

## Table des matières

Résumé.....	3
1 Introduction .....	4
1.1 Contexte général.....	4
1.2 Posture, équilibre et contrôle postural.....	5
1.3 Le contrôle postural chez les seniors.....	6
1.4 L'attention, la DT et la performance .....	6
1.5 Altération du contrôle postural lors d'une DT .....	7
1.6 Les effets de l'entraînement de l'équilibre.....	8
1.7 Différents instruments de mesure.....	9
1.8 Objectifs du travail .....	13
2 Méthode.....	14
2.1 Échantillon .....	14
2.2 Déroulement de l'étude .....	14
2.3 L'entraînement .....	14
2.4 Mesures en laboratoire .....	15
2.5 Évaluation et analyse des données .....	19
3 Résultats .....	21
3.1 Changements dans le déplacement du COP.....	21
3.2 NIRS.....	23
4 Discussion .....	24
4.1 Changements comportementaux (COP).....	24
4.2 Changements neurophysiologistes (NIRS) .....	26
4.3 Limites de l'étude et recommandations .....	27
5 Conclusion.....	29
Bibliographie.....	30
Annexes.....	36
Remerciements .....	39

## Résumé

**Introduction :** Le contrôle de l'équilibre est un élément crucial pour préserver ou retrouver un mode de vie actif. Au fil de l'âge, le traitement des informations multi-sensorielles du corps dans l'espace peut devenir un véritable défi et affecter les différents processus du contrôle moteur impliqués dans le contrôle de l'équilibre lors d'activités quotidiennes telles que la marche ou le vélo. De ce fait, la recherche s'est penchée sur la question de l'impact positif que peut avoir un entraînement de l'équilibre dans des domaines tels que la prévention des blessures ou la cognition chez les personnes âgées. **Objectifs :** Cette étude vise à mesurer l'influence d'une double tâche (DT) en rapport à une simple tâche (ST) sur des aspects comportementaux et physiologiques après un entraînement de l'équilibre chez les personnes âgées. Les mesures ont été récoltées à deux intervalles de temps : avant et après 2 mois d'entraînement de l'équilibre. **Méthode :** Nous avons quantifié le déplacement du centre de pression (COP) grâce à une plaque de force et également mesuré l'activité cérébrale lors des différentes conditions avec la spectroscopie proche infrarouge (NIRS) au sein d'une population de senior. L'échantillon comprend 18 personnes âgées en bonne santé ( $70,12 \pm 3.46$  ans, 11 femmes) randomisées en 2 groupes : un groupe contrôle (CONT) et un groupe intervention (INT). Les participants ont tous effectué un pré-test suivi d'un post-test 2 mois plus tard. Les pré- et post-tests se composaient de tâches d'équilibre et de tâches cognitives. Le groupe INT a bénéficié d'un programme d'entraînement de l'équilibre à raison de 2 fois 45 min par semaine entre les deux tests. **Résultats :** Les mesures récoltées ont montré une augmentation du déplacement du (COP) pour le groupe INT après les 2 mois d'entraînement. Les résultats de l'impact de la tâche cognitive sur le COP ont également mis en évidence une diminution de l'influence de la DT entre le pré- et post-test. De plus, les résultats montrent une réponse hémodynamique, mesurée par NIRS, différente entre le pré- et post-test, mettant en évidence une tendance vers une diminution de l'oxyhémoglobine (HbO) dans les aires motrices primaires (M1) et le cortex préfrontal (PFC). **Conclusion :** Le rapport entre la condition BAL et la condition BAL + *n-back* est négatif lors du pré- et du post-test. Ces résultats suggèrent que la tâche cognitive a eu pour effet de réduire le déplacement du COP par rapport à la condition BAL où le déplacement du COP était plus important. Ces résultats nous laissent penser qu'une DT complexe provoque un impact positif sur le contrôle postural chez les personnes âgées. L'entraînement de l'équilibre apparaît dès lors comme bénéfique en amenant une diminution de la concentration de HbO lors d'une DT post-entraînement.

# 1 Introduction

## 1.1 Contexte général

Bien que certaines recherches antérieures mettaient déjà en avant les pertes fonctionnelles dues au vieillissement (Lyketsos, Chen, & Anthony, 1999; Park & Schwarz, 2000), c'est principalement au cours des dernières années que les neurosciences et la recherche cognitive ont modifié notre façon de penser face au vieillissement, surtout en termes de santé et de qualité de vie (Park & Reuter-Lorenz, 2009). Même si l'ampleur des pertes en terme de compétences cognitives, comme par exemple une mémoire plus pauvre, un risque accru de chutes ou encore un traitement de l'information plus lent, peut varier d'un individu à l'autre, des différences apparaissent généralement lorsque nous comparons des groupes seniors à des jeunes adultes (Hultsch, Hertzog, Small, & Dixon, 1999). Un mode de vie actif, regroupant des stimuli physiques, cognitifs et sociales, semble être bénéfique non seulement pour réduire les pertes fonctionnelles et améliorer la mobilité des personnes âgées, mais également pour maintenir de bonnes facultés cognitives (Bherer, 2015). Le contrôle de l'équilibre paraît crucial pour préserver, ou retrouver, un mode de vie actif au vu des différents processus du contrôle moteur impliqués dans les activités quotidiennes telles que la marche ou le vélo, nécessitant l'intégration continue d'informations multi-sensorielles du corps dans l'espace (Day & Fitzpatrick, 2005). Ainsi, l'impact positif d'un entraînement de l'équilibre dans des domaines tels que la prévention des blessures (Verhagen et al., 2004) ou la cognition (Rogge et al., 2017) a été observé.

**1.1.2 Prévalence des chutes chez les seniors.** L'élaboration d'une stratégie pour prévenir les chutes chez les personnes âgées est devenue une mission majeure pour la santé publique. Dans les pays développés, l'espérance de vie des personnes âgées de 65 ans est d'approximativement 17 ans pour les hommes et de 21 ans pour les femmes. De plus, il est démontré que le contrôle postural entre les jeunes gens et les personnes âgées diffère passablement (Granacher, Bridenbaugh, Muehlbauer, Wehrle, & Kressig, 2011), expliquant ainsi l'augmentation des chutes à l'âge avancé avec au moins une chute par année chez un tiers des personnes de plus de 65 ans (Lord, Ward, Williams, & Anstey, 1993). Ce taux augmente très rapidement avec l'âge et atteint des valeurs de 56% pour les personnes âgés de 90 à 99 ans (Blake et al., 1988). Ces chutes représentent plus de la moitié des causes d'hospitalisation gériatrique (Cripps & Carman, 2001). En Suisse, les statistiques montrent que les chutes sont la cause principale de mortalité et de blessures causées par un accident non-professionnel (Ewert, Stürmer, & Niemann, 2016). Chaque année, pas moins de 300'000 personnes sont blessées à la suite d'une chute, ce qui représente plus que la moitié de tous les accidents domestiques confondus en suisse (Michel & Bochud, 2012).

