



Enrichissement sensoriel et contrôle de l'équilibre postural

Mémoire

Adam Andersen

Maîtrise en Kinésiologie
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

© Adam Andersen, 2013

Résumé

L'être humain a la capacité de maintenir son équilibre statique en position debout. Cela semble simple, toutefois un ensemble de systèmes sensoriels régit cet équilibre. Il peut être influencé par le retrait de ces informations sensorielles afférentes. De plus, il est reconnu que le contrôle postural utilise des ressources attentionnelles. L'utilisation de tâche cognitive concurrente permet de charger l'attention et d'influencer le contrôle postural. L'objectif de ce mémoire est d'évaluer si l'utilisation de stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception permet d'améliorer le contrôle postural. Cette technique d'enrichissement permet la détection de signaux faibles normalement non détectés. Le retrait des informations visuelles et l'ajout d'une tâche cognitive secondaire permettra d'augmenter le niveau de difficulté du contrôle postural. Les résultats obtenus montrent que l'enrichissement sensoriel n'a pas amélioré l'équilibre postural. De plus, lors de situations plus contraignante pour le contrôle postural, l'enrichissement sensoriel n'a pas amélioré l'équilibre. Ces résultats suggèrent que l'enrichissement sensoriel n'est pas bénéfique chez des jeunes adultes puisque, même en absence de vision et lors de la réalisation d'une tâche cognitive, le contrôle de l'équilibre n'est pas altéré. Par conséquent, il serait souhaitable d'utiliser ce protocole avec des personnes âgées puisque chez cette population, l'absence de vision et la réalisation d'une tâche cognitive augmentent drastiquement l'amplitude des oscillations posturales. De fait, il est fort probable que l'enrichissement sensoriel puisse leur être bénéfique.

Table des matières

| | |
|---|-----|
| Résumé | iii |
| Table des matières | v |
| Liste des tables | vii |
| Liste des figures | vii |
| Avant-Propos | ix |
| CHAPITRE I – Introduction Générale | 1 |
| CHAPITRE II-Recension des écrits | 3 |
| 1.0 CONTRÔLE POSTURAL | 3 |
| 1.1 Équilibre statique | 4 |
| 1.2 Différents facteurs influençant le contrôle postural | 6 |
| 1.2.1 Facteurs anthropométriques et morphologiques | 6 |
| 1.2.2 Le poids | 7 |
| 1.2.3 Facteur sensoriel | 9 |
| 1.3 Contrôle postural et vieillissement | 9 |
| 2.0 L'ATTENTION | 10 |
| 2.1 Focus interne et focus externe | 11 |
| 2.2 Attention et contrôle postural | 11 |
| 2.2.1 Niveau de complexité des tâches | 12 |
| 2.2.2 Effet du vieillissement | 14 |
| 3.0 ENRICHISSEMENT SENSORIEL | 17 |
| 3.1 Résonance stochastique | 17 |
| 3.2 Résonance stochastique et contrôle postural | 18 |
| CHAPITRE III – Sensory enhancement and postural control | 23 |
| CHAPITRE IV - Conclusions générales du mémoire | 41 |
| Références | 44 |

Liste des tables

| | |
|---|----|
| Table 1: Center of pressure parameters for each subject. | 35 |
|---|----|

Liste des figures

| | |
|---|---|
| Figure 1 : Différence entre COG et COP lors l'équilibre | 5 |
|---|---|

| | |
|---|----|
| Figure 2: Vision and No-vision group mean and standard deviation of CP path length..... | 32 |
|---|----|

| | |
|--|----|
| Figure 3: Vision and no-vision group mean and standard deviation of CP path length for stochastic stimulation and no stochastic stimulation..... | 33 |
|--|----|

| | |
|--|----|
| Figure 4: No-vision and cognitive task group mean and standard deviation of CP path length for stochastic stimulation and no stochastic stimulation..... | 34 |
|--|----|

Avant-Propos

Au cours des dernières années de cheminement aux études graduées au sein du GRAME, j'ai eu l'occasion de rencontrer différents individus qui ont su m'épauler et m'encourager afin de réaliser ce mémoire. Chacune de ces personnes a influencé mon passage avec l'apport de connaissances indispensables pour lesquelles je suis très reconnaissant.

Parmi ces individus, se retrouve évidemment mon directeur de recherche M. Martin Simoneau. Par sa présence et son intérêt, il m'a appris le plaisir de la recherche malgré les divers questionnements et doutes auxquels j'ai pu faire face. Je le remercie pour son écoute attentive, sa dévotion et sa patience. Ses encouragements très appréciés m'ont permis de continuer à progresser même à travers diverses embûches. Je tiens aussi à remercier spécialement mon ami et collègue Grant Handrigan pour tous ces moments partagés, ces questionnements répondus suite à de longues discussions et sa présence tout au long de mon projet.

Je tiens à remercier l'ensemble de mes collègues qui ont su prendre le temps de discuter et de partager autant sur des sujets de recherche que sur des sujets tout autres. Un merci spécial à ce cher Marcel sans qui la programmation m'aurait paru beaucoup plus complexe! Enfin, un très gros merci à mes parents qui ont su m'encourager et me soutenir ainsi qu'à mes sœurs Roxane et Audrée qui ont su soutenir ma démarche et répondre à diverses interrogations.

L'article inséré dans le mémoire n'a pas été soumis pour publication et ne le sera pas.

CHAPITRE I – Introduction Générale

Se tenir debout semble être naturel et sans effort apparent pour la plupart des adultes. Cependant, la tâche de maintenir une position stable debout est complexe et fait appel à divers systèmes moteur et sensoriels. Les informations sensorielles proviennent de différentes sources : l'appareil vestibulaire, la vision ainsi que de la proprioception. Le cerveau traite les signaux sensoriels afin de sélectionner et programmer les réponses motrices appropriées [1]. Ce traitement des informations sensorielles permet de maintenir l'équilibre en position debout. De fait, afin d'assurer un contrôle postural adéquat, le cerveau doit moduler le poids relatif de chaque entrée sensorielle afin d'adapter ses réponses motrices à la tâche et à l'environnement [53]. Le contrôle postural peut donc se décrire comme un contrôle du positionnement des segments corporels dans l'espace qui permet d'assurer l'équilibre et l'orientation du corps [28].

Plusieurs facteurs perturbent l'équilibre postural. Par exemple, les caractéristiques morphologiques et biomécaniques sont des paramètres qui affectent le contrôle de l'équilibre postural. Par ailleurs, différentes conditions métaboliques, telle l'obésité et le diabète peuvent nuire au bon fonctionnement du contrôle postural. De plus, la compréhension de la notion d'attention est primordiale dans l'utilisation d'un protocole au cours duquel interagissent différentes tâches. Certaines limitations existent dues aux différences de capacité attentionnelle interindividuelles. Ainsi la réalisation de toute tâche demande un certain niveau de notre attention totale [28]. Il est accepté que le contrôle postural et les tâches cognitives ont des besoins communs en termes de ressources attentionnelles [35].

Différentes stratégies d'enrichissement sensoriel ont été étudiées afin de déterminer une méthode permettant de diminuer l'amplitude des oscillations posturales. Entre autre, l'utilisation d'une stimulation mécanique stochastique sous le seuil de perception ainsi que d'une stimulation électrique stochastique sous le

seuil de perception ont été évaluées. Collins et ses collaborateurs ont vérifié les effets de ces types de stimulations sur le contrôle de l'équilibre. Une amélioration du contrôle postural en présence d'enrichissement sensoriel est suggérée [42, 44, 45, 49, 50, 51, 54].

Ce mémoire s'intéresse de façon plus particulière à l'utilisation d'enrichissement sensoriel, plus précisément une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception, afin d'améliorer le contrôle de l'équilibre postural. Le retrait de la vision permettra de réduire le niveau d'informations sensorielles afférentes et l'utilisation d'une tâche secondaire permettra de charger l'attention. De cette manière, il nous sera possible de vérifier les effets de l'enrichissement sensoriel sur le contrôle postural lorsque son niveau de difficulté est augmenté.

La recension des écrits de ce mémoire (Chapitre II) se présentera en différentes sections. Premièrement, une description du contrôle postural et des différents facteurs pouvant y nuire sera effectuée. En second lieu, une définition du principe de l'attention ainsi que sa relation avec contrôle postural sera exposée. En troisième lieu, la description de la technique d'enrichissement sensoriel connue sous le nom de résonance stochastique, en lien avec le contrôle postural, sera effectuée. Le chapitre III prendra la forme d'un article scientifique écrit en anglais. Il porte sur l'expérimentation effectuée sur l'enrichissement sensoriel et le contrôle postural. Finalement, les conclusions générales seront présentées au chapitre IV.

CHAPITRE II-Recension des écrits

1.0 CONTRÔLE POSTURAL

Le maintien d'une posture stable est essentiel chez l'humain. Winter et al. [1] rapportent que cette tâche est d'autant plus exigeante en vertu de la structure du corps humain. Approximativement deux tiers du poids total de l'humain est situé à distance du sol, d'environ deux tiers de la hauteur de l'individu, au-dessus d'une étroite base de support, la surface des pieds. Ceci rend le contrôle postural chez l'être humain excessivement exigeant.

Le contrôle postural est décomposable en sous-systèmes interagissant afin d'assurer son efficacité. Ces derniers incluent le système proprioceptif, le système visuel, le système vestibulaire, le système nerveux central et le système musculo-squelettique. Le système proprioceptif détecte l'information au sujet de l'état du système musculaire (son étirement, la force produite par ce dernier, l'orientation relative des segments corporels) ainsi que des informations concernant l'environnement extérieur (température, surface de contact, distribution de pressions, présence de stimuli extérieurs). Le système visuel apporte de l'information concernant l'environnement extérieur ainsi que l'orientation du corps. Le système vestibulaire nous informe sur l'accélération du corps dans l'espace et sur son orientation par rapport au champ gravitationnel. La redondance des informations sensorielles entre ces systèmes permet une certaine compensation lorsqu'un de ces systèmes se détériore. La redondance sensorielle permet aussi la vérification des différentes informations et leur comparaison afin de déclencher une réponse motrice adéquate.

1.1 Équilibre statique

L'analyse du centre de gravité (COG) et du centre de pression (COP) permet d'analyser les oscillations du corps dans l'espace (COG) ainsi que les corrections motrices (COP) effectués afin de maintenir l'équilibre.

Winter et ses collaborateurs [1] rapportent que le COP est une mesure qui varie en fonction du temps et qui est mesuré à l'aide d'une plateforme de force. Le COP représente le patron moteur réalisé au niveau de la cheville. Ceci correspond au plan d'action défini par le système nerveux central afin de pallier à un débalancement au niveau du COG.

