant cette recherche peut être adressée à l'ombudsman de l'Université de Montréal, au numéro de téléphone (514) 343-2100 ou à l'adresse courriel [ombudsman@umontreal.ca](mailto:ombudsman@umontreal.ca). L'ombudsman accepte les appels à frais virés. Il s'exprime en français et en anglais et prend les appels entre 9h et 17h.

## **Confidentialité**

La confidentialité sera respectée. Aucune information révélant votre identité ne sera diffusée ou publiée.

La confidentialité des résultats aux différentes mesures est protégée et votre identité n'est pas révélée. Tous les renseignements recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer leur confidentialité. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Ces données seront conservées sous clé au local de la recherche de l'Université de Montréal par le responsable de l'étude, pour une période de 7 ans suivant la fin du projet, après quoi, elles seront détruites. En cas de présentation des résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

## **Constats fortuits**

Les constats fortuits sur votre santé vous seront communiqués par le chercheur et si vous le désirez, nous pourrions vous référer à un médecin spécialiste ORL si jugé nécessaire. De plus, il vous sera possible d'être référé, le cas échéant, à la clinique universitaire d'audiologie pour poursuivre les investigations.

## **Consentement**

### **Déclaration du participant**

Je comprends que je peux prendre mon temps pour réfléchir avant de donner mon accord ou non à participer à la recherche.

Je peux poser des questions à l'équipe de recherche et exiger des réponses satisfaisantes.

Je comprends qu'en participant à ce projet de recherche, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne dégage les chercheurs de leurs responsabilités.

J'ai pris connaissance du présent formulaire d'information et de consentement et j'accepte de participer au projet de recherche.

---

Prénom et nom du participant  
(caractères d'imprimerie)

---

Signature du participant

Date :

---

### **Engagement du chercheur**

J'ai expliqué les conditions de participation au projet de recherche au participant. J'ai répondu au meilleur de ma connaissance aux questions posées et me suis assuré de la compréhension du participant. Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au présent formulaire d'information et de consentement.

---

Prénom et nom du chercheur  
(caractères d'imprimerie)

---

Signature du chercheur

Date :

---

## FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

**Titre du projet:** *Impact de l'implantation cochléaire sur le système vestibulaire et ses fonctions*

**Chercheur principal :** François Champoux, PhD,  
Professeur adjoint (Université de Montréal)  
Chercheur régulier, CRIR-IRD

**Étudiant responsable du projet:** Maxime Maheu M.Sc.S.,(A)  
Audiologiste  
Étudiant au Ph.D. Sciences biomédicales,  
Audiologie  
Université de Montréal

---

### *Préambule*

Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients et fournit les coordonnées des personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser, au chercheur et aux autres membres du personnel affectés au projet de recherche, toutes les questions que vous jugerez utiles et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

### *But de la recherche*

Évaluer l'impact de l'implantation cochléaire sur le système vestibulaire et ses fonctions.

### **Description de la recherche**

Notre équipe de recherche s'intéresse aux effets de l'implantation cochléaire sur le système vestibulaire et ses fonctions. Nous allons comparer les réponses de votre système vestibulaire et de la posture avant et après l'implantation cochléaire. En tout, environ vingt candidats pour leur premier implant cochléaire unilatérale seront sollicités.

Il est bien important de comprendre que ces tâches ne sont pas des traitements et n'ont pas pour but d'effectuer un entraînement pour améliorer la performance de la fonction vestibulaire. Ces tâches nous permettrons uniquement de quantifier l'effet de l'implantation cochléaire sur la fonction du système vestibulaire.

### **Nature de votre participation**

Dans un premier temps, vous serez reçu au laboratoire de recherche en neurosciences auditives à l'École d'orthophonie et d'audiologie de l'Université de Montréal. Lors de cette rencontre, qui se déroulera avant la chirurgie pour l'implant cochléaire, vous devrez d'abord remplir un questionnaire de 25 items permettant de déterminer votre sensation d'handicap relié aux étourdissements et aux vertiges.

Deuxièmement, un audiologiste va visualiser vos conduits auditifs et s'assurer à l'aide d'un tympanomètre de la bonne fonction de votre oreille moyenne.

Troisièmement, vous serez invité à vous coucher sur une chaise longue. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête et votre cou : 2 au niveau du front et 1 au niveau du cou. L'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez tourner votre tête et la soulever de la chaise pendant minimum 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille. Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre cou (sternocléïdomastoïdien). Vous n'aurez aucune réponse à fournir.

Quatrièmement, vous serez assis sur une chaise. L'audiologiste va dès lors installer des électrodes sur votre tête : 1 au niveau du front et 2 sous l'œil. Par la suite, l'audiologiste va insérer un écouteur dans votre conduit auditif. Vous devrez regarder vers le haut au minimum pendant 2 essais d'environ 1 minute chacun et ce pour chaque oreille. Durant ce temps, nous allons vous faire entendre des sons forts, mais sécuritaires pour votre audition afin de mesurer la réponse du muscle de votre œil (l'inférieur oblique). Vous n'aurez une fois de plus, aucune réponse à fournir.

Finalement, pour la dernière mesure, vous devrez vous tenir debout sur une plateforme dans 4 différentes conditions : yeux ouverts et surface ferme, yeux fermés et surface ferme, yeux ouverts et coussin et yeux fermés et coussin. Lors de ce test nous allons mesurer votre équilibre. Durant ce test, l'audiologiste sera constamment auprès de vous pour vous aider le cas échéant.

Lors de la seconde séance, vous devrez vous présenter au laboratoire de recherche environ un mois après la chirurgie de l'implant cochléaire. L'ensemble des tâches effectuées durant cette séance seront exactement les mêmes que lors de la première séance.

Les niveaux sonores utilisés sont jugés confortables et sont sécuritaires. La séance sera supervisée par un audiologiste ayant reçu les formations nécessaires pour accomplir la passation des ces tests.

La durée totale de votre participation, incluant le temps d'installation, peut varier entre 2 et 5 heures.

### **Avantages possibles**

Votre participation à cette recherche ne vous procurera aucun avantage connu. Votre contribution devrait toutefois permettre aux chercheurs de mieux comprendre l'impact de l'implantation cochléaire sur le système vestibulaire et l'équilibre. Cela pourrait à long terme améliorer la qualité de vie des patients recevant un implant cochléaire et ainsi améliorer leur autonomie et leur sécurité lors des déplacements.

### **Inconvénients possibles**

Le temps consacré au déplacement pour vous rendre au centre de recherche de l'Université de Montréal ainsi que celui requis pour compléter l'ensemble des tests pourraient constituer un inconvénient. Il est possible que vous ressentiez de la fatigue à mesure que les tests seront complétés. Des pauses sont prévues pour limiter cet inconvénient. Il est parfois possible de ressentir de légers étourdissements durant les tâches. Ces étourdissements sont brefs, et jugés peut inconfortant par la majorité des sujets.

Certaines personnes ressentent de l'anxiété face aux diverses tâches. Si c'est votre cas, sachez qu'un audiologiste sera avec vous pour l'ensemble des différentes tâches. Vous pourrez, en tout temps, communiquer avec ce dernier afin qu'il réponde à vos questions et préoccupations.

### **Arrêt prématuré du projet**

Le chercheur a le droit de mettre fin à cette étude à tout moment, pour des raisons purement scientifiques ou s'il juge que c'est dans votre intérêt.