## **1.2 Posture, équilibre et contrôle postural**

La posture est définie comme l'organisation spatiale des segments corporels (Winter, 1995). Afin de pouvoir maintenir une position stable, le système nerveux central doit conjointement traiter les informations liées à un état somato-sensoriel-moteur, au contexte dans lequel il se trouve et à une tâche qu'il doit effectuer (Peterka, 2002). Cette intégration a pour but l'élaboration des commandes motrices visant à ajuster la posture. L'équilibre est un concept multidimensionnel qui renvoie à la capacité d'une personne à ne pas tomber. Cet état d'équilibre peut être maintenu, atteint, ou restauré dans n'importe quelle posture ou activité grâce au contrôle postural (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000). Le maintien de la posture peut être décrit par rapport à un continuum allant du traitement *contrôlé* au traitement *automatique*. Ainsi, plusieurs niveaux de traitement postural peuvent être distingués : le niveau supérieur étant totalement contrôlé et le niveau inférieur représentant le traitement automatique. Le contrôle postural permet le maintien de l'équilibre du corps en position debout, défiant ainsi la gravité du sol. Bien que le contrôle postural puisse devenir un réel défi chez les personnes âgées, il reste un élément de contrôle essentiel dans le maintien du corps à tout âge de la vie humaine.

### **1.3 Le contrôle postural chez les seniors**

Comme mentionné précédemment, ce déclin dans la fonctionnalité du contrôle postural entre les individus jeunes et plus âgés a été mis en évidence dans de nombreuses études. Celles-ci rapportent des capacités d'équilibre moins performantes chez les personnes âgées ; notamment dans leurs capacités d'ajustement des mouvements autour de leur centre d'équilibre. Cet affaiblissement des capacités d'équilibre témoigne d'un balancement du corps plus prononcé dans des situations dites perturbées et non-perturbées (Maki & McIlroy, 1996). Cependant, toutes les études faites à ce sujet n'ont pas démontré de telles différences liées à l'âge (Doumas, Smolders, & Krampe, 2008; Smolders, Doumas, & Krampe, 2010). En effet, comme le démontrent les études utilisant l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), lors d'une tâche impliquant les membres supérieurs et inférieurs, les personnes âgées tendent à solliciter des ressources neuronales supplémentaires afin de pouvoir atteindre le même degré de performance sensorimoteur que les jeunes adultes (Heuninckx, Wenderoth, & Swinnen, 2008). De ce fait, évaluer uniquement la stabilité posturale n'est pas suffisant pour tirer des conclusions sur l'altération du contrôle postural liée au vieillissement. Plus récemment, des recherches alliant des modèles d'imagerie mentale avec l'IRMf ont mis en avant une augmentation de l'activation cérébrale dans les cortex frontal, temporal et occipital chez les personnes âgées par rapport aux jeunes adultes (Taube et al., 2015 ; Zwergal et al., 2012). Ces résultats supposent dès lors une altération du traitement neuronal central au repos liée au vieillissement. Ces performances restent néanmoins très difficiles à quantifier avec l'utilisation de l'imagerie mentale et cette limitation oblige la science à trouver d'autres moyens pour tester l'altération neuronale du traitement central de la posture liée à l'âge. L'une des techniques de mesure alternative est la conception d'une méthodologie à double tâche (DT) permettant d'évaluer la quantité d'attention qui est impliquée dans l'exécution d'une tâche donnée.

### **1.4 L'attention, la DT et la performance**

L'attention est une activité mentale permettant différentes fonctions telles que de focaliser, sélectionner et ou inhiber les stimuli disponibles (Park & Schwarz, 2000). Cette activité est définie comme un processus cognitif faisant parti d'un *administrateur central* ayant pour rôle la supervision des systèmes de deux niveaux distincts. Le premier de ces niveaux, appelé *niveau inférieur*, permet de gérer des situations familières et automatiques. Tandis que le second, appelé *niveau supérieur*, rentre en jeux lors de situation plus complexe et unique (Baddeley & Hitch, 1974). La fonction de l'attention peut dès lors être définie comme la pierre angulaire d'un regroupement de fonctions dites exécutives qui engloberait d'autres fonctions telles que

la conscience de soi, la volonté, la planification et la capacité d'inhiber et de contrôler une réponse. Ce serait ensuite le regroupement de ces différentes fonctions qui permettrait, en intégrant des composantes représentationnelles, somatosensorielles et motrices, de produire et moduler cognitivement le comportement.

Au vu d'évaluer les fonctions exécutives et plus spécifiquement, de mesurer les ressources attentionnelles allouées à une tâche d'intérêt, il semble que l'utilisation d'un modèle à DT est la méthode la plus adéquate (Sala, Baddeley, Papagno, & Spinnler, 1995). Un design à DT est une méthode de mesure permettant d'opposer deux groupes de façon relative sur la base des différences observées entre les conditions des tâches simples (ST) et des DT. Ce type de méthode permet d'extrapoler les différences potentielles entre la capacité attentionnelle du sujet et le coût de la tâche (Schneider & Shiffrin, 1977). Dans ce domaine, les recherches sur l'attention visuo-spatiale montrent que les zones cérébrales les plus fréquemment activées, lors d'une tâche d'attention visant une cible en prévision d'un stimulus, sont les aires des cortex frontal et pariétal (Corbetta & Shulman, 2002). Bien que la communauté scientifique soit divisée concernant les corrélats cérébraux de la DT (Boisgontier et al., 2013), la majorité des études ont démontré une activité cérébrale plus importante au niveau du cortex préfrontal et du cortex pariétal lors de l'utilisation de la DT par rapport à la ST (Dux, Ivanoff, Asplund, & Marois, 2006; Rémy, Wenderoth, Lipkens, & Swinnen, 2010). De plus, Wu et ses collègues (2013), ont démontré dans leur recherche une activation supplémentaire au niveau du cervelet lors de l'exécution d'une DT impliquant tâches de *taping* et de comptage de lettres.

Parmi les tâches utilisées, la tâche *n-back* est la mesure dominante dans les investigations des substrats neurologiques de la mémoire immédiate et de l'attention (Krampe, Dumas, Lavrysen, & Rapp, 2010; Owen, McMillan, Laird, & Bullmore, 2005). Les tâches *n-back* sont des mesures de reconnaissance continue qui présentent des séquences de stimulus, telles que des lettres, des chiffres ou des images ; les sujets jugent si chaque élément de la séquence correspond à celui présenté *n* élément avant. *N-back* a une validité apparente en tant que tâche sur la mémoire de travail et de l'attention car les participants doivent maintenir et mettre à jour un ensemble de répétitions dynamiques tout en répondant à chaque élément (Kane, Conway, Miura, & Colflesh, 2007).

### **1.5 Altération du contrôle postural lors d'une DT**

Les personnes âgées présentent des différences significatives dans leur contrôle postural lors de l'exécution d'une DT (Berger & Bernard-Demanze, 2011; Bernard-Demanze, Dumitrescu, Jimeno, Borel, & Lacour, 2009; Dault & Frank, 2004; Silsupadol et al., 2009). Cette différence

dans le contrôle postural est d'autant plus marquée en complexifiant la tâche (Bock, 2008; Doumas, Rapp, & Krampe, 2009) : on observe dès lors une dégradation de la performance en lien avec la tâche concurrente. En lien avec cette détérioration du contrôle postural, l'augmentation de chutes chez les personnes de plus de 65 ans peut s'expliquer par une dégradation de certaines facultés neuromécaniques liées à l'augmentation de l'âge telle que la pondération sensorielle (Doumas & Krampe, 2010). Ce déclin dans le contrôle de la pondération sensorielle jouerait ainsi un rôle significatif dans l'augmentation des chutes chez les seniors (Rubenstein, 2006). Les raisons justifiant cette corrélation positive entre l'altération du contrôle postural et l'augmentation de l'âge sont multiples ; la détérioration des capacités sensorielles telles que la vue, l'ouïe et le touché, une diminution de la condition physique entraînant une perte de force musculaire (notamment de la force explosive), une immobilisation prolongée, les effets secondaires résultant de la prise de certains médicaments, et finalement la peur de la *perte de contrôle* et du risque de tomber (Granacher et al., 2011). Chuter à un âge avancé peut avoir de lourdes conséquences et drastiquement altérer la qualité de vie d'une personne, d'où l'importance d'étudier les causes et les risques de chutes chez les aînés. Mieux comprendre l'altération du contrôle postural permet ainsi une meilleure prévention contre les potentielles déficiences de certaines facultés neuromécaniques et une meilleure prise en charge des personnes âgées dans le but de diminuer leurs risques de chute.