Le COP et le COG évoluent différemment. Les différences entre ces deux mesures sont montrées sur la figure 1. On y voit un individu se tenant debout en équilibre sur une plateforme de force. Les différents changements lors de cinq étapes en fonction du temps sont illustrés. Au moment 1, le corps a son COG en avant du COP et l'accélération angulaire ω est dans le sens horaire. Le poids du corps W est égale à la force de réaction normale R et ces forces agissent à une distance de la cheville respective g et p . Les forces W et R resteront constantes lors de l'équilibre. En considérant le corps comme étant un pendule inversé pivotant au niveau de la cheville, le produit de $R \times p$ correspond au moment de force musculaire à la cheville (c.-à-d., commande motrice) alors que le produit de $W \times g$ représente le moment de force gravitationnel. Si $Wg > Rp$, le corps est en déséquilibre; il subira une accélération angulaire (α) dans la direction horaire. Afin de corriger ce déséquilibre vers l'avant, l'individu déplace son COP vers l'avant (il augmente la valeur de p) en effectuant une flexion plantaire. Ainsi, au moment 2 (Fig. 1), le COP se trouve devant le COG. La valeur de $Rp > Wg$ donc la direction de l'accélération angulaire (α) s'inverse permettant de diminuer la vitesse angulaire (ω) jusqu'au moment 3 ou ω change également de direction. Maintenant l'accélération angulaire (α) et la vitesse angulaire (ω) sont dans la direction antihoraire, le corps retourne vers la verticale. Puisque cette correction motrice

peut induire un déplacement du corps vers l'arrière de trop grande amplitude, le cerveau réduit l'amplitude du COP en diminuant l'activation des muscle effectuant une flexion plantaire. À cet instant, le COP se retrouve derrière le COG. Alors au moment 4, la direction de l'accélération angulaire (α) s'inverse diminuant ainsi la vitesse angulaire (ω) laquelle s'inversera permettant au corps de retrouver son équilibre [1].

Les auteurs [1] indiquent que lors d'une telle situation, les muscles effectuant une flexion dorsale et plantaire contrôlent le moment à la cheville (c.-à-d., déplacent le centre de pression) donc régulent la position du COG soit l'orientation du corps par rapport à la verticale. De fait, le COP se déplace afin de moduler l'amplitude de la commande motrice ($R \times p$) et réduire l'amplitude du moment de force gravitationnel ($R \times w$) permettant d'assurer le contrôle de l'équilibre. D'autre part, si le COG dépasse les limites de la base de support, la correction motrice ne sera pas adéquate afin de renverser ω ; l'individu devra effectuer un pas de recouvrement afin d'éviter une chute.

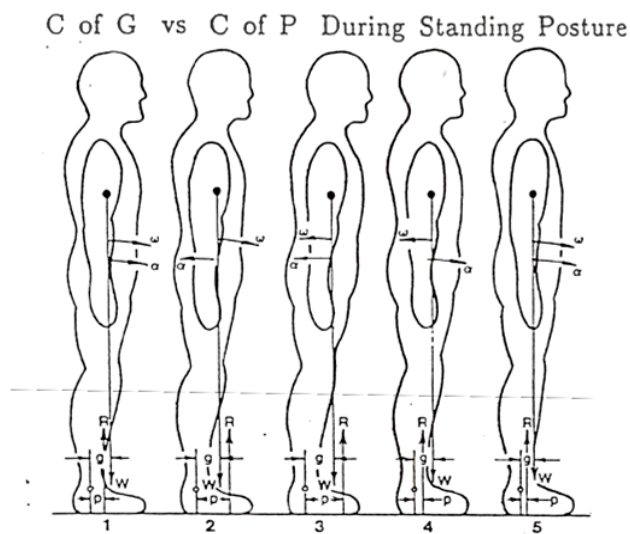


Figure 1 : Différence entre COG et COP lors de l'équilibre [1].

1.2 Différents facteurs influençant le contrôle postural

Différents facteurs peuvent interagir avec le contrôle postural. Ces derniers peuvent être des facteurs d'origine interne ou des facteurs liés aux forces appliquées par l'environnement entourant l'individu [1].

1.2.1 Facteurs anthropométriques et morphologiques

La taille d'un individu, sa base de supports et son poids sont des paramètres ayant un impact important sur le contrôle postural [2]. Il est suggéré dans une étude de Day et ses collaborateurs [3] que la base de support influence l'amplitude et la vitesse des oscillations en posture statique. Une base de support plus large permettrait une diminution de l'amplitude des oscillations selon l'axe médio-latérale. En élargissant la base de support, un changement de l'angle au niveau de la cheville est accompagné d'un changement d'angle au niveau de la hanche. Ces angles augmentent proportionnellement avec la base de support. Le couple de force entre les chevilles et les hanches augmente aussi proportionnellement avec la base de support. Les mouvements médio-latéraux peuvent donc être mieux contrôlés par les muscles adducteurs et abducteurs de la hanche. L'élargissement de la base de support permet une rigidité au niveau des articulations du pied, de la cheville, du genou et de la hanche. L'augmentation de la rigidité de ces structures n'est pas uniquement le fruit de l'augmentation du couple de force entre la cheville et la hanche. La variation du couple de force influence les signaux afférents provenant du mouvement de la cheville. Au fur et à mesure que le couple de force augmente avec la base de support, chaque mouvement de la cheville induit un plus grand mouvement au niveau de la hanche et donc un plus grand étirement au niveau des muscles. Les récepteurs proprioceptifs situés dans les muscles et l'articulation de la hanche en collaboration avec ceux de la cheville participeront davantage à la détection des mouvements médio-latéraux. La réduction de ces mouvements résulte de

l'augmentation de l'information sensorielle fournie par les récepteurs proprioceptifs au niveau de la cheville et de la hanche.

1.2.2 Le poids

Diverses limitations surviennent dans le fonctionnement biomécanique au quotidien des individus obèses. L'augmentation de la masse grasse induit une augmentation du moment de force demandé aux articulations ainsi qu'une augmentation de la force musculaire nécessaire afin de corriger une perturbation de l'équilibre rendant le contrôle postural plus difficile[4]. Il est suggéré qu'une surcharge excessive augmente les stress au niveau des os, des articulations et des tissus mous du système locomoteur ce qui prédispose les individus obèses à des blessures. Différents désordres musculo-squelettiques au niveau du dos, des hanches, des genoux, des chevilles et des pieds ont été cliniquement associés à l'obésité [5].

Plusieurs études concluent que l'obésité nuit au contrôle postural [6, 7, 8, 9, 10]. Cependant, l'étude de la contribution relative du poids corporel sur le contrôle postural [7] va encore plus loin. En utilisant des conditions de vision et non vision aléatoirement réparties pour l'ensemble des essais, d'intéressants résultats ont été obtenus. En effet, les auteurs ont mesuré une corrélation entre une diminution de l'équilibre postural (augmentation de la vitesse moyenne du centre de pression) et le poids corporel, supportant l'idée qu'une condition d'obésité représente un facteur de risque additionnel de chute. Les résultats d'une étude effectuée par Singh et ses collaborateurs [4] confirment que l'obésité mène à une augmentation significative de l'amplitude des oscillations posturales. Ces observations concordent à celles obtenues au cours de différentes études récentes [6, 7, 8, 10].

Une étude évaluant l'effet de la perte de poids, soit suite à une diète restrictive ou une chirurgie bariatrique, sur le contrôle de l'équilibre [10] a été effectuée. Au cours de cette étude, une attention spécifique a été portée sur

l'amélioration de l'équilibre postural en relation avec l'amplitude de la perte de poids. Au départ les valeurs de poids corporel, de l'indice de masse corporelle, de la circonférence de taille et de hanche étaient significativement plus élevées chez le groupe obèse en comparaison au groupe contrôle. Les valeurs de ces mesures étaient aussi significativement plus élevées pour le groupe obèse morbide en comparaison au groupe obèse. Suite à la perte de poids induite par la diète chez les individus obèses et par la chirurgie chez les individus obèses morbides, les valeurs de poids corporel, de l'indice de masse corporelle, de la circonférence de taille et de hanche étaient réduites significativement. L'équilibre postural fut mesuré à l'aide d'une plateforme de force; la vitesse moyenne des déplacements du COP a été calculée en tant qu'indicateur de stabilité (Vit CP). Au départ de l'étude, une différence significative était examinée entre chaque groupe. Suite aux interventions de perte de poids, la Vit CP s'est trouvée significativement réduite chez le groupe d'individus obèses ainsi que chez le groupe d'individus obèses morbides et aucune différence ne subsistait entre ces deux groupes. En condition non vision, les valeurs de départ étaient significativement différentes entre le groupe d'individus obèses et le groupe contrôle tout comme entre le groupe d'individus obèses morbides et le groupe d'individus obèses. Pour les deux groupes obèses en condition non vision, la Vit CP se trouvait significativement réduite suite à la perte de poids. Cependant, aucune différence n'a été remarquée entre les groupes suite à la perte de poids en condition vision comme lors des essais en non vision. Ces résultats proposent une réduction de la vitesse moyenne des déplacements du COP en lien avec une perte de poids ce qui mène à une amélioration de l'équilibre postural tant en condition vision qu'en condition non vision. La vision ne semble pas contribuer différemment à la tâche posturale avant et après la perte de poids. Il est intéressant de remarquer qu'une perte de poids correspond à une amélioration du contrôle postural et que cette amélioration est en relation positive avec la quantité de poids perdu.

1.2.3 Facteur sensoriel

La vision a un effet marqué sur le contrôle de l'équilibre en permettant l'entrée d'information au sujet de l'environnement et de l'orientation des membres [1]. Lorsqu'on retire les rétroactions visuelles, les informations manquantes augmentent la difficulté d'exécution du contrôle postural [11]. La mesure directe des mouvements corporels confirme que la vision a un effet sur l'amplitude et la vitesse des oscillations lors d'une posture statique [3].

Le système vestibulaire est important pour la détection des accélérations du corps dans un référentiel statique et donc pour le contrôle postural [1]. Des troubles de l'équilibre sont détectés lorsque le système vestibulaire présente un déficit [12]. Un problème au niveau périphérique ou central du système vestibulaire provoque une instabilité posturale pouvant mener à une chute. Le plan de l'instabilité posturale dépend du site déficitaire au niveau du système vestibulaire [13].

1.3 Contrôle postural et vieillissement

Avec le vieillissement normal s'accompagne une dégénérescence des différents systèmes sensoriels [14]. Au niveau du système proprioceptif, une augmentation du seuil de sensibilité survient avec le vieillissement tout comme une diminution dans la détection du positionnement des segments du corps [16, 17]. Au niveau du système visuel, l'âge provoque une diminution de la population d'axone dans les nerfs optiques affectant ainsi la détection des mouvements du corps par rapport à l'environnement [18]. Au niveau vestibulaire, une réduction du nombre de cellules cillées à l'intérieur des canaux semi-circulaire est également observée avec le vieillissement [19]. Ces changements affectent le maintien du contrôle postural [20]. Il est de plus suggéré que la détérioration de l'équilibre vient non seulement de la dégradation des systèmes sensoriels, mais aussi d'une diminution de la qualité d'intégration des informations sensoriels [21, 22, 23 24]. En

résumé, le vieillissement normal réduit la qualité du contrôle postural [14, 25, 26, 27].

