

DAVID JESSOP

**LE RÔLE DE L'INTÉGRATION VESTIBULO-
VISUELLE AU SEIN DU CONTRÔLE POSTURAL
DEBOUT**

Mémoire présenté
à la Faculté des études supérieures et postdoctorales de l'Université Laval
dans le cadre du programme de maîtrise en neurobiologie
pour l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)

DÉPARTEMENT DE PSYCHIATRIE ET DE NEUROSCIENCES
FACULTÉ DE MÉDECINE
UNIVERSITÉ LAVAL
QUÉBEC

2012

© David Jessop, 2012

RÉSUMÉ

Lors de ce projet de maîtrise, la contribution de l'intégration de l'information visuelle et vestibulaire sur le contrôle postural debout a été investiguée chez une population jeune et saine. Huit sujets (4 hommes; 4 femmes) furent soumis à diverses combinaisons de stimulation vestibulaire galvanique (SVG) et de stimulation optocinétique (rotation d'un nuage de point dans le plan frontal; SOC) impliquant 2 conditions visuelles (vision non-perturbée, nO; SOC droite, OS) et à 3 conditions vestibulaires (absence de stimulation, nG; SVG droite, GR; SVG gauche, GL). Ainsi, les 6 conditions expérimentales furent: absence de stimulation sensorielle (nG_nO), stimulation sensorielle indépendante (nG_OS, GR_nO and GL_nO) et combinée (GR_OS and GL_OS). Les mouvements angulaires de la tête et du tronc ainsi que du centre de pression (CoP) furent principalement évalués. Lors des conditions indépendantes de SVG (GR_nO et GL_nO), les résultats démontrent un déplacement de la tête, du tronc et du CoP en direction de l'anode. La nG_OS entraîne un déplacement angulaire comparable de la tête et du tronc vers la droite. La somme algébrique des réponses aux stimulations indépendantes (nG_OS et GR_nO) n'était pas significativement différente des résultats des stimulations combinées dans la même direction. Par ailleurs, la somme algébrique des stimulations nG_OS et GL_nO ne différait pas des stimulations combinées (GL_OS) ou de l'absence de stimulation (nG_nO). Finalement, les stimulations vestibulaires et visuelles ont entraîné une réponse posturale différente au niveau du CoP et les informations vestibulaires et visuelles semblent s'additionner de façon linéaire.

AVANT-PROPOS

Tout d'abord, je tiens à offrir mes plus sincères remerciements à mon directeur de recherche, Dr Bradford McFadyen, pour m'avoir accueillis avec confiance dans son équipe de recherche et ce, dès ma formation de premier cycle. Son soutien, ses commentaires constructifs et surtout sa vision de la recherche m'ont permis, je l'estime, de devenir un véritable penseur. Un grand merci à Dr Laurent Bouyer, mon co-directeur de recherche, pour ces nombreux conseils qui ont su me faire réfléchir autrement et à susciter ma curiosité scientifique. Merci également à François Comeau et à Guy St-Vincent pour leur assistance et leur participation au développement du support information et physique de l'environnement de laboratoire.

De plus, je ne pourrais passer sous silence ma famille et mes amis qui m'ont encouragé et soutenus tout au long de ces années. Merci à mes anciens colocataires, Philippe et Pierre, pour avoir rendu mes soirées post-laboratoires d'autant plus divertissantes. Un merci tout spécial à mes parents, Claude et Norman, pour m'avoir inculqué que la réalisation de nos objectifs ainsi que l'atteinte de nos rêves ne sont possibles que par persévérance et dur labeur.

Par ailleurs, ce projet n'aurait pu être réalisé sans la contribution financière du Centre Interdisciplinaire de Recherche en Réadaptation et Intégration Sociale (CIRRIIS) ainsi que du Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG) via les subventions de recherche du Dr. Bradford McFadyen.

Enfin, à toutes les autres personnes qui ont contribué de près ou de loin à ce projet, mille mercis...

À mammi Florence...
Amour...

Table des matières

Résumé	i
Avant-propos	ii
Liste des tableaux	v
Liste des figures	vi
Chapitre 1 : Introduction	1
Problématique	1
Revue de littérature	2
Contrôle postural	2
Biomécanique du contrôle postural debout	2
Stratégies de mouvement.....	3
La perception sensorielle.....	4
Le système visuel.....	5
Voie rétino-géniculo-striée	5
Cortex visuel extra-strié	5
Vision focale et ambiante	6
Le système vestibulaire.....	6
Système vestibulaire périphérique.....	7
Canaux semi-circulaires	7
Les organes otholithiques	8
Système vestibulaire central	8
Le système somatosensoriel	10
Intégration multi-sensorielle	11
Stimulations indépendantes.....	11
Stimulation optocinétique (SOC).....	11
Réponse posturale.....	12
Phénomène de vection	13
Paramètres de stimulation.....	14
Stimulation vestibulaire galvanique (SVG)	15
Réponse posturale	16
Repondération sensorielle.....	17
Stimulations combinées	20
Sommatation sensorielle.....	20
Intégration vestibulo-visuelle.....	21
Intégration vestibulo-proprioceptive	22
Activation corticale.....	23
Objectif	25
Hypothèse	25
Chapitre 2 : Méthodologie	26
Sujet et approbation éthique	26
Critères d'inclusion	27
Critères d'exclusion.....	27

Préparation des sujets	27
Équipement de mesures	28
Données cinématiques : Fastrak II™	28
Données cinétiques : Plateformes de forces Bertex.....	30
Logiciel CAREN.....	30
Chapitre 3 : Vestibulo-visual intégration for postural stability during standing	32
Abstract	32
Article.....	33
Chapitre 4 : Conclusion	54
Retombées scientifiques	54
Limites de l'étude.....	55
Directions futures.....	56
Références	58
Annexes	67
Annexe A – Certificat d'éthique.....	67
Annexe B – Formulaire d'information et de consentement.....	69
Annexe C – Protocole technique	75
Annexe D – Montage expérimental.....	77
Annexe E – Environnement visuel	79

LISTE DES TABLEAUX

Annexes

Tableau 1 : Protocole technique.....	76
---	-----------

LISTE DES FIGURES

Chapitre 3

Figure 1: Mean angular roll movements of the head (a) and trunk (b) for all subjects	40
Figure 2: Box plots of mean roll angles related to the postural sway.....	42
Figure 3: Box plots of mean linear displacements in the frontal plane related to the postural roll of the head and trunk.....	43
Figure 4: Angular roll movements of the head (a) and trunk (b) for all subjects	44
Figure 5: Box plots of mean roll angles of the head and trunk as well as mean linear displacement of CoP	46

Annexes

Figure 1: Photo représentant l'appareillage du montage expérimental	78
Figure 2: Photo représentant l'environnement visuel de la SOC	80

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

1.1 Problématique

Chez l'être humain, une intégration de l'information visuelle, vestibulaire et somatosensorielle est nécessaire afin d'assurer un contrôle postural adéquat. La dysfonction de l'un de ces systèmes sensoriels entraîne d'importants problèmes d'équilibre augmentant ainsi le risque de chutes (Battey et al., 1998). Chez les personnes âgées, la majorité des admissions hospitalières est en lien avec des blessures secondaires à une chute non intentionnelle et près de la moitié de ces individus présentent une atteinte de la fonction vestibulaire (Battey et al., 1998). Puisque les sujets présentant une atteinte vestibulaire ont une perception visuelle verticale ainsi qu'un contrôle postural altéré (Lopez et al., 2008), il est important d'accorder une importance aux mécanismes sensoriels permettant un contrôle moteur adéquat en posture debout.

La contribution des informations vestibulaires et visuelles au sein du contrôle postural a principalement été étudiée à partir d'observation de population de patients (Redfern et Furman 1994; Horak et Hlavacka 2001; Day et Cole, 2002) ou par l'utilisation de stimulation artificielle de chacun de ces systèmes sensoriels (Day et al, 1997; Fitzpatrick et Day, 2004; Severac Cauquil et al., 1998). Ces études ont démontré que les interactions sensorielles pourraient être expliquées selon un modèle de repondération sensorielle, c'est-à-dire que l'importance accordée à une information sensorielle augmente lorsque la disponibilité des autres informations sensorielles diminue (c.f., Horak et MacPherson, 1996; Day et Cole, 2002 Cenciarini & Peterka, 2006). Des résultats obtenus précédemment dans notre laboratoire démontrent notamment qu'en vision monoculaire en posture debout, une augmentation de l'importance accordée à l'information vestibulaire est observée (Jessop et McFadyen, 2008).

Le rôle de l'intégration des différentes afférences sensorielles sur l'intégration posturale debout demeure méconnu. Parmi les études réalisées sur l'intégration sensorielle,

Lepecq et al. (2006) ont suggéré que la perception de la verticalité correspondait à une sommation des perceptions visuelles et vestibulaires. Deshpande et Patla (2005) ont également suggéré un effet sommatif des stimulations sensorielles indépendantes en effectuant des stimulations sensorielles combinées lors d'une tâche de locomotion. Ce projet de maîtrise entre dans la continuité de ces études. Pour la première fois, une combinaison de perturbations sensorielles similaires de l'appareil vestibulaire et visuel sera effectuée dans un contexte postural contrôlé. Ce chapitre dresse donc le portrait des connaissances actuelles sur le contrôle postural, la biomécanique et la neurophysiologie des stimulations sensorielles individuelles ainsi que combinées.

1.2 Revue de littérature

1.2.1 Contrôle postural

Le contrôle postural fait référence à la coordination des différentes stratégies sensorimotrices menant à l'activation des muscles posturaux permettant le maintien de l'équilibre debout. L'intégration des différentes informations sensorielles (visuelle, somatosensorielle et vestibulaire) permet la détection des déplacements et de la vitesse du centre de masse (Pai et Patton, 1997). Par la suite, le système nerveux central (SNC) assure une résistance instantanée à ces déplacements par l'activation de certains muscles posturaux (Winter et al., 2001). Cette boucle de perception-action entraîne des oscillations posturales d'une fréquence variant entre 0-2 Hz (Yoneda et al., 1986). Selon Oie et al. (2002), cette oscillation posturale témoigne de la présence de divers processus neuronaux complexes associés au maintien de la stabilité posturale debout dont principalement la repondération sensorielle.

1.2.1.1 Biomécanique du contrôle postural debout

En biomécanique, le contrôle postural statique se définit comme étant le maintien du centre de masse à l'intérieur des limites de la base de sustentation (McCollum et al., 1989). Cette base de sustentation influence grandement le contrôle postural (Tinetti et al.,

1988) et correspond à une surface virtuelle au sol déterminée par la position des pieds d'un individu (Ali et al., 2003). En élargissant cette surface de support par l'augmentation de la distance entre les pieds d'un individu, on augmente ainsi la stabilité posturale de ce dernier.

Par ailleurs, le contrôle postural témoigne d'une étroite relation entre 2 entités indépendantes: le centre de masse (CoM) et le centre de pression (CoP). Le centre de masse est un point d'équilibre spatial équivalent à l'ensemble de la distribution de la masse corporelle. Sa valeur est équivalente à l'approximation de la masse moyenne de chaque segment corporel dans l'espace. Le centre de pression représente quant à lui la somme des vecteurs de forces verticales appliquées au sol par les surfaces plantaires (Winter, 1995). En position debout, le centre de pression de chaque pied peut être évalué par l'utilisation de plateformes de forces individuelles. Cependant, une mesure du CoP_{net} est plus fréquemment rapportée dans la littérature (Buchanan et Horak, 2001; Kitabayashi, Demura et Noda, 2003; Teasdale, Stelmach et Breunig, 1991) afin de simplifier l'analyse des données. En posture debout, le CoP_{net} correspond à un point représentant l'ensemble des forces de réaction appliquées au sol sous les surfaces plantaires. En mise en charge bipodale, la position du CoP_{net} se situe normalement à mi-distance entre les 2 pieds lorsque le poids est uniformément distribué. Le déplacement de ce CoP_{net} est habituellement évalué et permet une appréciation de l'activité neuromusculaire des muscles posturaux des membres inférieurs (Winter, 1995), donc du contrôle postural (Chiari, Rocchi et Cappello, 2002; Winter, 1995). Cette réponse musculaire entraîne un déplacement approprié du CoP_{net} afin de maintenir la position du CoM à l'intérieur des limites de la base de sustentation, témoignant ainsi de la relation entre les deux entités. Afin de maintenir un contrôle postural adéquat, l'amplitude du déplacement du CoP est supérieure à celle du CoM.

1.2.1.2 Stratégies de mouvement

En posture debout, 2 principales stratégies de mouvement peuvent être adoptées afin de maintenir le CoM à l'intérieur des limites de la base de sustentation sans avoir à déplacer un membre inférieur (Horak et Nashner, 1986). Premièrement, une stratégie de cheville est utilisée lors des légers mouvements d'oscillation posturale. Le modèle du

pendule inversé, présenté par Winter et al. (1995), est d'ailleurs basé sur cette stratégie de mouvement. L'individu est considéré comme un corps rigide pivotant au niveau des chevilles (Fitzpatrick et al. 1994, Winter et al. 1995) comportant une masse, un centre de masse et une inertie rotationnelle autour de ce centre de masse. Ce modèle permet la prédiction du déplacement du centre de pression et de l'oscillation du centre de masse en posture debout par l'activation des fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville.

Deuxièmement, une stratégie provenant de la hanche peut également être utilisée. Dans ce cas, le corps exerce un moment de force important au niveau des hanches afin de déplacer rapidement le CoM. Cette stratégie semble davantage être utilisée lorsqu'un individu ne peut utiliser adéquatement une stratégie provenant des chevilles ou lorsque la condition nécessite un déplacement rapide du CoM (Horak et Nashner, 1986). Le contrôle postural demeure une activité complexe impliquant plus d'une seule articulation. De tels modèles simplifiés ne doivent pas être interprétés indépendamment afin de comprendre le contrôle postural en posture debout.

1.2.2 La perception sensorielle

Selon le principe de perception-action de Gibson et al. (1979), le SNC doit recevoir l'information sensorielle nécessaire à la perception du mouvement postural afin de transmettre des commandes motrices adaptées. Le système visuel fournit donc l'information provenant du mouvement relatif œil-environnement. Le système vestibulaire perçoit l'accélération linéaire et angulaire de la tête dans l'espace. Finalement, le système somatosensoriel détecte la position des membres dans l'espace (proprioception) ainsi que les forces de cisaillements et les changements de pressions (récepteurs cutanés; Day et Guerraz, 2007). Dans la section suivante, une description des divers organes sensoriels ainsi que leur rôle respectif au sein du contrôle postural sera effectuée.

1.2.2.1 Le système visuel

Le système visuel chez l'homme est constamment exposé à une multitude d'informations provenant de la scène visuelle. Parmi l'information sensorielle transmise au SNC, le mouvement relatif de l'environnement visuel (Wade et Jones, 1997) est détecté par le glissement des images sur la rétine (Berencsi et al., 2005). Cette détection de mouvement permet de contrôler l'oscillation posturale en générant des réactions posturales stabilisatrices. Selon Edward (1946), la stabilité posturale est hautement dépendante de la vision. D'ailleurs, certaines études (Diener et al. 1984; Paulus et al. 1984) ont démontré l'importance accordée à l'afférence rétinienne sur le contrôle postural en observant l'oscillation posturale debout avec et sans information visuelle. En absence de vision, l'oscillation des sujets augmentait de 40-50% démontrant ainsi la sensibilité visuelle aux déplacements posturaux de faibles amplitudes et de faibles fréquences ($< 0,1$ Hz : Lestienne, Soechting, et Berholz, 1977).

1.2.2.1.1 Voie rétinogéniculostriée

La rétine couvre la face interne du globe oculaire et comporte différents types de cellules nerveuses dont les photorécepteurs. Ces derniers sont composés de cônes (couleurs) au sein de la fovéa (vision centrale) et de bâtonnets (luminosité) en périphérie (vision périphérique). Cet épithélium sensoriel permet la transformation de l'information lumineuse en potentiels électriques. Ce signal électrique est ultimement transmis au cortex visuel strié par l'entremise des voies rétinogéniculostriées.

1.2.2.1.2 Cortex visuel extra-strié

Les neurones du cortex visuel strié font de nombreuses connexions synaptiques avec diverses régions anatomiques du cortex cérébral. Deux voies principales ont été identifiées : la voie ventrale et la voie dorsale. Les neurones de la voie ventrale projettent à l'aire 4 de Broadman et répondent uniquement aux couleurs des stimuli visuels. La voie dorsale projette vers l'aire médio-temporale (MT ou aire V5a; Duhamel et al., 1997) et 7a (Read et Siegel 1997), régions spécifiques à l'analyse de la direction et de la vitesse du

mouvement de l'environnement visuel. Ces neurones corticaux permettent la représentation spatiale durant le mouvement de la scène visuelle (Kleinschmidt et al. 2002) et recevraient des afférences visuelles et vestibulaires (Britten et van Wezel, 1998).

1.2.2.1.3 Vision focale et ambiante

La disposition des photorécepteurs divise la rétine en en vision centrale et en vision périphérique. Ces régions sont également connues respectivement sous le nom de vision focale et ambiante. La vision focale permet la reconnaissance et l'identification des objets. Elle permet d'identifier qu'est-ce qui se trouve dans le champ visuel de la rétine centrale (Wade et Jones, 1997). La vision ambiante permet tant qu'à elle l'orientation spatiale permettant l'orientation et la locomotion en identifiant la verticalité et la vitesse du flux visuel par l'analyse du champ visuel périphérique (Nougier et al., 1998; Wade et Jones, 1997). Schmidt et Lee (1999) définissent la vision ambiante de vision motrice dû à sa participation au contrôle postural.

1.2.2.2 Le système vestibulaire

Le système vestibulaire est un organe sensoriel localisé dans le rocher de l'os temporal du crâne. Il détecte principalement les mouvements de la tête dans l'espace (Baloh et al., 1989) et contribue à l'orientation verticale du corps dans l'espace (Day et al., 1997; Hlavacka et al., 1999; Inglis et al., 1995). Le rôle du système vestibulaire au sein du contrôle postural debout est considéré de mineur (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Peterka et Benolken, 1995). Cependant, l'information vestibulaire semble essentielle à l'intégration de l'information visuelle et proprioceptive au sein des voies vestibulaires centrales (Borel et al., 2008) .

Le système vestibulaire est formé de 2 organes distincts: les canaux semi-circulaires et les organes otolithiques. Par l'entremise des canaux semi-circulaires et leur réflexe vestibulo-oculaire, le système vestibulaire assure que l'image projetée sur la rétine demeure stable en déplaçant adéquatement les yeux lors de mouvements cervicaux rapides (Nashner

et al., 1989). Les organes otolithiques assurent également l'orientation et la stabilisation de la tête et du corps dans l'espace. Ils stimulent une réponse des muscles antigravitaires et sont à l'origine du réflexe vestibulo-spinal.(Nashner et al., 1989).