### **1.6 Les effets de l'entraînement de l'équilibre**

Au cours des dernières années, de nombreuses études ont été menées sur l'impact d'un entraînement de l'équilibre sur le contrôle postural, la force musculaire et le taux d'incidence des chutes chez les personnes âgées. Granacher et al. (2009) ont examiné les effets d'un entraînement de l'équilibre de 13 semaines chez des hommes âgés de 60 à 80 ans sur leur performance lors de tests d'équilibre clinique (test de portée fonctionnelle et test de marche en tandem) et sur la capacité à compenser les impulsions de perturbation médio latérale en se tenant debout sur une plate-forme d'équilibre bidimensionnelle. Après la période d'entraînement, les performances des tests d'équilibre clinique ont été significativement améliorées et les oscillations sommaires de la plate-forme d'équilibre ont été significativement réduites conjointement avec une meilleure activation des muscles compensant l'impulsion des perturbations. Dans une autre étude, Granacher et al. (2007) ont pu montrer que 13 semaines d'entraînement de l'équilibre améliorent la force maximale et la production de force explosive des extenseurs des jambes dans une étude de cohorte composée d'hommes âgés de 60 à 80 ans.

Dans la lutte contre l'augmentation des chutes chez les aînés, l'entraînement de l'équilibre semble être bénéfique notamment dans l'amélioration de certains paramètres du contrôle postural (Bisson, Contant, Sveistrup, & Lajoie, 2007; Nagy et al., 2007; Penzer, Duchateau, & Baudry, 2015) mais également au niveau de la structure cérébrale (Taubert, Mehnert, Pleger, & Villringer, 2016). L'activité physique en endurance permet également d'améliorer le contrôle postural (Seidel, Carius, Kenville, & Ragert, 2017). Plusieurs études (Granacher et al., 2011; Sherrington et al., 2008; Taube, 2013; Taube, Gruber, & Gollhofer, 2008; Zech et al., 2010) recommandent l'entraînement de l'équilibre comme une mesure efficace pour contrer l'altération naturelle de certaines fonctions neuromécaniques mais également cognitives (Liu-Ambrose & Donaldson, 2008). Les effets positifs résultant de l'entraînement et de l'apprentissage de l'équilibre ont montré des améliorations comportementales sur plusieurs niveaux, tels que : une réduction du taux d'incident des chutes (avec ou sans conséquences médicales), de meilleures compétences de réhabilitation, une réduction des douleurs cervicales, une amélioration des fonctions sensorimotrices des vertèbres cervicales, et une augmentation de la performance en pliométrie. Par conséquent, ces recherches mettent en évidence les nombreux bénéfices découlant de l'entraînement de l'équilibre chez les personnes âgées. Celles-ci permettent, entre autres, un meilleur contrôle postural avec pour conséquences des répercussions positives sur leur santé physique et psychique ainsi que sur leur performance en général. Aujourd'hui, l'efficacité des avantages comportementaux résultants de l'apprentissage de l'équilibre est scientifiquement reconnue. Les chercheurs se dirigent actuellement vers une compréhension plus cérébrale des potentiels changements neuronaux découlant de l'entraînement de l'équilibre.

### **1.7 Différents instruments de mesure**

Il existe plusieurs techniques de mesure pour évaluer l'équilibre chez les individus et la demande physiologique que cela entraîne. Grâce à ces techniques, il est possible pour les chercheurs de reproduire et de monitorer des tests de manière identiques afin de pouvoir les comparer entre eux. Pour ce travail, les instruments de mesure utilisés sont la plaque de force (PdF) et la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle fNIRS.



**1.7.1 Mesurer l'activité cérébrale.** A l'heure actuelle, mesurer l'activité corticale en direct, de manière non-invasive, lors de l'exécution de tâches motrices complexes comprenant une gamme de mouvement importante représente encore un défi dans le domaine de la recherche scientifique. Parmi ces techniques, on retrouve l'utilisation de l'électroencéphalogramme (EEG) et des techniques de stimulation cérébrale (stimulation magnétique transcranienne, TMS). Bien que celles-ci permettent de mesurer directement l'activité cérébrale lors d'une activité motrice complexe, elles restent néanmoins fortement affectées par des artefacts liés aux mouvements et biaisant ainsi potentiellement les résultats (Ayaz et al., 2013; Gramann et al., 2011; Mehta & Parasuraman, 2013). Une méthode alternative permettant d'observer l'effet de mouvements complexes au niveau cérébral est la fNIRS. Cette technique, similaire à l'fMRI, permet de mesurer les changements hémodynamiques au niveau du cortex (Obrig & Villringer, 2003) tout en offrant un meilleur contrôle des artefacts de mouvement.

**1.7.1.1 Les bases de la spectroscopie proche infrarouge fonctionnelle.** La spectroscopie proche infrarouge (NIRS), ou topographie optique, est une technique d'analyse et de mesure de plus en plus utilisée dans le domaine des neurosciences. Le fonctionnement du fNIRS est dépendant de l'enchaînement complémentaire de plusieurs principes physiologiques. Le fait que les tissus humains soient relativement transparents à la lumière proche infra-rouge (NIR), avec des longueurs d'onde allant de 650 à 1000 nanomètres, permet à la lumière d'être absorbée par des composés pigmentés (chromophores) qui sont dispersés dans les tissus et qui sont excités par la source infrarouge (Ferrari & Quaresima, 2012). Par conséquent, ce phénomène de transparence de la peau à la NIR est communément appelé *diffusion* et représente le facteur dominant du fonctionnement de la fNIRS. La quantité exacte de la lumière saisie par les chromophores peut être mesurée, dans le cas idéal où la réflexion est minimale et la majorité est absorbée ou transmise, en suivant la loi de Beer-Lambert :

$$A = -\log\left(\frac{1}{I_0}\right) = c \times \varepsilon_\lambda \times l$$

Dans cette formule, le (A) représente les proportions exactes de la lumière absorbée, dispersée ou transmise en fonction du milieu. Les autres composantes de cette formule sont : le coefficient d'absorption ( $\varepsilon_\lambda$ ), la concentration (c), la longueur d'onde utilisée ( $\lambda$ ), et la distance parcourue (l). Malgré l'efficacité de la NIR, les tissus biologiques sont composés de structures très variables ne permettant pas à la lumière de prendre des trajectoires rectilignes. De plus, le cerveau fait partie de ces régions du corps ayant une très forte tendance à disperser la lumière dans toutes

les directions (Maikala, 2010). Néanmoins, il est possible que l'émission d'une petite quantité de lumière passe au travers des différentes couches de tissus pour atteindre le cortex cérébral afin d'être saisie par des capteurs optiques. Il est de ce fait nécessaire de prendre en compte cette dispersion en modifiant la loi de Beer-Lambert :

$$-\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = (c \times \varepsilon_\lambda \times l \times DPF) + G$$