2.0 L'ATTENTION

Woollacott et Shumway-Cook [28] définissent l'attention comme étant la capacité d'un individu à traiter l'information. Ils suggèrent une limitation différente de cette capacité pour chaque individu. La réalisation de n'importe quelle tâche requiert une portion de cette capacité totale d'attention. Ainsi, lorsque deux tâches sont réalisées simultanément et qu'elles requièrent plus que la capacité totale d'attention, la performance d'une, voire des deux tâches se détériore

Volcker-Rehage et Alberts [29] indiquent que les limites de l'attention peuvent être considérées selon différentes positions théoriques. Par exemple, la théorie d'un canal unique central (*central bottleneck theory*) propose qu'une seule tâche peut être exécutée à la fois. Le traitement d'une seconde tâche par le système nerveux ne peut commencer avant la fin du traitement de la première. Ce canal unique mènerait à un temps de réponse plus lent pour la seconde tâche exécutée. La théorie de ressource attentionnelle limitée (*attentional resource theory*) suggère qu'une baisse de performance, lorsque deux tâches sont exécutées simultanément, proviendrait d'interférences produites par des demandes concurrentes aux ressources attentionnelles. La somme de l'attention disponible pour chaque tâche dépasserait la ressource attentionnelle totale. Le modèle quadridimensionnel de réponse multiple (*four dimensional multiple response model*) suggère qu'une plus grande interférence entre deux tâches sera présente dans la mesure où elles partagent des étapes, des modalités sensorielles, des codes de traitements et des voies de l'information visuelle.

2.1 Focus interne et focus externe

Le focus de l'attention peut être modulé par un individu. Cette modulation peut avoir une influence importante quant à la réalisation d'une performance motrice [30]. Wulf et ses collaborateurs [31] rapportent qu'un focus interne ou externe de l'attention peut être adopté par un individu. Un focus est dit interne lorsque l'attention est dirigée vers un mouvement de son propre corps. Il est dit externe lorsque l'attention est dirigée vers l'environnement entourant l'individu ou les conséquences d'un mouvement. Il est montré, dans certaines études [32, 33], qu'une amélioration dans la performance du contrôle de l'équilibre survient lors de l'adoption d'un focus externe de l'attention.

2.2 Attention et contrôle postural

Afin d'étudier la relation entre l'attention et le contrôle posturale, la technique de double tâche est utilisée. Lors de l'emploi de cette technique, les participants doivent effectuer simultanément deux tâches distinctes. Une des deux tâches est définie comme tâche primaire, dans le cas présent ce sera le contrôle postural. Cette tâche est prioritaire par rapport à la seconde tâche. Si la performance de l'une des deux tâches, voire des deux tâches, subit des modifications, cela indique la présence d'interférences entre les processus cognitifs de ces tâches et indique qu'elles partagent des ressources attentionnelles [34].

Fraizer et Mitra [35] rapportent que les efforts effectués afin de rétablir et maintenir l'équilibre face aux perturbations extérieures sont semblables aux processus cognitifs utilisés lors de la réalisation de tâche cognitive exigeante. Ils rapportent que le contrôle postural et les tâches cognitives ont des besoins communs en terme de ressources attentionnelles. Ainsi, maintenir une posture stable dans des conditions qui sont exigeantes pour l'équilibre affecte la réalisation d'une tâche cognitive effectuée simultanément. Principalement, deux des modèles

décrit plus tôt sont utilisés pour expliquer les effets d'un protocole de double tâche : la théorie de canal unique et la théorie de ressource.

2.2.1 Niveau de complexité des tâches

Kerr et ses collaborateurs [34] sont les premiers à montrer que le contrôle postural utilise les ressources attentionnelles chez les jeunes adultes. Leurs résultats suggèrent l'apparition d'interférence entre une tâche de contrôle postural et une tâche de mémorisation spatiale. Dans leur étude, ils ont testé l'équilibre de vingt-quatre sujets adultes en position Romberg les yeux fermés. Les mouvements du centre de pression ont été mesurés à l'aide d'une plateforme de force. Les sujets devaient effectuer 1) une tâche de mémorisation spatiale et 2) une tâche de mémorisation non spatiale. La tâche de mémorisation spatiale était le test de mémorisation spatiale de Brooks qui consiste à positionner des chiffres dans une matrice 4x4 imaginaire et mémoriser leur position. La tâche non spatiale consiste à mémoriser encore une fois des chiffres dans une matrice imaginaire mais les instructions de positionnement (haut, bas, gauche, droite) sont remplacées par des mots clés (quick, slow, good, bad). Les résultats montrent une augmentation du nombre d'erreur dans l'exécution de la tâche spatiale lors de l'exécution simultanée de la tâche posturale. L'amplitude des oscillations posturales n'était pas modifiée lors de la performance d'une ou l'autre des tâches cognitives. Chez les jeunes adultes, le contrôle postural utilise donc une portion de l'attention totale. Toutefois, les tâches cognitives n'affectent pas le contrôle postural de la même façon.

McIlroy et Maki [36] ont eux aussi évalué différentes tâches secondaires dans leur recherche portant sur l'influence de l'attention et du niveau d'alerte sur le contrôle postural. Ils ont évalué 39 sujets jeunes adultes pour quatre conditions différentes : i) aucune tâche secondaire (condition contrôle), ii) une stimulation électrique afin d'augmenter le niveau d'alerte, iii) tâche cognitive consistait à mémoriser une série de mots dictés, iv) tâche cognitive consistait à compter

silencieusement à rebours par bond de sept à partir d'un nombre donné par l'expérimentateur. Avant de procéder à l'expérimentation, le niveau d'anxiété des sujets était déterminé à l'aide d'un questionnaire. Les résultats montrent que les effets des différentes conditions sur le contrôle postural se sont limités aux sujets ayant un niveau d'anxiété supérieur à la normale.

Yardley et ses collaborateurs [37] ont aussi analysé le rôle de l'attention sur le contrôle postural chez des jeunes adultes. Dans leur recherche, le contrôle de l'équilibre de trente-six jeunes adultes a été étudié. Une plateforme de force a été utilisée afin de mesurer les déplacements du centre de pression. Douze sujets devaient maintenir leur équilibre sur une surface stable tandis que vingt-quatre sujets devaient maintenir leur équilibre sur une surface instable. Trois conditions visuelles ont été évaluées : 1) sans vision, 2) avec vision lors de la projection d'une image statique sur un écran positionné devant les participants et 3) avec vision lors de la projection d'une image se déplaçant sur l'écran. La vision binoculaire est exclue grâce à l'utilisation de lunette bloquant la vision de l'œil gauche et la vision périphérique de l'œil découvert. Différentes tâches cognitives ont été testées : 1) Compter à rebours par bond de sept silencieusement, 2) compter à rebours par bond de sept à voix haute, 3) répéter un chiffre, et 4) aucune tâche cognitive (condition contrôle). Les sujets devaient exécuter la tâche de calcul mathématique le plus rapidement et faire le moins d'erreur possible. Les résultats montrent que le contrôle postural n'a pas eu d'effet sur la performance des tâches cognitives. Les auteurs rapportent que l'augmentation de l'amplitude des oscillations posturales lors de de la condition 3 et 4 serait le résultat des mouvements de la mâchoire plutôt qu'une augmentation de la demande attentionnelle. Ils notent, tout de même, une interférence au niveau du traitement de l'information puisse être la source de cette augmentation du déséquilibre. Ils expliquent que le centre de la parole et de l'équilibre pourraient partager des structures communes.

Une étude de Huxold et ses collaborateurs [38] portant sur la relation entre l'efficacité du contrôle postural et d'une tâche cognitive concurrente chez des

jeunes adultes et des aînés montrent qu'une tâche cognitive de faible difficulté¹ mène à une diminution de l'amplitude des déplacements du centre de pression tant chez les jeunes adultes que chez les personnes âgées. Par contre, lors de l'utilisation de deux autres tâches cognitives plus complexes², une augmentation des déplacements du centre de pression est mesurée chez les personnes âgées. Afin de mieux comprendre la relation entre le contrôle de l'équilibre et les ressources attentionnelles, la tâche cognitive doit avoir une demande attentionnelle assez élevée afin qu'une modulation de l'attention soit nécessaire ou qu'il y ait interférence avec les mécanismes impliqués dans le contrôle de l'équilibre.

L'ensemble des études présenté ci-dessus montrent que chez les jeunes adultes également le contrôle postural utilise les ressources attentionnelles. Toutefois l'implication des mécanismes attentionnels serait moindre chez cette population; le contrôle de l'équilibre se détériore seulement lorsque la complexité de la tâche est élevée [28, 38].

2.2.2 Effet du vieillissement

Avec le vieillissement, l'association entre le contrôle postural et l'attention apparaît plus facilement. Différentes études rapportent des résultats concernant les changements apparaissant avec l'âge dans la relation entre l'attention et le contrôle postural [14, 15, 39, 40].

Les travaux de Teasdale et ses collaborateurs [39] sur la relation entre le contrôle postural et l'attention montrent une différence entre les jeunes adultes et

¹ Tâche de temps de réaction.

² Tâche 1 : la présentation d'une série de 22 nombres entre 0 et 9 avec comme consigne d'appuyer sur un interrupteur tenu dans la main dominante lorsque un nombre identique à celui présenté deux nombres précédant apparaît. Tâche 2 : la présentation de 22 points aléatoirement répartis à 8 endroits sur une grille visuelle (3 x 3 : trois lignes et trois colonnes), la région du centre étant inutilisée, avec comme consigne d'appuyer sur un interrupteur tenu dans la main dominante lorsqu'un point apparaît au même endroit que deux points précédant dans la série.

les personnes âgées. Les sujets de cette étude ont été évalués au cours de différentes conditions. Les participants ont été évalués debout les pieds collés et les bras le long du corps. Ils avaient comme consigne de maintenir leur équilibre en regardant un point localisé sur le mur droit devant eux. Le temps de réaction à un stimulus auditif présenté aléatoirement a été mesuré pour quatre conditions : 1) yeux ouverts/surface normale, 2) yeux fermés/surface normale, 3) yeux ouverts/surface altérée et 4) yeux fermés/surface altérée. La surface de support a été altérée en utilisant un bloc de polyuréthane (5cm) déposé sur la plateforme de force. Ce type de surface permet de réduire la contribution des mécanorécepteurs plantaires et de la proprioception des chevilles dans le contrôle postural. Les résultats montrent que lorsqu'il y a diminution des informations sensorielles, la difficulté du contrôle postural est augmentée chez les personnes âgées et requiert une plus grande fraction de l'attention; une augmentation significative des temps de réaction est mesurée.

Encore une fois dans l'objectif de vérifier la contribution de l'attention pour le contrôle postural chez des individus âgés, Doumas et ses collaborateurs [40] se sont questionnés à savoir s'il était possible de produire des changements au niveau de l'attention nécessaire au contrôle postural. Pour y arriver, ils utilisent trois conditions posturales différentes : 1) base de support stable, 2) stimulus visuel, 3) stimulus somatosensoriel. Pour les conditions 2 et 3, le stimulus visuel et la base de support sont contrôlés afin d'effectuer une rotation dans le plan sagittal autour de l'axe de la cheville en réponse aux mouvements oscillatoires du centre de masse. Une tâche cognitive de mémorisation est effectuée simultanément. Cette tâche consiste à mémoriser une liste de stimuli. Le sujet doit identifier lorsqu'un stimulus, identique à celui présenté un nombre «n» d'élément précédant, se répète (n-back task). Les résultats montrent que lorsque la posture est relativement stable, les personnes âgées modulent leur attention afin de répondre à la demande attentionnelle. Ceci au risque de réduire l'efficacité de leur contrôle postural. Par contre, dans un environnement exigeant pour la posture (conditions posturale 2 et 3), le système sensorimoteur exige trop de ressources

attentionnelles pour maintenir l'équilibre; il n'y a donc pas ou peu de modulation attentionnelle et la performance de la tâche cognitive secondaire est détériorée.