1.2.2.2.1 Système vestibulaire périphérique

1.2.2.2.1.1 Canaux semi-circulaires

Les canaux semi-circulaires, au nombre de 3 de chaque côté, sont nommés d'après leur position dans le crâne: canal horizontal, antérieur et postérieur. Leur disposition orthogonale (Clement et al., 1985) permet de détecter l'ensemble des mouvements de la tête dans l'espace. Le canal horizontal informe le SNC du lacet (yaw) alors que le canal antérieur et le canal postérieur s'occupent conjointement du roulis (roll) et du tangage (pitch) de la tête. L'accélération rotatoire de la tête est détectée par chaque canal semi-circulaire par la déformation mécanique de leur épithélium sensoriel. Les cellules ciliées sont prises dans une masse gélatineuse, la cupule, qui obstrue complètement la lumière du canal au niveau de l'ampoule, un renflement bulbeux. Le liquide endolymphatique compris dans le canal semi-circulaire ne peut donc pas franchir l'ampoule (Baloh, 1996). Lors d'un mouvement rotationnel de la tête dans le plan de l'un des canaux semi-circulaires, l'inertie du liquide endolymphatique entraîne donc une déformation de la cupule due à son élasticité.

Les canaux semi-circulaires répondent aux stimuli rotatoires effectués dans leur plan de mouvement. Un mouvement du liquide endolymphatique vers l'ampoule est excitateur alors qu'un mouvement en direction opposée est inhibiteur. Par exemple, une rotation cervicale entraîne une augmentation de la décharge de l'épithélium sensoriel du canal semi-circulaire horizontal ipsilatéral à la rotation. Cette modification de la décharge électrique est transmise au SNC par l'entremise du neurone vestibulaire primaire ipsilatéral. Par ailleurs, une diminution de l'activité vestibulaire controlatérale est également observée et transmise au SNC, phénomène appelé activation réciproque. Cette activation réciproque crée une différence de décharge bilatérale des canaux semi-circulaires qui est interprétée par le SNC.

1.2.2.2.1.2 Les organes otolithiques

Les organes otolithiques sont composés de l'utricule et de la saccule. Ces derniers informent le système nerveux central (SNC) de l'orientation de la tête en détectant les accélérations linéaires (horizontales et verticales) et la gravité (Angelika et Hess., 2005) par leur macula (Barnes, 1995). La macula est un épithélium sensoriel formé également de cellules ciliées recouvertes d'une matrice gélatineuse (membrane otolithique) sur laquelle des cristaux de calcium (otoconies) sont déposés (Fitzpatrick et Day, 2004). Les otoconies confèrent un poids supérieur à la macula et stimule l'épithélium sensoriel (Barnes, 1995) par des forces de cisaillement. Les cellules ciliées sont séparées en 2 populations d'orientations opposées (polarités opposées) par la striola. Ainsi, l'inclinaison de la tête dans une direction va entraîner une excitation des cellules ciliées d'un côté de la striola et une inhibition des cellules ciliées du côté opposé.

Lors d'une inclinaison de la tête, la modification de la fréquence de dépolarisation est tonique puisque la membrane otolithique est également déplacée de façon tonique. Une accélération linéaire entraîne tant qu'à elle un déplacement phasique de la membrane otolithique, donc une modification phasique de la fréquence de dépolarisation. Les décharges électriques des cellules ciliées des organes otolithiques sont également transmises au SNC par l'entremise du VIII^e nerf crânien. Cette fréquence de dépolarisation est modifiée par l'ouverture et la fermeture des canaux potassiques lors d'une inclinaison de la tête de plus de 1.5 degré et d'une accélération linéaire de plus de 0.006 g (Siegler et al., 2000). Sans mouvement, la fréquence de décharge des organes otolithiques est de 40 Hz (Fernandez et Goldberg, 1976). Les organes otolithiques sont à l'origine d'un réflexe postural, le réflexe vestibulo-spinal (Brink et al., 1981). Ce réflexe module l'activité des motoneurones des muscles antigravitaires des membres inférieurs et permet d'assurer une réponse posturale appropriée afin de maintenir une stabilité posturale adéquate.

1.2.2.2.2 Système vestibulaire central

L'information sensorielle des cellules ciliées des canaux semi-circulaires et des organes

otolithiques est acheminée au système vestibulaire central par l'entremise de neurones bipolaires. Les corps cellulaires de ces neurones bipolaires se trouvent au sein du ganglion de Scarpa (ou ganglion vestibulaire). Les projections axonales des ganglions de Scarpa forment la portion vestibulaire du VIII^e nerf crânien. Le VIII^e nerf crânien emprunte le conduit auditif interne et atteint le tronc cérébral au niveau de la région bulbo-pontique, au sein de la fosse postérieure (Brink et al., 1981). Ces fibres vont se séparer et des projections seront effectuées sur 4 paires de noyaux. Ces noyaux sont composés du noyau vestibulaire supérieur (ou de Bechterew), médial (ou triangulaire), latéral (ou de Deiters) et inférieur (ou descendant). Les neurones provenant des canaux semi-circulaires, à l'origine des projections vestibulo-oculaires, sont connectés aux noyaux vestibulaires impliqués dans le mouvement des yeux (noyau supérieur et médian). Tandis que les neurones vestibulaires primaires des organes otolithiques assurent les projections vestibulo-spinales principalement par l'entremise de synapses au sein du noyau vestibulaire latéral (Fernandez et Goldberg, 1971). L'ensemble des noyaux vestibulaires sont connectés entre eux par des connexions commissurales permettant ainsi une amplification centrale de la différence de décharge bilatérale. Ainsi, cette configuration anatomique permet d'augmenter la sensibilité vestibulaire, notamment lors de faibles accélérations angulaires de la tête. Par ailleurs, les différentes connections des noyaux vestibulaires permettent la distinction entre les mouvements cervicaux passifs et les mouvements générés activement. Lors d'un mouvement actif, un signal d'inhibition est généré afin d'éliminer tout mouvement postural provenant de l'activation des afférences vestibulaires (Cullen et al. 2011).

Les projections axonales des noyaux vestibulaires sont à l'origine des voies vestibulo-oculaires et vestibulo-spinales (Highstein et al., 1987). Les axones du noyau vestibulaire latéral empruntent la voie vestibulo-spinale latérale et reticulo-spinale (Wilson et Peterson, 1981) de la moelle épinière. La voie vestibulo-spinale latérale est reconnue pour avoir des effets excitateurs puissants sur les muscles antigravitaires (Boyle et Pompeiano, 1980; Brink et al., 1981). Cette voie est soumise à une inhibition par des projections descendantes issues notamment du cortex cérébral. La voie reticulo-spinale

permet le transport indirect de l'information vestibulaire aux segments de la moelle épinière contrôlant l'activité des membres supérieurs (Wilson et Peterson, 1981).

L'information sensorielle provenant des neurones des noyaux vestibulaires est également projetée ailleurs dans le SNC. Contrairement aux autres informations sensorielles, il n'existerait pas de région corticale servant uniquement au traitement de l'information vestibulaire. Des études animales ont démontré que le cortex vestibulaire pariéto-insulaire serait le cortex vestibulaire principal chez les singes (Grusser et al. 1990). Plus de 63% des neurones de cette région corticale répondraient à la fois aux stimuli visuels et vestibulaires (Guldin et Grusser, 1998). Ces neurones corticaux vestibulaires répondraient en fait aux stimulations optocinétiques ainsi qu'aux stimulations proprioceptives du cou (Grusser, 1998). En fait, les informations visuelles optocinétiques (de direction et vitesse du défilement rétinien) convergent vers ces neurones corticaux en analysant les informations provenant des canaux semi-circulaires. Un déplacement perçu visuellement va ainsi activer les neurones vestibulaires correspondant à ce déplacement (Dieringer et al., 1992).

1.2.2.3 Le système somatosensoriel

Au sein du contrôle postural, le rôle du système somatosensoriel sert à interpréter l'information sensorielle relative aux forces appliquées sur la surface du corps (toucher, vibration et pression) ainsi que par le corps (à l'aide de récepteurs situés dans les muscles, les tendons et les articulations) (Kavounoudias et al., 1998). L'ensemble de l'information provenant de ces mécanorécepteurs emprunte différentes voies ascendantes de la moelle épinière afin d'atteindre le cortex somatosensoriel, situé dans le lobe pariétal. Cependant, les informations sur la position et les mouvements de la tête sont intégrées au niveau du système vestibulaire plutôt qu'au sein du cortex somatosensoriel. Il demeure tout de même que le rôle du système somatosensoriel au sein du contrôle postural est indéniable et que celui-ci influence nécessairement l'intégration des différentes modalités sensorielles.

1.2.3 Intégration multi-sensorielle

L'équilibre debout a longtemps été considéré comme le résultat de l'activation d'une série de réflexes suite à l'atteinte du seuil de détection du mouvement des divers organes sensoriels (Magnus et al., 1924). Il est maintenant reconnu qu'afin de maintenir un contrôle postural adéquat, le SNC doit effectuer un processus dynamique et continu d'intégration multisensorielle (Day et al., 1997). En condition posturale optimale, Peterka et al. (2002) estime que l'intégration sensorielle effectuée par le SNC serait le résultat de l'influence de chaque système sensoriel selon des proportions variables. D'après leurs travaux, l'utilisation de l'information somatosensorielle, vestibulaire et visuelle afin de maintenir un contrôle postural adéquat correspondrait respectivement à 70%, 20% et 10% de la réponse posturale finale. Cependant, l'importance accordée par les SNC à chaque système sensoriel varierait en fonction de l'acuité de ce système à détecter le mouvement postural de l'individu (Day et Guerraz, 2007).

À ce jour, l'intégration vestibulo-visuelle et son rôle au sein du contrôle postural debout ont peu été étudié. Le mouvement de l'environnement visuel (Lestienne et al., 1977; Bronstein et Buckweel, 1997) ou les changements au sein des afférences vestibulaires (Nijiokiktjien et Folkerts, 1971; Nashner et Wolfson, 1974) sont en mesure de produire une réponse posturale. Diverses techniques expérimentales ont donc été développées afin d'étudier la contribution de ces systèmes sensoriels au contrôle postural debout. Parmi ces techniques expérimentales, l'utilisation de la stimulation optocinétique (SOC) et de la stimulation vestibulaire galvanique (SVG) est bien documentée et ces techniques de stimulation sensorielle seront utilisées afin de répondre à la question de recherche de ce projet de maîtrise.

1.2.3.1 Stimulations indépendantes

1.2.3.1.1 Stimulation optocinétique (SOC)

Le rôle de la vision sur le contrôle postural a été principalement étudié en mesurant la stabilité posturale suite à une perturbation par rapport au mouvement de la scène visuelle

(Nashner et Berthoz, 1978). Ce mouvement de l'environnement visuel entraîne une perception erronée de mouvement (dans la direction opposée) tel que vécu lorsqu'on aperçoit, dans un wagon stationnaire, un autre train se déplaçant à basse vitesse. Lors d'un protocole expérimental, la perturbation de la stabilité posturale est habituellement créée par un environnement virtuel et 2 types de SOC sont principalement utilisés : la SOC linéaire et rotatoire. La SOC linéaire est produite par un déplacement horizontal ou vertical de l'environnement visuel. En posture debout, elle est associée à une inclinaison de la tête et du corps dans la direction du mouvement de la scène visuelle (Cheung et al., 1989). La SOC circulaire implique une rotation de l'environnement visuel. Le mouvement rotatoire du champ visuel dans le plan frontal augmente l'oscillation posturale latérale et entraîne également un déplacement latéral du CoP (Querner et al. 2002). Clement et al. (1983) ont démontré que la rotation de l'environnement visuel entraîne une réponse posturale plus importante qu'un stimulus visuel horizontal. Par ailleurs, il a été démontré que lors de la SOC, il n'y avait pas uniquement une augmentation de l'activité du cortex visuel (Brandt et al., 1998) mais, également une augmentation de l'activité du cortex vestibulaire pariéto-insulaire (Dieterich et al., 2000). Puisque le protocole expérimental de la présente étude utilise une technique de SOC rotatoire, une description de la réponse posturale, des paramètres de stimulations, ainsi que les régions du SNC impliquées lors d'une telle perturbation sensorielle sera maintenant présentée.

1.2.3.1.1.1 Réponse posturale

Lors de la SOC rotatoire, un déplacement du corps et du centre de pression dans le plan frontal est observé dans la direction du mouvement visuel dû à la perception de mouvement dans la direction opposée (Clement et al., 1985). La direction de cette déviation posturale est reconnue pour être parallèle au plan de rotation du stimulus visuel (Thurrell et al., 2002; Wolsley et al., 1996). Par exemple, un stimulus rotatoire dans le sens horaire va entraîner une inclinaison du corps vers la droite ainsi qu'un déplacement du CoM et du CoP dans cette direction (Mizuno et al., 2001).

Par ailleurs, l'amplitude de la réponse posturale associée à la SOC en position debout est inférieure à celle observée en position assis (Berthoz et al., 1975). En position debout, l'information proprioceptive des membres inférieurs est d'une acuité plus importante qu'en position assis et demeure en contradiction avec l'information visuelle (Lestienne et al., 1977). Lors de SOC répétées, un tel conflit sensoriel peut même entraîner une réduction de la réponse posturale (Pavlou et al., 2011) par suppression du SNC de l'importance accordée à l'information visuelle. À ce moment, le SNC préconiserait l'information vestibulaire et proprioceptive (Shumway-Cook et al., 1990) afin de maintenir un contrôle postural adéquat. Un tel phénomène se définit comme une repondération sensorielle et sera détaillé ultérieurement.

1.2.3.1.1.2 Phénomène de vection

La SOC rotatoire peut parfois induire la perception consciente d'une sensation de mouvement du corps dans l'espace appelé vection rotatoire (Querner et al. 2002). Cependant, cette perception de mouvement dans l'espace n'a pas besoin d'être perçue consciemment afin d'influencer la réponse posturale lors de la SOC (Previc et al., 1990). Lors de la SOC, l'information visuelle et vestibulaire interagissent au niveau du tronc cérébral et du cortex (Brandt et al., 1998; Kleinschmidt et al., 2002). Afin d'éviter tout conflit vestibulo-visuel qui pourrait affecter la perception de mouvement dans l'espace, le cortex vestibulaire pariéto-insulaire reçoit des projections visuelles inhibitrices (Brandt et al., 1998). Ainsi, lors de stimulations visuelles et vestibulaires combinées, la perception de mouvement peut être prédite par l'importance accordée à chaque information sensorielle. Lors de stimulations conflictuelles, Fetsch et al. (2010) ont découvert qu'une importance plus grande est accordée à l'information vestibulaire.

Le phénomène de vection et la déviation posturale sont 2 entités indépendantes (Thilo et al., 2002) puisque leurs latences d'induction sont différentes (Clement et al., 1985; Previc et al., 1990). Les changements posturaux observés lors de la SOC précèdent la perception de mouvement par l'individu. Ainsi, il n'est pas nécessaire que les sujets

perçoivent le phénomène de vection rotatoire afin d'observer une déviation posturale dans le plan frontal.

1.2.3.1.1.3 Paramètres de stimulation

La réponse posturale secondaire à la SOC est influencée par la région, ainsi que par les paramètres, du champ visuel stimulé. D'abord, la stimulation du champ visuel périphérique est importante afin d'obtenir une perception de mouvement et une perturbation posturale (Held, 1970). Brandt et al. (1973) ont démontré que la SOC ne pouvait pas induire un phénomène de vection en stimulant uniquement le champ visuel central des sujets. Cette découverte peut être mise en perspective selon la présence de 2 modes indépendants de vision : la vision focale et la vision ambiante. Tel que mentionné précédemment, la vision focale est responsable de la reconnaissance et l'identification des objets alors que la vision ambiante permet l'orientation spatiale (Leibowitz et Post, 1980). Suite aux résultats de Brandt et al. (1973), les perturbations perceptuelles et posturales durant une SOC ont longtemps été reconnues comme étant secondaire à la stimulation de la vision ambiante (vision périphérique) seulement. Kawakita et al. (2000) ont observé une réduction de la perception de vection ainsi qu'une diminution de l'oscillation posturale des sujets en réduisant la quantité d'information visuelle périphérique de 50 à 90%. Ils ont donc également déterminé que la vection et la perturbation posturale causée par la SOC dépendaient de la stimulation des photorécepteurs du champ visuel périphérique. Cependant, ils ont constaté que la région bordant le champ visuel central participe également à la perception de vection ainsi qu'à la perturbation posturale dans le plan frontal. Selon Kawakita et al. (2000), cette région est située de 20 à 30 degrés en périphérie du point de fixation de l'œil.

Les caractéristiques de l'information visuelle transmise par le champ visuel central influencerait également la réponse posturale aux divers stimuli visuels (Paulus et al., 1984). En fait, la perception d'un mouvement tridimensionnel (3-D) semble être une caractéristique importante de l'information visuelle. Généralement, le mouvement 3-D peut être perçu si l'environnement visuel permet la reconnaissance de profondeur par la fovéa

(Paulus et al., 1984) du champ visuel central (Andersen et Braunstein, 1985). À partir de ces résultats, il est sensé de croire qu'une SOC stimulant à la fois le champ visuel central et périphérique permettra une réponse posturale secondaire à cette perturbation. La réponse posturale est également liée à la vitesse de la rotation de l'environnement visuel. Lors d'une rotation de l'environnement visuel à vitesse élevée, une saturation des effets posturaux est observée due aux limites imposées par la perception visuelle (Lestienne et al., 1977).

1.2.3.1.2 Stimulation vestibulaire galvanique (SVG)

Plusieurs techniques expérimentales ont été développées afin d'étudier le rôle du système vestibulaire. La SVG est reconnue pour fournir une perturbation contrôlée de l'information vestibulaire, permettant notamment d'étudier l'influence de l'information vestibulaire en posture debout (Coats et Stoltz 1969). Parmi les configurations expérimentales développées, le montage SVG bilatéral bipolaire semble être majoritairement utilisé (Fitzpatrick et Day, 2004). Le stimulus électrique est appliqué derrière les oreilles, au niveau des processus mastoïdes, à l'aide d'électrodes de surface: une anode et une cathode (Fitzpatrick et Day, 2004). Le courant électrique, transmis de façon percutanée, est souvent de faible amplitude (0.1-1.0 mA). Ce courant électrique active les afférences sensorielles provenant à la fois des organes otolithiques et des canaux semi-circulaires (Fitzpatrick et Day, 2004). En fait, il a été avancé que la modulation électrique induite par la SVG affecterait l'hyperpolarisation du neuroépithélium des cellules ciliées de la cupule des canaux semi-circulaires et de la macula des organes otolithiques (Courjon et al., 1987). Ainsi, la SVG outrepasserait le mécanisme de transduction des cellules ciliées (Courjon et al., 1987) et entraînerait une réponse posturale provenant des afférences des organes otolithiques ainsi qu'une réponse oculaire provenant des afférences des canaux semi-circulaires. L'application de ce courant électrique altère le patron d'activité au sein du 8^e nerf crânien (Minor et Goldberg, 1991) en modifiant la décharge des fibres afférentes irrégulières (Goldberg et al. 1984). La fréquence de décharge des fibres irrégulières du côté de la cathode est augmentée alors que la fréquence de décharge des fibres irrégulières du côté de l'anode est diminuée. De cette façon, une asymétrie au

sein de l'activité des nerfs vestibulaires est créée (Courjon et al., 1987). Par ailleurs, il a été démontré lors de la SVG que le cortex vestibulaire pariéto-insulaire (Zink et al., 1998) était activé ainsi que le lobule pariétal inférieur, le gyrus précentral, le gyrus frontal moyen, le gyrus temporal médial, le gyrus cingulé antérieur et les parties antérieures et médiales de l'insula (Bense et al., 2001).