Dans cette formule, le (G) représente la dispersion et le (DPF) représente la trajectoire non linéaire de la lumière. Il devient dès lors possible de mesurer les changements de concentration des deux chromophores principaux présents, à savoir l'oxyhémoglobine (hémoglobine oxygénée (HbO)) et la désoxyhémoglobine (hémoglobine désoxygénée (HbR)). Une activité quelconque impliquant l'activation d'une région spécifique du cerveau a pour effet d'augmenter la consommation d'oxygène après quelques secondes. Cette augmentation de la concentration en hémoglobine engendre une diminution de l'hémoglobine désoxygénée. Grâce à la lumière proche infrarouge il est possible de mesurer ces changements de concentration en HbO et HbR (Figure 1). La fNIRS détecte principalement les changements dans les propriétés optiques du cortex humain à partir de plusieurs sites de mesure de manière simultanée. Les résultats de ces mesures peuvent être affichés sous la forme d'une carte ou d'une image représentant une zone spécifique du cerveau. De plus, une des caractéristiques principales de la fNIRS est de pouvoir mesurer le flux sanguin, non seulement pendant une tâche au repos, mais aussi pendant l'exécution d'une tâche dynamique, telle que par exemple pendant un exercice d'équilibre. De plus, plusieurs études (Miyai et al., 2001; Perrey, 2008; Suzuki et al., 2004) ont démontré l'efficacité et la fiabilité de la fNIRS contre les artéfacts de mouvement lors de tâches motrices complexes comme la marche ou le vélo.

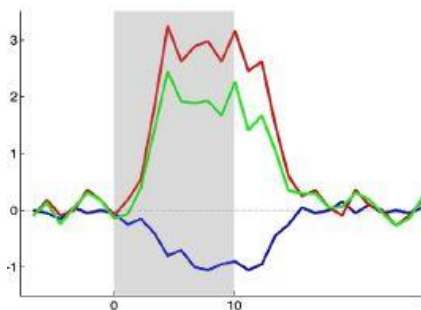


Figure 1. Représentation typique de ce qu'il est possible d'observer avec fNIRS. La ligne rouge représente l'hémoglobine oxygéné qui augmente et la ligne bleue représente la diminution de l'hémoglobine désoxygénée. Ce graphique représente une augmentation de la vasodilatation artériolaire locale qui a pour effet l'augmentation du débit sanguin cérébral local et l'hémoglobine totale (ligne verte) (Ferrari, 2012, p. 5).

**1.7.2 Mesurer le contrôle postural.** Le contrôle postural peut être quantifié grâce à une PdF qui mesure les forces de réaction au sol générées par un corps statique ou dynamique, pour quantifier l'équilibre, la démarche et d'autres paramètres biomécaniques. La PdF la plus simple est une plaque avec un seul piédestal, instrumentée comme cellule de charge. Les modèles les plus avancés mesurent le centre de pression (COP) en calculant les composantes tridimensionnelles sur un point d'application sur lequel s'applique la résultante des forces de réaction au sol. Concrètement, le COP est le résultat de l'inertie des forces du corps et des forces de rappel pour le maintien de l'équilibre du système du contrôle postural.

Il est donc possible de calculer le déplacement plus ou moins important du COP grâce à la PdF. Plusieurs recherches ont observé, grâce à une PdF résultant d'un entraînement d'équilibre, une diminution du déplacement du COP lors d'une tâche d'équilibre sans tâche cognitive associée (Yaggie & Campbell, 2006) et lors d'une tâche d'équilibre accompagnée d'une tâche cognitive (Pellecchia, 2005). De nombreuses études ont utilisé une plaque de force afin de calculer des composantes comme la force verticale (McLellan, Lovell, & Gass, 2011; Pauli et al., 2016) ou encore la trajectoire, l'amplitude et la fréquence de balancement (Nashner, 1971). Pour quantifier toutes ces composantes, la PdF est équipée de 6 sorties analogiques (Figure 2).

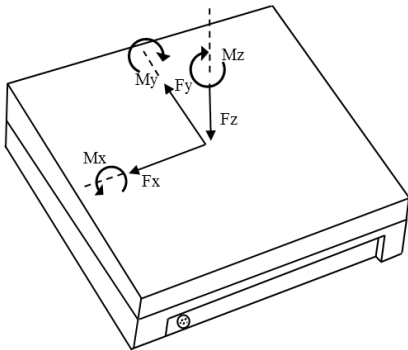


Figure 2. Convention d'orientation des forces et des moments sur une plaque de force AMTI équipée de 6 sorties analogiques ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ).

Pour terminer, bien que ces études aient déjà apportées de nombreuses réponses à la compréhension neuronales des effets de l'apprentissage de l'entraînement de l'équilibre ainsi qu'à l'influence d'une DT sur le COP, la littérature à ce sujet reste néanmoins limitée et le besoin d'études complémentaires dans ce domaine reste important.

## 1.8 Objectifs du travail

Dans le cadre spécifique de ce travail de master, l'objectif est de déterminer quels impacts à une tâche cognitive complexe sur le COP ainsi que les effets d'un apprentissage de l'équilibre chez les personnes âgées au niveau comportemental et neurophysiologique. A cet effet, nous nous sommes posés les questions suivantes :

- a) Quel(s) impact(s) une tâche cognitive complexe peut-elle avoir sur le déplacement du COP avant et après un entraînement d'équilibre de deux mois auprès d'une population senior ?
  
- b) Un entraînement de l'équilibre chez les personnes âgées contribue-t-il à un changement hémodynamique lors d'une DT ? De manière plus précise, y a-t-il une diminution des besoins en HbO lors d'une DT dans le PFC et les aires motrice primaires M1 ?

Afin de vérifier de manière scientifique ces questions, nous avons émis les hypothèses suivantes :

H0 : La tâche cognitive complexe n'a aucun impact sur le COP avant et après 2 mois d'apprentissage de l'équilibre et cet entraînement ne contribue pas à un changement hémodynamique lors d'une DT.

H1 : La tâche cognitive complexe a un impact sur le COP avant et après 2 mois d'apprentissage de l'équilibre et cet entraînement contribue à un changement hémodynamique lors d'une DT.

## 2 Méthode

### 2.1 Échantillon

L'échantillon comprend 18 personnes en bonne santé ( $70.12 \pm 3.46$  ans, 11 femmes). Ils ont été répartis de manière randomisée soit dans le groupe contrôle (CONT, n=9) soit dans le groupe intervention (INT, n=9). Les participants à l'étude ne présentaient aucune expérience préalable dans l'entraînement d'équilibre. Les participants ont été informés de manière éclairée sur le déroulement de l'étude et rappelés que leur participation est strictement volontaire. Ceci implique qu'ils pouvaient se retirer à tout moment de l'étude.

### 2.2 Déroulement de l'étude

Après l'accomplissement d'un pré-test, le groupe INT a suivi un entraînement de l'équilibre durant une période de 2 mois. Tous les sujets du groupe INT ainsi que le groupe CONT, ont été testé à nouveau lors du post-test après 2 mois (Figure 3).