### ***Confidentialité***

La confidentialité sera respectée. Aucune information révélant votre identité ne sera diffusée ou publiée sans votre consentement à moins d'en être astreint par la loi.

La confidentialité des résultats aux différentes mesures est protégée et votre identité n'est pas révélée. Tous les renseignements recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer leur confidentialité. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par le comité d'éthique de la recherche (CER) des établissements du CRIR, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. Ces données seront conservées sous clé au local de la recherche de l'Université de Montréal par le responsable de l'étude, pour une période de 5 ans suivant la fin du projet, après quoi, elles seront détruites. En cas de présentation des résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

### ***Participation volontaire et retrait de l'étude***

Votre participation à cette étude, en tout ou en partie, est tout à fait libre et volontaire. Il est entendu que vous pourriez, à tout moment, sur simple avis verbal, mettre un terme à votre participation sans que cela n'entraîne aucune conséquence et ce, sans préjudice. De plus, toute nouvelle information recueillie durant le déroulement du projet et qui pourrait affecter votre décision de continuer d'y participer vous sera communiquée. Les données de recherche d'un participant qui se retire de l'étude sont, en principe, conservées par le chercheur. Au moment du retrait, le chercheur demande au participant s'il accepte que ces données soient conservées. Le participant peut refuser et ces données ne sont alors pas conservées.

### ***Clause de responsabilité***

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

### **Constats fortuits**

Les constats fortuits sur votre santé vous seront communiqués par le chercheur et si vous le désirez, nous pourrons vous référer à un médecin spécialiste ORL si jugé nécessaire.

### **Indemnité compensatoire**

Un montant forfaitaire de 100 \$ vous sera versé en compensation du temps que vous consacrerez à cette étude et des contraintes subies. Ce montant sera remis, par chèque, par tranches de 50\$ à la fin de chacune des 2 séances.

Vous pourrez vous faire rembourser, par chèque, les frais de déplacement encourus, ainsi que d'autres frais raisonnables, sur présentation des reçus. Si nécessaire, vos frais reliés à la traduction des documents en Braille, au recours d'un accompagnateur ou d'un interprète, que ce soit pour expliquer le projet, les tâches ou autres, vous seront remboursés.

### **Personnes ressources**

Si vous désirez de plus amples renseignements au sujet du projet ou si vous souhaitez nous aviser de votre retrait, vous pourrez contacter :

**François Champoux**

514 343-6111 poste 37181

**Maxime Maheu**

514-343-6111 poste 37187

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec :

**Me Anik Nolet**, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au :

514 527-4527 poste 2649

ou par courriel à l'adresse suivante :

[anolet.crir@sss.gouv.qc.ca](mailto:anolet.crir@sss.gouv.qc.ca)



**CONSENTEMENT  
(copie du participant)**

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques et les inconvénients auxquels je m'expose tels que présentés dans ce document. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

**Nom du participant**

**Signature**

**Nom d'un témoin présent lors  
de la lecture et signature  
du formulaire de consentement**

**Signature**

**Nom du responsable de l'étude**

**Signature**

**le**

**, 20 .**

**ENGAGEMENT DU CHERCHEUR**

Je soussigné(e), certifie a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, b) avoir répondu aux questions qu'elle (il) m'a posées à cet égard et c) lui avoir clairement indiqué qu'elle (il) reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-haut.

**de l'étude ou de son représentant**

**Signature du responsable**

**Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_, 20 .**

Le responsable du projet peut être joint. Voici ses coordonnées :

Maxime Maheu, M.Sc.S.(A) audiologiste  
514 343-6111, poste 37187  
École d'orthophonie et d'audiologie  
Pavillon 7077 avenue du Parc  
Faculté de médecine,

Université de Montréal  
Montréal  
H3N 1X7  
maxime.maheu.1@umontreal.ca

**CONSENTEMENT  
(copie du chercheur)**

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques et les inconvénients auxquels je m'expose tels que présentés dans ce document. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

**Nom du participant**

**Signature**

**Nom d'un témoin présent lors  
de la lecture et signature  
du formulaire de consentement**

**Signature**

**Nom du responsable de l'étude**

**Signature**

**le**

**, 20 .**

**ENGAGEMENT DU CHERCHEUR**

Je soussigné(e), certifie a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, b) avoir répondu aux questions qu'elle (il) m'a posées à cet égard et c) lui avoir clairement indiqué qu'elle (il) reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-haut.

**de l'étude ou de son représentant**

**Signature du responsable**

**Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_, 20 .**

Le responsable du projet peut être joint. Voici ses coordonnées :

Maxime Maheu M.Sc.S.(A), audiologiste  
514 343-6111, poste 37187  
École d'orthophonie et d'audiologie  
Pavillon 7077 avenue du Parc  
Faculté de médecine,

## **Annexe II- Tableau récapitulatif des participants**

	Participant	Étude 1	Étude 2	Étude 3	Étude 4	
<b>Contrôles</b>	1	X		X		
	2	X		X		
	3	X		X		
	4	X		X		
	5	X		X		
	6	X		X		
	7	X		X		
	8	X				
	9	X				
	10	X				
	11	X				
	12	X				
	13	X				
	14			X		
	15			X		
	16			X		
	17			X		
	18			X		
	19			X		
	20			X		
	21			X		
	22			X		
	23			X		
	24			X		
	25			X		
	26			X		

	Participant	Étude 1	Étude 2	Étude 3	Étude 4
<b>Contrôles</b>	27			X	
	28			X	
	29			X	
	30			X	
	31			X	
	32			X	
	33			X	X
	34				X
	35				X
	36				X
	37				X
	38				X
	39				X
	40				X
	41				X
	42				X
	43				X
	44				X
	45				X

	Participant	Étude 1	Étude 2	Étude 3	Étude 4	
<b>Sourds</b>	1		X		X	
	2		X			
	3		X			
	4		X			
	5		X			
	6		X			
	7		X		X	
	8		X			
	9		X			
	10		X			
	11		X	X		
	12		X			
	13		X			
	14		X			
	15				X	
	16				X	
	17				X	
	18				X	
	19				X	
	20				X	
	21				X	
	22				X	X
	23				X	
	24				X	
	25				X	
	26				X	
	27				X	X

**Annexe III-** The effects of aging on clinical vestibular evaluations

Maxime Maheu, Marie-Soleil Houde, Simon Pierre Landry, François Champoux

Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie, C.P. 6128,  
Succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, Canada, H3C 3J7

Publié dans *Frontiers in neurology* (2015),6:205. doi: 10.3389/fneur.2015.00205.

## LiAbstract

Balance disorders are common issues for aging populations due to the effects of normal aging on peripheral vestibular structures. These changes affect the results of vestibular function evaluations and make the interpretation of these results more difficult. The objective of this article is to review the current state of knowledge of clinically relevant vestibular measures. We will first focus on otolith function assessment methods cervical-VEMP (cVEMP) and ocular-VEMP (oVEMP), then the caloric and video-head impulse test (vHIT) methods for semicircular canals assessment. cVEMP and oVEMP are useful methods, though research on the effects of age for some parameters are still inconclusive. vHIT results are largely independent of age as compared to caloric stimulation and should therefore be preferred for the evaluation of the semicircular canals function.