Tel que mentionné précédemment, l'information sensorielle modulée est acheminée aux neurones des noyaux vestibulaires supérieur et médial s'occupant du mouvement des yeux (canaux semi-circulaires : Fernandez et Goldberg, 1971) et aux noyaux vestibulaires latéral et inférieur (organes otolithiques : Fernandez et Goldberg, 1976) ayant des projections sur la moelle épinière. L'activation des neurones des noyaux vestibulaires latéral et inférieur entraîne une repondération sensorielle de l'activité des motoneurones par l'entremise des projections vestibulo-spinales (Muto et al. 1995). Cette modulation de l'activité des motoneurones proviendrait d'un effet facilitateur des mécanismes présynaptiques inhibiteurs (Kennedy et al., 2004). La diminution de la fréquence de dépolarisation des afférences vestibulaires du côté de l'anode entraîne une diminution de l'excitabilité du groupe de motoneurones des muscles posturaux ipsilatéraux (Lacour et al., 1976). Deux mécanismes physiologiques ont été soulevés. D'abord, les cellules de Renshaw qui permettent une inhibition récurrente sont activées par les afférences des voies vestibulo-spinales (Pompeiano, 1988). Finalement, la SVG pourrait simplement activer une inhibition présynaptique au groupe de motoneurones (Iles et Pisini, 1992). Indépendamment de ces mécanismes physiologiques, il est convenu qu'un changement de la fréquence de décharge des afférences vestibulaires affecte nécessairement les interneurones régulant l'excitabilité du groupe de motoneurones (Kennedy et al., 2004).

1.2.3.1.2.1 Réponse posturale

L'information vestibulaire est utilisée pour le maintien de la posture debout en lien avec la référence subjective de la verticalité du corps. En posture debout, la SVG crée un déplacement postural biphasique. L'analyse du déplacement de CoP démontre un déplacement initial en direction de la cathode (Coats, 1973) avant que le CoM se déplace en

direction de l'anode (Lund et Broberg, 1983) tout en demeurant dans les limites de la base de sustentation (Day et al., 1997). La direction de l'inclinaison posturale est gouvernée par la position relative de la tête par rapport aux pieds dans le plan transverse (Nashner et Wolfson, 1974; Lund et Broberg, 1983). L'inclinaison posturale en direction de l'anode est interprétée comme une action compensatrice à une perception illusoire de mouvement direction de la cathode (Fitzpatrick et al., 1994; Fitzpatrick et Day, 2004) afin de maintenir le CoM dans les limites de la base de sustentation (Day et al., 1997). La réponse posturale stéréotypée se manifeste d'abord par l'inclinaison de la tête, suivie du tronc, puis du bassin. La direction de la réponse posturale évoquée par la SVG est dépendante de la position de la tête par rapport aux pieds (Nashner et Wolfson, 1974; Lund et Broberg, 1983). L'amplitude de l'inclinaison posturale est également plus importante pour la tête, suivie du tronc, puis du bassin (Day et al., 1997). Cette amplitude de déviation posturale atteint une limite au moins à 3 secondes après le déclenchement de la SVG (Day et Cole, 2002; Fitzpatrick et al., 1994; Severac Cauquil et al., 1998; Jessop & McFadyen, 2008). Cette amplitude maximale de déviation posturale est atteinte de façon progressive avant de se stabiliser et d'être maintenue tant que la SVG persiste. L'atteinte d'une position finale de déviation posturale correspondrait au moment où le mouvement est arrêté par la réponse motrice des autres informations sensorielles conflictuelles.

1.2.3.2 Repondération sensorielle

Lors d'un ou plusieurs stimuli sensoriels, une importante variabilité au sein de la réponse posturale est observée. Cette variabilité de la réponse posturale peut être interprétée comme une modification de l'importance accordée à chacun des systèmes sensoriels. Chez l'être humain en santé, une importance plus grande est accordée au système sensoriel présentant une acuité optimale face à la détection du déplacement du corps dans l'espace (Day et Cole, 2002). Ce processus neuronal se nomme repondération sensorielle et témoigne de la présence d'un niveau d'interdépendance entre les systèmes sensoriels.

L'utilisation de la SVG a permis également de démontrer que le processus de repondération sensorielle peut être effectué à tout moment. Premièrement, la réponse

posturale associée à la SVG est dépendante du niveau d'acuité initiale des différents systèmes sensoriels. Lors de la stimulation électrique, la réponse posturale est plus importante suite au retrait de l'information visuelle (Njiokiktjien et Folkerts, 1971; Fitzpatrick et al. 1994; Welgampola et Colebatch, 2001; Guerraz et Day, 2005). Day et Bonato (1995) ont démontré que la réponse posturale à la SVG était réduite significativement par la présence de vision, signifiant que l'information visuelle agit comme boucle de rétroaction sensorielle afin de réduire la réponse d'origine vestibulaire. Des observations similaires ont été rapportées par Semetanin et Popov (1990) à l'aide d'un protocole utilisant une source visuelle externe. Cette source visuelle faisait référence à la position de la tête et ne donnait pas d'information sur l'environnement visuel externe. L'amplitude de la réponse posturale associée à la SVG était d'amplitude similaire à celle obtenue lorsque les sujets avaient les yeux fermés. Ainsi, il fût conclu que la vision domine l'information vestibulaire uniquement lorsqu'elle fait référence au monde extérieur (Semetanin et Popov, 1990). Fitzpatrick et al. (1994) et Britton et al. (1993) ont également démontré que l'information visuelle pourrait atténuer ou même abolir la réponse électromyographique enregistrée au niveau du solaire en posture debout. Welgampola and Colebatch (2001) ont trouvé une diminution significative, mais pas une abolition, de la réponse EMG de courte et de moyenne latence lorsque la vision était présente. Ils ont également ajouté que l'ajout d'une information sensorielle additionnelle (somatosensorielle) ou l'élargissement de la base de sustentation, entraînaient une diminution de la réponse vestibulaire.

La réponse posturale à la SVG lors de diverses modifications des caractéristiques de l'environnement visuel a été étudiée par Day et al., (1997). La SVG était effectuée lors de 4 conditions visuelles différentes : les yeux fermés, un environnement visuel pauvre (1 LED), un environnement visuel 2D et un environnement visuel 3D. La réponse posturale de plus grande amplitude fût enregistrée en absence de vision, puis avec l'environnement visuel pauvre suivit de l'environnement visuel 2D et 3D. Ces observations suggèrent que l'atténuation de l'oscillation posturale ne se produit pas seulement en présence de vision comme source de référence externe, mais est également dépendante de la quantité et de

l'acuité de la perception du mouvement en posture debout. Ils ont donc conclu que la pondération sensorielle de l'information vestibulaire correspond à la relation inverse avec la quantité et l'acuité de l'information visuelle (Day et al., 1997). Jessop et McFadyen (2008) ont également observé des résultats semblables en modifiant de façon plus naturelle l'environnement visuel. La SVG a été effectuée en absence de vision, en condition de vision monoculaire et en condition de vision binoculaire. La réponse posturale à la SVG lors de condition monoculaire n'était pas significativement différente de celle enregistrée en absence de vision. Puisque la vision monoculaire entraîne une diminution de la quantité et de l'acuité de l'information visuelle, une augmentation de l'importance accordée à l'information vestibulaire en vision monoculaire a été observée.

Un mouvement postural compensatoire à toute forme de stimulation doit d'abord être perçu par les autres systèmes sensoriels. Dans un système avec rétroaction, la perturbation qui influence initialement un système sensoriel particulier rapidement (par exemple le système vestibulaire) produit une stimulation des autres systèmes sensoriels dès que le corps commence à répondre à cette première perturbation (par exemple le système somatosensoriel). Lors d'une SVG avec l'anode placée au niveau de l'oreille droite, la réponse posturale associée aux voies vestibulo-spinales déplace le corps du sujet vers la droite et entraîne une perception chez le sujet d'une stimulation visuelle similaire à une SOC vers la gauche due au glissement de l'environnement sur sa rétine (Lestienne et al. 1977). Ce glissement de l'environnement visuel a également le potentiel de créer une réponse posturale compensatrice (Lestienne et al. 1977; Bronstein et Buckwell, 1997). Cette réponse compensatrice, similaire à celle observée lors de la SOC, est en direction inverse à la réponse vestibulo-spinale induite initialement par la SVG. Une telle réponse compensatrice fût également observée durant la SOC. Lestienne et al., (1977) ont démontré que l'information visuelle atteignait un point de saturation durant la SOC. Lors d'une SOC, l'activité des afférences vestibulaires est modifiée lors d'une inclinaison posturale secondaire à la SOC. Ainsi, la réponse posturale associée à la stimulation vestibulaire ou visuelle atteint un plateau (Day et al., 1997) dû à l'information conflictuelle provenant des autres afférences sensorielles non stimulées par la SVG. En effet, il est sensé de croire

qu'une boucle de rétroaction somatosensoriel est utilisée afin de limiter la grandeur de l'inclinaison posturale. En fait, les sujets soumis à une SVG en absence d'information visuelle s'inclinent davantage, mais demeurent stables, et ce, malgré une augmentation importante de l'amplitude de stimulation (Day et al. 1997). Bref, la repondération sensorielle permet d'atténuer tout conflit sensoriel en accordant plus d'importance aux informations sensorielles présentant une meilleure fiabilité (Nashner et al., 1989).

1.2.3.3 Stimulations combinées

1.2.3.3.1 Sommatation sensorielle

Au sein du contrôle postural, le phénomène de sommatation sensorielle suggère que chaque canal sensoriel produit des changements posturaux indépendants à partir de voies sensorimotrices privées. La réponse nette proviendrait de la sommatation de chaque voie sensori-motrice (Day et al., 2002). Cependant, ce modèle d'interaction sensorielle a été critiqué. Day et al. (2002) reprochent que le phénomène de sommatation sensorielle n'implique aucune interaction entre les afférences sensorielles au niveau pré-moteur, telle une repondération sensorielle. Par exemple, il a été démontré que la direction de la réponse posturale évoquée par une perturbation vestibulaire pure varie selon la position relative de la tête par rapport aux pieds (Nashner et Wolfson, 1974; Lund et Broberg, 1983). De plus, l'amplitude de la réponse est modifiée par la disponibilité de l'information visuelle (Njiokiktjien et Folkerts, 1971; Smetanin et al., 1990; Britton et al., 1993; Fitzpatrick et al., 1994). Bref, il existe plusieurs circonstances durant lesquelles les différentes afférences sensorielles semblent interagir à différents niveaux du contrôle postural (Day et Cole, 2002).

Lors des stimulations sensorielles combinées, la réponse posturale se manifesterait par une sommatation des effets individuels associés aux stimulations indépendantes. Le terme sommatation sensorielle est employé pour décrire ce phénomène (Day et al., 2002). En posture debout, chaque système sensoriel détecte un mouvement postural par rapport à une position de référence (Peterka, 2002). Une réponse posturale corrective appropriée est générée par chaque système sensoriel. Peu d'études portant sur le rôle de l'intégration

sensorielle au sein du contrôle postural ont été effectuées à l'aide de stimulations sensorielles combinées. Parmi ces études, aucune ne s'est intéressée spécifiquement à la réponse posturale debout lors de l'intégration vestibulo-visuelle. Dans la section suivante, un portrait de ces études sera dressé afin de comprendre les mécanismes neuronaux de la repondération sensorielle.

1.2.3.3.2 Intégration vestibulo-visuelle

Lepecq et al. (2006) ont effectué des études comportementales portant sur l'intégration vestibulo-visuelle en position assise. L'objectif était de déterminer la contribution des afférences vestibulaires à la perception d'un mouvement induit par une stimulation visuelle. Ainsi, les techniques de SVG binaurale bipolaire et de SOC furent utilisées simultanément chez des sujets sains. Les sujets devaient demeurer assis, la tête fixe lors d'une SOC linéaire vertical. Les sujets devaient définir l'amplitude et la direction de la perception de mouvement (roulis, tangage et inclinaison) lors de stimulations indépendantes et combinées. Lepecq et al. (2006) ont démontré que la trajectoire de perception de mouvement induite par la SOC était principalement linéaire dans le plan sagittal. Lors des stimulations sensorielles combinées, cette perception de mouvement était altérée par la SVG. La trajectoire observée était oblique ou courbée en direction de l'anode. Il fût donc démontré que la perception de mouvement du corps dans l'espace résultait de la combinaison de la perception visuelle et vestibulaire. Dans le passé, une expérience similaire fût effectuée par de Graaf et al. (1998). Lors de cette étude, une SOC rotatoire fût combinée à une inclinaison des sujets en position assise (stimulation vestibulaire statique naturelle). Les sujets devaient déterminer subjectivement la verticalité. Les auteurs ont démontré que l'importance accordée à l'information visuelle et vestibulaire lors de la perception du mouvement pouvait différer entre les individus. Malgré cette différence interindividuelle, la perception de la verticalité correspondait à une somme des perceptions visuelles et vestibulaires. De tels résultats permettent de croire à la présence d'un processus de sommation de l'information visuelle et vestibulaire au sein de la perception du mouvement du corps dans l'espace.

L'intégration vestibulo-visuelle fût également étudiée lors d'une tâche de locomotion dirigée vers une cible visuelle (Deshpande et Patla, 2005). La trajectoire de marche des sujets était analysée lors de stimulations indépendantes visuelles (port de prismes : entraîne un déplacement fixe de l'environnement visuel) et vestibulaire (SVG binaurale bipolaire) ainsi que combinées. Les stimulations sensorielles combinées furent regroupées en stimulations sensorielles congruentes (ex. : prisme droit + SVG droit) ou non-congruentes (ex. : prisme droit + SVG gauche). Lors des stimulations combinées, leurs résultats démontraient que la SVG altère considérablement le déplacement du CoM en comparaison avec les stimulations indépendantes. L'effet indépendant de la SVG sur la trajectoire de marche fût isolé en soustrayant la trajectoire de marche de la stimulation indépendante visuelle aux stimulations combinées congruentes et non-congruentes. Deshpande et al. (2005) ont trouvé que les trajectoires résultantes étaient similaires à la trajectoire de la stimulation vestibulaire seule, et ce, dans chaque direction. Un effet sensoriel sommatif fût donc suggéré par ces auteurs pour décrire l'intégration vestibulo-visuelle lors de la locomotion. Par contre, la présence d'un tel processus de sommation sensorielle vestibulo-visuelle pendant la posture debout n'a toujours pas été évaluée.

1.2.3.3.3 Intégration vestibulo-proprioceptive

Hlavacka et al. (1992) se sont intéressés au processus d'intégration sensorielle associé à la perception du mouvement du corps dans l'espace en position assise. Lors de cette étude comportementale, la combinaison d'une stimulation vestibulaire (chaise rotatoire) et d'une stimulation proprioceptive des membres inférieurs (rotation passive des pieds par rapport au tronc dans le plan horizontal) a été effectuée dans un environnement sans information visuelle. La perception du mouvement du corps fût évaluée pendant les stimulations indépendantes et combinées. Lors des stimulations combinées, Hlavacka et al. (1992) ont noté que la perception du mouvement du tronc était modifiée en fonction des stimulations vestibulaires et proprioceptives. Les modifications des réponses perceptuelles correspondaient directement à une sommation linéaire des informations vestibulaires et proprioceptives.

Par la suite, une expérience similaire fût effectuée afin de vérifier la présence d'un phénomène de sommation sensorielle au sein de la réponse posturale debout (Hlavacka et al., 1996). Lors de cette étude, trois conditions sensorielles furent évaluées : stimulation vestibulaire seule (SVG binaurale bipolaire), stimulation proprioceptive seule (vibration d'une charge sur le ventre musculaire du tibial antérieur et du soléaire) ou stimulation combinée. Hlavacka et al. (1996) ont noté que la direction du déplacement postural était influencée par les deux types de stimulation. L'amplitude du déplacement postural correspondait à la sommation des réponses aux stimulations indépendantes.

1.2.3.3.4 Activation corticale

Tel que mentionné précédemment, l'aire médio-temporale du cortex cérébral (MT ou aire V5a) est impliquée dans l'analyse de la direction et de la vitesse du mouvement de l'environnement visuel. Ces neurones corticaux recevraient des afférences visuelles et vestibulaires (Britten et van Wezel, 1998). De plus, il a été démontré que le cortex pariéto-insulaire augmente son activité lors de la SVG (Bucher et al., 1998) mais également lors de la SOC par l'entremise de projections des neurones corticaux des aires visuelles (Guldin et al., 1996). Probst et al., (1985) croient que ces projections permettraient une inhibition réciproque du cortex vestibulaire puisque le seuil de détection des accélérations du corps dans l'espace par les neurones vestibulaires avait augmenté sensiblement lors de la SOC. Une telle inhibition réciproque permettrait de réduire une disparité potentielle entre les afférences visuelles et vestibulaires ainsi que de moduler l'information sensorielle. Le SNC augmenterait ainsi l'importance accordée à l'information sensorielle la plus fiable.

Tel que démontré dans cette revue de littérature, peu d'études ont évalué le rôle des différentes interactions sensorielles sur le contrôle postural debout par l'entremise de stimulations sensorielles combinées. Ce projet de maîtrise s'intéresse particulièrement à l'intégration des informations visuelles et vestibulaires sur le contrôle postural en utilisant des perturbations comparables pour chaque système sensoriel. Les résultats de ce projet de maîtrise établiront des connaissances fondamentales suffisantes pour permettre une meilleure compréhension de cette intégration sensorielle. Ces connaissances seront

également importantes pour aider au développement d'interventions sensori-motrices au sein des déficits du contrôle postural.

1.3 Objectif

L'objectif de l'étude est d'évaluer l'importance accordée à l'information visuelle et vestibulaire en posture debout en utilisant des perturbations sensorielles indépendantes (SOC ou SVG) et combinées (SOC + SVG) chez des jeunes sujets adultes en santé.

1.4 Hypothèse

Basée sur les théories du contrôle postural, l'hypothèse est que les réponses posturales associées aux stimulations combinées (SOC + SVG) correspondront à la somme des effets stimulations sensorielles indépendantes, peu importe la direction des stimulations.

CHAPITRE 2 - MÉTHODOLOGIE

L'article scientifique, présenté au chapitre 3, comporte une section détaillée sur la méthodologie menant à la réalisation du projet de recherche. Par conséquent, seuls les éléments méthodologiques complémentaires à l'article scientifique seront traités dans ce chapitre. Certains documents relatifs aux données des sujets, à l'approbation du comité scientifique, à l'approbation éthique ainsi que des reproductions photographiques du montage expérimental peuvent être consultés en annexe.

2.1 Sujets et approbation éthique

Cette étude a été réalisée en totalité dans le laboratoire de réalité virtuelle du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale de Québec (CIRRIS). Le contenu scientifique a été soumis, puis approuvé par le comité scientifique du CIRRIS et par le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDQP; annexe A). L'échantillon de convenance était constitué de huit jeunes sujets sains en santé. Le recrutement s'est effectué parmi les membres du CIRRIS et leur entourage de février à novembre 2008. Au préalable, un feuillet d'information (annexe B) portant sur l'expérimentation était transmis aux participants. Puis, leur consentement libre et éclairé a été obtenu par la signature du formulaire de consentement (annexe B). La signature du formulaire fût effectuée en présence d'un intervenant n'ayant pas de lien affectif direct avec le participant. L'étudiant chercheur s'assurait, par l'entremise d'un bref questionnaire, que le participant respectait les critères d'inclusion et d'exclusion du projet.