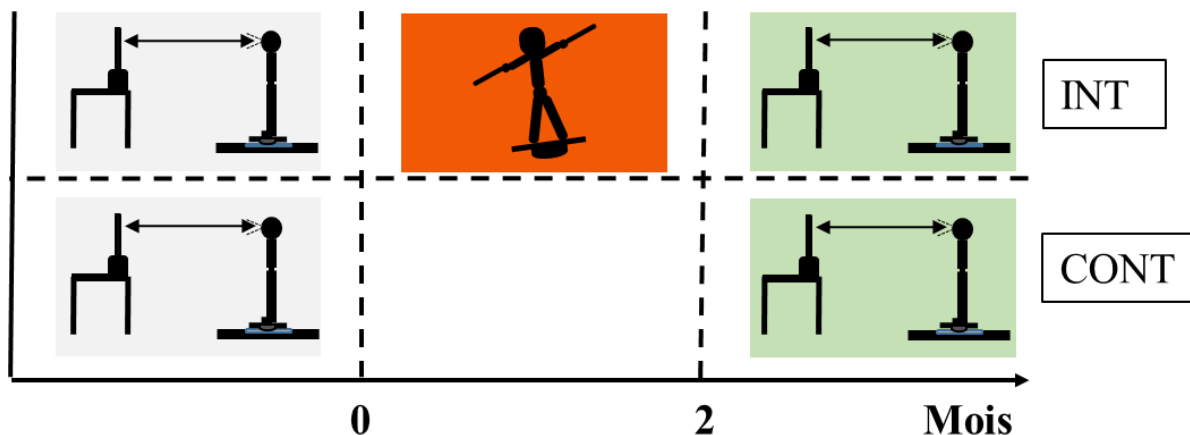


Figure 3. Représentation du déroulement de l'étude pour le groupe intervention et le groupe contrôle avec le pré-test (gris), la phase d'entraînement (rouge) et du post-test (vert).

### 2.3 L'entraînement

Le groupe INT a suivi durant une période de 2 mois un entraînement d'équilibre à raison de deux fois par semaine pendant 45 minutes. Toutes les séances d'entraînement ont débuté par un échauffement (10 min) et se terminaient par une petite phase de récupération (5 min) pour une durée totale de 60 min. Les niveaux de difficulté et les différents défis proposés ont été augmentés progressivement durant ces 2 mois d'intervention. Les sujets ont débuté l'entraînement d'équilibre sur des surfaces solides sur une ou deux jambes. Se rajoutait à cela, des tâches

supplémentaires telles que lancer et attraper une balle avec des conditions sensorielles modifiées comme par exemple, exécuter la tâche les yeux fermés. Des défis cognitifs ont été également mis en place comme des problèmes arithmétiques ou des tâches de mémoire de travail. Pour rendre les tâches plus complexes et pour progressivement augmenter la difficulté, de plus en plus de surfaces instables ont été introduites telles que les tapis mous, les coussins, les planches inclinables, des *swiss-ball* ou encore les demi-disques, etc. Des dispositifs comme les toupies avec une grande, moyenne ou petite base de support permettaient d'avoir plusieurs types de niveaux de complexité pour un même appareil. La progression lors de l'entraînement implique la réalisation de chaque dispositif d'équilibre avec et sans tâches supplémentaires (exemple des problèmes arithmétiques). Lorsque les participants avaient atteint un certain niveau de performance, il a été possible d'introduire des tâches de perturbation, réalisées par paires en essayant de perturber l'autre en équilibre sur différents appareils. L'objectif a été durant toute la durée de l'entraînement en équilibre de toujours proposer aux sujets de nouveaux stimuli. De ce fait, les sujets étaient contraints à apprendre de nouvelles stratégies de contrôle postural.

## **2.4 Mesures en laboratoire**

Le pré-test ainsi que le post-test se sont déroulés à l'université de Fribourg dans un laboratoire de neuroscience spécialement prévu à cet effet. Ils ont été conduits à chaque fois par deux experts au minimum selon un protocole mis en place au préalable, afin de garantir une homogénéité dans la méthodologie (cf. annexe A + B).

**2.4.1 Le test cognitif complexe.** Le test *n-back* est le test cognitif qui a été utilisé lors de la condition DT. C'est-à-dire, durant l'exécution d'un exercice d'équilibre et le test *n-back*. Ce dernier a été accompli sur plusieurs niveaux ; 2-back et 3 back. Dans une condition de 2-back, le sujet devait rapporter le chiffre qui a été donné avant le dernier chiffre dans la séquence. Dans le cas du 3-back, il a été demandé de repérer celui qui a été donné 2 chiffres avant le dernier. En plus des niveaux de difficulté 2- et 3-back, la vitesse d'affichage entre deux chiffres ne variait pas durant le test mais pouvait être de 1, 1.5 ou 2 secondes. Ces deux paramètres qui conditionnent le niveau général du test devaient être préalablement établis en fonction du niveau du sujet au pré-test mais également au post-test.

**2.4.2 Mesures des compétences d'équilibre.** Avant le pré- et le post-test, le niveau d'équilibre de chaque sujet était établi. Le dispositif d'équilibre mis en place pour les tests était les toupies et celles-ci proposaient 4 niveaux de difficulté qui étaient validés si le sujet arrivait à tenir à deux reprises debout en équilibre sur l'engin durant 30 secondes (Figure 4). Une fois validé, le sujet passait au niveau supérieur jusqu'à atteindre son meilleur niveau. Ce niveau représentait alors le niveau que le sujet allait utiliser pour toutes les mesures expérimentales afin que le test en laboratoire soit fait au maximum des capacités du sujet.

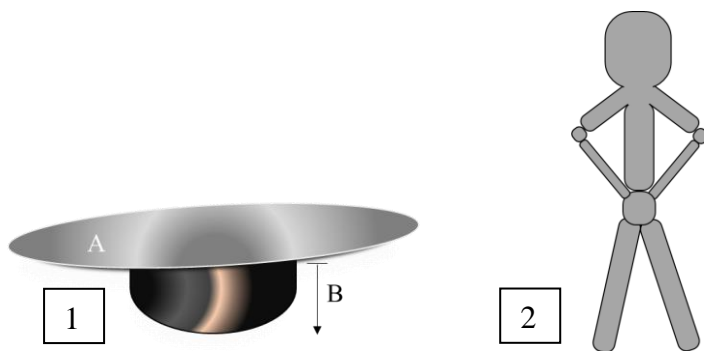


Figure 4. Dispositif utilisé pour l'équilibre lors des tests en laboratoire (toupie) avec la surface A qui ne variait pas tandis que plus le niveau augmentait, plus la distance B était importante (1). La position à adopter pour tous les tests était la même, debout sur les deux jambes, les pieds parallèles et les mains sur les hanches (2).

**2.4.3 Les mesures comportementales : Test du Spin top et n-back.** Le test s'est déroulé sur une PdF (OR6-7, AMTI/Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, Etat-Unis) faisant face à un écran (Samsung, 22 pouces) et l'évaluation s'est portée sur différentes tâches en position statique (STAND) ou en équilibre (BAL) avec et sans perturbation (Figure 5) durant 3 conditions :

1. STAND + n-back : Le sujet était tenu de rester dans une position statique et d'effectuer la tâche cognitive *n-back* (cf. point 2.4.1) (meilleur niveau préalablement évalué). Pendant le test, les experts prenaient en considération le nombre d'erreur effectuée, sans en informer le sujet.
2. BAL : Le sujet était cette fois-ci sur le dispositif d'équilibre (meilleure niveau) sans tâche supplémentaire. Les experts notaient discrètement les différentes erreurs commises par le participant, comme une perte d'équilibre notable.
3. BAL + *n-back* : La 3<sup>ème</sup> condition était une condition dite de DT et réunissait les 2 précédentes à savoir le test cognitif *n-back* ainsi que la tâche d'équilibre. Celles-ci étaient effectuées de manière simultanée.