Keywords : VEMP; aging; caloric vestibular stimulation; vHIT; vestibular function tests

## I.iiIntroduction

With the accelerating aging of the global population, age related health issues are becoming a growing concern (Lutz et al., 2008). Increased risks of falls from loss of balance are amongst these health concerns (Iwasaki & Yamasoba, 2014) and are considered by the WHO as an important burden on both the health care system and health of the population (WHO, 2007). Vestibular information, which provides information related to static and dynamic position in space, is known to play a major role in balance (Cullen, 2012). Better understanding of the effects of aging on the vestibular system can thus be beneficial in addressing risks of fall in an aging population.

The vestibular system is located in the inner ear and is composed of three semi-circular canals (lateral, anterior, posterior) that detect angular acceleration and two otolith organs (sacculle and utricule) that detect gravity (Baloh et al., 2011). Information from the sacculle and the posterior semi-circular canal project to central vestibular pathways mostly through the inferior vestibular nerve. Information from the utricule, the lateral and the anterior semi-circular canals mostly projects through the superior vestibular nerve (Baloh et al., 2011) and primarily reaches the vestibular nuclei (Baloh et al., 2011).

The integrity of these vestibular structures is essential for normal balance. Investigations on the vestibular system and aging have revealed reductions in many vestibular structures including: otoconia in both otolith organs (Igarashi et al., 1993; Walther & Westhofen, 2007), vestibular hair cells in the horizontal crista ampullaris (Lopez et al., 2005), scarpa ganglion



neurons (Richter, 1980; Velasquez-Villasenor et al., 2000; Park et al., 2001) and vestibular nuclei neurons (Lopez et al., 1997; Alvarez et al., 2000).

The objective of this article is to review the current state of knowledge of clinically relevant vestibular measures part of a comprehensive assessment protocol. Indeed, with the aging population and the increasing data from scientific research, it is becoming crucial to take a critical look at the effects of aging on clinical test results to gain insight on best practices for clinical vestibular evaluation in an elderly population.

### I.iii Comprehensive assessment of the vestibular system

Healthcare professionals such as audiologists frequently perform vestibular testing. These evaluations are done to detect vestibular deficits in order to improve vestibular compensation and to reduce both dizziness and unsteadiness. A comprehensive clinical test battery should include appropriate techniques to assess the otolith organs and the semi-circular canals.

The vestibular evoked myogenic potential (VEMP) is an electrophysiological technique used to assess otolith function and can be evoked using different stimuli such as: sounds, vibrations, and electrical stimulations (Zhou et al., 2009; Rosengren et al., 2010; Papathanasiou et al., 2014; Singh et al., 2014). Two responses can be tested using VEMP: ocular-VEMP (oVEMP) and cervical-VEMP (cVEMP).

The cVEMP is an inhibitory response measured from the ipsilateral sternocleidomastoid muscle and originates from the saccule (Rosengren et al., 2010; Curthoys, 2010). The inhibition

response is measured from the first positive peak occurring around 13 msec (p13 or P1) followed by a negative peak around 23 msec (n23 or N1).

The oVEMP is an excitatory response of the inferior oblique eye muscle contralateral to the stimulated ear and is thought to originate from the utricle (Rosengren et al., 2011; Curthoys, 2010). The oVEMP response is composed of a negative peak occurring at around 11-12 msec (N1) and positive peak occurring at around 18 msec (P1) (Welgampola & Colebatch, 2005). These responses have been found to be robust indicators of vestibular system integrity and are independent from hearing abilities (Colebatch & Halmagyi, 1992; Colebatch et al., 1994).

Caloric stimulation is a commonly used clinical vestibular evaluation method that induces a movement of the endolymph within the horizontal semicircular canal by applying either warm or cold water or air to the external ear canal (Gonçalves et al., 2008). Despite its wide clinical use, the mechanisms underlying caloric stimulation are contested (for more details see: Stahle, 1990).

The video-head impulse test (vHIT) is a more recent technique for the functional assessment of all six semi-circular canals (Macdougall et al., 2013). This latest vestibular clinical assessment tool uses an infrared camera designed to track pupillary movement and a patient-worn gyroscope mounted on goggles (Patterson et al., 2015). Gain, the vHIT's output, is calculated by comparing eye and head velocity during fast head movements in each of the six semi-circular canals' planes (Macdougall et al., 2013; Patterson et al., 2015). vHIT can provide useful information in the assessment of semi-circular canal function through the vestibulo-

ocular reflex (VOR) (Weber et al., 2009; Macdougall et al., 2013). Measurement of the vertical canal function is based on the 2D modified HIT technique (Migliaccio & Cremer, 2011). This method yields higher gains for the vertical canals than the 3D HIT coil technique. vHIT is highly sensitive to calibration error. This can lead to erroneous calculation of gain magnitude and make comparison between studies difficult.

#### L.iv Effects of aging and vestibular evaluation techniques

##### *L.iv.i Evaluation of otolith function*

The effects of normal aging on VEMP responses have been analyzed for different parameters such as: peak-to-peak amplitude (the difference between both components (uV)), latency (time of occurrence between both components (msec)), thresholds (lowest intensity of a stimuli to trigger a response), response rate (prevalence of a VEMP response (%)) and asymmetry ratio (difference in amplitude between individual ears).

cVEMP and aging. One of the most widely observed effects of aging with cVEMP is a decrease in recorded amplitude (Maes et al., 2010; Nguyen et al., 2010; Rosengren et al., 2010; Akin et al., 2011; Agrawal et al., 2012; Maleki et al., 2014; Singh et al., 2014; Layman et al., 2015; Li et al., 2015). Indeed, this decrease has been reported to happen at a rate of 0.14 uV per decade (Li et al., 2015) and is independent of the stimulus used (Nguyen et al., 2010). On the other hand, cVEMP thresholds have been observed to remain steady up to 50 years of age (Singh et al., 2014) and then progressively increase (Rosengren et al., 2011; Maleki et al., 2014; Singh et al., 2014). This increase has been reported for click and tone burst stimulations (Alvarez et al., 2000). Though the majority of studies report no significant effect of age on cVEMP latencies

(Nguyen et al., 2010; Rosengren et al., 2011; Li et al., 2015; Layman et al., 2015), few authors have observed age-related increased latency on the p13 (Singh et al., 2014; Maleki et al., 2014) and n23 (Velazquez-Villasenor et al., 2000) while other have reported age-related decreases to n23 (Stahle, 1990). cVEMP response rates are widely reported to decrease with age. However, the age at which this happens is still contested. Some report a response rate of 100% for participants less than 65 years old followed by a rapid decline (Maes et al., 2010), while others have observed a progressive decline starting at 50 years old (Singh et al., 2014).

oVEMP and aging. Numerous studies have reported a decrease in oVEMP amplitude related to age (Nguyen et al., 2010; Tseng et al., 2010; Rosengren et al., 2011; Agrawal et al., 2012; Chang et al., 2012; Li et al., 2015; Layman et al., 2015). More specifically, oVEMP amplitude has been reported to decrease by 2.9 uV per decade, independent of the stimulus used (Tseng et al., 2010; Rosengren et al., 2011; Agrawal et al., 2012; Chang et al., 2012; Li et al., 2015; Layman et al., 2015;). Normal aging has been reported to increase oVEMP thresholds (Alvarez et al., 2000). Most studies report significant increases in oVEMP latency with age (Tseng et al., 2010; Rosengren et al., 2011; Chang et al., 2012; Li et al., 2015; Layman et al., 2015;). This increase has been reported to be significant after 60 years of age (Chang et al., 2012) and at a rate of 0.12 msec per decade (Li et al., 2015). Interestingly, it has been suggested that this increase is only significant in men (Layman et al., 2015). To our knowledge, only one study did not report any significant difference in oVEMP latencies between age groups (Nguyen et al., 2010). oVEMP response rate has been shown to decrease with normal aging (Tseng et al., 2010; Chang et al., 2012) but can be dependent on the method of stimulus presentation used (Chang et al., 2012). A significant reduction in response rate for participants over 60 years of

age can be measured when stimuli are presented by bone conduction though no significant difference in response rate were found for galvanic stimulation.