2.1.1 Critères d'inclusion

1. Être âgé entre 18 et 50 ans;
2. Rapporter une fonction vestibulaire normale (absence de symptômes d'origine vestibulaire tel que des étourdissements, vertiges, mal des transports, etc.);
3. Être naïf aux buts recherchés de l'étude et du laboratoire.

2.1.2 Critères d'exclusion

1. Symptômes d'origine musculo-squelettique pouvant affecter la performance durant la tâche;
2. Symptômes d'origine neurologique ou tout antécédent (ex. : traumatisme crânio-cérébral) pouvant affecter la performance durant la tâche ;
3. Rétinopathie diabétique diagnostiquée (vérifié par un optométriste à l'unité des déficiences visuelles de l'IRDQP);
4. Diminution du champ visuel de plus de 10 degrés (vérifié par un optométriste à l'unité des déficiences visuelles de l'IRDQP);
5. Absence d'une vision normale ou corrigé à la normale, 20/20 sur l'échelle de Snellen : vérifié par un optométriste à l'unité des déficiences visuelles de l'IRDQP.

2.1.3 Préparation des sujets

La dominance visuelle des sujets fût identifiée au laboratoire à l'aide du test Miles et du test Porta (Roth et al., 2002). La masse et la taille des participants furent mesurées. Un questionnaire relatif à la dominance du membre supérieur et du membre inférieur fut rempli (Coren , 1993). Puis, l'impédance de la peau située derrière les oreilles fût diminuée

en nettoyant vigoureusement avec de l'alcool à friction. Les électrodes de surface furent ensuite collées au niveau des processus mastoïdes à l'aide de ruban adhésif. Les senseurs magnétiques furent posés et fixés sur les repères anatomiques. Le premier senseur fût fixé sur un bandeau et placé au-dessus de l'oreille droite. Le deuxième senseur fût fixé à l'aide d'un ruban adhésif au niveau du processus épineux de la 7^e vertèbre thoracique.

Finalement, une mise à zéro électronique et numérique des plateformes de forces fût effectuée afin d'obtenir un enregistrement analogique de référence. Puis, une mise à zéro des angles anatomiques de l'unité Fastrak II fût également effectuée. Cette mise à zéro permit l'enregistrement de la position relative des senseurs sur le sujet. Les consignes par rapport à la tâche expérimentale furent expliquées avant de débiter officiellement l'expérience.

2.2 Équipement de mesures

Afin de répondre à notre objectif de recherche, une approche biomécanique basée sur des mesures objectives du comportement postural humain a été préconisée. L'enregistrement de données cinématiques et cinétiques ont été effectué par l'utilisation respective du système de capture électromagnétique Fastrak II et de deux plateformes de force Bertec (annexe D). Un logiciel CAREN, assurait l'intégration de ces données ainsi que de l'environnement virtuel.

2.2.1 Données cinématiques : Fastrak IITM

L'enregistrement du mouvement tridimensionnel (3D) a été obtenu à l'aide du système de capture électromagnétique Fastrak II (Polhemus. Inc., Colchester, VT, USA). Chaque unité de contrôle Fastrak II (récepteur) peut être connectée à un maximum de quatre senseurs magnétiques à six degrés de liberté chacun. Un senseur magnétique est

composé de trois petites bobines électriques orientées dans des plans orthogonaux. Un courant électrique active séquentiellement chacune des bobines électriques ce qui génère un champ électromagnétique respectif. Le récepteur Fastrak II enregistre les différents champs électriques et détecte ainsi les coordonnées cartésiennes (X, Y, Z) et l'orientation (azimut, élévation, roulis) spatiale de chaque senseur. Selon Polhemus Inc., ce processus d'acquisition des données à une latence de 4 ms.

Les spécifications rapportées de l'appareil Fastrak II par la compagnie Polhemus Inc. révèlent des qualités métrologiques appropriées pour la mesure du mouvement postural humain. D'abord, le champ opératoire (distance transmetteur-récepteur) optimal varie de 1.22 à 1.83 mètre (4 à 6 pieds). Lors de ce projet, le positionnement de l'appareillage était situé à l'intérieur de ces limites puisque le transmetteur se trouvait environ à 1.25 m du récepteur. L'exactitude «Root Mean Squared» (RMS accuracy) rapportée à 0.762 mètres (30 pouces) est de 0.762 mm (0.03 pouce) pour les directions X, Y, Z et de 0.15 degré pour l'orientation angulaire. À 1.25 m, la résolution rapportée est de 1.397 mm (0.055 pouces) et de 0.1266 degré. Finalement, la fréquence d'acquisition maximale de l'appareil est de 120 Hz. Cette fréquence d'acquisition est dépendante du nombre de senseurs utilisés (120 Hz/nombre de senseurs utilisé). Puisque lors du projet de recherche, quatre senseurs étaient connectés à l'unité de contrôle Fastrack II, la fréquence d'acquisition était de 30 Hz. Cependant, seulement deux senseurs furent utilisés pour l'analyse de données afin d'alléger l'interprétation des résultats. La configuration de ces senseurs magnétiques sera présentée dans l'article scientifique (chapitre 3). Globalement, les qualités métrologiques de l'appareil Fastrak II sont appropriées à l'étude du mouvement postural chez l'être humain.

L'utilisation d'un tel système de capture électromagnétique doit être accompagnée de certaines précautions à l'égard de l'environnement expérimental puisque la proximité de métal peut causer une distorsion du signal. Afin d'assurer l'intégrité du signal enregistré, aucun objet métallique ne devrait se trouver à moins de trois fois la distance entre le transmetteur et le récepteur. Lors de ce projet de recherche, l'enregistrement de données cinétiques à l'aide de plateformes de forces, habituellement formées de pièces métalliques,

était nécessaire. Placées sous les pieds des sujets, les plateformes de forces allaient nécessairement moduler le signal électromagnétique dû à leur proximité. L'usage de plateformes non conductrices (section 2.2.2) fût donc préconisé.

2.2.2 Données cinétiques : Plateformes de forces Bertec

L'enregistrement des forces cinétiques au sol a été obtenu à l'aide de deux plateformes de forces Bertec modèle FP4060-NC (Bertec Corp., Inc., Columbus. OH. USA). Chaque plateforme, formée principalement de résine de bois, contient 4 transducteurs triaxiaux. Ces transducteurs sont des jauges de contraintes mesurant six composantes spécifiques des forces appliquées à la plateforme : trois forces orthogonales (X, Y, Z) et le moment de force autour de chaque axe (M_x , M_y , M_z). Chaque jauge de contrainte traduit la force appliquée en voltage de sortie. Par la suite, le signal analogique passe par un amplificateur de gain, situé dans les plateformes pour être amplifié de nouveau à sa sortie. Cette dernière amplification est à la discrétion des utilisateurs.

La résolution pour les forces linéaires est de 0.44 N/mV (F_x et F_y) ou 0.89 N/mV (F_z) alors que les moments de forces sont de 0.27 Nm/mV (M_x) 0.18 Nm/mV (M_y) ou 0.13 Nm/mV (M_z). En ce qui concerne les valeurs de centre de pression, l'erreur de calcul se situe à +/- 1.0 mm pour CoP_x et CoP_y . L'ensemble des propriétés métrologiques indique que ces plateformes de forces sont adéquates pour la réalisation de notre projet de recherche.

2.2.3 Logiciel CAREN

Le logiciel CAREN (Motek, Inc., Amsterdam, Pays-Bas) a été utilisé pour assurer l'intégration en temps réel du matériel de laboratoire. Le logiciel permet l'intégration des signaux provenant des plateformes de force, de données cinématiques ainsi que de la

projection vidéo de l'environnement virtuel. L'environnement 3D, utilisé pour la stimulation optocinétique, a été créé avec le logiciel Softimage (Autodesk, San Francisco, USA). Cet environnement virtuel (annexe E) permettant la stimulation optocinétique sera décrit au chapitre suivant. Le design du logiciel CAREN rend les données cinétiques et cinématiques accessibles en temps réel grâce à un affichage graphique 2D. Par ailleurs, ces données peuvent également être interprétées en temps réel afin de permettre le déclenchement d'un évènement correspondant ici au déclenchement de la SVG suite à l'atteinte du seuil des forces de réaction au sol. Ce seuil fût préalablement déterminé pour chacun des sujets lors des conditions de stimulations combinées (voir chapitre 3).

CHAPITRE 3 - VESTIBULO-VISUAL INTEGRATION FOR POSTURAL STABILITY DURING STANDING

3.1 Abstract

The aim of this study was to investigate the integration of visual and vestibular information on postural control during standing using single and combined galvanic vestibular and optokinetic stimulations (GVS and OS respectively). Eight (4 men; 4 women) young, healthy subjects were submit to different vestibular and visual stimulations. Two visual environments (unperturbed vision, nO; and optokinetic stimulation with a rightward rotating cluster field) were combined with 3 vestibular stimulations (no stimulation, nG; binaural-bipolar GVS with anode right, GR; and anode left, GL). The six conditions, therefore, were: no sensory stimulation (nG_nO), single sensory stimulations (nG_OS, GR_nO and GL_nO) and combined sensory stimulations (GR_OS and GL_OS). Head and trunk angular roll movement and lateral displacement of the center of pressure were evaluated. Results showed a postural deviation toward the anode side for the head, trunk and CoP for the single GVS stimulations. The OS also caused comparable roll of the head and trunk towards the right, but the displacement of the CoP was not different from quiet standing. The algebraic sum of the responses to single stimulations (nG_OS and GR_nO) was not statistically different from results of the combined stimulations in the same directions. Furthermore, the algebraic sum of nG_OS and GL_nO stimulations did not differ from GL_OS combined stimulations or no stimulation (nG_nO). These results demonstrate that during quiet standing individual vestibular and visual information initially sum in a linear fashion.

Keywords: Sensori-motor control, postural control, galvanic vestibular stimulation, optokinetic Stimulation

3.2 Article

INTRODUCTION

During quiet standing, a continual integration of multisensory (visual, vestibular and somatosensory) information is required to maintain body equilibrium. Vision detects the relative motion of the environment by using retinal slip (Berencsi et al. 2005) while somatosensory information provides joint rotation and contact pressure changes (Day and Guerraz, 2007). Vestibular afferents provide information about head position and velocity in space through the integration of signals from semi-circular canals and otolith organs. Although less directly involved during quiet standing (Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Peterka & Benolken, 1995), vestibular information is still necessary for other sensory cues, mainly vision, to be correctly interpreted (Borel et al., 2008). The present study will focus more specifically on the interaction between vestibular and visual information during standing.

Much remains to be learned on the role of vestibulo-visual interactions in human equilibrium. To date, the contribution of vestibular and visual afferent information on postural control has been studied through the observation of patient populations (Redfern & Furman, 1994; Horak & Hlavacka, 2001; Day & Cole, 2002) or by the artificial stimulation of each sensory system. With respect to the latter, one experimental technique for studying visual contribution to standing has been optokinetic stimulation (OS) (Kawakita et al., 2000; Thilo & Gresty, 2002; Fushiki et al., 2005; Lepecq et al., 2006; Pavlou et al., 2011). During OS, the movement of a large-field visual environment can lead after several seconds of viewing to a perception of self-motion (Fetsch et al., 2010) as in the common experience of viewing the low speed displacement of a train from another stationary train, a phenomenon called vection (Fushiki et al., 2005; Trutoiu et al., 2009). In the laboratory, perceived self-motion can be created using virtual environments or simple optokinetic stimulation by presenting moving dots or line patterns to the stationary subject. Circular

OS, involving a rotation of the environment, causes retinal slip in the peripheral field of view (Berencsi et al., 2005). A postural displacement in the frontal plane is observed in the direction of the visual motion due to the subject's perception of self-motion in the opposite direction (Clement et al., 1985). The OS postural response is complex because a conflict between visual, vestibular and somatosensory information occurs (Lestienne et al., 1977). Even if the postural response originates from the visual system, visual and vestibular afferent information may participate during OS (Brandt et al., 1998; Kleinschmidt et al., 2002, Thilo et al., 2002). Furthermore, Pavlou et al. (2011) observed a reduction of the postural response to repetitive OS over a short time period. The authors believe that a central suppression of the visual information occurs in favor of vestibular and proprioceptive afferent information (Shumway-Cook et al., 1990) due to sensory reweighting.

Galvanic vestibular stimulation (GVS) has been commonly used to study the vestibular contribution to posture (c.f., Fitzpatrick & Day, 2004). Applied over the mastoid processes, the percutaneous stimulation usually involves a small current (0.1-1 mA). This electrical stimulation increases the firing rate of the irregular firing afferents of the eighth cranial nerve on the cathode side (Minor & Goldberg, 1991) and decreases their firing rate on the anode side (Courjon et al., 1987). The afferent firing is altered and changes the verticality perception, resulting in a postural deviation toward the anodal ear (Popov et al., 1986; Hlavacka et al, 1996).

During combined sensory stimulations, alterations in self-motion perception and postural response are observed. The sensory reweighting model states that a postural response to a single sensory stimulation is usually increased when the availability of other sensory information are reduced (c.f., Horak & Macpherson, 1996; Day & Cole, 2002 Cenciarini & Peterka, 2006). For instance, vision is known to dominate over vestibular information when provided as an external reference cue (Popov et al., 1990). During GVS, a visual cue alters the magnitude of a subject's GVS-evoked postural response (Day & Bonato, 1995). However, the postural response does not depend only on the presence of

visual information but also on the level of acuity of self-motion (Day & Guerraz, 2007). For example, during monocular vision in standing, an increase in the weighting of vestibular afferent information is observed (Jessop & McFadyen, 2008).

To date, a limited number of studies have combined sensory stimulations in order to investigate the sensory interaction during postural control. Hlavacka et al. (1996) used combined stimulation of proprioceptive and vestibular information to understand their respective contributions to postural control. The authors noted that the centre of pressure displacement induced during combined sensory stimulation corresponded largely to the algebraic sum of the responses obtained during single stimulation of these systems. Fetsch et al. (2010) reported similar findings in perception of self-motion during the combination of visual and vestibular stimulations. The integration of self-motion perception is predicted by the weight given to each sensory channel respectively. During sensory conflict, vestibular information is upregulated for perception of self-motion compared to vestibular stimulation alone (Fetsch et al., 2010). In another study on postural control, Lepecq et al. (2006) have observed alterations in self-motion perception during combine GVS and OS sensory stimulations. However, no additive effects were observed at the perceptual level.

Finally, combined sensory stimulations were also used to study the visual-vestibular integration during goal directed locomotion (Deshpande & Patla, 2005). Prisms and GVS were used to respectively manipulate the visual and vestibular afferent information. The combined sensory stimulations consisted of GVS-evoked sway congruent or incongruent with the prismatic horizontal distortion of a perceived target location. Subjects were asked to walk toward the target and average path trajectories were analyzed. The authors subtracted the average trajectories with prisms only from the combined sensory stimulations to isolate GVS effects. They found that the remaining trajectories were approximately the same as GVS only trajectories in both walking directions. The authors suggested an additive and subtractive effect of stimulating visual and vestibular information during locomotion. However, the visual perturbation used in their study was a fixed bias of the visual signal for which subjects could accommodate to and did not cause similar

postural effects as GVS alone. In order to address the issue regarding the additive effects of inputs from different sensory systems, a protocol combining comparable perturbations of both visual and vestibular information within a more controlled postural context such as standing is still required.

The aim of the present study was therefore to investigate the integration of visual and vestibular information during postural control of standing using similar postural perturbations for each sensory system. Our hypothesis was that the postural responses to combined vestibulo-visual stimulations will be equal to the algebraic sum of the responses obtained during single sensory stimulations, regardless of the direction of the stimulations. In addition to providing fundamental knowledge, a better understanding of vestibulo-visual integration will also be important for the assessment and intervention of sensori-motor deficits affecting postural control.

MATERIALS AND METHODS

Subjects

Eight (4 men; 4 women) young (mean age of 30.49 ± 9.73 years), healthy (mean height of 1.72 ± 0.07 m; mean mass of 67.45 ± 10.18 kg) subjects were recruited from the Laval University community to participate in the project. The Ethics Committee of Quebec Rehabilitation Institute approved the study and subjects provided written consent according to the Declaration of Helsinki. Participants self-reported normal vestibular function without history of motion sickness, epilepsy or any current neurological or musculo-skeletal problems. Normal or corrected-to-normal binocular vision (visual acuity and field of view) was confirmed by standard testing administered by an optometrist of the Quebec Rehabilitation Institute.

A Fastrak II magnetic tracking system (Polhemus. Inc., Colchester, VT, USA) was used to track angular orientation of several body segments. Magnetic sensors were placed on the head (using a head band) and on the trunk at the level of the 7th thoracic vertebra.

Kinematic data were collected at 30 Hz and low-pass filtered at 6 Hz (Fourth order, Butterworth, zero-lag digital filter). Two force platforms (model FP4060-NC; Bertec Corp., Inc., Columbus, OH, USA) measured ground reaction forces (GRF) under each foot respectively (1000Hz) and kinetic signals were low-pass filtered at 50Hz (Fourth order, Butterworth, zero-lag digital filter).

Galvanic Vestibular Stimulation (GVS)

A binaural/bipolar configuration was used for GVS. Current was delivered using a Grass S88 stimulator with an A/M Systems isolation unit (model 2200). Electrode gel was added to two disposable electrodes (Medi-Trace series 100, Kendall-LTP, Chicopee, MA, USA) applied over the mastoid processes after skin impedance was reduced by rubbing with alcohol. A step current input of 1 mA for 10 s was used as the stimulus. To change current direction during the experiment, anode and cathode polarities could be reversed using a switch box located at the output of the isolation unit.

Optokinetic Stimulation (OS)

The optokinetic stimulation consisted of a rotating cluster field of white spheres of different sizes (to create a depth perception) back projected (projector model VPH-D50, Sony Inc., Toronto, Ont., Canada) onto a black background on a large screen in front of the subject (3.35m wide and 2.50m high). Subjects stood at 1.3m in front of the midpoint of the screen. This resulted in a visual field that was 104.40° horizontally and 87.75° vertically. A static, virtual 14.5 cm-diameter red sphere located at eye level in the center of the cluster field was used as a focus point. This target minimized eye movements during the experiment and provided all subjects with the same central and peripheral information across all conditions with eyes open. The OS involved a clockwise rotation of the cluster field around the red sphere at an angular speed of 30°/s. The experiment took place in a room with black walls and curtains to minimize information from the surrounding environment.

Experimental conditions involved the combination of two visual (unperturbed visual environment (nO); optokinetic stimulation (OS)) with three vestibular conditions (no stimulation (nG); GVS anode right (GR); GVS anode left (GL)). The six conditions, therefore, were: no sensory stimulation (nG_nO), single sensory stimulations (nG_OS, GR_nO and GL_nO), congruent (both causing movement to the right side) combined sensory stimulations (GR_OS) and incongruent (OS to the right and GVS anode electrode to the left) combined sensory stimulations (GL_OS). Five trials per condition were collected for each subject in a pseudo-random order, for a total of 30 trials. The 5 trials for each condition were averaged for subsequent analyses.