Toutes les conditions comportaient les points suivants : a) Elles devaient être accomplies dans la même position b) Chaque tâche durait 1 minute et la série de 3 conditions était à réaliser à deux reprises.

**2.4.4 Les mesures neurophysiologiques.** Nous avons utilisé la configuration fNIRS (NIRS-port de NIRx Meizintechnik, Berlin, Allemagne) de Piper (Piper et al., 2014) en utilisant 16 sources lumineuses et 16 détecteurs avec une distance inter-optodes de 3 cm, formant 22 canaux de mesure réels. Les données ont été acquises à une fréquence d'échantillonnage de 7,81 Hz. Les changements de concentration de l'hémoglobine ont été calculés selon la loi de Lambert-Beer modifiée sur les données NIRS. Pour la procédure, se référer au point 1.7.1. Les données NIRS ont été filtrées *low pass* à 0.2 Hz en utilisant un filtre de Butterworth. Pour la configuration des différents canaux, nous nous sommes référés à l'étude de Herold, Orłowski, Bormel et Muller (2017) en procédant à des modifications (Figure 6). La disposition des canaux a été arrangée afin de couvrir et de mesurer l'activité de l'air motrice primaire (M1) ainsi que du cortex moteur préfrontal (PFC). L'arrangement des optodes est latéralisé pour se concentrer sur l'activité dans l'hémisphère gauche, en particulier pour couvrir une plus grande partie du cortex préfrontal ventromédian.

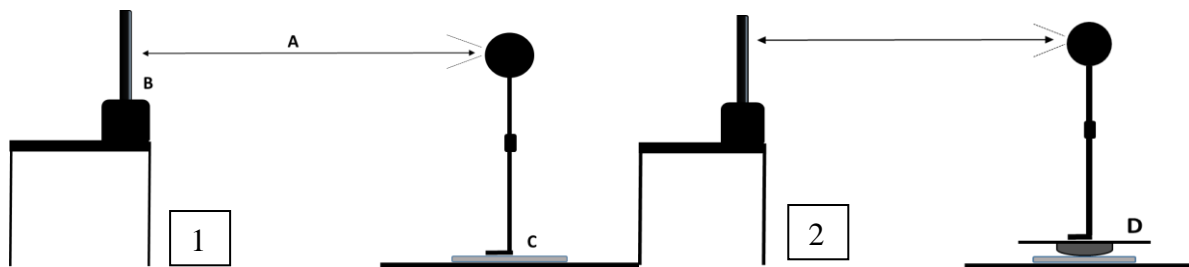


Figure 5. Schéma représentant un sujet réalisant une tâche STAND (1) et une tâche BAL (2) lors du test spin top ou fNIRS. Le sujet se trouve face à un écran (B) à une distance de 200 cm (A) sur la plateforme de force (C). Lors d'une condition en équilibre, le dispositif d'équilibre (D) était disposé sur la plateforme de force.



Le sujet, équipé du dispositif fNIRS avec les émetteurs et récepteurs disposés sur un optocap (Easycap GmbH, Hessching, Allemagne), se tenait exactement dans la même position que lors du test comportemental (cf. point 2.4.3). Pour ce test, 4 conditions différentes dont une tâche contrôle (tCONT) d'une durée de 20 sec étaient demandés :

1. tCONT : Une tâche contrôle où une série aléatoire de chiffre défilait à l'écran et où le sujet en position statique devait mentionner à voix haute la présence du chiffre 1 lorsque celui-ci apparaissait à l'écran.
2. STAND + *n-back* : Tâche cognitive *n-back* (meilleur niveau) en position statique.
3. BAL + tCONT : La tâche contrôle (cf. 1) mais cette fois-ci en équilibre avec le dispositif d'équilibre (meilleur niveau – 1).
4. BAL + *n-back* : Une double-tâche où le sujet exécutait le test cognitif *n-back* en équilibre sur le dispositif et ceci, de manière simultanée.

A noter que la tâche contrôle en position statique était à accomplir entre chaque condition ce qui donnait la configuration suivante lors de chaque série : 1 – 2 – 1 – 3 – 1 – 4. Au total, 6 conditions étaient demandées à chaque série sur les 4 à réaliser. Durant les conditions 1 et 4 les experts notaient la ou les erreur(s) commise(s) lors du test cognitif *n-back* par le sujet.

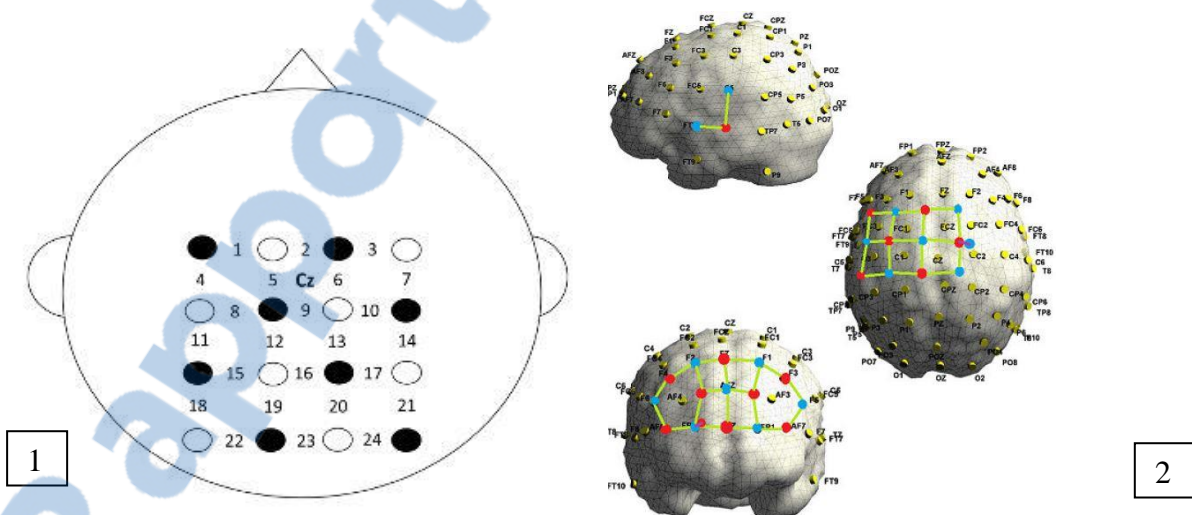


Figure 6. Schéma représentant d'une part la disposition des canaux lors de l'étude de Herold (2017) (1) et d'autre part la configuration utilisée lors du présent travail (2). Sur l'image 2, on y voit les sources en rouge et les détecteurs en bleu. En vert, la distance entre les sources et les détecteurs est de 30 mm.

## 2.5 Évaluation et analyse des données

Un prétraitement des données brutes a été effectué sur la console principale afin d'exporter les données pour que celles-ci soient utilisables. Les données ont été exportées ensuite sur Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, Etats-Unis). L'évaluation et l'analyse statistique a été accomplis avec le logiciel R.