#### *I.iv.ii Evaluation of semi-circular canal function*

Caloric and aging. Caloric stimulation output is based on the slow-phase movement of the eyes during caloric evoked nystagmus. Few recent researches have looked at the effects of aging on caloric stimulation. Investigations on the effects of normal aging on caloric response found a significant increase in response for middle-aged groups followed by a slow decline with increasing age (Van der Laan & Oosterveld, 1974, Bruner & Norris, 1971; Nguyen et al., 2010). However, this difference was only noted for the warm irrigation (Bruner & Norris, 1971; Maes et al., 2010). Despite these results suggesting an effect of aging on caloric responses, some investigations have failed to uncover any age-related differences (Mallinson & Longridge, 2004; Zapala et al., 2008).

vHIT and aging. Recent advances in eye-tracking technology have led to the development of the video head impulse test (vHIT). Numerous methods exist to calculate vHIT gain. The studies described in this review divided the area under the eye velocity curve by the area under the head velocity curve (McGarvie et al., 2015). In healthy adults, gain is typically between 0.8 and 1.2 (Macdougall et al., 2013). Investigations on the effects of aging on vHIT gain have only suggested a minor effect (Macdougall et al., 2009; Batuecas-Caletrio et al., 2015; Matino-Soler et al., 2015; McGarvie et al., 2015; Patterson et al., 2015). However, a higher head

rotation velocity can elicit significant differences after 70 years old (Matino-Soler et al., 2015; Mossman et al., 2015). The decline in gain per decade has been suggested to be 0.012 (Matino-Soler et al., 2015) and significant gain differences have only been found beginning at 90 years of age (Matino-Soler et al., 2015). To this day, research on the effects of aging on vHIT has primarily investigated the effect of aging on the horizontal semi-circular canals. To our knowledge, only one study assessed the effect of age on vertical canals (McGarvie et al., 2015). The authors found that age did not influence vHIT response for anterior canals and gain only slightly decreased with age for the posterior canals.

### I.vDiscussion

Current clinical vestibular evaluation methods provide information on the integrity of the peripheral vestibular system. Understanding results from these evaluations in the context of normal aging is crucial to properly diagnosing vestibular disorders. Despite the well-known effects of aging on the peripheral vestibular system (Lopez et al., 2005; Walther et al., 2007), the effects of normal aging on vestibular evaluations, as highlighted by this review, is of yet a largely contested field (see table I). Understanding these effects has important clinical implications to help delineate various vestibular pathologies in an aging population.

From the existing research, it is possible to propose guidelines for the use of clinical vestibular evaluations in an aging population. For instance, cVEMP is a useful tool to evaluate saccule function and the inferior vestibular nerve for the elderly when used with precaution. Reduced amplitude is reported with aging but these parameters should still be considered valuable, especially as amplitude asymmetry ratios are shown to remain stable with age (Li et

al., 2015; Nguyen et al., 2015). Despite their inconsistencies in research, latencies can also be valuable complementary parameters. In fact, as most studies report no significant change in cVEMP latency parameters, a change in latency should not be attributed to aging and should draw the attention of the clinician (Rosengren et al., 2011; Layman et al., 2015; Li et al., 2015; Nguyen et al., 2015). Taken together, these last two parameters can allow clinicians to identify vestibular pathologies using cVEMP without significant age-related interference.

oVEMP can be a useful evaluation method for utricle function and superior vestibular nerve integrity if it is used attentively. Similarly to cVEMP, amplitude remains a valid parameter for oVEMP evaluation as there is no significant asymmetry despite a strong decrease (Li et al., 2015). Latencies must be considered with caution as multiple investigations have reported significant age-related increases (Nguyen et al., 2010; Tseng et al., 2010; Rosengren et al., 2011; Agrawal et al., 2012; Chang et al., 2012; Layman et al., 2015; Li et al., 2015). It has also been suggested that this increase in latency is exclusive to men (Layman et al., 2015). We therefore propose the use of clinician-established evaluation norms taking age and gender into account.

Caloric testing, on the other hand, should be used with precaution for an aging population. To this day, there is debate surrounding the mechanisms underlying caloric responses (Barin, 2014). Therefore, non-vestibular factors beyond normal aging could influence the results (Mallinson & Longridge, 2004). The lack of unanimity for caloric responses in relation to age, combined with the debate surrounding the mechanisms underlying this method (Barin, 2014), are indicators that caloric testing still requires investigation before conclusive opinions on the effects of aging can be drawn.

We propose that vHIT is the preferable method to evaluate the vestibular canals in an aging population, although some precaution is needed regarding neck stiffness to avoid neck injuries. Results from vHIT appear to be largely independent of normal aging (Matino-Soler et al., 2015; Mossman et al., 2015) as only the posterior semi-circular canal demonstrates a slight decrease in gain with increasing age (McGarvie et al., 2015). However, further studies are needed to measure the effect of aging for vHIT on the vertical semi-circular canals. Therefore, semi-circular canal function of older patients should be evaluated using vHIT.

### I.viConclusion

This review provided an overlook for the existing literature for the effects of aging on clinical vestibular evaluations. Of the most popular evaluation methods, vHIT is largely independent of age and should be preferred over caloric to evaluate semi-circular function. This recommendation is due to a lack of understanding of the underlying mechanisms of caloric stimulation and the inconstant reported effects of aging. cVEMP and oVEMP are also useful methods, though it should be kept in mind that research on the effects of aging are still inconclusive for some parameters.



## I.viiReferences

Lutz, W., Sanderson, W., Scherbov, S. (2008). The coming acceleration of global population ageing. *Nature*, 451(7179) 716-719. doi: 10.1038/nature06516

Iwasaki, S., Yamasoba, T. (2014). Dizziness and Imbalance in the Elderly: Age-related Decline in the Vestibular System. *Aging Dis*, 6(1) 38-47. doi: 10.14336/AD.2014.0128

World Health Organization. (2007). WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. Repéré à :<https://extranet.who.int/agefriendlyworld/wp-content/uploads/2014/06/WHO-Global-report-on-falls-prevention-in-older-age.pdf>

Alvarez, J.C., Diaz, C., Suarez, C., Fernandez, J.A., Gonzalez del Rey, C., Navarro, A., Tolivia, J. (2000). Aging and the human vestibular nuclei: morphometric analysis. *Mech Ageing Dev*, 114 (3), 149-172.

Agrawal, Y., Zuniga, M.G., Davalos-Bichara, M., Schubert, M.C., Walston, J.D., Hughes, J., Carey, J.P. (2012). Decline in semicircular canal and otolith function with age. *Otol Neurotol*, 33 (5), 832-839. doi: 10.1097/MAO.0b013e3182545061

Akin, F.W., Murnane, O.D., Tampas, J.W., Clinard, C.G. (2011). The effect of age on the vestibular evoked myogenic potential and sternocleidomastoid muscle tonic electromyogram level. *Ear Hear*, 32 (5), 617-622. doi: 10.1097/AUD.0b013e318213488e

Baloh, R., Honrubia, V., Kerber, KA. (2011). *Clinical Neurophysiology of the vestibular system* (4th edition). New York: Oxford University Press.