Subjects were instructed to look at the red sphere with their hands clasped in front of them. This standardized posture, used in a previous study from our laboratory (Jessop & McFadyen, 2008), minimized head movements and the use of the upper limbs to maintain stability. Subjects wore socks and placed each foot on separate force platforms 10 cm apart between the heads of the first metatarsals. Prior to data collection, a ground reaction force threshold for natural sway was determined as six times the standard deviation of each subject's mean vertical ground reaction force under the right foot over three baseline trials of 5 seconds. During OS conditions, body sway inducing forces beyond this threshold were used to confirm a postural response to the visual stimulation. During combined GVS and OS conditions, this threshold value was then used to trigger GVS onset assuring that postural sway responses to both stimulations (OS and GVS) were in the required directions for each combined stimulation condition. During the experiment, subjects were instructed to avoid resisting the postural response corresponding to the different sensory stimulations and to keep their feet in contact with the platforms. Only about three percent of trials across all subjects (8 of 240) were considered to be aberrant postural responses to sensory stimulation (i.e., balance loss, no postural response, postural response in the wrong direction). These few trials were not analyzed, as they were considered to be due to erroneous stimulation settings or subject being inattentive. The other ninety-seven percent of trials retained for analyses were homogeneous in the expected responses for the stimulations given.

Analyses

Analyses focused on the mean angular displacement in the frontal plane (roll angle) for the head and trunk segments, as well as the net CoP linear displacement in the same plane. Data analyses were carried out over 10 seconds from GVS onset when present and from the point of GRF threshold for OS conditions (which corresponded to GVS onset for combined stimulations). Kinematic and kinetic data were set to zero at these initial analysis points in order to compare amplitude changes. The data were analyzed for the first 5 seconds in accordance with findings showing that maximal postural deviations to GVS occur at least 3 seconds after the GVS onset (Fitzpatrick et al., 1994; Severac Cauquil et al., 1998; Jessop & McFadyen, 2008). The relative timing of onset response to stimulations, calculated as roll angles greater than 2 standard deviations of the average nG_nO condition, were also analyzed for the head and trunk segments.

Given the nature of the data and the sample size, conservative non-parametric analyses were performed. A Friedman test was first performed to test for main effects across all sensory conditions for both phases. In the case of significant main effects, the Wilcoxon signed rank test was performed as a post-hoc pairwise comparison between conditions. Statistical significance was set to $p \leq 0.05$.

In order to address the hypothesis of sensory summation, comparisons were made between average congruent (GR_OS) or incongruent (GL_OS) combined experimental stimulations and theoretical algebraic summations (AS) of average single responses of OS with right (see equation 1 below) and left (see equation 2 below) GVS for each subject and each dependent variable.

$$ASR = GR_nO + nG_OS \quad (1)$$

$$ASL = GL_nO + nG_OS \quad (2)$$

Comparisons between experimentally combined and algebraic summations were made using the Wilcoxon signed rank test.

RESULTS

Head and trunk roll angles

Figures 1 a and b present the average head and trunk roll angles respectively over the first 5 seconds for all subjects across conditions. As reported in previous studies (Lund & Broberg 1983; Day et al. 1997), subjects showed a postural response to GVS toward the anodal side for both single vestibular stimulation conditions (GR_nO and GL_nO) of similar absolute amplitudes for right (head = 0.82°; trunk = 0.48°) and left (head = -0.90°; trunk = -0.57°) stimulations. Comparison between head and trunk amplitudes shows the tendency of a greater angular displacement in the frontal plane for the head (0.94° $p < 0.001$) compared to the trunk (0.52°, $p < 0.001$) due to the top down body response (Day et al. 1997; Bent et al., 2002).

Figure 1. Mean angular roll movements of the head (a) and trunk (b) for all subjects during no sensory stimulation (nG_nO; thin solid lines), optokinetic stimulation (nG_OS; dotted lines), right GVS (GR_nO; black dashed lines), left GVS (GL_nO; grey dashed lines), congruent combined sensory stimulations (GR_OS; black thick solid lines) and incongruent combine sensory stimulations (GL_OS; grey thick solid lines). Positive shifts indicate roll to the right side.

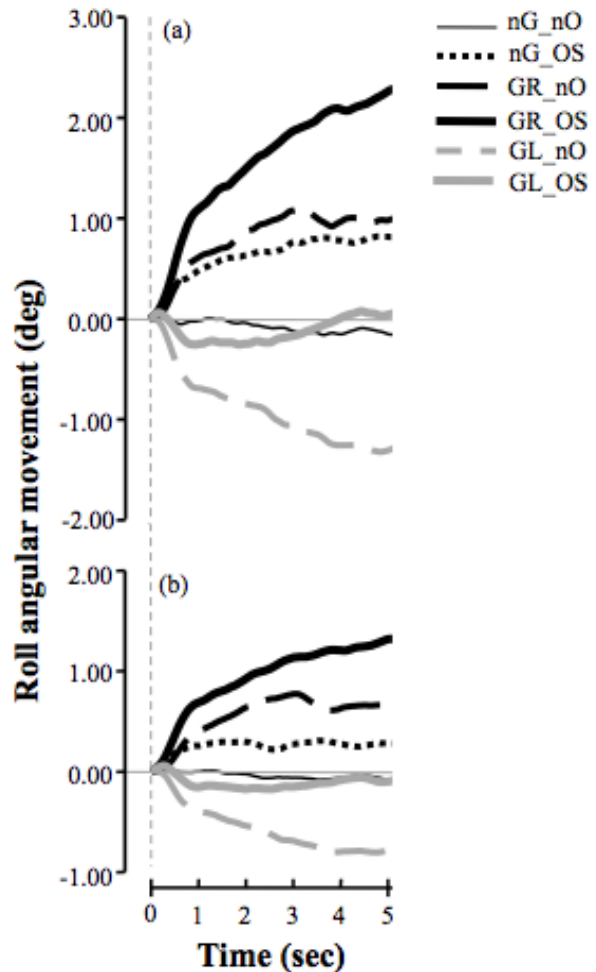


Figure 1 also shows that movement of the visual environment during OS evoked postural responses toward the right for the head (0.89°) and trunk (0.40°) that were not different from GR_nO (head, $p= 0.326$; trunk, $p = 0.301$). The same top-down response indicated above was observed. Congruent combined sensory stimulations (GR_OS) caused the greatest responses while incongruent combined sensory stimulations (GL_OS) showed little postural response overall.

Onset timing analyses for all sensory conditions showed no evidence of any condition causing a shorter time delay in the head responses (Chi-Square = 1.709; $p = 0.635$) or in the trunk responses (Chi-Square = 2.805; $p = 0.415$) roll. As seen in previous studies (e.g., Day et al., 1997), head roll tended to occur earlier (nG_OS: 504.38 +/- 406.23ms; GR_nO: 376.88 +/- 174.64ms; GL_nO: 338.75 +/- 148.17ms; GR_OS: 269.48 +/- 127.57ms) than the trunk roll (nG_OS: 799.69 +/- 444.17ms; GR_nO: 565.63 +/- 244.56ms; GL_nO: 421.25 +/- 345.15ms; GR_OS: 420 +/- 361.65ms) but this was not statistically significant in the present study.

Figure 2 presents the mean roll angles related to the postural sway of the head and trunk for each sensory condition during the first 5 seconds of the postural response. Significant main effects were found across conditions for the head (Chi-Square= 34.429; $p < 0.001$) and trunk (Chi-Square= 31.786; $p < 0.001$). Comparison of the two single right sensory stimulations (GR_nO and nG_OS) to the base nG_nO condition, resulted in significantly greater roll angles for the head ($p= 0.012$ for both) and trunk ($p=0.012$ for both). Left GVS alone (GL_nO) showed the same trend, but significant differences were only found for the head roll angles ($p= 0.012$). Also, the individual sensory stimulations GR_nO and nG_OS, involved similar roll angles for both segments (head, $p= 0.575$; trunk, $p= 0.401$).

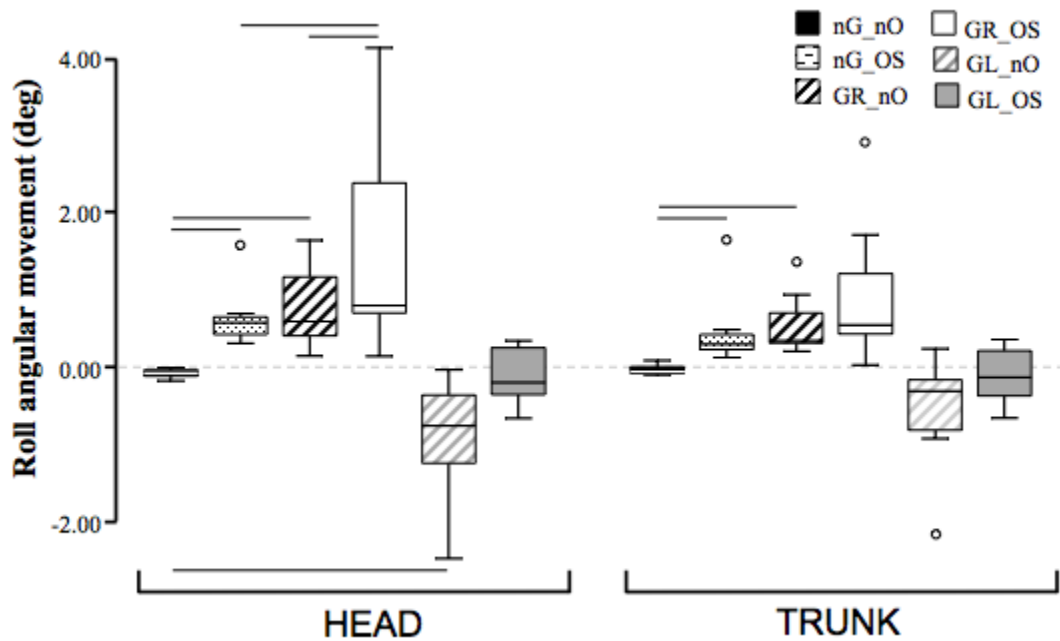


Figure. 2 Box plots of mean roll angles related to the postural sway. Data are presented for the different visual conditions: no sensory stimulation (nG_nO; black boxes), optokinetic stimulation (nG_OS; dotted boxes), right GVS (GR_nO; black dashed boxes), congruent combined sensory stimulations (GR_OS; white boxes), left GVS (GL_nO; grey dashed boxes), and incongruent combine sensory stimulations (GL_OS; grey boxes). Positive shifts indicate roll to the right side. Small circles indicate statistical outliers. Horizontal bars indicate significant differences ($p \leq 0.05$).

Responses for combined congruent stimulations, i.e. GR_OS, were greater for the head as compared to single right sensory stimulations (GR_nO, $p=0.050$; nG_OS, $p=0.050$). Combined incongruent stimulations, GL_OS, showed smaller head roll response compared to GL_nO ($p=0.017$) and no significant difference was found in comparison to nG_nO (head, $p=0.779$; trunk, $p=0.484$).

CoP linear displacement:

Figure 3 presents the mean CoP linear displacements in the frontal plane. Significant differences were found across conditions (Chi-Square = 14.571; $p = 0.012$). In all single sensory stimulation conditions, only GR_nO was significantly different from nG_nO ($p=0.012$). The CoP mean linear displacement was higher for GR_nO compared to nG_OS ($p=0.036$). Compared to these sensory stimulations causing rightward oriented responses, GR_OS was greater than nG_OS ($p=0.017$).

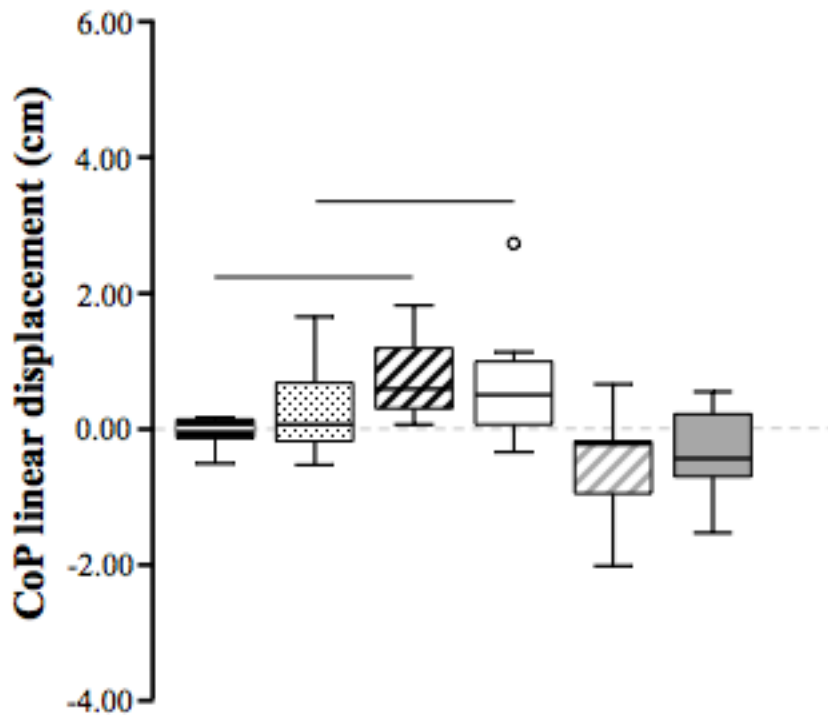


Figure 3. Box plots of mean linear displacements in the frontal plane related to the postural roll of the head and trunk. Data are presented for the different visual conditions: no sensory stimulation (nG_nO; black boxes), optokinetic stimulation (nG_OS; dotted boxes), right GVS (GR_nO; black dashed boxes), congruent combined sensory stimulations (GR_OS; white boxes), left GVS (GL_nO; grey dashed boxes), and incongruent combine sensory stimulations (GL_OS; grey boxes). Positive shifts indicate roll to the right side. Small circles indicate statistical outliers. Horizontal bars indicate significant differences ($p \leq 0.05$).

Sensory summative effect:

Experimentally combined sensory stimulations and the algebraic sums of individual roll angular movement responses are shown in Figure 4 for the head (a) and trunk (b). Overlap between the experimental and modeled responses was qualitatively more obvious during the first two seconds as shown by the boxed areas.

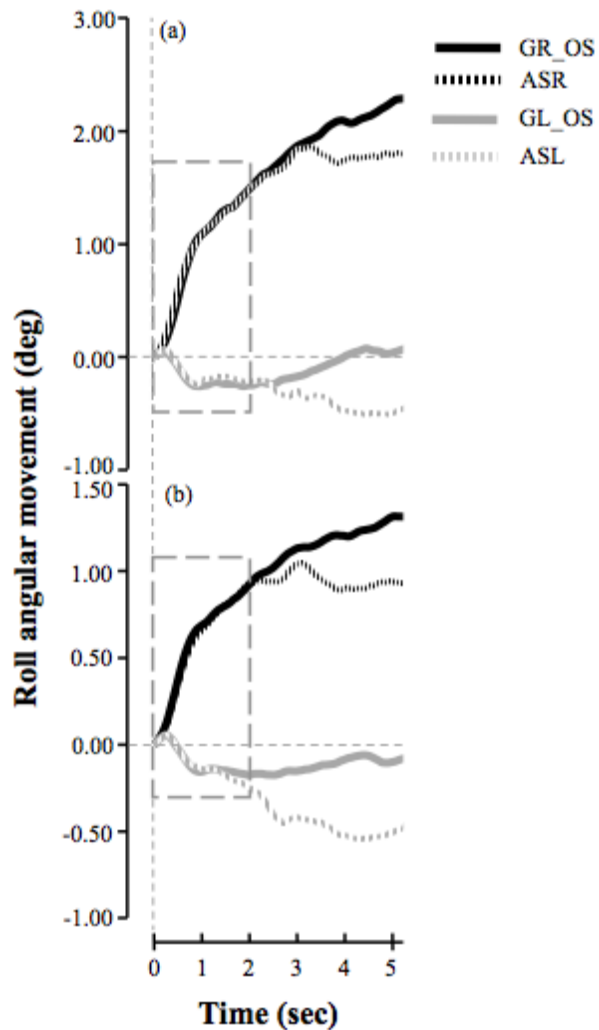


Figure. 4. Angular roll movements of the head (a) and trunk (b) for all subjects during congruent combined sensory stimulations (GR_OS; black thick solid line), incongruent combined sensory stimulation (GL_OS; grey thick solid line), algebraic sums of single right GVS responses with those of OS (ASR; black dashed lines) and algebraic sums of single left GVS responses with those of OS (ASL; grey dashed lines). Positive shifts indicate roll toward right. Dotted boxes indicate highlights the first 2 second response.

Mean roll angles of the head and trunk as well as mean linear displacement of CoP for combined sensory stimulations are compared to the algebraic sum models in Figure 5. No statistical differences were found for the head (GR_OS, $p= 0.889$; GL_OS, $p= 0.484$), trunk (GR_OS, $p= 0.889$; GL_OS, $p= 0.575$) and CoP (GR_OS, $p=0.093$; GL_OS, $p= 0.484$). These findings for both kinematic and kinetic responses strongly support the hypothesis of a summation of single vestibular and visual stimulation postural responses during this context of combined stimulation.