**2.5.1 Analyse du COP.** Les données ont été enregistrées puis récoltées via le logiciel IMAGO Record (Pfitec Biomedical Systems, Endingen, Germany). Dans un premier temps les données ont été analysées avec leurs valeurs brutes en cm afin d'identifier d'éventuelles différences au sein et entre les groupes au pré- et post-test. Pour ce faire, nous avons utilisé une ANOVA au design mixte. Afin de calculer l'impact de la tâche cognitive *n-back* lors de la DT en termes de coût par rapport à la condition BAL, nous avons calculé les différents rapports en pourcent entre ces deux conditions lors du pré- et post-test en utilisant la formule suivante :

$$\frac{\text{condition 3}}{\text{condition 2}} - 100 \times 100$$

Une ANOVA au design mixte à une nouvelle fois été utilisé pour les différentes interactions.

**2.5.2 Analyse fNIRS.** Six canaux du PFC (1, 2, 4, 5, 6, 7) et six canaux du M1 (30, 33, 37, 39, 44,45) ont été utilisé pour l'analyse. Pour la condition DT, la valeur moyenne des changements de concentration a été calculée dans une fenêtre temporelle de 8 à 20 s après que l'activité ait commencée. Par la suite, la valeur moyenne des quatre séries pour l'intervalle de temps respectif pour chaque canal des deux aires motrice (PFC et M1) a été calculée. Enfin, la valeur moyenne de chacun des 6 canaux a été calculée et affichée dans un fichier Excel. Les changements de concentration ont été corrigés en fonction d'un niveau de référence. Le prétraitement des données s'est fait en suivant les mêmes étape que (Moro et al., 2016). Le traitement des données a été effectué en utilisant certaines des fonctions du package de traitement Homer2 NIRS basées sur MATLAB (Mathworks, Natick, MA). Pour chaque sujet, les canaux à très faible intensité optique ont été écartés de l'analyse à l'aide de la fonction en Prune Channels. Les données brutes d'intensité optique restantes ont ensuite été converties en changements de densité optique (DO). Les artefacts de mouvement ont été corrigés en appliquant la méthode de correction de mouvement Wavelet. Ensuite, les données corrigées de DO ont été converties en changements de concentration à l'aide de la loi Beer-Lambert modifiée. La réponse hémodynamique pour chaque tâche a été récupérée à l'aide d'un modèle linéaire général. De plus, un filtre passe-bande (0.01 Hz - 0.5 Hz) a été appliqué aux données. Les fonctions *hmrMOtionArtifact* et *enStimRejection* ont été également utilisés dans le flux de traitement. Le premier recherche des artefacts dans le signal NIRS tandis que le second rejette ensuite les essais qui contiennent un artefact dans les deux secondes précédant la fin de la tâche. Les valeurs hémodynamiques (oxy- et dés-oxyhémodynamique) en  $\mu\text{mmol/l}$  pour les aires motrices M1 et PFC pour la condition DT durant le pré- et post-test ont été récupérées. Le delta en pourcent a été calculé pour les deux aires via la formule suivante :

$$\frac{\text{valeurs POST} - \text{valeurs PRE}}{\text{valeurs PRE}} \times 100$$

### 3 Résultats

#### 3.1 Changements dans le déplacement du COP

Les moyennes du déplacement du COP pour les deux groupes au pré- et post-test pour les conditions BAL et BAL + *n-back* sont représentées dans le tableau 1. Une différence significative a été observé pour le main effect of TIME (pre – post)  $F(1,16) = 25.95$ ,  $p < 0.001$ , concernant le déplacement du COP entre le groupe CONT et INT. Aucune différence significative dans le main effect of GROUP (CONT – INT) ainsi que pour le main effect of TIME x GROUP. Tous ces résultats figurent dans le tableau 2 ainsi que sur un graphique supplémentaire (annexe C, figure 9).

**3.1.2 Impact de la tâche cognitive n-back sur le COP.** La moyenne du rapport en pourcent entre C2 et C3 au pré-test est de  $-3.89 \pm 0.26$  % (M  $\pm$  SEM) pour CONT et de  $-6.57 \pm 0.41$ % pour INT. La moyenne pour le post-test de ce même rapport est de  $-0.22 \pm 0.40$ % et  $-1.88 \pm 0.37$ % pour respectivement CONT et INT. Aucune différence significative ni pour le main effect of TIME  $F(1,16) = 1.72$ ,  $p = 0.208$  ni dans le main effect of GROUP  $F(1,16) = 0.24$ ,  $p = 0.631$ . Aucun résultat significatif pour le main effect of TIME x GROUP n’a été observé  $F(1,16) = 0.02$   $p = 0.874$ . La variation des rapports est représentée dans la Figure 7.

Tableau 1  
Moyenne du déplacement du COP pour BAL et BAL + *n-back* avant (pre) et après (post) 2 mois d’intervention pour le groupe contrôle et intervention

Groupes	Déplacement du COP	
	BAL	BAL + n-back
	M $\pm$ SD	M $\pm$ SD
Groupe contrôle ( $n = 9$ )		
Pre	93.77 $\pm$ 28.96	89.34 $\pm$ 29.41
Post	87.72 $\pm$ 22.62	88.50 $\pm$ 29.61
Groupe intervention ( $n = 9$ )		
Pre	102.51 $\pm$ 31.48	95.36 $\pm$ 34.04
Post	127.32 $\pm$ 30.51	123.99 $\pm$ 31.18

*Note.* Moyenne du déplacement du COP en cm lors du pré-test et du post-test durant la condition équilibre (BAL) et équilibre + la tâche cognitive (BAL + *n-back*) pour le groupe contrôle et intervention. M = moyenne SD = standard déviation.

Tableau 2  
 Résultats de l'anova concernant le déplacement du COP

Effets	df	$\Sigma$ sq	Moyenne $\Sigma$ sq	F	P
Groupe	1	17791	17791	2.725	0.118
Erreur (groupe)					
Cond	1	391	391.5	1.975	0.179
Cond $\times$ Groupe	1	136	135.9	0.686	0.420
Erreur (cond)	16	3171	198.2		
Time	1	4679	4679	14.38	0.001598**
Time $\times$ Groupe	1	8442	8442	25.95	0.000108***
Erreur (time)	16	5205	325		
Cond $\times$ Time	1	147.70	147.67	1.597	0.224
Cond $\times$ Groupe $\times$ Time	1	0.5	0.48	0.005	0.943
Erreur (cond x time)	16	1479.3	92.46		

Note. Effets principaux au sein des facteurs de l'étude groupes (CONT, INT), cond (BAL, BAL + *n-back*), time (PRE et POST), avec interactions. Somme des carrés ( $\Sigma$  sq), carré moyen (moyenne  $\Sigma$  sq).