Batuecas-Caletrio, A., Klumpp, M., Santacruz-Ruiz, S., Gonzalez, F.B., Sanchez, E.G., Arriaga, M. (2015). Vestibular function in cochlear implantation: Correlating objectiveness and subjectiveness. *Laryngoscope*, 125(10), 2371-2375. doi: 10.1002/lary.25299

Barin, K. (2014). Interpretation and usefulness of caloric testing. Dans Jacobson G, Shepard N., *Balance Function Assessment And Management* (2nd edition, pp.319-347). San Diego: Plural Publishing.

Bruner, A., Norris, T.W. (1971). Age-related changes in caloric nystagmus. *Acta Otolaryngol Suppl*, 282,1-24.

Chang, C.M., Young, Y.H., Cheng, P.W. (2012). Age-related changes in ocular vestibular-evoked myogenic potentials via galvanic vestibular stimulation and bone-conducted vibration modes. *Acta Otolaryngol*, 132 (12), 1295-300. doi: 10.3109/00016489.2012.708437

Colebatch, J.G., Halmagyi, G.M. (1992). Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology*, 42 (8), 1635-1636.

Colebatch, J.G., Halmagyi, G.M., Skuse, N.F. (1994). Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 57 (2), 190-197.

Cullen, K.E. (2012). The vestibular system : multimodal intergration and encoding of self-motion for motor control. *Trends Neurosci*, 35 (3), 185-196. doi: 10.1016/j.tins.2011.12.001

Curthoys, I.S. (2010). A critical review of the neurophysiological evidence underlying clinical vestibular testing using sound, vibration and galvanic stimuli. *Clin Neurophysiol*, 121 (2), 132-144. doi: 10.1016/j.clinph.2009.09.027

Gonçalves, D.U., Felipe, L., Lima, T.M. (2008). Interpretation and use of caloric testing. *Braz J Otorhinolaryngol*, 74 (3), 440-446.

Igarashi, M., Saito, R., Mizukoshi, K., Alford, B.R. (1993). Otoconia in young and elderly persons: a temporal bone study. *Acta Otolaryngol Suppl*, 113 (suppl 504), 26-29.

Lopez, I., Honrubia, V., Baloh, RW. (1997). Aging and the human vestibular nucleus. *J Vestib Res*, 7 (1), 77-85.

Lopez, I., Ishiyama, G., Tang, Y., Tokita, J., Baloh, R.W., Ishiyama A. (2005). Regional estimates of hair cells and supporting cells in the human crista ampullaris. *J Neurosci Res*, 82 (3), 421-431.

Layman, A.J., Li, C., Simonsick, E., Ferrucci, L., Carey, J.P., Agrawal, Y. (2015). Association between saccular function and gait speed: data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Otol Neurotol*, 36 (2), 260-266. doi: 10.1097/mao.0000000000000544

Li C, Layman AJ, Carey JP, Agrawal Y. (2015). Epidemiology of vestibular evoked myogenic potentials: Data from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Clin neurophysiol*, 126(11), 2207-2215. doi: 10.1016/j.clinph.2015.01.008

Macdougall, H.G., McGarvie, L.A., Halmagyi, G.M., Curthoys, I.S., Weber, K.P. (2013). The video Head Impulse Test (vHIT) detects vertical semicircular canal dysfunction. *PLoS One*, 8:e61488. doi: 10.1371/journal.pone.0061488.

MacDougall, H.G., Weber, K.P., McGarvie, L.A., Halmagyi, G.M., Curthoys, I.S. (2009). The video head impulse test: diagnostic accuracy in peripheral vestibulopathy. *Neurology*, 73(14) 1134-1141. doi: 10.1212/WNL.0b013e3181bacf85

Maes, L., Dhooge, I., D'Haenens, W., Bockstael, A., Keppler, H., Philips, B., & Vinck B.M. (2010). The effect of age on the sinusoidal harmonic acceleration test, pseudorandom rotation test, velocity step test, caloric test, and vestibular-evoked myogenic potential test. *Ear Hear*, 31(1), 84-94. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181b9640e

Maleki, M., Jafari, Z., Zarrinkoob, H., Akbarzadeh Baghban, A. (2014). Effect of aging on saccular function. *Med J Islam Repub Iran*, 28:117.

Mallinson, A.I., Longridge, N.S. (2004). Caloric response does not decline with age. *J Vest Res*, 14(5), 393-396.

Matino-Soler, E., Esteller-More, E., Martin-Sanchez, J.C., Martinez-Sanchez, J.M., Perez-Fernandez, N. (2015). Normative data on angular vestibulo-ocular responses in the yaw axis measured using the video head impulse test. *Otol Neurotol*, 36(3), 466-71. doi: 10.1097/mao.0000000000000661

McGarvie, L.A., MacDougall, H.G., Halmagyi, G.M., Burgess, A.M., Weber, K.P., Curthoys, I.S. (2015). The video head impulse test (vHIT) of semicircular canal function - age-dependent normative values of VOR gain in healthy subjects. *Front Neurol*, 6:154. doi: 10.3389/fneur.2015.00154

Mossman, B., Mossman, S., Purdie, G., Schneider, E. (2015). Age dependent normal horizontal VOR gain of head impulse test as measured with video-oculography. *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 44(29). doi: 10.1186/s40463-015-0081-7

Migliaccio, A.A., Cremer, P.D. (2011). The 2D modified head impulse test: a 2D technique for measuring function in all six semi-circular canals. *J Vestib Res*, 21(4), 227-234.

Nguyen, K.D., Welgampola, M.S., Carey, J.P. (2010). Test-retest reliability and age-related characteristics of the ocular and cervical vestibular evoked myogenic potential tests. *Otol Neurotol*, 31(5), 793-802. doi: 10.1097/MAO.0b013e3181e3d60e

Papathanasiou, E.S., Murofushi, T., Akin, F.W., Colebatch, J.G. (2014). International guidelines for the clinical application of cervical vestibular evoked myogenic potentials: an expert consensus report. *Clin Neurophysiol*, 125(4), 658-666. doi: 10.1016/j.clinph.2013.11.042.

Park, J.J., Tang, Y., Lopez, I., Ishiyama, A. (2001). Age-related change in the number of neurons in the human vestibular ganglion. *J Comp Neurol*, 431(4), 437-443.

Patterson, J.N., Bassett, A.M., Mollak, C.M., Honaker, J.A. (2015). Effects of Hand Placement Technique on the Video Head Impulse Test (vHIT) in Younger and Older Adults. *Otol Neurotol*, 36 (6), 1061-1068. doi: 10.1097/mao.0000000000000749

Richter, E. (1980). Quantitative study of human Scarpa's ganglion and vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngol*, 90(3-4), 199-208.

Rosengren, S.M., Govender, S., Colebatch, J.G. (2011). Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air- and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age. *Clin neurophysiol*, 122(11), 2282-2289. doi: 10.1016/j.clinph.2011.04.001

Rosengren, S.M., Welgampola, M.S., Colebatch, J.G. (2010). Vestibular evoked myogenic potentials: past, present and future. *Clin Neurophysiol*, 121 (5), 636-651. doi: 10.1016/j.clinph.2009.10.016

Singh, N.K., Kashyap, R.S., Supreetha, L., Sahana, V. (2014). Characterization of age-related changes in sacculocolic response parameters assessed by cervical vestibular evoked myogenic potentials. *Eur arch of Otorhinolaryngol*, 271 (7), 1869-1877. doi: 10.1007/s00405-013-2672-0

Stahle, J. (1990). Controversies on the caloric response. From Barany's theory to studies in microgravity. *Acta Otolaryngol*, 109:162-167.