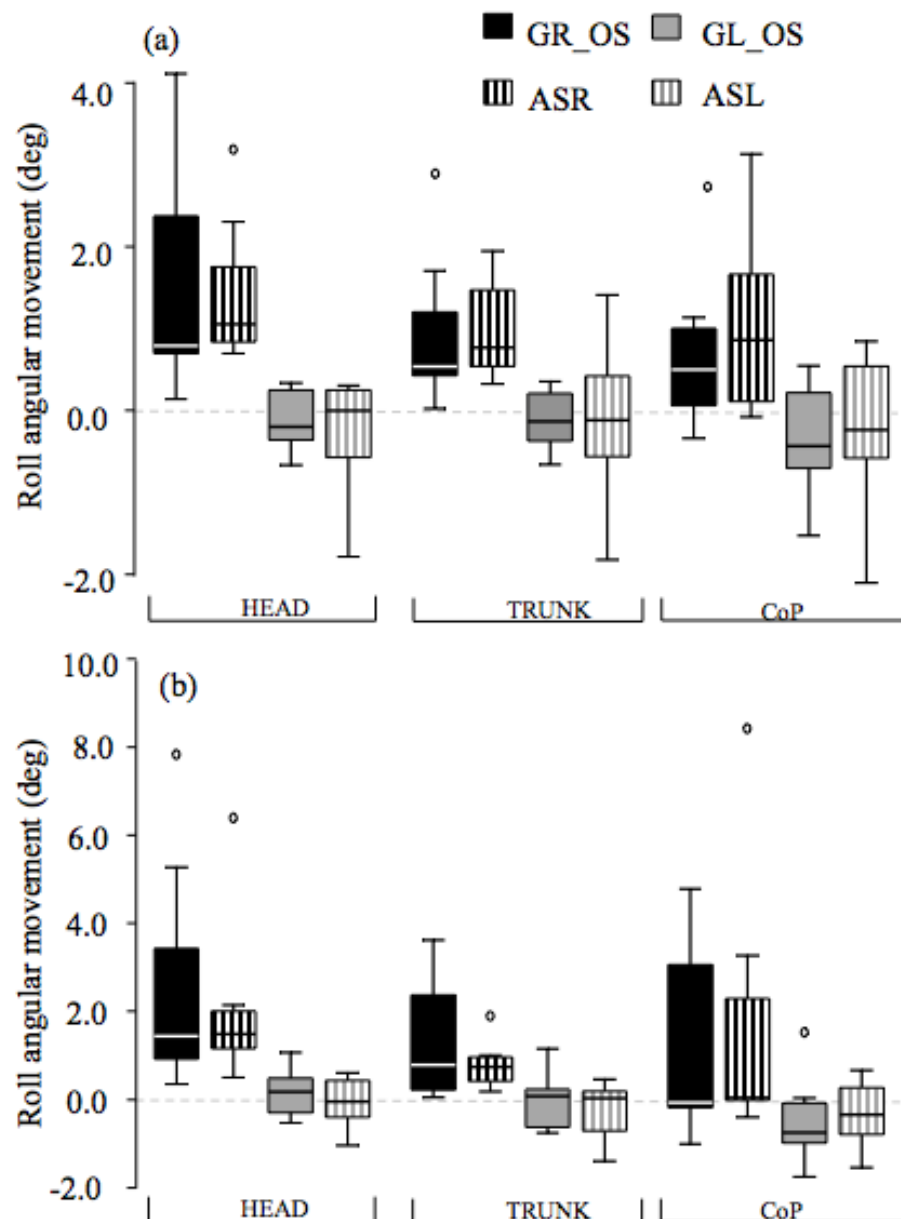


Figure. 5. *Box plots of mean roll angles of the head and trunk as well as mean linear displacement of CoP. Data are presented for congruent combined sensory stimulations (GR_OS; black boxes), algebraic sums of single right GVS responses with those of OS (ASR; black dashed boxes), incongruent combined sensory stimulation (GL_OS; grey boxes), and algebraic sums of single left GVS responses with those of OS (ASL; grey dashed boxes). Positive shifts indicate roll to the right side. Small circles indicate statistical outliers.*

DISCUSSION

The important finding of this study is that the responses from combined sensory stimulations were in concordance with our initial hypothesis and shown to be the result of an algebraic summation of the individual responses produced when each sensory system is stimulated alone, regardless of the direction of stimulation (either additive or subtractive), particularly within the first 2 seconds after stimulus onset. Each finding is discussed separately below.

Visual-vestibular summative effect

In the present study, we were particularly interested in the combined postural responses to perturbations of both vestibular and visual systems. It is important to note that GVS during the course of OS provided similar postural deviations for all subjects. In such a context, the present results show, for the first time, direct evidence that the postural responses to combined vestibulo-visual stimulations result in the algebraic sum of the responses to single stimulation of each of these two systems.

This vestibulo-visual interaction showing a summative postural effect is supported by previous work on perceptual effects. Lepecq et al. (2006) used linear optokinetic stimulation to induce either forward or upward linear vection. During the experiment, subjects had to indicate their perceived self-motion path (shape and direction) while seated (Lepecq et al., 2006). During the course of such OS, they observed a modification in self-

motion perception due to stimulation of vestibular afferents using GVS. However, no postural responses occurred.

The present study showed that even during OS, the direction and amount of the postural response can be modulated by GVS. In particular, combined sensory stimulations provoked a clear summation of individual effects (OS and GVS) on postural response such that the algebraic sums (AS) of postural roll angles and CoP linear displacement of single sensory stimulations were not statistically different from combined experimental cases (GR_OS and GL_OS). This integration of vestibular and visual afferent information appears to hold regardless of the direction of the single sensory stimulations and was most evident for the first 2 seconds of combined stimulation. During this initial 2-second period, the sensory integration could be categorized as a reflexive sensory integration with no higher processing or sensory reweighting yet occurring. Normally, sensory information undergoes reweighting with respect to the external inputs, for which postural responses are mainly influenced by the most accurate sensory information. In the present study, subjects were initially placed in an environment where visual information was reduced when compared to the normal environment (e.g.: darkened room with cluster field). This could have led to a gain setting within vestibulo-spinal pathways able to react immediately without higher processing or sensory reweighting at least during the first few seconds of combined stimulations. However, this can only be suggested from the present results.

Hlavacka et al. (1995) and Desphande et al. (2005) have also observed additive effects of combined sensory stimulation. For a period of 10 seconds, Hlavacka et al. (1995) stimulated the vestibular and proprioceptive systems simultaneously. Their study was mainly descriptive and no statistical analysis was presented. However, body tilt induced by the combined stimulations was considered as equal to the sum of individual postural responses obtained from GVS and vibration alone.

More recently, Deshpande et al. (2005) combined sensory stimulations using image-shifting prisms and GVS to study the visual-vestibular interaction during goal directed

locomotion. These authors suggested an additive (congruent) and subtractive (incongruent) effects of visual and vestibular stimulation in agreement with our results. However, due to the “static” effects of prisms, the fact that GVS effects remained after subtracting out the prism response may be that the vestibular perturbation was simply superimposed onto a new walking trajectory just like it would have been superimposed onto the walking trajectory without prisms. Therefore, this study does not inform us about the possibility of an actual additive behavior for dynamic sensory information, but only that GVS effects superimpose on a new walking trajectory caused by aberrant visual information.

In the present study, both the vestibular and visual systems were given dynamic stimulations and we were able to confirm that they produced similar postural responses to the perturbations when evoked together or separately. Given that the algebraic sums matched the experimental conditions of combined stimulations, we can say with some confidence that a sensory summation occurred at least for the first 2 seconds of combined stimulation. After this initial response, a less obvious sensory summation was observed that could be due to higher processing and re-weighting of the sensory signals affecting their integration. For example, neuroimaging studies have demonstrated that the parieto-insular region, known as the vestibular cortex (Bottini et al., 1994), is deactivated during visual motion (Brandt et al. 1998). As observed in another study (Lord & Webster, 1990), this deactivation could lead to a non-linear increase in favor of the visual afferent information, perhaps due to sensory re-weighting (Oie et al., 2002; Peterka, 2002). With respect to the findings of Brand et al. (1998), our observations of differences between the initial and the longer latency responses may be due to the time taken for triggering visual inhibition of vestibular information. However, further experiments are required to confirm such a hypothesis of delayed re-weighting.

Study limitations

A few limitations of the study should be noted. First, by using force plate signals as a trigger we have assured that whole body responses were elicited, and in the proper direction. Second, somatosensory information was not taken into consideration, but is

certainly a factor (Cenciarini & Peterka, 2006; Peterka & Benolken, 1995). Third, the results are based on a limited set of stimuli with only one galvanic current magnitude and only one speed and direction for optokinetic stimulation. Further experiments with a wider range of vestibular and optokinetic stimulus magnitudes are needed to investigate the reliability of the response to combined sensory stimulation. Finally, the instructions given to subjects should be considered. In this study, subjects were asked to avoid fighting their response (even though that was not always the case). If the instructions were more functional, such as to avoid any postural displacement due to sensory stimulations, different postural responses could have been observed and a different regulation of sensory information may have occurred.

CONCLUSION

In summary, the present study provided more direct evidence that the initial integration of vestibular and visual afferent information involves the algebraic sum of individual sensory responses regardless of the direction of the single stimulations (in the present study for approximately the initial two seconds following combined stimulation onset). After the initial response, higher processing or sensory reweighting may be involved affecting the integration of sensory information. These results provide basic information on which future studies on postural control can be carried out, including for populations with sensory deficits.

ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to thank Mr. Guy St-Vincent, Mr. François Comeau and Mr. Rémi Julien for their technical assistance and Dr. Michel Bolduc for the optometric evaluations.

GRANTS

This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (BJM).

REFERENCES

- Angelaki DE, Cullen KE (2008) Vestibular system: the many facets of a multimodal sense. *Annu Rev Neurosci* 31: 125-150
- Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K (2005) The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci* 24: 689-709
- Borel L, Lopez C, Peruch P, Lacour M (2008) Vestibular syndrome: a change in internal spatial representation. *Neurophysiol Clin* 38: 375-389
- Brandt T, Bartenstein P, Janek A, Dieterich M (1998) Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain* 121 (Pt 9): 1749-1758
- Cenciarini M, Peterka RJ (2006) Stimulus-dependent changes in the vestibular contribution to human postural control. *J Neurophysiol* 95: 2733-2750
- Clement RA, Flanagan JG, Harding GF (1985) Source derivation of the visual evoked response to pattern reversal stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 62: 74-76
- Courjon JH, Precht W, Sirkin DW (1987) Vestibular nerve and nuclei unit responses and eye movement responses to repetitive galvanic stimulation of the labyrinth in the rat. *Exp Brain Res* 66: 41-48
- Day BL, Cole J (2002) Vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information. *Brain* 125: 2081-2088
- Day BL, Guerraz M (2007) Feedforward versus feedback modulation of human vestibular-evoked balance responses by visual self-motion information. *J Physiol* 582: 153-161
- Day BL, Severac Cauquil A, Bartolomei L, Pastor MA, Lyon IN (1997) Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism. *J Physiol* 500 (Pt 3): 661-672
- Deshpande N, Patla AE (2005) Dynamic visual-vestibular integration during goal directed human locomotion. *Exp Brain Res* 166: 237-247
- Di Fabio RP (1995) Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Phys Ther* 75: 290-305

Fetsch CR, Deangelis GC, Angelaki DE (2010) Visual-vestibular cue integration for heading perception: applications of optimal cue integration theory. *Eur J Neurosci*. 10:1721-9

Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC (1994) Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol* 478 (Pt 2): 363-372

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

Fitzpatrick RC, Day BL (2004) Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *J Appl Physiol* 96: 2301-2316

Furman JM (1994) Posturography: uses and limitations. *Baillieres Clin Neurol* 3: 501-513

Fushiki H, Kobayashi K, Asai M, Watanabe Y (2005) Influence of visually induced self-motion on postural stability. *Acta Otolaryngol* 125: 60-64

Fushiki H, Takata S, Watanabe Y (2000) Influence of fixation on circular vection. *J Vestib Res* 10: 151-155

Goldberg JM, Smith CE, Fernandez C (1984) Relation between discharge regularity and responses to externally applied galvanic currents in vestibular nerve afferents of the squirrel monkey. *J Neurophysiol* 51: 1236-1256

Hlavacka F, Krizkova M, Horak FB (1995) Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neurosci Lett* 189: 9-12

Horak FB, Hlavacka F (2001) Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol* 86: 575-585

Jessop D, McFadyen BJ (2008) The regulation of vestibular afferent information during monocular vision while standing. *Neurosci Lett* 441: 253-256

Kawakita T, Kuno S, Miyake Y, Watanabe S (2000) Body sway induced by depth linear vection in reference to central and peripheral visual field. *Jpn J Physiol* 50: 315-321

Kleinschmidt A, Thilo KV, Buchel C, Gresty MA, Bronstein AM, Frackowiak RS (2002) Neural correlates of visual-motion perception as object- or self-motion. *Neuroimage* 16: 873-882

Lepecq JC, De Waele C, Mertz-Josse S, Teyssedre C, Huy PT, Baudonniere PM, Vidal PP (2006) Galvanic vestibular stimulation modifies vection paths in healthy subjects. *J Neurophysiol* 95: 3199-3207

Lestienne F, Soechting J, Berthoz A (1977) Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Exp Brain Res* 28: 363-384

Lopez C, Lacour M, Leonard J, Magnan J, Borel L (2008) How body position changes visual vertical perception after unilateral vestibular loss. *Neuropsychologia* 46: 2435-2440

Lord SR, Webster IW (1990) Visual field dependence in elderly fallers and non-fallers. *Int J Aging Hum Dev* 31: 267-277

Lund S, Broberg C (1983) Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand* 117: 307-309

Mergner T, Rosemeier T (1998) Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions--a conceptual model. *Brain Res Brain Res Rev* 28: 118-135

Minor LB, Goldberg JM (1991) Vestibular-nerve inputs to the vestibulo-ocular reflex: a functional-ablation study in the squirrel monkey. *J Neurosci* 11: 1636-1648

Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ (2002) Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res* 14: 164-176

Pavlou M, Quinn C, Murray K, Spyridakou C, Faldon M, Bronstein AM (2011) The effect of repeated visual motion stimuli on visual dependence and postural control in normal subjects. *Gait Posture* 33:113-8

Peterka RJ (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88: 1097-1118

Peterka RJ, Benolken MS (1995) Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Exp Brain Res* 105: 101-110

Previc FH, Mullen TJ (1990) A comparison of the latencies of visually induced postural change and self-motion perception. *J Vestib Res* 1: 317-323

Redfern MS, Furman JM (1994) Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow. *J Vestib Res* 4: 221-230

Severac Cauquil A, Gervet MF, Ouaknine M (1998) Body response to binaural monopolar galvanic vestibular stimulation in humans. *Neurosci Lett* 245: 37-40

Shumway-Cook A, Horak FB (1990) Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits. *Neurol Clin* 8:441-55

Thilo KV, Gresty MA (2002) Visual motion stimulation, but not visually induced perception of self-motion, biases the perceived direction of verticality. *Brain Res Cogn Brain Res* 14: 258-263

Trutoiu LC, Mohler BJ, Schulte-Pelkum J, Bühlhoff HH (2009) Circular, Linear, and Curvilinear Vection in a Large-screen Virtual Environment with Floor Projection. *Computers & Graphics* 33:47-58

Wardman DL, Day BL, Fitzpatrick RC (2003) Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing. *J Physiol* 547: 293-299

Welgampola MS, Colebatch JG (2001) Vestibulospinal reflexes: quantitative effects of sensory feedback and postural task. *Exp Brain Res* 139: 345-353

CHAPITRE 4 : CONCLUSION

Le but de ce projet de maîtrise fût d'évaluer en posture debout l'importance accordée à l'information visuelle et vestibulaire par l'entremise de perturbations sensorielles indépendantes et combinées. Cet ouvrage a contribué à l'avancement des connaissances sur le contrôle postural debout puisque le rôle de l'intégration vestibulo-visuelle a reçu très peu d'attention scientifique jusqu'à présent. Ce dernier chapitre présente un résumé des retombées scientifiques de ce projet ainsi que les limites y étant associées. Finalement, certaines directions découlant de ce travail de recherche seront également présentées.

4.1 Retombées scientifiques

À ce jour, aucune étude ne s'était intéressée à la réponse des membres inférieurs ou aux déplacements du centre de pression lors de SOC. Ce projet de maîtrise a donc permis d'établir une distinction entre les réponses posturales associées à la SVG et à la SOC. Nos résultats démontrent que la SVG et la SOC entraînent des réponses posturales similaires pour le haut du corps. Cependant, les réponses du bas du corps diffèrent. La SOC n'est pas suffisante pour créer un déplacement latéral du CoP tel qu'observé lors de la SVG par le déplacement du CoP en direction de l'anode (Bent et al., 2002). Dans le contexte expérimental de ce projet de maîtrise, la SVG peut donc être considérée comme une réponse de l'ensemble du corps tandis que la réponse visuelle à la SOC semble affecter uniquement le haut du corps.

De plus, les résultats obtenus lors de stimulations sensorielles combinées se sont avérés congruents avec notre hypothèse de recherche puisque les réponses posturales associées aux stimulations combinées (SOC + SVG) correspondent à la somme des effets lors de stimulations sensorielles indépendantes, peu importe la direction des stimulations. Ce projet de recherche démontre donc pour la première fois que la réponse posturale lors de

la stimulation sensorielle combinée peut être considérée comme la somme algébrique des effets des stimulations sensorielles indépendantes. Ce phénomène de sommation sensorielle se déroule principalement lors des 2 premières secondes suivant le déclenchement des stimuli sensoriels et ce, indépendamment de leur direction. Durant cette période initiale, l'intégration sensorielle semble être le résultat de la sommation des réponses sensorimotrices indépendantes. Par la suite, un processus provenant des centres supérieurs ou une modulation sensorielle pourrait être impliquée dans l'intégration des informations sensorielles.

4.2 LIMITES DE L'ÉTUDE

Une première limite de l'étude concerne la quantité limitée d'essais effectués. Une seule intensité de SVG fût employée tandis que la SOC était uniquement effectué en direction horaire et ce, à vitesse fixe. Bien que l'hypothèse principale de recherche ait été validée par nos résultats, la généralisation d'une telle découverte est présentement difficile due à cette quantité limitée de stimuli. Malheureusement, nous ne pouvons écarter la possibilité qu'une telle sommation sensorielle ne soit pas observée si les paramètres des différentes stimulations sont modifiés. Afin de confirmer hors de tout doute la présence d'un phénomène de sommation sensorielle au sein de l'intégration vestibulo-visuelle, un protocole expérimental plus exhaustif comportant des conditions avec différents paramètres de stimulation devra être réalisé.

Deuxièmement, nous ne pouvons être complètement certain que les réponses posturales se sont produites indépendamment de la perception de mouvement (vection) créée par la SOC (Fushiki et al., 2005). Un tel phénomène perceptuel aurait pu être objectivé en évaluant la perception de la verticalité des sujets par l'entremise d'un manchon électronique (Lepecq et al., 2006). Cependant, nous estimons avoir limité l'influence de cet aspect perceptuel en évaluant uniquement la réponse posturale des sujets et ce, en établissant un seuil au sein des plateformes de forces (voir chapitre 3). Lors de la SOC, la déviation

posturale causée par le déclenchement de la SVG pourrait être interprétée comme une correction motrice associée à l'estimation interne de la verticalité du corps (Hlavacka et al., 1995). Dans ce cas, l'orientation verticale interne du corps provenant des différentes afférences sensorielles pourrait être indépendante de la perception de mouvement (Previc et al., 1990).

Troisièmement, le rôle de l'information somatosensorielle ne fût pas évalué lors de ce projet. Cette source d'information sensorielle demeure un facteur important dans le maintien du contrôle postural debout (Cenciarini et Peterka, 2006; Peterka et Benolken 1995). Cependant, l'influence de source d'information afférente fût limitée lors de ce projet puisque la disponibilité de l'information somatosensorielle est demeurée identique pour chaque condition et similaire pour chaque sujet.

Finalement, les instructions données aux sujets lors de ce projet de maîtrise doivent également être considérées. Dans cette étude, la consigne transmise aux sujets était d'éviter de résister la déviation posturale associée aux différentes stimulations sensorielles tout en maintenant les pieds en contact avec le sol. Une consigne plus fonctionnelle tel que résister le déplacement postural latéral induit par la SO aurait probablement influencé la réponse posturale.

4.3 DIRECTIONS FUTURES

Lors de ce projet de maîtrise, nous avons développé les bases scientifiques de l'influence de l'intégration vestibulo-visuelle sur la stabilité posturale debout chez une population saine. Ces résultats apportent des connaissances fondamentales supplémentaires dans le domaine du contrôle postural debout. Ultimement, les informations recueillies lors de cette recherche pourront être utilisées pour le développement éventuel de nouvelles mesures d'incapacité, ainsi que la mise en place de stratégies de rééducation des intervenants chez les populations ayant un déficit sensoriel.