Lajoie et ses collaborateurs [15] ont aussi étudié l'effet de la contrainte posturale sur les ressources attentionnelles. Ils ont examiné le temps de réaction à un stimulus auditif lors de quatre conditions posturales : 1) assis, 2) debout avec une base de support large, 3) debout avec une base de support réduite et 4) lors de la marche. Au cours de l'expérimentation, huit jeunes adultes et huit personnes âgées ont été évalués. Les résultats confirment que la demande attentionnelle des jeunes adultes et des personnes âgées augmente lorsque la contrainte posturale augmente. En effet, le temps de réaction augmente lors du contrôle de l'équilibre en position debout ou lors de la marche en comparaison à la position assise. D'autre part, la réduction de la base de support a mené à un temps de réaction significativement plus lent chez les personnes âgées. L'augmentation du temps de réaction suggère que les individus âgés utilisent plus de ressources attentionnelles que les jeunes adultes pour contrôler leur équilibre postural. Lors de la marche, les temps de réactions ont été plus lents chez les aînés que chez les jeunes adultes. Dans l'ensemble, les résultats suggèrent que le vieillissement mène à l'utilisation d'une plus grande portion de la capacité attentionnelle afin de maintenir l'équilibre.

Maylor et Wing [14] ont étudiés l'effet de différentes tâches secondaires sur le contrôle postural chez des individus âgés (groupe 1 : âge moyen 57 ans, groupe 2 : âge moyen 77 ans). Dans cette étude, cinq conditions cognitives différentes ont été utilisées : 1) générations de chiffre aléatoire au rythme d'un métronome (60 pulsations par minute), 2) mémoire spatiale de Brook, 3) lecture d'une série de chiffres affichés au rythme d'un métronome (60 pulsations par minute) suivi de la répétition dans l'ordre inverse sur le même rythme, 4) compte silencieusement jusqu'à cent le plus rapidement possible et 5) compte à rebours, à voix haute, par bond de trois le plus rapidement possible à partir d'un nombre supérieur à 100 donné par l'expérimentateur. Le contrôle postural des sujets a aussi été évalué sans tâche cognitive. Pour l'ensemble des conditions, les résultats montrent que

les individus du groupe âgé entre 70 et 80 ans sont significativement moins stables que ceux du groupe âgé entre 50 et 60 ans. Les auteurs précisent que les modifications du contrôle postural survenant avec l'âge sont d'autant plus remarquables lors de performance de tâche cognitive impliquant un référentiel spatiaux-visuel, soit lors des conditions 2 et 3. Ils expliquent ceci par une possible augmentation de l'utilisation des informations visuelles chez les personnes âgées suite à une diminution de la performance du système proprioceptif et/ou vestibulaire.

Dans l'ensemble, l'attention et le contrôle postural sont étroitement liés. La performance d'une tâche cognitive dépend de ressources attentionnelles communes entre la tâche cognitive et le contrôle postural [35]. La charge attentionnelle est d'autant plus importante chez les personnes âgées [14, 15, 39, 40] suite à la dégénérescence des différents systèmes sensoriels avec l'âge. Chez les jeunes adultes, des interférences entre les mécanismes impliqués dans la régulation du contrôle de l'équilibre et la réalisation d'une tâche cognitive sont mesurables seulement lorsque l'équilibre est compromis (p. ex., base de supporte réduite) ou lorsque le niveau de difficulté de la tâche cognitive est assez élevé [28,38].

3.0 ENRICHISSEMENT SENSORIEL

3.1 Résonance stochastique

Le bruit dans un signal avait précédemment été considéré comme un facteur limitant la performance. Toutefois, il semble que le système sensoriel puisse profiter d'un tel signal afin d'améliorer la détection de signaux de faible intensité. La résonance stochastique consiste en un phénomène statistique résultant de l'effet d'un signal de type bruit sur le transfert et le traitement des informations à l'intérieur d'un système non linéaire. Il s'agit d'un phénomène non linéaire durant lequel l'ajout d'un signal interférentiel aléatoire (bruit) permet

d'améliorer la détection de stimuli de faible intensité ou de renforcer l'information contenue dans un signal [40]. Ce phénomène s'appuie sur le concept que le flot d'informations voyageant dans un système pourrait être maximisé en présence d'un signal de type bruit aléatoire d'un niveau différent de zéro [42]. Il est suggéré qu'un signal de type bruit aléatoire d'intensité constante appliqué directement à l'intérieur ou à distance des neurones d'un système sensoriel améliore, de façon optimale, la réponse de ce système à des stimuli normalement sous le seuil de détection [43]. L'utilisation de résonance stochastique permettrait une dépolarisation localisée ce qui permettrait au potentiel d'action de se rapprocher de son seuil d'activation. Cet état d'activation permettrait à un signal plus faible de pouvoir déclencher une réponse active. [42,44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51]

Le contrôle postural étant régi par un ensemble de systèmes sensoriels, il semble intéressant de vérifier l'utilisation de ce type d'enrichissement sensoriel en vue d'en améliorer les performances.

3.2 Résonance stochastique et contrôle postural

Afin d'étudier l'enrichissement sensoriel par résonance stochastique sur le contrôle de l'équilibre, Priplata et ses collaborateurs [49] se sont d'abord intéressés à l'effet d'un signal mécanique aléatoire appliqué sur la plante des pieds. Ils ont utilisé une plateforme perforée et des centaines de filaments afin d'appliquer la stimulation sous les pieds. La stimulation aléatoire des filaments est contrôlée à l'aide de deux signaux indépendants produits par un ordinateur (bruit aléatoire uniforme, filtre passe-bas 100 Hz). Le seuil de sensibilité est établi par le sujet lui-même et ajusté à l'aide d'un potentiomètre avant le début de l'expérimentation. Une valeur de 90% de celle déterminée par le sujet est ensuite utilisée au cours de l'expérimentation afin d'obtenir une stimulation sous le seuil de perception. Un groupe de jeunes adultes et un groupe de personnes âgées sont évalués. Les travaux de recherche ont permis d'examiner différents paramètres de l'équilibre lors d'essais avec ou sans stimulation. Ces paramètres sont calculés à

partir des déplacements du centre de pression. Leurs résultats montrent que l'effet de la stimulation mécanique réduit l'amplitude des oscillations posturales des personnes âgées à des valeurs similaires à celles des jeunes adultes. D'autre part, les résultats montrent que l'utilisation d'un stimulus sous le seuil de perception de l'individu permet une amélioration de la détection des changements de pression sur la plante des pieds.

Suite à ce projet nécessitant une plateforme perforée et un nombre important de filaments afin d'appliquer la stimulation mécanique aléatoire, Priplata et ses collaborateurs [50] ont utilisé un système de semelles vibrantes afin de vérifier les effets de la résonance stochastique sur le contrôle postural. Ils postulent que l'amplitude des oscillations posturales des jeunes adultes autant que des personnes âgées sera diminuée grâce à l'application de bruit aléatoire mécanique à l'aide de semelles vibrantes. Pour ce projet, deux semelles sont moulées à l'aide de gel de silicone viscoélastique (*Silastic T-2 Moldmaking Rubber, Dow Corning, Midland, MI, USA*). Trois éléments vibreurs (*C-2, Engineering Acoustics, Winter Park, FL, USA*) sont insérés à l'intérieur de chacune de ces semelles, deux au niveau de la plante du pied et un au niveau du talon, afin de transférer la vibration au niveau de la surface plantaire du pied. Une boîte de contrôle utilisant des potentiomètres permet d'ajuster l'amplitude du signal aléatoire pour chaque semelle, indépendamment. Le signal aléatoire (bruit aléatoire uniforme, filtre passe-bas 100 Hz) est envoyé au vibreur grâce à un générateur de bruit (*ISD2560P, Winbound Electronics Corporation, Taipei, Taiwan*). La stimulation à l'aide des semelles vibrantes est ajustée par le sujet lui-même jusqu'à ce qu'il ne sente que très faiblement les vibrations. Une valeur de 90% de celle déterminée par le sujet est ensuite utilisée au cours de l'expérimentation afin d'obtenir une stimulation sous le seuil de perception. Les différents paramètres de l'équilibre évalués rapportent une réduction de l'amplitude des oscillations posturales chez les jeunes adultes autant que chez les personnes âgées. Ces résultats montrent que l'application de bruit mécanique au niveau des

pieds permet une amélioration de détection de signaux menant à une diminution de l'amplitude des oscillations posturales.

Dans l'objectif d'approfondir les connaissances sur l'enrichissement sensoriel et le contrôle postural, Priplata et ses collaborateurs [51] ont aussi analysé l'effet d'une stimulation mécanique aléatoire à l'aide de semelles vibrantes chez des individus diabétiques et ayant souffert d'un accident vasculaire cérébral. Chez les sujets présentant des neuropathies diabétiques, on remarque une augmentation du seuil de sensibilité des mécanorécepteurs. Une perte de sensibilité de la plante des pieds chez ces individus induirait une instabilité ce qui augmente l'amplitude des oscillations posturales en comparaison aux adultes sains. D'autre part, une diminution de la sensibilité chez les individus ayant subi un accident cérébral vasculaire est associée à une difficulté d'interprétation des signaux afférents provenant du système sensoriel périphérique. Cela mène à des oscillations posturales de plus grande amplitude en comparaison aux sujets sains. Les auteurs examinent différents paramètres de l'équilibre lors d'essais avec ou sans stimulation. Ces paramètres sont encore une fois calculés à l'aide du déplacement du centre de pression. Les résultats montrent qu'une stimulation mécanique aléatoire sous le seuil de sensibilité des sujets permet une réduction de l'amplitude des oscillations posturales chez les sujets présentant des neuropathies diabétiques ainsi que chez les sujets ayant subi un accident cérébral vasculaire.

Finalement, Gravelle et ses collaborateurs [47] ont testé les effets de l'utilisation d'un signal électrique aléatoire sur le contrôle postural chez des jeunes adultes. Leur hypothèse stipule une amélioration de l'équilibre lors de stimulations électriques aléatoires au niveau du genou. Le signal électrique aléatoire est appliqué au niveau de l'interligne fémoro-tibiale interne et externe à l'aide d'électrodes. Afin d'augmenter la difficulté du contrôle de l'équilibre, les sujets ont la consigne de se tenir debout sur une jambe le plus stable possible pour une période de trente secondes. Ils ne peuvent pas utiliser leurs bras afin de maintenir l'équilibre. Les conditions (avec ou sans stimulation) sont présentées aléatoirement

au cours de seize essais. Les paramètres analysés proviennent de l'acquisition de données du déplacement du centre de pression à travers le temps. Leurs résultats montrent une diminution de l'amplitude des oscillations posturales chez neuf des treize sujets en présence de stimulation électrique aléatoire.

Les différents types de stimulations étudiés ont permis d'approfondir les connaissances sur les effets de l'enrichissement sensoriel à l'aide de résonance stochastique sur le contrôle postural. L'utilisation de stimulation mécanique aléatoire puis l'utilisation de stimulation électrique aléatoire ont rapporté une diminution de l'amplitude des oscillations posturales même lors de situation ayant un niveau de difficulté élevé comme l'équilibre sur une jambe [47,49,50,51].