Tseng, C.L., Chou, C.H., Young, Y.H. (2010). Aging effect on the ocular vestibular-evoked myogenic potentials. *Otol Neurotol*, 31(6), 959-963. doi: 10.1097/MAO.0b 013e31 81e8fb1a

van der Laan, F.L., Oosterveld, W.J. (1974). Age and vestibular function. *Aerosp Med*, 45 (3), 540-547.

Velazquez-Villasefior, L., Merchant, S.N., Tsuji, K., Glynn, R.J., Wall, C. 3rd, Rauch, S.D. (2000). Temporal bone studies of the human peripheral vestibular system. Normative Scarpa's ganglion cell data. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 181, 14-19.

Walther, L.E., Westhofen, M. (2007). Presbyvertigo-aging of otoconia and vestibular sensory cells. *J Vest Res*, 17(2-3), 89-92.

Weber, K.P., MacDougall, H.G., Halmagyi, G.M., Curthoys, I.S. (2009). Impulsive testing of semicircular-canal function using video-oculography. *Ann N Y Acad Sci*, 1164:486-491. doi: 10.1111/j.1749-6632.2008.03730.x.

Welgampola, M.S., Colebatch, J.G. (2000). Characteristics and clinical applications of vestibular-evoked myogenic potentials. *Neurology*, 24(10), 1682-1688.

Zapala, D.A., Olsholt, K.F., Lundy, L.B. (2008). A comparison of water and air caloric responses and their ability to distinguish between patients with normal and impaired ears. *Ear Hear*, 29(4), 585-600. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181734ed0

Zhou, G., Kenna, M.A., Stevens, K., Licameli, G. (2009). Assessment of saccular function in children with sensorineural hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 135 (1), 40-44. doi: 10.1001/archoto.2008.508





Table I.

Effects of aging on clinical vestibular evaluations. 1 Possible gender effect; 2 Decrease at high rotary velocities.

Evaluation technique	Parameter	Effect of aging	References
<u>cVEMP</u>	Amplitude	Decrease	(15,19,29-35)
	Thresholds	Increase	(15,19,34)
	Latencies	Inconclusive	(15,19,31-35)
	Response rate	Inconclusive	(15,32)
<u>oVEMP</u>	Amplitude	Decrease	(19,29,31,33,35-37)
	Thresholds	Increase	(19)
	Latencies	Increase <sup>1</sup>	(19,31,33,36,37)
	Response rate	Inconclusive	(36,37)
<u>Caloric</u>	Slow phase velocity	Inconclusive	(38-41,47)
<u>vHIT</u>	Gain	No significant effect <sup>2</sup>	(32,42-46)

### Annexe III- Curriculum Vitae

---

2013-présent Audiologiste  
Audiosanté, Montréal, Qc

2011-2013 Audiologiste  
Audiologie Centre-Ouest, Montréal, Qc

2010-2011 Audiologiste  
Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CHUM), Montréal, Qc

---

2014- présent PhD, Sciences Biomédicales, Audiologie, Université de Montréal

*Thèse: Évaluation du système vestibulaire et ses fonctions chez l'individu sourd avec ou sans implant cochléaire*

2008- 2010 Maîtrise, Audiologie, Université d'Ottawa

2005- 2008 Baccalauréat, Psychologie, Université de Montréal

---

2014- present Fellow doctoral candidate of American Academy of Audiology

2014- présent Étudiant au doctorat, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR)

2010- présent Ordre des Orthophonistes et Audiologistes du Québec (OOAQ)

2010- présent Membre étudiant, Association Québécoise des orthophonistes et audiologistes (AQOA)

2010- présent Membre étudiant, Canadian Academy of Audiology (CAA)

---

2018 *Prix Rayonnement, École d'orthophonie et d'audiologie, Université de Montréal*

- 2018 *Bourse de la francophonie, Société Française Posture Équilibre et locomotion (SOFPEI)*
- 2017 Prix étudiant, Académie Canadienne d'Audiologie
- 2016 Meilleure présentation affichée, Center for Physical Activity and Health (PATH), McGill
- 2016 Prix d'Excellence, University of Montreal
- 2016 « Coup de cœur » pour la meilleure présentation affichée
- 2010 Prix étudiant, Académie Canadienne d'Audiologie
- 2010 Prix d'excellence académique, Harmonize for speech
- 2010 Prix d'étudiant par excellence, Association Canadienne d'Orthophonie et d'Audiologie
- 2009 Bourse d'excellence, University of Ottawa
- 2009 Bourse d'étude supérieure de l'Ontario
- 2008 Meilleure présentation affichée, CERNEC, Université de Montréal



## **Bourses de formation**

### Obtenues

- 2019-2021 Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), Bourse de recherche  
*Titre : Virtual reality to reduce postural sway in Ménière's patients*  
*Montant : 110 000\$*  
 Rang : 7<sup>e</sup>
- 2017 -2019 Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), Bourse de recherche  
*Titre : Postural control in the hearing impaired population*  
*Montant : 110 000\$*  
 Rang : 2<sup>e</sup>
- 2014-2017 Fonds de recherche du Québec en santé (FRQS), Bourse de doctorat  
*Titre : Posture et équilibre chez l'individu sourds*  
*Montant : 109 627\$*  
 Rang : 2<sup>e</sup>

## Subvention de recherche

### Obtenues

#### *Demandeur principal*

2017            Concours « projet pilote », Université de Montréal  
*Titre* : Stimulation vestibulaire galvanique chez les personnes  
                  âgées  
*Montant* : 5000\$

#### *Collaborateur*

2019            Concours « projet pilote », Université de Montréal  
*Titre* : L'implication du système vestibulaire dans le mal des  
                  transports  
*Montant* : 1000\$

2017-2019     Institut de recherche Robert-Sauvé en santé sécurité au travail  
*Titre* : Réduire les risques de chutes de plain-pied chez les  
                  travailleurs par l'utilisation de prothèses auditives  
*Montant* : 174 239\$

### En évaluation

#### *Collaborateur*

2019-2024     Programme de subvention projet, Institut de recherche en santé du  
                  Canada (IRSC)  
  
*Titre* : Évaluation et amélioration du contrôle de la posture statique chez  
                  les personnes ayant une presbycusie  
*Montant* : 420 000\$

### Revue par les pairs

Nooristani M, **Maheu M**, Houde M-S, Bacon BA, Champoux F. (2019). Questioning the lasting effect of galvanic vestibular stimulation on postural control. *Brain Stimulation*.

État: Sous presse

Nooristani M, Pagé S, Houde M-S, **Maheu M**, Ibrahim I, Bacon BA, Champoux F. (2019). *Neuroscience Letters*.

État: En révision

**Maheu M**, Champoux F, Fuente A. (2019) Acute vertigo in a patient with long term organic solvent exposure: importance of a comprehensive audio-vestibular test battery. Journal American Academy of Audiology.

État: Accepté

**Maheu M**, Behtani L, Delcenserie A, Champoux F. (2019). Vestibular function modulates the benefit of hearing aids in people with hearing loss during static postural control. Ear and Hearing.