D'abord, des efforts doivent être effectués afin de mieux comprendre le phénomène de sommation sensorielle. Des études futures devront être effectuées par l'entremise d'un protocole de recherche plus exhaustif comprenant divers paramètres de stimulations visuelles et vestibulaires. Une fois les bases scientifiques posées, le développement de techniques d'interventions favorisant les conflits vestibulo-visuel pourront être effectuées chez des patients (ex. : personnes âgées, déficit d'acuité visuel, etc.) présentant des problèmes d'équilibre d'origine sensori-motrice. L'utilisation de la SOC et de la SVG comme techniques d'interventions sensori-motrices demeure des approches innovantes.

RÉFÉRENCES

- Ali AS, Rowen KA, Iles JF (2003) Vestibular actions on back and lower limb muscles during postural tasks in man. *J Physiol* 546: 615-624
- Andersen GJ, Braunstein ML (1985) Induced self-motion in central vision. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 11: 122-132
- Baloh RW (1996) Vestibular and auditory disorders. *Curr Opin Neurol* 9: 32-36
- Baloh RW, Jacobson K, Honrubia V (1989) Idiopathic bilateral vestibulopathy. *Neurology* 39: 272-275
- Barnes G (1995) Adaptation in the oculomotor response to caloric irrigation and the merits of bithermal stimulation. *Br J Audiol* 29: 95-106
- Bathey JF, Jr. (1998) News from the National Institute on Deafness and Other Communication Disorders. *Am J Otol* 19: 263-265
- Bense S, Stephan T, Yousry TA, Brandt T, Dieterich M (2001) Multisensory cortical signal increases and decreases during vestibular galvanic stimulation (fMRI). *J Neurophysiol* 85: 886-899
- Bent LR, Inglis JT, McFadyen BJ (2002) Vestibular contributions across the execution of a voluntary forward step. *Exp Brain Res* 143: 100-105
- Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K (2005) The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci* 24: 689-709
- Berthoz, A., Pavard, B., Young, L.R (1975) Perception of linear horizontal self-motion induced by peripheral vision (linear vection). Basic characteristics and visual-vestibular interactions. *Exp. Brain Res.* 23: 471-489
- Borel L, Lopez C, Peruch P, Lacour M (2008) Vestibular syndrome: a change in internal spatial representation. *Neurophysiol Clin* 38: 375-389
- Boyle R, Pompeiano O (1980) Responses of vestibulospinal neurons to sinusoidal rotation of neck. *J Neurophysiol* 44: 633-649
- Brandt T, Bartenstein P, Janek A, Dieterich M (1998) Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain* 121 (Pt 9): 1749-1758

- Brandt T, Dichgans J, Koenig E (1973) Differential effects of central versus peripheral vision on egocentric and exocentric motion perception. *Exp Brain Res* 16: 476-491
- Brink EE, Jinnai K, Hirai N, Wilson VJ (1981) Cervical input to vestibulocollic neurons. *Brain Res* 217: 13-21
- Britten KH, van Wezel RJ (1998) Electrical microstimulation of cortical area MST biases heading perception in monkeys. *Nat Neurosci* 1: 59-63
- Britton TC, Day BL, Brown P, Rothwell JC, Thompson PD, Marsden CD (1993) Postural electromyographic responses in the arm and leg following galvanic vestibular stimulation in man. *Exp Brain Res.*, 143–151.
- Bronstein AM, Buckwell D (1997) Automatic control of postural sway by visual motion parallax. *Exp Brain Res* 113: 243-248
- Buchanan JJ, Horak FB (2001) Vestibular loss disrupts control of head and trunk on a sinusoidally moving platform. *J Vestib Res* 11: 371-389
- Cenciarini M, Peterka RJ (2006) Stimulus-dependent changes in the vestibular contribution to human postural control. *J Neurophysiol* 95: 2733-2750
- Cheung BS, Howard IP, Nedzelski JM, Landolt JP (1989) Circularvection about earth-horizontal axes in bilateral labyrinthine-defective subjects. *Acta Otolaryngol* 108: 336-344
- Chiari L, Rocchi L, Cappello A (2002) Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17: 666-677
- Clement G, Magnin M (1983) Visual influence on postural control in the cat. *Exp Brain Res* 52: 429-438
- Clement RA, Flanagan JG, Harding GF (1985) Source derivation of the visual evoked response to pattern reversal stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 62: 74-76
- Coats AC (1973) Galvanic body sway in normals and patients with 8th nerve lesions. *Adv Otorhinolaryngol* 19: 318-334
- Coats AC, Stoltz MS (1969) The recorded body-sway response to galvanic stimulation of the labyrinth: a preliminary study. *Laryngoscope* 79: 85-103
- Coren S (1993) The lateral preference inventory for measurement of handedness, footedness, eyedness, and earedness: norms for young adults. *Bull Psychon Soc*;31:1–3.

Courjon JH, Precht W, Sirkin DW (1987) Vestibular nerve and nuclei unit responses and eye movement responses to repetitive galvanic stimulation of the labyrinth in the rat. *Exp Brain Res* 66: 41-48

Cullen KE, Brooks JX, Jamali M, Carriot J, Massot C (2011) Internal models of self-motion: computations that suppress vestibular reafference in early vestibular processing. *Exp Brain Res*. 210 : 377-88

Day BL, Bonato C (1995) Modification of the galvanic sway response by visual conditions. In: Mergner T, Hlavacka F, Multisensory control of posture. Plenum Press New York, pp. 169–172

Day BL, Cole J (2002) Vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information. *Brain* 125: 2081-2088

Day BL, Guerraz M (2007) Feedforward versus feedback modulation of human vestibular-evoked balance responses by visual self-motion information. *J Physiol* 582: 153-161

Day BL, Severac Cauquil A, Bartolomei L, Pastor MA, Lyon IN (1997) Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism. *J Physiol* 500 (Pt 3): 661-672

de Graaf B, Bles W, Bos JE (1998) Roll motion stimuli: sensory conflict, perceptual weighting and motion sickness. *Brain Res Bull* 47: 489-495

Deshpande N, Patla AE (2005) Dynamic visual-vestibular integration during goal directed human locomotion. *Exp Brain Res* 166: 237-247

Diener HC, Dichgans J, Bacher M, Gompf B (1984) Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 57:134-42

Dieringer N, Reichenberger I, Graf W (1992) Differences in optokinetic and vestibular ocular reflex performance in teleosts and their relationship to different life styles. *Brain Behav Evol* 39: 289-304

Dieterich M, Brandt T (2000) Brain activation studies on visual-vestibular and ocular motor interaction. *Curr Opin Neurol* 13: 13-18

Di Fabio RP (1995) Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Phys Ther* 75: 290-305

Duhamel JR, Bremmer F, BenHamed S, Graf W (1997) Spatial invariance of visual receptive fields in parietal cortex neurons. *Nature* 389: 845-848

Edwards AS (1946) Body sway and vision. *J Exp Psychol* 36:526–535

Fernandez C, Goldberg JM (1971) Physiology of peripheral neurons innervating semicircular canals of the squirrel monkey. II. Response to sinusoidal stimulation and dynamics of peripheral vestibular system. *J Neurophysiol* 34: 661-675

Fernandez C, Goldberg JM (1976) Physiology of peripheral neurons innervating otolith organs of the squirrel monkey. III. Response dynamics. *J Neurophysiol* 39: 996-1008

Fetsch CR, Deangelis GC, Angelaki DE (2010) Visual-vestibular cue integration for heading perception: applications of optimal cue integration theory. *Eur J Neurosci.* 10:1721-9

Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC (1994) Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol* 478 (Pt 2): 363-372

Fitzpatrick RC, Day BL (2004) Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *J Appl Physiol* 96: 2301-2316

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

Furman JM (1994) Posturography: uses and limitations. *Baillieres Clin Neurol* 3: 501-513

Fushiki H, Kobayashi K, Asai M, Watanabe Y (2005) Influence of visually induced self-motion on postural stability. *Acta Otolaryngol* 125: 60-64

Fushiki H, Takata S, Watanabe Y (2000) Influence of fixation on circular vection. *J Vestib Res* 10: 151-155

Gibson EJ, Owsley CJ, Walker A, Megaw-Nyce J (1979) Development of the perception of invariants: substance and shape. *Perception* 8: 609-619

Goldberg JM, Smith CE, Fernandez C (1984) Relation between discharge regularity and responses to externally applied galvanic currents in vestibular nerve afferents of the squirrel monkey. *J Neurophysiol* 51: 1236-1256

Grusser OJ, Pause M, Schreier U (1990) Vestibular neurones in the parieto-insular cortex of monkeys (*Macaca fascicularis*): visual and neck receptor responses. *J Physiol* 430: 559-583

Guerraz M, Day BL (2005) Expectation and the vestibular control of balance. *J Cogn Neurosci* 17: 463-469

- Guldin WO, Grusser OJ (1998) Is there a vestibular cortex? *Trends Neurosci* 21: 254-259
- Highstein SM, Goldberg JM, Moschovakis AK, Fernandez C (1987) Inputs from regularly and irregularly discharging vestibular nerve afferents to secondary neurons in the vestibular nuclei of the squirrel monkey. II. Correlation with output pathways of secondary neurons. *J Neurophysiol* 58: 719-738
- Hlavacka F, Krizkova M, Horak FB (1995) Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neurosci Lett* 189: 9-12
- Hlavacka F, Mergner T, Bolha B (1996) Human self-motion perception during translatory vestibular and proprioceptive stimulation. *Neurosci Lett* 210: 83-86
- Hlavacka F, Mergner T, Schweigart G (1992) Interaction of vestibular and proprioceptive inputs for human self-motion perception. *Neurosci Lett* 138: 161-164
- Hlavacka F, Shupert CL, Horak FB (1999) The timing of galvanic vestibular stimulation affects responses to platform translation. *Brain Res* 821: 8-16
- Horak FB, Hlavacka F (2001) Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *J Neurophysiol* 86: 575-585
- Horak FB, MacPherson JM (1996), Postural orientation and equilibrium. In: L.B. Rowell and J.T. Shepard, Editors, *Handbook of physiology*, Oxford University Press : 255–292
- Horak FB, Nashner LM (1986) Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 55: 1369-1381
- Hubel DH, Wiesel TN (1968) Receptive fields and functional architecture of monkey striate cortex. *J Physiol* 195: 215-243
- Iles JF, Pisini JV (1992) Vestibular-evoked postural reactions in man and modulation of transmission in spinal reflex pathways. *J. Physiol.* 455: 407–424
- Inglis JT, Shupert CL, Hlavacka F, Horak FB (1995) Effect of galvanic vestibular stimulation on human postural responses during support surface translations. *J Neurophysiol* 73: 896-901
- Jessop D, McFadyen BJ (2008) The regulation of vestibular afferent information during monocular vision while standing. *Neurosci Lett* 441: 253-256
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP (1998) The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport* 9: 3247-3252
- Kawakita T, Kuno S, Miyake Y, Watanabe S (2000) Body sway induced by depth linearvection in reference to central and peripheral visual field. *Jpn J Physiol* 50: 315-321

Kennedy PM, Cresswell AG, Chua R, Inglis JT (2004) Vestibulospinal influences on lower limb motoneurons. *Can J Physiol Pharmacol* 82: 675-681

Kitabayashi T, Demura S, Noda M (2003) Examination of the factor structure of center of foot pressure movement and cross-validity. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 22: 265-272

Kleinschmidt A, Thilo KV, Buchel C, Gresty MA, Bronstein AM, Frackowiak RS (2002) Neural correlates of visual-motion perception as object- or self-motion. *Neuroimage* 16: 873-882

Lacour M, Roll JP, Appaix M (1976) Modifications and development of spinal reflexes in the alert baboon (*papio papio*) following a unilateral vestibular neurotomy. *Brain Res* 113:255–269

Leibowitz HW, Post RB, Rodemer CS, Wadlington WL, Lundy RM (1980) Roll vection analysis of suggestion-induced visual field narrowing. *Percept Psychophys* 28: 173-176

Lepecq JC, De Waele C, Mertz-Josse S, Teyssedre C, Huy PT, Baudonniere PM, Vidal PP (2006) Galvanic vestibular stimulation modifies vection paths in healthy subjects. *J Neurophysiol* 95: 3199-3207

Lestienne F, Soechting J, Berthoz A (1977) Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Exp Brain Res* 28: 363-384

Lopez C, Lacour M, Leonard J, Magnan J, Borel L (2008) How body position changes visual vertical perception after unilateral vestibular loss. *Neuropsychologia* 46: 2435-2440

Lord SR, Webster IW (1990) Visual field dependence in elderly fallers and non-fallers. *Int J Aging Hum Dev* 31: 267-277

Lund S, Broberg C (1983) Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand* 117: 307-309

Magnus R (1924) *Körperstellung (Body posture)*. Verlag, Berlin

McCollum G, Leen TK (1989) Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *J Mot Behav* 21: 225-244

Minor LB, Goldberg JM (1991) Vestibular-nerve inputs to the vestibulo-ocular reflex: a functional-ablation study in the squirrel monkey. *J Neurosci* 11: 1636-1648

Mizuno Y, Shindo M, Kuno S, Kawakita T, Watanabe S (2001) Postural control responses sitting on unstable board during visual stimulation. *Acta Astronaut* 49: 131-136

Muto N, Shinomiya K, Komori H, Mochida K, Furuya K (1995) Spinal cord monitoring of the ventral funiculus function. Analysis of spinal field potentials after galvanic vestibular stimulation. *Spine (Phila Pa 1976)* 20: 2429-2434; discussion 2435

Nashner L, Berthoz A (1978) Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Res* 150: 403-407

Nashner LM, Shupert CL, Horak FB, Black FO (1989) Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical

Nashner LM, Wolfson P (1974) Influence of head position and proprioceptive cues on short latency postural reflexes evoked by galvanic stimulation of the human labyrinth. *Brain Res* 67: 255-268

Njiokiktjien C, Folkerts JF (1971) Displacement of the body's centre of gravity at galvanic stimulation of the labyrinth. *Confin Neurol* 33: 46-54 constraints. *Prog Brain Res* 80: 411-418; discussion 395-417

Nougier V et al. (1998) Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *J Exp Child Psychol.* 68(3): 202-15.

Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ (2002) Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res* 14: 164-176

Pai YC, Patten J (1997) Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech.* 30(4):347-54.

Paulus WM, Straube A, Brandt T (1984) Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107:1143-63

Pavlou M, Quinn C, Murray K, Spyridakou C, Faldon M, Bronstein AM (2011) The effect of repeated visual motion stimuli on visual dependence and postural control in normal subjects. *Gait Posture* 33:113-8

Peterka RJ (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88: 1097-1118

Peterka RJ, Benolken MS (1995) Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway. *Exp Brain Res* 105: 101-110

Pompeiano O (1988) The role of Renshaw cells in the dynamic control of posture during vestibulospinal reflexes. *Prog. Brain Res.* 76: 83-95

- Previc FH, Mullen TJ (1990) A comparison of the latencies of visually induced postural change and self-motion perception. *J Vestib Res* 1: 317-323
- Probst T, Straube A, Bles W (1985) Differential effects of ambivalent visual-vestibular-somatosensory stimulation on the perception of self-motion. *Behav Brain Res* 16: 71-79
- Read HL, Siegel RM (1997) Modulation of responses to optic flow in area 7a by retinotopic and oculomotor cues in monkey. *Cereb Cortex* 7: 647-661
- Redfern MS, Furman JM (1994) Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow. *J Vestib Res* 4: 221-230
- Roth HL, Lora AN, Heilman KM (2002) Effects of monocular viewing and eye dominance on spatial attention. *Brain* 125: 2023-2035
- Schmidt, RA, Lee TD (1999) *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Shumway-Cook A, Horak FB (1990) Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits. *Neurol Clin* 8:441-55
- Smetanin BN, Popov KE (1990) Changes in vestibular postural response determined by information content of visual feedback. *Neirofiziologija* 22:80-87
- Severac Cauquil A, Gervet MF, Ouaknine M (1998) Body response to binaural monopolar galvanic vestibular stimulation in humans. *Neurosci Lett* 245: 37-40
- Siegler I, Viaud-Delmon I, Israel I, Berthoz A (2000) Self-motion perception during a sequence of whole-body rotations in darkness. *Exp Brain Res* 134: 66-73
- Teasdale N, Stelmach GE, Breunig A (1991) Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J Gerontol* 46: B238-244
- Tinetti ME, Ginter SF (1988) Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? *JAMA* 259: 1190-1193
- Thilo KV, Gresty MA (2002) Visual motion stimulation, but not visually induced perception of self-motion, biases the perceived direction of verticality. *Brain Res Cogn Brain Res* 14: 258-263
- Thurrell AE, Bronstein AM (2002) Vection increases the magnitude and accuracy of visually evoked postural responses. *Exp Brain Res* 147: 558-560

Trutoiu LC, Mohler BJ, Schulte-Pelkum J, Bühlhoff HH (2009) Circular, Linear, and Curvilinear Vection in a Large-screen Virtual Environment with Floor Projection. *Computers & Graphics* 33:47-58

Wade MG, Jones G (1997) The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Phys Ther* 77: 619-628

Wardman DL, Day BL, Fitzpatrick RC (2003) Position and velocity responses to galvanic vestibular stimulation in human subjects during standing. *J Physiol* 547: 293-299

Wardman DL, Fitzpatrick RC (2002) What does galvanic vestibular stimulation stimulate? *Adv Exp Med Biol* 508: 119-128

Welgampola MS, Colebatch JG (2001) Vestibulospinal reflexes: quantitative effects of sensory feedback and postural task. *Exp Brain Res* 139: 345-353

Wilson VJ, Peterson BW (1981) Vestibulospinal and reticulospinal systems. In *Motor control (handbook of physiology)* American Physiological Society, Bethesda, Md. pp. 667–702

Winter DA (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 3 : 193–214

Winter DA, Patla AE, Rietdyk S, Ishac MG (2001) Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *J Neurophysiol* 85 : 2630–2633

Wolsley CJ, Sakellari V, Bronstein AM (1996) Reorientation of visually evoked postural responses by different eye-in-orbit and head-on-trunk angular positions. *Exp Brain Res* 111: 283-288

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: 87-92

Zink R, Bucher SF, Weiss A, Brandt T, Dieterich M (1998) Effects of galvanic vestibular stimulation on otolithic and semicircular canal eye movements and perceived vertical. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 107: 200-205

ANNEXE A

Certificat d'éthique



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Québec, le 7 avril 2008

Nous attestons que les membres du comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec ont évalué le projet de recherche # 2008-116 « Le rôle de l'intégration vestibulo-visuelle sur la stabilité posturale chez une population saine et des populations ayant une déficience visuelle symétrique ou asymétrique », à la séance du 12 mars 2008.

Soumis par : David Jessop, pht.
Bradford J. McFadyen, Ph. D.
Laurent Bouyer, Ph. D.

Les membres du comité d'éthique de la recherche sont :

- Sylvain Auclair (spécialiste en éthique)
- Thérèse Brousseau (représentante des gestionnaires cliniques)
- Marlène Cadorette (spécialiste en droit)
- Lucie D'Anjou (représentante clinique)
- Claude Lépine (représentant des usagers)
- Luc Noreau, Ph.D. (personne ayant une vaste connaissance des méthodes ou des domaines de recherche)
- Stéphane Poirier (représentant des usagers)
- Manon Truchon (personne ayant une vaste connaissance des méthodes ou des domaines de recherche)
- Jacques Vachon, (personne ayant une vaste connaissance des méthodes ou des domaines de recherche)

Nous certifions que cette recherche a obtenu notre accord au point de vue de l'éthique et qu'elle est **approuvée** pour une période d'un an, soit **jusqu'au 7 avril 2009**.