Ross [52] soulève quant à lui un point important. L'existence d'une stimulation stochastique d'intensité optimale est suggérée. Son étude porte sur l'amélioration du contrôle de l'équilibre postural à l'aide de stimulation électrique stochastique chez des individus souffrant d'instabilité à la cheville. Les douze sujets doivent maintenir leur équilibre sur un pied. Le centre de pression des participants est évalué au cours de trois conditions expérimentales: 1) sans stimulation 2) avec stimulation de 0.05mA et 3) avec stimulation de 0,01 mA. Les résultats ont montré que l'utilisation d'une stimulation électrique stochastique d'une intensité de 0,05 mA s'est avérée optimale pour l'amélioration du contrôle de l'équilibre postural chez neuf des douze testés. Pour les trois autres sujets, une intensité de 0,01 mA s'est avérée optimale. Ces résultats viennent confirmer l'amélioration du contrôle postural en présence de stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception. Toutefois, ils apportent un concept intéressant d'intensité optimale lié aux améliorations de l'équilibre. Ainsi, il semblerait y avoir une fenêtre d'intensité optimale, quoique différente pour chaque individu, permettant un meilleur contrôle postural. Il est important de noter que l'utilisation d'une intensité plus élevée pourrait apporter une amélioration plus marquée chez certains sujets.

Le prochain chapitre décrit la partie expérimentale de ce mémoire. Elle est rédigée en anglais dans un objectif de publication dans une revue scientifique. L'objectif de ce projet est de vérifier les effets de l'enrichissement sensoriel sur le contrôle postural chez les jeunes adultes. Pour cette recherche, la stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception est utilisée comme technique d'enrichissement sensoriel. Les informations sensorielles afférentes seront limitées afin de rendre le contrôle postural des participants difficiles. Ainsi, le retrait de la vision permettra d'inhiber les informations provenant du système visuel. Encore pour augmenter le niveau de difficulté du contrôle posturale, les sujets compléteront une tâche cognitive auditive secondaire. Ceci permettra de charger l'attention et ainsi limiter les ressources attentionnelles disponibles pour l'équilibre. Les résultats obtenus au cours de l'expérimentation y seront décrits puis analysés.

CHAPITRE III – Sensory enhancement and postural control

Adam Andersen

SENSORY ENHANCEMENT AND POSTURAL CONTROL

Département de Kinésiologie

Faculté de médecine,

Université Laval

Québec

2013

© Adam Andersen, 2013

RÉSUMÉ

Le contrôle postural est modulé par différents systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire, proprioceptif) et subit les interactions de plusieurs facteurs provenant autant du corps lui-même que de son environnement. L'objectif de cette étude est de déterminer si l'utilisation d'une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception permet une diminution de l'amplitude des oscillations posturales chez des jeunes adultes. De plus, cette étude permettra de déterminer si l'utilisation d'une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception améliore le contrôle postural lorsque les participants effectuent une tâche cognitive. Trois conditions expérimentales sont étudiées avec ou sans stimulation stochastique : 1) vision, 2) sans vision et 3) sans vision avec tâche cognitive. Les résultats obtenus montrent que le retrait de la vision augmente le déséquilibre; l'amplitude du déplacement du centre de pression est plus grande. D'autre part, la stimulation stochastique n'a pas amélioré le contrôle de l'équilibre des participants. De plus, la tâche cognitive n'a pas altérée le contrôle de l'équilibre. Ces résultats portent à réflexion quant au niveau de difficulté de la tâche posturale et de la tâche cognitive. La considération d'une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception d'intensité optimale spécifique pour chaque individu est intéressante pour les études à venir.

Mots-Clefs : Contrôle postural, doubles tâches, stimulation stochastique

ABSTRACT

Balance control is managed by various sensory systems (visual, vestibular, proprioceptive) and interacts with several factors within the body itself and the environment. Smaller body oscillations means better balance control. The aim of this study is to determine whether subthreshold stochastic electrical stimulation could improve balance control. Also, it is acknowledged that the use of a cognitive task will challenge postural control. Therefore, I assessed if subthreshold stochastic electrical stimulation could improve balance control even during the performance of a cognitive concurrent task. Subjects will be tested with and without stimulation for three conditions: 1) eyes open, 2) eyes closed and, 3) eyed closed with a cognitive task. Results from this study showed that postural control significantly decreased while removing visual feedback. It showed also no improvement in balance control with the presence of the subthreshold stochastic electrical stimulation regardless of the experimental condition. These results lead to some questions concerning the difficulty level of balance control task and of the cognitive task. Specific and optimal stochastic stimulation intensity for each individual should be considered for further studies.

Key words: Balance control, sensory enhancement, cognitive task

Introduction

As easy as it seems, quiet standing involves the complex interaction of many different motor and sensory systems. Signals from the environment and from body oscillations must be sensed, analyzed and integrated to assure a correct motor response. Integration of the information provided by the visual, vestibular and proprioceptive systems is essential for effective balance control. It results in the ability to modulate relative weights of each sensory system in an adaptive manner in response to the task and the environment (Herman van der Kooij & al, 1999). Balance control is also defined as control of the body position and orientation in space (Woollacott & Shumway-Cook 2002). A small sway deviation from a perfect vertical position leads to a torque due to gravity that moves and accelerates the body further away from the upright neutral position. To counteract this destabilizing torque, a corrective torque is exerted by the feet and postural muscles. A widely held view is that the corrective torque is generated through the action of a feedback control system (Peterka, 2002).

Morphological characteristics related to the musculoskeletal system represent one of the important biomechanical factors influencing postural control. Also, postural control can be affected by foot length and placement (McIlroy & Maki, 1997). Body height, weight and base of support are anthropometrical data that have an important impact on postural control (Chiari & al, 2002). Balance is also affected by vision: without vision, biomechanical factors have an even greater influence on postural control. It has been suggested that a larger base of support could lead to an increase in proprioceptive system sensitivity for medio-lateral movements of the legs. In that condition, vision's influence could be diminished (Day & al, 1993). In addition, individuals with vestibular system impairments occasionally show poor balance control while performing upright standing (Allum & al, 2001). Moreover, a common suggestion is that modifications appear in postural control mechanisms with aging. Reduced postural control is observed in studies concerning postural control and age. Hence, these results support the idea that age negatively affects postural control (Gill & al, 2001). At last, another accepted

fact is that postural control is attentionally demanding (Kerr & al, 1985). It has been suggested that postural control and attention share common resources (Fraizer & Mitra, 2008)

Shumway-Cook and Woollacott (2000) reported that attention can be defined as the information processing capacity of any individual. This information processing capacity is limited for any individuals. Performing any task requires a fraction of our total attention capacity. Hence, if more than one task is performed at the same time and the total demand exceeds the attention capacity; one or more of these tasks will be done with a deteriorated performance. Complex relations exist between postural control and attention (Fraizer & Mitra, 2008). A dual task paradigm can be performed by using postural control as a first task and another cognitive task simultaneously. To negatively affect postural control, nature of the task needs to be well determined. In fact, it has been demonstrated that an easy cognitive task could possibly help balance control by shifting attention from the postural control without challenging it. In the aim of challenging balance control, attention demand of the task needs to be high enough that attention modulation becomes necessary (Evbersbach & al, 1995, Kerr & al 1985, Maylor & Wing, 1996, Rankin & al 2000, Shumway-Cook & Woollacott 2000, Shumway-Cook & al, 2000, Teasdale & al, 1993, Woollacott & Shumway-Cook, 2002, Yardley & al, 1999).

In order to evaluate the effect of sensory enhancement on postural control, several projects were realized by Collins and his team. It has been showed that different techniques improve balance control. For instance, sensory enhancement by stochastic resonance increases the human sensory motor function. It lowers the action response trigger level. What is usually an undetected weak signal could then possibly be detected the presence of subthreshold stochastic stimulation (Collins & al, 2003). Mechanical and electrical subthreshold stochastic stimulations are suitable technique. Effects of foot plant mechanical noise simulation have been evaluated. Results showed that this type of stimulation could lead to reduced oscillation levels in elderly people to a similar level of a healthy adult. On the other

hand, subthreshold stimulation could lead to an improvement of pressure signal detection on plantar skin. While using a quiet standing protocol, the study showed significantly reduced body oscillations amplitude (Priplata & al 2002 Priplata & al, 2003). Furthermore, they remarked that with individuals who have diabetic neuropathies and cerebrovascular accident, noise stimulation improved balance control (Priplata & al 2006). Besides, another step was taken involving an electrical subthreshold stochastic stimulation applied at knee level. Results showed that it could increase postural control in healthy elderly (Collins & al, 2003). An individual difference in the optimal electrical subthreshold stochastic stimulation might exist. Results from Ross (2007) study showed that some individual responded differently to different stimulation intensity. This might lead to a conceptual window of stimulation where there is the right intensity to show some positive results.

The purpose of the present study is to analyse if the use of a subthreshold electrical stochastic stimulation at lower leg muscle level enhance postural control in young adults while balance is challenged. Through or experiment, removing the vision will allow us to challenge the postural control. Also, the use of a cognitive auditory concurrent task in a dual task paradigm will challenge the postural control by limiting the attentional capacity for balance.

Materials and Methods

Subjects

Fourteen healthy young adult subjects (8 males and 6 females, age range 22-32, mean 24.7 years, mean BMI: 25.1) volunteered to participate in this study. All subjects reported no musculoskeletal or neurological disorders. This research protocol has been accepted by the biomedical ethic committee at Laval University.

Equipment

Subjects were instructed to stand still on a force platform (AMTI model OR6-6) embedded in a wooden platform. From the vertical force and the moments around the antero-posterior and medio-lateral axes, we calculated the center of pressure using custom software. Signals from the force platform were acquired at a sampling rate of 1200 Hz. An electromagnetic sensor (Polhemus model Liberty) was located on subject's sacrum, just above both superior iliac crests, allowed to estimate the kinematics of the center of mass along the antero-posterior and medio-lateral axes. These data were digitalized at a sampling rate of 120 Hz. A custom built microcontroller (Basic Stamp 2px, Parallax) was used to synchronize the data acquired with the force platform and the Polhemus.

To apply subthreshold stimulation, electrodes were located on both gastrocnemius muscles (plantar flexor) and were connected to an isolated current constant stimulator (DS5, Digitmer, England) which delivered subsensory electrical noise (Gaussian white noise, zero mean, $SD = 0.05$ mA). This electrical noise signal was generated using a personal computer running a customized Matlab program. We first attempted to determine the just noticeable threshold of each participant. After several unsuccessful trials, we decided to set the standard deviation of the signal to an arbitrary subthreshold value of 0.05 mA. Subjects were blind to the effect of the subthreshold electrical stochastic stimulation

In order to fulfill a dual task paradigm, we used a cognitive auditory task. We utilized the same custom built microcontroller used to synchronize data acquired from the platform and the Polhemus. We created an auditory task by making sixteen different soundtracks composed of eleven double beeping sequences using basic stamp editor (Parallax Inc.). Each track represents a different cognitive auditory task. Numeric script was sent to the microcontroller via the data acquisition program to synchronize each track with the corresponding trial. Beeping sequences were coming either from the right or the left ear and ending either from the right or the left ear. The participant was asked to count the total amount of

double beeps sequence starting for the right and from the left. This number was reported out loud by the participant at the end of trial. Participants were told to execute this task mentally without using hands or finger to count to avoid any possible interference between balance control and movements.