État: Publié

Sharp A, Houde MS, **Maheu M**, Ibrahim I, Champoux F. (2019). Improved tactile frequency discrimination in muscians. Experimental Brain Research.

État: Publié

**Maheu M**, Behtani L, Nooristani M, Jemel B, Delcenserie A, Champoux F. (2019). Influence of dance training on challenging postural task. Gait and Posture.

État: Publié

Behtani L, **Maheu M**, Delcenserie A, Champoux F.(2018). State-of-the-art assessment allows for improved vestibular evoked myogenic potential test-retest reliability. Audiology Research.

État: Publié

**Maheu M**, Behtani L, Nooristani M, Delcenserie A, Champoux F. (2018). Enhanced vestibulo-ocular (VOR) suppression in dancers during high velocity head impulses. Experimental Brain Research.

État: Publié

**Maheu M**, Alhabib S, Landry SP, Nader ME, Champoux F, Saliba I. (2017). Earfullness as a symptom of endolymphatic hydrop in non-Ménière's patient. Journal of international advanced otology.

État: Publié

Pagé S, **Maheu M**, Landry SP, Champoux F. (2017). The effects of brief swaying on postural control. Neuroreport. doi: 10.1097/WNR.0000000000000866

État: Publié

Sharp A, Landry SP, **Maheu M**, Champoux F. (2017). Deafness alters the spatial mapping of touch. Plos One.

État: Publié

**Maheu M**, Pagé S, Sharp A, Delcenserie A, Champoux F. (2017). The impact of vestibular status prior to cochlear implantation on postural control: a multiple case-study. Cochlear implant international. <http://dx.doi.org/10.1080/14670100.2017.1341362>

État: Publié

**Maheu M**, Alvarado JM, Champoux F. (2017). The clinical utility of vestibular evoked myogenic potentials in the diagnosis of Meniere's disease. *Frontiers in neurology*.  
<http://dx.doi.org/10.3389/fneur.2017.00415>

État: Publié

**Maheu M**, Sharp A, Page S, Champoux F.(2017). Congenital deafness alters sensory weighting in postural control. *Ear and Hearing*.

État: Publié

Houde MS, Landry SP, Page S, **Maheu M**, Champoux F.(2016). Body perception and action following deafness. *Neural Plasticity*.

État: Publié

**Maheu M**, Fournier P, Landry S, Houde MS, Champoux F, Saliba I.(2016). Structural and functional changes of cortical and subcortical structures following peripheral vestibular damage in humans. *European Archives of oto-rhino-laryngology*.

État: Publié

**Maheu M**, Sharp A, Landry SP, Champoux F.(2016). Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults. *Gait and Posture*. 24(53): 151-154.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.01.015>

État: Publié

**Maheu M**, Houde MS, Landry SP, Champoux F.(2015). The effects of aging on clinical vestibular evaluations. *Frontiers in Neurology*. 6: 205.

État: Publié

#### Articles publiés dans revues professionnelles

**Maheu M**, Behtani L, Nooristani M, Champoux F. (2018). Hearing and balance: what is the evidence? *Canadian Audiologist*.

État: Publié

**Maheu M**, Houde MS. (2015). Exploring the vestibular system: from the laboratory to the clinic. *Canadian Audiologist*.

État: Publié

Houde MS, **Maheu M**, Landry SP. (2015). Examining, predicting and improving cochlear implant proficiency. *Canadian Audiologist*.

État: Publié

**Maheu M**, Fournier P, Jiwani S, Champoux F. (2014). Positional vertigo: could it be migraine related? *Canadian Audiologist*.

État: Publié

**Maheu M**, Roy J, Pagé S, Champoux F. (2014). Substrats neuronaux et fonctionnels de la perception de la parole chez les porteurs de l'implant cochléaire. Rééducation Orthophonique. : 135-150.

État: Publié

Fournier P, **Maheu M**, Jiwani S. (2013). Reversed ipsilateral acoustic reflex (RIAR): When the reverse doesn't mean much!. Canadian Audiologist.

État: Publié

**Maheu, M.** (2012). Le sommeil et les acouphènes: que savons-nous?/Sleep and tinnitus: what do we know?. L'oreille bruyante.

État: Publié

**Maheu, M.** (2012). Les acouphènes et le sommeil: que puis-je faire?/ Tinnitus and sleep: what can i do? L'oreille bruyante. 23(4): 6.

État: Publié

#### Actes de conférences

**Maheu M**, Nooristani M, Champoux F. (2018). Impact d'une stimulation galvanique sur le contrôle de la posture. Neurophysiologie Clinique.

État: Publié



#### Présentations orales

**Maheu M**, Champoux F, Fuente A. (2018). Bilateral vestibular loss in a worker exposed to organic solvent. 2018 Canadian Academy of Audiology Conference, Niagara Falls, Ontario, Canada.

**Maheu M**, Champoux F. (2018). Enhanced vestibulo-ocular (VOR) suppression in dancers during high velocity head impulses. XXX Barany Society meeting, Uppsala, Suède.

**Maheu M**, Champoux F.(2018). Le système vestibulaire : de la périphérie au système central. Colloque étudiant en audiologie de l'Université de Montréal. Montréal, Canada

**Maheu M**, Champoux F.(2017). Hearing and balance : investigations on audition's role in postural control. 2017 Canadian Academy of Audiology Conference. Ottawa, Canada.

**Maheu M**, Champoux F.(2017). Audition et équilibre: impacts d'une privation auditive et du rétablissement de l'audibilité sur le contrôle postural. Journée de la recherche du département de kinésiologie 2017, Québec, Canada [conférencier invité]

**Maheu M**, Champoux F.(2016). L'impact de la surdité et d'une atteinte vestibulaire sur le contrôle de la posture. Conférence midi sur l'implant cochléaire, Montréal, Canada.



**Maheu M.**(2016). L'utilisation du vHIT dans l'évaluation vestibulaire. Journée étudiante en audiologie de l'École d'Orthophonie et Audiologie de l'Université de Montréal, Montréal, Canada

Beaudoin D, Lavoie MC, Dufour J, **Maheu M**, Champoux F.(2015). Optimizing cochlear implant parameters to improve Orientation and Mobility. International Mobility Conference, Montréal, Canada

Auger S, **Maheu M.**(2012). Réadaptation vestibulaire en audiologie: Aspects théoriques et pratiques. Formation continue de l'Université de Montréal: Activité de formation et atelier pratique, Montréal, Canada

**Maheu M.**(2012). Histoire de cas en réadaptation vestibulaire/Clinical cases in vestibular rehabilitation. Formation en réadaptation vestibulaire à l'Institut RaymondDewar, Montréal, Canada

**Maheu M.**(2010). L'audiologie et l'AVC / Audiology in the evaluation of stoke patients Consortium Nationale de formation en santé auprès des jeunes étudiants de communauté minoritaire francophone (CNFS) - Edmonton, Edmonton, Canada

#### Affiches scientifiques

**Maheu M**, Nooristani M, Champoux F. (2019). Susceptibilité au mal des transports : l'influence des mouvements de tête actifs vs passifs. Journée de recherche de l'école d'orthophonie et d'audiologie de l'Université de Montréal. Montréal, Qc, Canada.

**Maheu M**, Nooristani M, Champoux F.(2018). Impact d'une stimulation galvanique sur le contrôle de la posture. Société Francophone Posture Équilibre et Locomotion (SOFPEL). Amiens, France.