Sylvain Auclair
Président du comité d'éthique de la recherche
Institut de réadaptation en déficience physique de Québec

ANNEXE B

Formulaire d'information et de consentement



FEUILLET D'INFORMATION

N° DU PROJET : 2008-116 (réservé à l'administration)

TITRE DU PROJET :

Le rôle de l'intégration vestibulo-visuelle sur la stabilité posturale chez une population saine et des populations ayant une déficience visuelle symétrique ou asymétrique.

RESPONSABLE(S) :

David Jessop, pht (418) 529-9141 poste 6573
Bradford J. McFadyen, Ph.D. (418) 529-9141 poste 6584
Laurent Bouyer, Ph.D. (418) 529-9141 poste 6661

ORGANISME DE SUBVENTION :

Conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada (CRSNG)

INTRODUCTION :

Nous vous invitons à participer à un projet de recherche portant sur l'interaction de deux systèmes sensoriels en posture debout. Il s'agit du système vestibulaire et du système visuel.

Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les avantages, les risques et les inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

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



NATURE ET OBJECTIFS DE L'ÉTUDE :

Cette étude porte sur l'influence des signaux provenant des systèmes vestibulaires et visuels (provenant de l'oreille interne et de l'œil) chez des personnes ayant des acuités visuelles différentes lorsqu'elles sont en position debout. Elle vise principalement à comprendre le contrôle de la posture debout en évaluant l'importance accordée aux informations sensorielles chez des individus avec une déficience d'acuité visuelle symétrique et asymétrique. L'influence de la vision sur la posture debout sera déterminée à partir d'une technique visuelle de perturbation posturale. Par ailleurs, l'usage d'une autre technique, la stimulation vestibulaire galvanique, permettra de comparer le rôle accordé au système vestibulaire chez les individus avec un déficit d'acuité visuelle par rapport à des personnes qui n'ont pas de déficit. Les stimulations entraînent une augmentation latérale du mouvement du corps que l'on mesure pendant l'expérimentation. Finalement, nous combinerons l'utilisation de ces 2 techniques pour comprendre l'interaction entre ces systèmes sensoriels (interaction vestibulo-visuelle).

Ce projet est réalisé uniquement dans les laboratoires du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRIS).

DÉROULEMENT DE L'ÉTUDE :

Cette étude requiert votre présence à une seule séance de mesure d'une durée approximative de 3 heures, incluant une période de préparation à l'expérimentation. La préparation consistera à mesurer votre acuité visuelle monoculaire et binoculaire et à déterminer votre dominance visuelle (gauche ou droite). Votre poids, votre taille et diverses dimensions des segments de votre corps seront également mesurés. Par la suite, nous procéderons à l'installation des électrodes sur la peau derrière vos oreilles, pour nous permettre d'effectuer la stimulation vestibulaire galvanique. Cette méthode est outil d'expérimentation non invasif, qui consiste à donner un très faible courant électrique, de l'ordre des milliampères, derrière vos oreilles. De plus, des marqueurs électromagnétiques seront placés à l'aide d'un adhésif à différents endroits sur votre corps : sur votre crâne à l'aide d'un casque de plastique, sur votre dos au niveau thoracique ainsi que sur votre bassin. Ces marqueurs nous permettront d'évaluer les faibles mouvements de votre corps en posture debout lors des diverses conditions expérimentales.

Lors de l'expérimentation, votre posture sera évaluée dans différentes conditions visuelles et vestibulaires soit : 1) des essais sans stimulation, 2) des essais avec la stimulation vestibulaire, 3) et/ou avec la stimulation visuelle. Pour les besoins de cette expérience, l'ordre de ces essais pourrait être modifié, ce qui est sans conséquence pour vous. Tout au cours de l'expérience, nous vous demanderons simplement de fixer en posture debout une cible sphérique, qui vous sera présentée sur un écran lors des trois conditions de stimulation mentionnées plus haut. Par ailleurs, lorsque vous serez en position debout, 2 plateformes de forces qui mesureront le déplacement de votre corps seront situées sous vos pieds. Finalement, des pauses assises vous seront allouées aux 15 min ou lorsque vous en manifesterez le besoin pour éviter une fatigue excessive associée au maintien de la posture debout.

RISQUES POTENTIELS ET AVANTAGES POSSIBLES :

Les risques auxquels vous serez exposés lors de cette expérience sont minimes. Certains individus peuvent ressentir un léger inconfort face à la stimulation vestibulaire même si elle demeure non douloureuse. Cet inconfort peut être attribuable à un malaise associé à la stimulation électrique au niveau du crâne. Par ailleurs, une légère irritation cutanée lors de la stimulation électrique peut être ressentie par certaines personnes au niveau de la peau où se situent les électrodes. Pour éviter une telle situation, vous serez familiarisé avec l'appareil ainsi que son fonctionnement lors de votre venue au laboratoire (période de



préparation). Avant de débiter, des tests préliminaires avec une augmentation progressive de l'intensité du courant électrique de la stimulation vestibulaire seront effectués, nous assurant que vous êtes confortable avec cette stimulation. Le niveau du courant de stimulation sera déterminée pour chaque sujet, correspondant à 3 fois l'intensité du courant associé au le seuil de détection d'une perturbation posturale. Par ailleurs, cette technique ne comporte aucun risque au plan électrique car une boîte d'isolation sera connectée au stimulateur pour assurer votre sécurité et ainsi empêcher la sortie d'un courant trop élevé.

Concernant la stimulation visuelle, aucun risque n'est associé directement à l'utilisation de ce système de perturbation posturale. Cependant, des personnes étant sensibles au mal des transports pourraient ressentir de légères nausées ou de légers étourdissements pour une brève période (environ une heure). Dans l'éventualité où vous ressentiez ce type de symptômes, vous devrez en faire part à l'équipe de laboratoire. Finalement, l'utilisation de ces deux techniques de stimulation sensorielle comporte tout de même un certain risque de chute. C'est pourquoi un physiothérapeute, placé derrière vous tout au long de l'expérimentation, surveillera de près votre équilibre et interviendra au besoin.

Votre participation à cette étude contribuera à l'avancement des connaissances sur l'importance de la vision et du système vestibulaire ainsi que leur interaction chez l'être humain en posture debout. Par contre, il se peut que vous ne retiriez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche.

DROITS DU PARTICIPANT :

Votre participation à cette étude est volontaire et vous pourrez décider de vous retirer à tout moment sans aucun préjudice. Si vous décidez de ne plus participer à l'étude avant la date d'expérimentation, vous n'aurez qu'à aviser les personnes responsables du projet par téléphone. Tout individu se retirant du projet lors de la séance expérimentale pourra tout de même conserver la compensation financière accordée à sa participation.

QUESTIONS AU SUJET DE L'ÉTUDE :

Lors de l'étude, le chercheur responsable sera présent sur place et vous pourrez lui adresser vos préoccupations ainsi que vos interrogations sur le projet ou sur votre participation. Par ailleurs, vous pourrez joindre David Jessop lors des heures ouvrables au (418) 529-9141: poste 6573. Pour toutes questions d'ordre éthique, vous pourrez vous adresser à madame Johanne Trahan, coordonnatrice du Comité d'éthique de la recherche à l'IRDPQ, au (418)- 529-9141 : poste 6036.

COMPENSATION :

Une compensation de 15\$ vous sera remise, pour les frais engagés, après l'expérimentation (frais de déplacement, frais de stationnement, etc.). Aucune rémunération ne vous sera accordée pour votre participation.



CONFIDENTIALITÉ ET UTILISATION DES RÉSULTATS :

Toutes les informations recueillies en lien avec les divers sujets demeureront dans la confidentialité la plus totale. En effet, le nom du sujet sera remplacé par un code numérique. S'il advenait que nous devions présenter les résultats, l'utilisation de ce code sera utilisé et l'autorisation du sujet sera demandée. Les documents comprenant les divers renseignements personnels ou sociaux ainsi que les images ou vidéos des sujets seront conservés dans un environnement sécuritaire, c'est-à-dire sous clef, par les chercheurs responsables. Il est également important de mentionner que les divers documents utilisés lors de l'analyse des résultats seront utilisés à des fins purement scientifiques. Les données de l'expérience ainsi que tout document audio-visuel des participants seront conservés pour une période de 5 ans pour ensuite être effacés. Cependant, le nom et les coordonnées des sujets peuvent être conservés dans la possibilité d'une participation prochaine à une autre étude au CIRRS, s'il y a signature du formulaire de consentement à cet effet.





FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

N° de projet : 2008-116

Titre du projet : Le rôle de l'intégration vestibulo-visuelle sur la stabilité posturale chez une population saine et des populations ayant une déficience visuelle symétrique ou asymétrique.

Responsable(s) du projet : David Jessop, pht (418) 529-9141 poste 6573
Bradford J. McFadyen, Ph.D. (418) 529-9141 poste 6584
Laurent Bouyer, Ph.D. (418) 529-9141 poste 6661

- 1) Le(la) responsable m'a informé(e) de la nature et des buts de ce projet de recherche ainsi que de son déroulement;
- 2) Le(la) responsable m'a informé(e) des risques et inconvénients associés à ma participation;
- 3) Ma participation à cette étude est volontaire et je peux me retirer en tout temps sans préjudice;
- 4) Les données de cette étude seront traitées en toute confidentialité et elles ne seront utilisées qu'aux fins scientifiques et par les partenaires identifiés au formulaire d'information;
- 5) J'ai pu poser toutes les questions voulues concernant ce projet et j'ai obtenu des réponses satisfaisantes;
- 6) Ma décision de participer à cette étude ne libère ni les chercheurs, ni l'établissement hôte de leurs obligations envers moi;
- 7) Je sais qu'aucune rémunération n'est rattachée à ma participation;
- 8) Le(la) responsable m'a remis un exemplaire du feuillet d'information et du formulaire de consentement;
- 9) J'ai lu le présent formulaire et je consens volontairement à participer à cette étude;
- 10) Je désire recevoir une copie des résultats de l'étude oui non

<u>Nom et prénom du sujet</u>	<u>Date de naissance</u>	<u>Numéro de téléphone</u>
<u>Signature du sujet *</u>	<u>Date</u>	
<u>David Jessop</u>	<u>Date</u>	<u>Signature</u>
<u>Nom du chercheur</u>		



APPROUVÉ CÉR	N° VERSION	DATE
	1	2008-04-07

ANNEXE C

Protocole technique

Projet VECTION-GVS

Avant l'arrivée du sujet :

- Imprimer le formulaire de consentement ainsi que le document compensation financière
- Fermer les unités Fastrak du labo Knutsson
- Ouvrir le projecteur (le laisser chauffer pendant 20 min), le contrôleur du tapis roulant (interrupteur au sol), la barre d'alimentation du Fastrak, l'ordinateur d'acquisition analogique (mot de passe « caren4 »), les amplificateurs des plateformes de forces (PFF), et l'ordinateur principal Caren.
- Démarrer le programme AdServer sur l'ordinateur d'acquisition analogique et faire un RESET des amplificateurs de PFF.
- Démarrer le programme Caren 2.3.0 et charger le projet TRIG.

Après l'arrivée du sujet :

- Faire signer le formulaire de consentement et donner les explications au sujet
- Prendre les données anthropométriques du sujet
- Passer le test d'acuité visuelle avec l'échelle de Snellen
- Objectiver la dominance oculaire du sujet
- Nettoyer les processus mastoïdes et installer les électrodes de surface
- Installer les marqueurs électromagnétiques
- Calibrer les plateformes de force ainsi que unités fastrak
- Vérification du signal Fastrak et plateformes de force
- Trouver le treshold de la SVG et la saturation de la vection

ANNEXE D

Montage expérimental

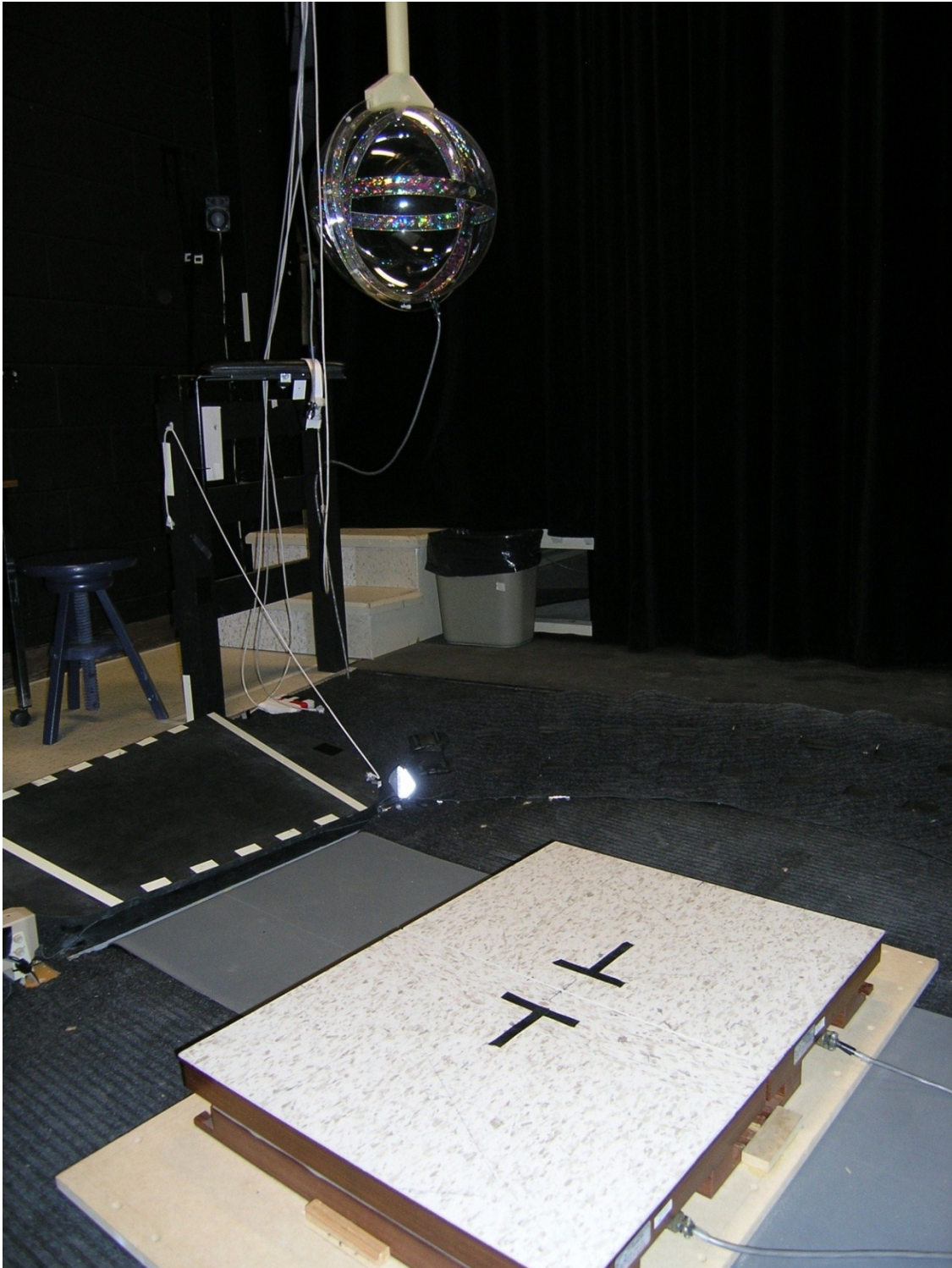


Figure 1 : Photo représentant l'appareillage du montage expérimental : système de capture électromagnétique Fastrack II (Polhemus. Inc., Colchester, VT, USA) et de deux plateformes de force Bertec modèle FP4060-NC (Bertec Corp., Inc., Columbus. OH. USA)

ANNEXE E

Environnement visuel

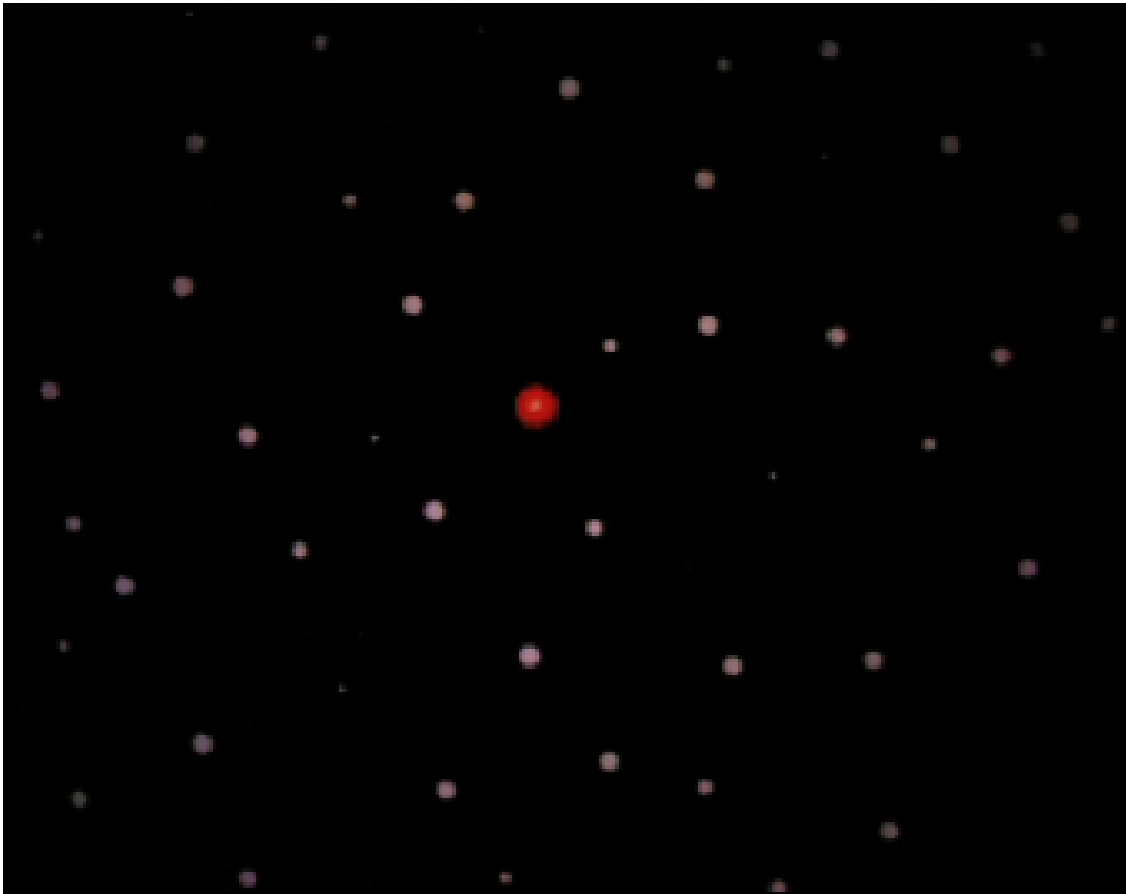


Figure 2 : Photo représentant l'environnement visuel de la SOC : Environnement 3D créé avec le logiciel Softimage (Autodesk, San Fransisco, USA).