Experimental Protocol

Subjects stood barefoot on the force platform with their feet apart and they were instructed to stand as still as possible for all conditions. They were submitted to six experimental conditions: 1) eyes open without stimulation 2) eyes open with stimulation 3) eyes closed without stimulation 4) eyes closed with stimulation 5) cognition without stimulation and 6) cognition with stimulation. During the cognition conditions, subjects had to keep their eyes closed. Overall, participants performed 48 trials (i.e., 8 trials per condition) of 30 seconds. Trials and experimental conditions were randomly presented. Subjects were allowed to rest every twelve trials or when needed.

Statistics

For the center of pressure data, repeated analyses of variance (ANOVA) were performed. The first statistical test assessed the role of vision and subthreshold electrical stochastic stimulation on balance control [2 (vision, no-vision) x 2 (no stimulation, stimulation) ANOVA with repeated measures]. Finally, an ANOVA was performed to determine if sensory enhancement improved balance control even while participants realized a cognitive task [2 (no-vision, no-vision cognition) x 2 (no stimulation, stimulation) ANOVA with repeated measures].

Results

Results showed that balance control decreased when vision was removed: center of pressure path length (Fig. 2) and range along both axes (anteroposterior (AP), mediolateral (ML)) increased in absence of vision [F(1,13) = 100.79, $p < 0.001$, AP F(1,13) = 23.93, $p < 0.001$ and ML F(1,13) = 15.47, $p < 0.001$, respectively].

Sensory enhancement did not improve balance control either with or without vision [center of pressure path length: $F(1,13) = 0.75$, $p > 0.05$ (Fig. 3) and center of pressure range along ML and AP axes $F(1,13) = 0.14$, $p > 0.05$ and $F(1,13) = 0.67$, $p > 0.05$, respectively]. Previous study, assessing the effect of sensory enhancement on balance control, has showed variability within group (Ross, 2007). Therefore, mean center of pressure path length per subject is depicted in Table 1.

The addition of a cognitive task did not improve postural control parameters either with or without sensory enhancement [center of pressure path length $F(1,13)=0.59$, $p>0.05$ (Fig. 4), center of pressure range along ML and AP axes $F(1,13)=2.13$, $p>0.05$ and $F(1, 13)=0.24$, $p>0.05$ respectively] . Every subject had a perfect score in the realization of the concurrent task.

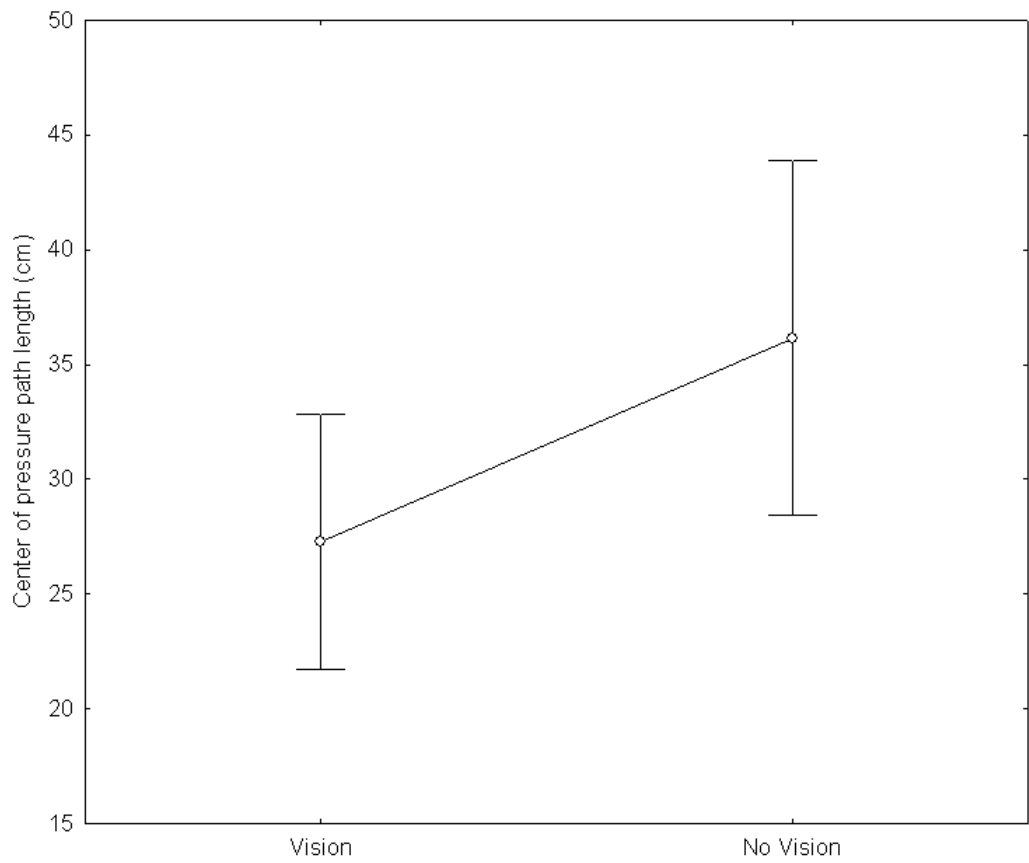


Figure 2: Mean center of pressure path length for condition vision and no vision.

Error bars denote ± 0.95 confidence intervals

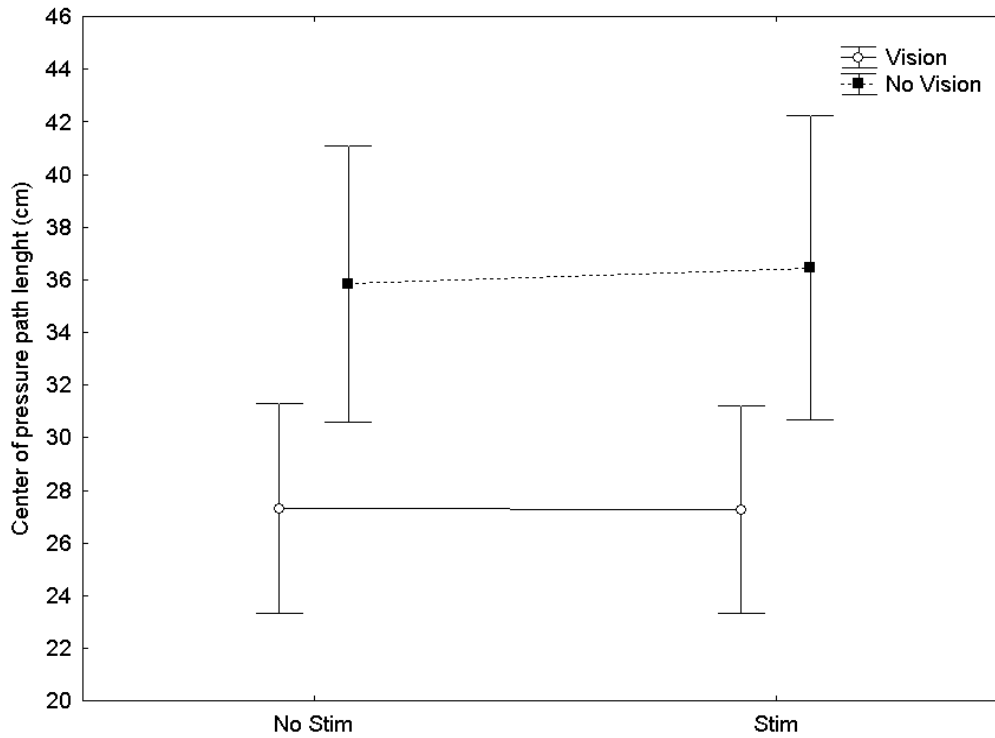


Figure 3: Mean center of pressure path length for condition vision and no vision without (No Stim) and with (Stim) stochastic electrical stimulation. Error bars denote ± 0.95 confidence intervals.

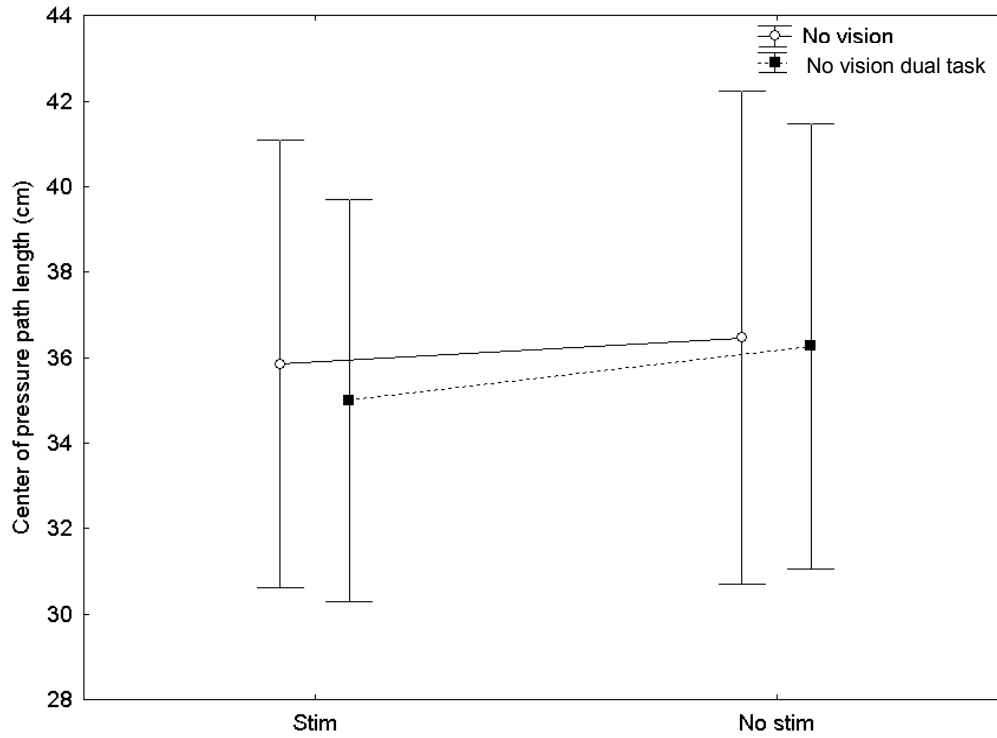


Figure 4: Mean center of pressure path length for condition no vision and cognition with and without sensory enhancement. Error bars denote ± 0.95 confidence intervals.