Nooristani M, **Maheu M**, Champoux F.(2018). Does galvanic stimulation really has a sustained effect on postural stability and vestibular reflexes. 2018 CAA Conference. Niagara Falls, ON, Canada.

Behtani L, **Maheu M**, Nooristani M, Champoux F.(2018). Age related effects on the vestibular system and its functions. 2018 CAA conference. Niagara Falls, ON, Canada.

**Maheu M**, Behtani L, Delcensery A, Champoux F.(2018). Hearing aids and postural control: vestibular status modulates the benefit of auditory cues. Association for Research in Otolaryngology. San Diego, États-Unis.

Behtani L, **Maheu M**, Champoux F.(2017). Test-retest characteristics of cVEMP and oVEMP measures. 2017 CAA conference. Ottawa, ON, Canada.

Pagé S, **Maheu M**, Alvarado JM, Sharp A, Champoux F.(2017). L'imagerie mentale permet l'acquisition de nouvelles associations audiomotrices. 25e journée scientifique du CERNEC, Montréal, Canada.

Alvarado JM, **Maheu M**, Sharp A, Pagé S, Champoux F.(2017). Congenital deafness alters sensory reliance for postural control. 2e congrès Québécois en adaptation-réadaptation, Montréal, Canada.

**Maheu M**, Alvarado JM, Sharp A, Champoux F.(2017). Impact of cochlear implantation on postural control in relation with preoperative vestibular status. 5e conférence annuelle de l'AQOA, Québec, Canada.

**Maheu M**, Alvarado JM, Sharp A, Champoux F.(2017). Reducing risk of falls following unilateral cochlear implantation. 2e congrès Québécois en Adaptation-Réadaptation, Montréal, Canada.

Alvarado JM, **Maheu M**, Sharp A, Pagé S, Champoux F.(2017). Reduced auditory input in normal-hearing adults alters postural control. 25e journée scientifique du CERNEC, Saint-Sauveur, Canada.

Sharp A, Landry SP, **Maheu M**, Alvarado JM, Page S, Champoux F.(2017). Representation of the Body in Space for Congenitally Deaf Individuals. 29th APS Annual Convention, Boston, États-Unis.

Page S, **Maheu M**, Alvarado JM, Sharp A, Champoux F.(2017). Acquisition of New Action-Sounds Enabled by Mental Imagery. 29th APS Annual Convention, Boston, États-Unis.

**Maheu M**, Sharp A, Champoux F.(2016). L'influence des appareils auditifs dans la prévention des risques de chutes. Soirée de la recherche étudiante en orthophonie et audiologie, Montréal, Canada.

Saliba I, **Maheu M**, Alhabib S, Landry SP, Nader ME, Champoux F.(2016). L'utilité de l'électrocochléographie dans le diagnostic de l'hydrops endolymphatique sans vertige. Congrès 2016 de l'association d'oto-rhinolaryngologie et chirurgie cervico-faciale du Québec., Montreal, Canada.

**Maheu M**, Sharp A, Champoux F.(2016). Balance and vestibular function in hearing impaired adults. World Audiology 2016, Vancouver, Canada.

**Maheu M**, Sharp A, Champoux F.(2016). Balance and vestibular function in hearing impaired adults. Center for Physical Activity and Health (PATH) Symposium 2016, Montréal, Canada.

**Maheu M**, Sharp A, Champoux F.(2016). The contribution of hearing on postural control. Congrès international en orthophonie et audiologie, Montréal, Canada.

Saliba I, **Maheu M**, Alhabib S, Landry SP, Nader ME, Champoux F.(2016). L'utilité de l'électrocochléographie dans le diagnostic de l'hydrops endolymphatique sans vertige.

Congrès 2016 de la société Française d'otorhinolaryngologie., Paris, France.

Saliba I, Alhabib S, **Maheu M**, Fournier P, Landry SP, Champoux F.(2016). Changements structuraux et fonctionnels des structures corticales après des lésions vestibulaires périphériques chez l'humain. 66th Annual Meeting of the Canadian Society of Otolaryngology- Head and Neck surgery, Charlottetown, Canada.

Sharp A, **Maheu M**, Champoux F.(2016). Hearing loss and its impact on postural control Rhythm and Brain, Saint-Sauveur, Canada.

Saliba I, **Maheu M**, Alhabib S, Nader ME, Champoux F.(2016). Utilisation de l'électrocochléographie pour le diagnostic du syndrome de Ménière sans vertige. 66th Annual Meeting of the Canadian Society of Otolaryngology- Head and Neck surgery, Charlottetown, Canada.

**Maheu M**, Sharp A, Champoux F.(2016). L'influence des appareils auditifs dans la prévention des risques de chutes. Colloque étudiant du CRIR, Montréal, Canada.

**Maheu M**, Champoux F, Saliba I.(2015). The use of electrocochleography in the diagnosis endolymphatic hydrops without vertigo. Society for Neuroscience 2015, Chicago, États-Unis.

**Maheu M**, Champoux F, Saliba I.(2015). Le rôle de l'électrocochléographie dans l'évaluation de l'hydropsendolymphatique. 1ère soirée conférence de recherche étudiante en orthophonie et audiologie, Montréal, Canada.

Fournier P, Auger S, **Maheu M**.(2011). Conduite à tenir face à une clientèle présentant un acouphène non pulsatile. Conférence ORL: Journée de l'audition- Otoplastie., Montréal, Canada.

---

2019 *Enseignant à temps partiel, Université d'Ottawa*  
Cours: *Populations particulières (ORA5542)*

2018 *Enseignant à temps partiel, Université d'Ottawa*  
Cours: *Populations particulières (ORA5542)*

2018 Chargé de cours, Université de Montréal  
Cours: Troubles vestibulaires (AUD3222)

2017 Chargé de cours, Université de Montréal  
Cours: Troubles vestibulaires (AUD3222)

2016 Conférencier, Université de Montréal  
Cours : Déficience auditive périphérique 2 (ORA3564)

2012 Conférencier, Université de Montréal  
Cours: Déficience auditive périphérique 2 (ORA3564)

2012 Chargé de cours, Université de Montréal  
Cours : Physiologie auditivo-vestibulaire (ORA3562)

2018-2019 Mujda Nooristani  
Maitrise en audiologie, Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie  
État : Diplôme en voie d'obtention. Inscrite au PhD Université de Montréal.

2018 Francis L'Africain  
Maitrise en audiologie, Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie  
État : Diplôme obtenu. Maintenant audiologiste clinicien.

2017-2018 Jenny Alvarado  
Maitrise en audiologie, Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie  
État : Diplôme obtenu. Maintenant audiologiste clinicienne.

2017-2018 Lydia Behtani  
Maitrise en audiologie, Université de Montréal, Faculté de médecine, École d'orthophonie et d'audiologie  
État : Diplôme obtenu. Maintenant étudiante PhD, Université de Montréal.

Gait and Posture (3)  
The Journal of Advanced International Otology (2)

**Méthodes d'évaluation vestibulaire:**

Vestibular evoked myogenic potentials (cVEMP and oVEMP); Video Head Impulse test (vHIT); Videonystagmographie (VNG); Évaluation posturale (plateforme de force); Évaluation au chevet.

**Méthodes d'évaluation audiolinguistiques:**

Électrocochleographie (EcochG); Potentiels évoqués auditifs du tronc cérébral (PEATC); Gestion du cérumen; audiométrie tonale et vocale; tympanométrie; Émissions otoacoustiques (EOA)