Table 1: Center of pressure parameters for each subject. Mean \pm standard deviation are presented.

| Subject | Path Length Vision (cm) | Path Length Vision Stim (cm) | Mean % difference | SD % change | Path Length No Vision (cm) | Path Length No Vision Stim (cm) | Mean % difference | SD % change |
|---------|-------------------------|------------------------------|-------------------|-------------|----------------------------|---------------------------------|-------------------|-------------|
| 1 | 33.20 \pm 3.74 | 41.70 \pm 5.24 | +25.60 | +40.10 | 41.70 \pm 3.87 | 41.98 \pm 3.88 | +0.67 | +0.26 |
| 2 | 36.17 \pm 5.24 | 34.50 \pm 3.33 | -4.61 | -36.45 | 47.14 \pm 6.46 | 48.66 \pm 4.75 | +3.22 | -26.47 |
| 3 | 23.91 \pm 2.11 | 23.03 \pm 2.19 | -3.68 | +3.79 | 28.71 \pm 3.86 | 28.39 \pm 4.16 | -1.11 | +7.77 |
| 4 | 31.14 \pm 3.71 | 30.03 \pm 5.26 | -3.56 | +41.78 | 44.33 \pm 8.23 | 40.56 \pm 4.23 | -8.50 | -48.60 |
| 5 | 25.93 \pm 3.29 | 25.04 \pm 2.57 | -3.43 | -21.88 | 33.61 \pm 3.58 | 32.77 \pm 3.14 | -2.50 | -12.29 |
| 6 | 24.32 \pm 3.73 | 24.28 \pm 3.31 | -0.16 | -11.26 | 35.72 \pm 5.93 | 33.95 \pm 3.26 | -4.96 | -45.23 |
| 7 | 37.28 \pm 2.92 | 37.43 \pm 3.88 | +0.40 | +32.87 | 47.98 \pm 8.38 | 53.66 \pm 7.32 | +11.84 | -12.65 |
| 8 | 28.55 \pm 2.30 | 28.86 \pm 4.46 | +1.09 | +93.91 | 40.36 \pm 6.15 | 44.40 \pm 4.24 | +10.01 | -31.06 |
| 9 | 36.31 \pm 4.74 | 46.38 \pm 5.30 | +27.73 | +11.81 | 44.09 \pm 9.06 | 46.38 \pm 9.29 | +5.19 | +2.54 |
| 10 | 23.85 \pm 1.38 | 24.67 \pm 1.06 | +3.44 | -23.19 | 32.64 \pm 3.50 | 34.77 \pm 3.49 | +6.53 | -0.29 |
| 11 | 23.51 \pm 3.71 | 25.42 \pm 5.36 | +8.12 | 44.47 | 31.60 \pm 4.55 | 31.13 \pm 3.21 | -1.49 | -29.45 |
| 12 | 20.14 \pm 3.07 | 20.71 \pm 2.01 | +2.83 | -34.52 | 25.41 \pm 3.27 | 25.37 \pm 3.29 | -0.16 | +0.61 |
| 13 | 13.04 \pm 1.42 | 12.05 \pm 1.15 | -7.59 | -19.01 | 15.97 \pm 2.33 | 17.08 \pm 3.47 | +6.95 | +48.93 |
| 14 | 25.61 \pm 3.97 | 27.31 \pm 2.90 | +6.64 | -26.95 | 32.49 \pm 2.77 | 31.35 \pm 4.82 | -3.51 | +74.01 |

*A negative percentage means smaller center of pressure path length and improvement in balance control.

Discussion

The aim of this study was to determine if the use of a subthreshold stochastic electrical stimulation could lead to better balance control in healthy young adults. Results showed that in a no stimulation condition, a better balance control is observed while performing quiet standing with eyes open compared with eyes closed. This confirms the already widely accepted concept that altering vision decrease balance control (Paulus & al 1984).

When testing if a stochastic stimulation could enhance balance control, we found no significant difference for any of the parameters. These findings may come from different possibilities. Several points need to be taken in consideration. For instance Ross (2007) have demonstrated that the intensity of the stochastic stimulation influences balance control improvement. In his study, the author showed that a 0.05 mA intensity electrical stimulation was optimal for nine of twelve subjects tested. We set our intensity at this level and used it for every subject. Therefore, sub or supraoptimal intensity could explain the absence of significant difference found in our work. This supports the idea of a current intensity window in which optimal improvement in balance control could occur. Outside of this optimal intensity, a decrease or even no amelioration at all could be observed. While evaluating every subject one by one, we realized that some of the subjects showed a decrease in body sway amplitude while others showed an increase. This has been observed whether vision was available or not. This latest result support the Ross's suggestion of an optimal stimulation level. The existence of such optimal individual current intensity could explain our results since we used the same current stimulation amplitude for all subjects.

A second explanation for the lack of improvement could be attributed to the difficulty of the balance task. In comparison with other studies, we decided to use a two legged stance as opposed to a single legged stance (Gravelle & al 2002). In consideration of this choice, we might have evaluated a task that was not challenging enough for young healthy adults, even if visual sensory information

was absent. Results might have been different if a challenging balance control task would have been used.

Results of the cognitive task showed no significant effect of stimulation. These results might seem contradictory to the wealth of literature tending to suggest a decrease in postural control with a double task paradigm (Evbersbach et al, 1995; Kerr et al, 1985; Maylor et Wing, 1996; McIlroy et Maki 1997; Rankin et al 2000; Shumway-Cook et Woollacott 2000; Shumway-Cook et al, 2000; Teasdale et al, 1993; Woollacott et Shumway-Cook, 2002; Yardley et al, 1999). The common suggestion is a tendency towards an augmentation in body sway while performing a cognitive task. Our results might suggest that the cognitive task was not challenging enough since no mistake were made by any subject. These latest results clearly suggest that the attentional demand was not challenging enough therefore combined with the balance task, it did not exceed the total attentional capacity. Sensory enhancement could be beneficial when a harder cognitive task is used in conjunction with a more challenging postural task (i. e., single legged stance). Maki and McIlroy (1997), as well as Yardley & al (1999), suggest that young adult's postural control could be only poorly influenced by a high demand in attention.

To conclude, the results revealed no improvement in balance control despite the use of subthreshold stochastic electrical stimulation. These results lead to many questions. Further studies involving the use of harder cognitive and balance tasks should be considered to evaluate if stochastic subthreshold electrical stimulation enhance balance.

References

Allum J.H., Adkin A.L., Carpenter M.G., Held-Ziolkowska M., Honegger F & Pierchala K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait and Posture*, 14, 227-237.

Chiari L., Rocchi L & Cappello A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 17(9-10), 666-677.

Collins J.J., Priplata A.A., Gravelle D.C., Niemi J., Harry J & Lipsitz L.A. (2003). Noise-enhanced human sensorimotor function. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22, 76-83.

Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D. & Marsden C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implications for afferent control of lateral sway. *Journal of physiology*, 469, 479-499.

Evbersbach G, Dimitrijevic M.R & Poewe W (1995). Influence of concurrent tasks on gait: A dual-task approach. *Perceptual and Motor Skills*, 81, 107-113.

Fraizer E.V & Mitra S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait and Posture*, 27, 271-279.

Gill J., Allum J.H. & Carpenter M.G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A.L., Honegger F. & Pierchala K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, 438-447.

Goulding A, Jones I.E., Taylor R.W, Piggot J.M. & Taylor D. (2003). Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. *Gait and posture* 17, 136-141.

Hue O., Simoneau M., Marcotte J., Berrigan F., Doré J., Marceau P., Marceau S., Tremblay A., Teasdale N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture*, 26, 32-38.

Kerr B., Condon S.M. & McDonald A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of experimental psychology : Human perception and performance*, 11, 617-622.

Maylor E.A. & Wing A.M. (1996). Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *The journals of gerontology*, 51B, 143-154.

McGraw B., McClenaghan B.A., Williams H.G., Dickerson J. & Ward D.S. (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *American*

Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, 81, 484-489.

McIlroy W.E. & Maki B.E. (1997) Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*, 12, 66-70.

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88, 1097–1118.

Petti S., Cairella G., Tarsitani G.(1997). Childhood obesity: a risk factor for traumatic injuries to anterior teeth. *Endodontics & dental traumatology*, 13: 285-8

Priplata A.A., Niemi J., Salen M., Harry J., Lipsitz L. A. & Collins, J.J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Physical Review Letter*, 89,1-4.

Priplata A.A., Niemi J.B., Harry J.D., Lipsitz L.A. & Collins J.J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*, 362, 1123-1124.

Priplata A.A., Patriitti B.L.,Niemi J.B., Hughes R., Gravelle D.C., Lipsitz L.A., Veves A., Stein J., Bonato P., Collins J.J. (2006). Noise-Enhanced Balance Control in Patients with Diabetes and Patients with Stroke. *Annals of Neurology*, 59, 4-12.

Rankin J.K., Woollacott M., Shumway-Cook A., Brown L.A.(2000). Cognitive influence on postural stability: A neuromuscular analysis in young and older adults. *The journals of gerontology*, 55, 112-119.

Ross S.E. (2007). Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 41: 656-659.

Shumway-Cook A., Brauer S. & Woollacott M.(2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Physical therapy*, 80, 896-903.

Shumway-Cook A. & Woollacott M. (2000). Attentional demands on postural control: The effect of sensory context. *The journals of gerontology*, 55, 10-16.

Singh D., Park W., Levy M.S. & Jung E.S. (2009). The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing. *Ergonomics*, 52, 977-986.

Teasdale N., Bard C., Larue J. & Fleury M. (1993). On the cognitive penetrability of posture control. *Experimental Aging Research*, 19, 1-13

Teasdale N., Hue O., Marcotte J., Berrigan F., Simoneau M., Dore J., Marceau P., Marceau S. & Tremblay A.(2007). Reducing weight increases postural stability in

obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders*, 31, 153-160.

Van der Kooij H., Jacobs R., Koopman B. & Grootenboer H.(1999). A multisensory integration model of human stance control. *Biological cybernetics*, 80, 299-308

Woollacott M. & Shumway-Cook A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16, 1-14.

Yardley K, Gardner M, Leadbetter A. & Lavie N. (1999). Effect of articulatory and mental tasks on postural control. *NeuroReport* , 10, 215-219.

CHAPITRE IV - Conclusions générales du mémoire

Collins et ses collaborateurs [42, 43, 44, 45, 46, 47, 49, 50, 51] ont montré que l'utilisation d'une stimulation stochastique, soit mécanique ou électrique, sous le seuil de perception permet une diminution de l'amplitude des oscillations posturales. L'objectif de ce mémoire était de vérifier si l'utilisation d'une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception appliquée au niveau des muscles gastrocnémiens permettrait une amélioration de l'équilibre. Afin d'augmenter le niveau de difficulté du contrôle postural, deux stratégies ont été utilisées : le retrait de la vision et l'utilisation d'une tâche cognitive auditive. L'hypothèse était qu'en situation exigeante pour contrôle de l'équilibre (c.-à-d., absence de vision et tâche cognitive), l'utilisation de stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception induirait une diminution de l'amplitude des oscillations posturales. Les résultats de l'étude révèlent que lors du retrait de la vision, l'amplitude des oscillations posturales augmente de façon significative. Par contre, l'utilisation de la stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception n'améliore pas le contrôle de l'équilibre. Enfin, même en présence d'une tâche cognitive secondaire, l'ajout d'une stimulation électrique stochastique n'améliore pas le contrôle de l'équilibre chez la majorité des participants.

L'utilisation d'une stimulation stochastique de même intensité pour l'ensemble des sujets pourrait expliquer l'absence d'amélioration du contrôle de l'équilibre. En effet, Ross [52] a suggéré qu'une fenêtre de stimulation permettrait un effet bénéfique optimal. Pour chaque individu, il pourrait exister un certain intervalle d'intensité de stimulation permettant d'optimiser le contrôle de l'équilibre. Le niveau de difficulté de la tâche posturale peut aussi expliquer nos résultats. Le retrait de la vision, chez des jeunes adultes, ne perturbe pas le contrôle de l'équilibre suffisamment pour observer une amélioration en présence de stimulation stochastique. Il semblerait donc difficile d'augmenter les performances d'un système fonctionnant déjà à son plein potentiel. L'utilisation d'une tâche posturale

plus contraignante pourrait permettre d'observer un effet bénéfique de l'enrichissement sensoriel.

Lors de l'ajout d'une tâche cognitive d'auditive à la tâche de contrôle postural, aucune modification n'est observée en présence de stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception. L'objectif de l'utilisation d'une tâche cognitive secondaire était de limiter les ressources attentionnelles disponibles pour l'équilibre [28, 30, 34, 35]. Cette limitation devait augmenter le niveau de difficulté du contrôle postural. Malgré la consigne de porter leur attention sur le contrôle postural, l'ensemble des sujets ont complété la tâche cognitive secondaire à la perfection. Par conséquent, il est fort probable que la tâche cognitive n'a pas interférée avec les mécanismes impliqués dans le contrôle de l'équilibre. De fait, la demande attentionnelle ne dépassait pas la capacité attentionnelle totale. L'utilisation d'une tâche nécessitant une plus grande attention permettrait de surcharger la demande attentionnelle et atteindre la capacité limite perturbant la réalisation d'une ou même des deux tâches.

Les résultats de notre étude portant sur l'utilisation d'une stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception dans un objectif d'amélioration de l'équilibre postural soulèvent différents questionnements. Il est reconnu que la stimulation stochastique permet la détection de signaux faibles normalement non détectés [40, 42, 43]. Par contre, dans un contexte de contrôle postural, Ross [52] suggère qu'une intensité de stimulation optimale existe. Lors de travaux futur, il serait souhaitable d'établir un protocole permettant d'identifier une fenêtre de stimulation optimale pour chaque sujet. Nous avons utilisé une intensité arbitraire de 0,05 mA, cette intensité était optimale pour neuf sujets sur douze dans l'étude de Ross [52]. Toutefois, il est possible que nos participants aient une fenêtre optimale différente. D'autre part, l'utilisation d'une tâche posturale plus contraignante permettrait de s'assurer que l'équilibre peut être améliorée donc la stimulation électrique stochastique sous le seuil de perception induirait une amélioration de l'équilibre. Enfin, en exécutant un protocole expérimental

impliquant une tâche secondaire permettant d'excéder la capacité totale attentionnelle cela challengerait davantage le contrôle postural.

Références

- [1] Winter D.A., Patla A.E. & Frank J.S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical progress through Technology*, 16, 31-51.
- [2] Chiari L., Rocchi L. & Cappello A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* 17, 666-677.
- [3] Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D. & Marsden C.D.(1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implications for afferent control of lateral sway. *Journal of physiology*, 469, 479-499.
- [4] Singh D., Park W. , Levy M.S. & Jung E.S. (2009). The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing, *Ergonomics*, 52, 977-986.
- [5] Wearing S.C., Hennig E.M., Byrne N.M., Steele J.R. & Hills A.P. (2006). Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. *The international association for the study of obesity. Obesity review*, 7,239-250.
- [6] Goulding A., Jones I.E., Taylor R.W., Piggot J.M. & Taylor D. (2003). Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. *Gait and posture*, 17, 136-141.
- [7] Hue O., Simoneau M., Marcotte J., Berrigan F., Doré J., Marceau P., Marceau S., Tremblay A., Teasdale N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture*, 26, 32-38.
- [8] McGraw B., McClenaghan B.A., Williams H.G., Dickerson J. & Ward D.S (2000). Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *American congress of rehabilitation medicine and the American academy of physical medicine and Rehabilitation*, 81, 484-489.
- [9] Petti S., Cairella G., Tarsitani G.(1997). Childhood obesity : a risk factor for traumatic injuries to anterior teeth. *Endodontics & dental traumatology*, 13, 285-288.
- [10] Teasdale N., Hue O., Marcotte J., Berrigan F., Simoneau M., Dore J., Marceau P., Marceau S. & Tremblay A.(2007). Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders*, 31, 153-160.

- [11] Paulus W.M, Straube A & Brandt T. (1984). visual stabilization of posture physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Oxford journal*, 107(4), 1143-63.
- [12] Allum J.H., Adkin A.L., Carpenter M.G., Held-Ziolkowska M., Honegger F. & Pierchala K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait and Posture*, 14,227-237.
- [13] Brandt T.H. & Daroff R.B. (1980). The multisensory physiological and pathological vertigo syndromes. *Annals of Neurology*, 7, 195-203.
- [14] Maylor E.A & Wing A.M (1996). Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *The journals of gerontology*, 51B, 143-154.
- [15] Lajoie Y., Teasdale N., Bard C., Fleury M. (1996). Upright standing and gait: are there changes in attentional requirements related to normal aging. *Experimental aging research*, 22,185-198.
- [16] Meeuwsen H.J., SawickiT.M. & Stelmach G.E. (1993). Improved foot position sense as result of repetitions in older adults. *Journal of gerontology*, 48, 137-141.
- [17] Skinner H.B., Barrack R.L. & Cook S.D. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clinical orthopaedics and related research*, 184, 208-211.
- [18] Johnson B.M., Miao M. & Sadum A.A.(1987). Age-related decline of human optic nerve axon populations. *Age*, 10, 5-9.
- [19] Rosenhall U. & Rubin W. (1975). Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta-otolaryngologica*, 79, 67-80.
- [20] Alexander N.B. (1994). Postural control in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42, 93-108.
- [21] Teasdale N., Stelmach G.E., Breunig A. & Meeuwsen H.J. (1991). Age differences in visual sensory integration. *Experimental brain research*, 85, 691-696.
- [22] Stelmach G.E. & Worringham C.J. (1985). Sensorimotor deficits related to postural stability implications for falling in elderly. *Clinics in geriatric medicine*, 1, 679-694.
- [23] Stelmach G.E., Teasdale N., Di Fabio R.P. & Phillips J. (1989). Age related decline in postural control. *International journal of aging & human development*, 29, 205-223.

- [24] Woollacott M.H., Shumway-Cook A. & Nashner L.M. (1986) Aging and postural control: changes in sensory organization and muscular coordination. *International journal of aging & human development*, 23, 97-114.
- [25] Era P. & Heikkinen E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *Journal of gerontology*, 40, 287-295.
- [26] Whipple R., Wolfson L., Derby C., Singh D., Tobin J. (1993). Altered sensory function and balance in older persons. *The journals of Gerontology*, 48(special Issue), 71-76.
- [27] Gill J., Allum J.H. & Carpenter M.G., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A.L., Honegger F. & Pierchala K.(2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, 438-447.
- [28] Woollacott M. & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16, 1-14.
- [29] Voelcker-Rehage C. & Alberts J. L. (2007). Effect of motor practice on dual-task performance in older adults. *Journals of Gerontology. Series B, Psychological Sciences and Social Sciences*, 62, 141-148.
- [30] Wulf G. & Prinz W. (2001). Directing attention to movement effects enhances learning: a review. *Psychonomic bulletin & review*, 8, 648-660.
- [31] Wulf G., Höß M. & Prinz W. (1998). Instructions for motor learning: Differential effects of interval vs external focus of attention. *Journal of motor behavior*, 30, 169-179.
- [32] Landers M., Wulf G., Wallmann H. & Guadagnoli M.A. (2005). An external focus of attention attenuates balance impairment in Parkinson's disease. *Physiotherapy*, 91, 152-185.
- [33] McNevin N.H., Wulf G. (2002). Attentional focus on supra-postural tasks affects postural control. *Human Movement Science*, 21, 187-202.
- [34] Kerr B. , Condon S.M. & McDonald A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *Journal of experimental psychology : Human perception and performance*, 11, 617-622.
- [35] Fraizer E.V. & Mitra S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait and Posture*, 27, 271-279.

- [36] McIlroy W.E. & Maki B.E. (1996). Influence of arousal and attention on the control of postural sway. *Journal of Vestibular Research*, 6, 53-59.
- [37] Yardley K., Gardner M., Leadbetter A. & Lavie N. (1999). Effect of articulatory and mental tasks on postural control. *NeuroReport*, 10, 215-219.
- [38] Huxhold O., Li S.C., Schmiedek F. & Lindenberger U. (2006). Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Research Bulletin*, 69, 294-305.
- [39] Teasdale N., Bard C., Larue J. & Fleury M. (1993). On the cognitive penetrability of posture control, *Experimental Aging Research*, 19, 1-13.
- [40] Dumas M., Smolders C. & Krampe R.T. (2008). Task prioritization in aging: effects of sensory information on concurrent posture and memory performance. *Experimental Brain Research*, 187, 275-281.
- [41] Moss F., Ward L.M. & Sannita W.G. (2004). Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 115, 267-281.
- [42] Collins J.J., Imhoff T.T., Grigg P. (1997). Noise-mediated enhancements and decrements in human tactile sensation. *The American physical society*, 56, 923-926.
- [43] Collins J.J., Chow C.C. & Imhoff T.T. (1995). Stochastic resonance without tuning. *Letters to nature*, 376, 236-238.
- [44] Collins J.J., Imhoff T.T. & Grigg P. (1996). Noise-enhanced tactile sensation. *Nature*, 383, 769-770.
- [45] Collins J.J., Imhoff T.T., Grigg P & Richardson K.A., (1998). Using electrical noise to enhance the ability of humans to detect subthreshold mechanical cutaneous stimuli. *Chaos*, 8, 599-603.
- [46] Dhruv N.T., Niemi J.B., Harry J.D., Lipsitz L.A. & Collins J.J. (2002). Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation. *Neuroreport*, 13, 597-600.
- [47] Gravelle D.C., Laughton C.A., Dhruv N.T., Katdare K.D., Niemi J.B., Lipsitz L.A. & Collins J.J. (2002). Noise-enhanced balance control in older adults. *Neuroreport*, 13, 1853-1856.
- [48] Menz H.B., Lord S. & Fitzpatrick R. (2006). A tactile stimulus applied to the leg improves postural stability in young, old and neuropathic subjects. *Neurosciences letter* 406 (1-2), 23-26.

[49] Priplata A.A., Niemi J.B., Salen M., Harry J., Lipsitz L.A. & Collins, J.J. (2002). Noise-enhanced human balance control. *Physical Review Letter*, 89, 1-4.

[50] Priplata A.A., Niemi J.B., Harry J.D., Lipsitz L.A. & Collins J. J. (2003). Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*, 362, 1123-1124.

[51] Priplata A.A., Patriitti B.L., Niemi J.B., Hughes R., Gravelle D.C., Lipsitz L.A., Veves A., Stein J., Bonato P., Collins J.J. (2006). Noise-Enhanced Balance Control in Patients with Diabetes and Patients with Stroke. *Annals of Neurology*, 59, 4-12.

[52] Ross S.E. (2007). Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 656-659.

[53] Van der Kooij H., Jacobs R., Koopman B. & Grootenboer H. (1999). A multisensory integration model of human stance control, *Biological cybernetics*, 80, 299-308.

[54] Collins J.J., Priplata A.A., Gravelle D.C., Niemi J., Harry J. & Lipsitz L. A. (2003). Noise-enhanced human sensorimotor function. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22, 76-83.