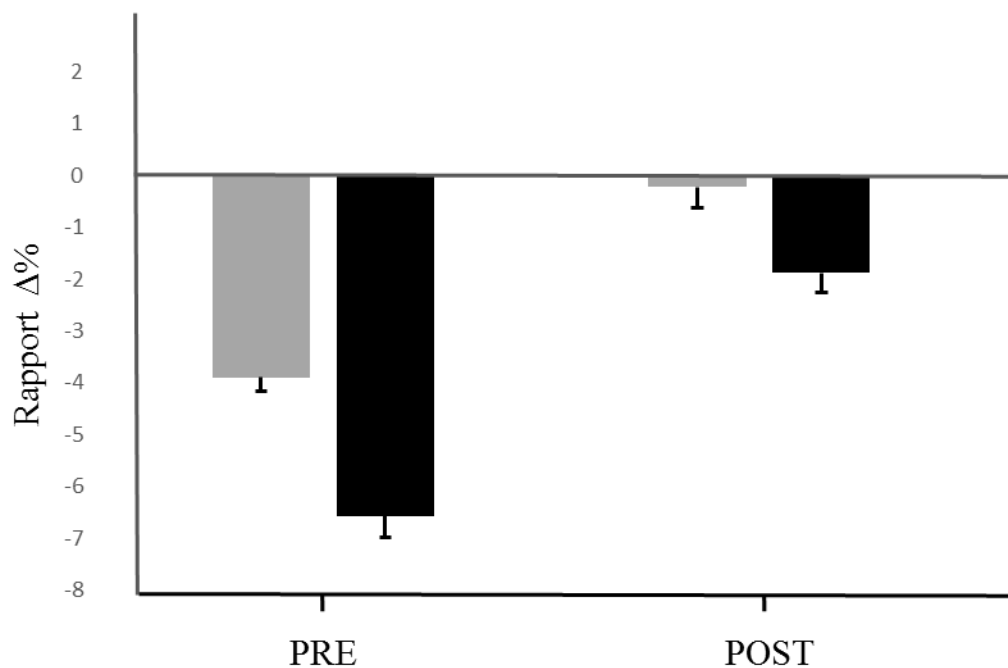


Figure 7. Rapport entre la condition BAL et BAL + *n-back* pour le groupe intervention et contrôle lors du pré- et post-test. Une valeur plus petite sous-entend que la tâche cognitive complexe a eu un fort impact et que le déplacement du COP était moins important durant l'exécution de la condition 3. (cf. formule au point 2.5.1)

### 3.2 NIRS

Les résultats ci-dessous représentent uniquement la condition BAL + *n-back*. De plus, les résultats se portent exclusivement sur la variation de concentration de l'oxyhémoglobine.

**3.2.1 Aire motrice PFC.** Une différence significative a été observée entre le pré- et le post-test entre le groupe INT et CONT concernant la concentration en oxyhémoglobine pour l'air motrice PFC (figure 8). Une tendance à une diminution de la concentration au sein du groupe CONT  $t(11) = 1.79$ ,  $p = 0.1396$  soit un changement de 28.51 %. Aucune différence au sein du groupe INT a été observé.

**3.2.2 Aire motrice M1.** Aucune différence de concentration entre le pré- et le post-test entre les deux groupes. Une tendance à une diminution  $t(12) = 1.78$ ,  $p = 0.1154$  pour le groupe CONT entre le pré- et le post-test avec un changement de 35.33 %. Aucune différence significative au sein du groupe INT malgré une diminution et un changement de concentration entre les deux tests de 4.26 %.

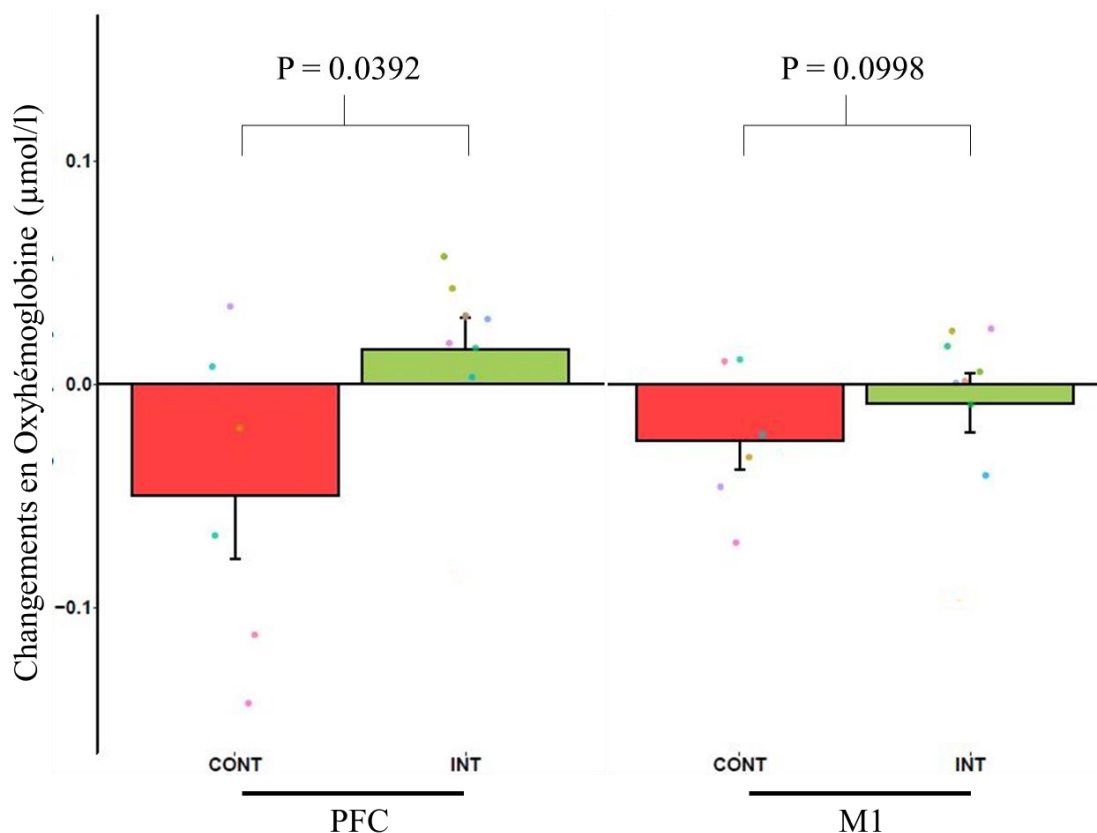


Figure 8. Concentration en oxyhémoglobine (µmol/l) au sein de l'air motrice PFC et M1. Delta entre pré- et post-test pour le groupe contrôle (CONT) et le groupe intervention (INT).

## 4 Discussion

Les objectifs de cette étude ont été d'évaluer l'impact d'une tâche cognitive complexe sur le déplacement du COP avant et après un entraînement de l'équilibre et d'observer l'impact d'un tel entraînement sur les besoins attentionnels que demande une DT et si ceux-ci diminuent après 2 mois. Les hypothèses opérationnelles de cette recherche étaient les suivantes :

*H0 : La tâche cognitive complexe n'a aucun impact sur le COP avant et après 2 mois d'apprentissage de l'équilibre et cet entraînement ne contribue pas à un changement hémodynamique lors d'une DT.*

*H1 : La tâche cognitive complexe a un impact sur le COP avant et après 2 mois d'apprentissage de l'équilibre et cet entraînement contribue à un changement hémodynamique lors d'une DT.*

Au vu des résultats obtenus, les principales conclusions de ce travail ont montré une augmentation du déplacement du COP après 2 mois d'apprentissage de l'équilibre pour les conditions BAL et BAL + *n-back*. Le rapport entre les deux conditions durant le pré- et post-test est négatif et montre un éventuel impact positif de la tâche cognitive sur le déplacement du COP, mais celui-ci ne représente pas une différence significative. Pour terminer, malgré des résultats non significatifs au vu d'un échantillon de sujets limité, nous observons une réponse hémodynamique qui tend vers une diminution de la concentration de HbO au sein des aires motrices M1 et PFC pour la condition BAL + *n-back* entre le pré- et post-test pour le groupe INT et CONT.

### 4.1 Changements comportementaux (COP)

Les résultats concernant le déplacement du COP ne sont pas conformes à la littérature scientifique. En effet, dans l'étude de Nagy et al. (2007) les participants ont entrepris un programme d'équilibre de 8 semaines à raison de deux fois par semaine. Les résultats ont montré une amélioration de plusieurs paramètres comportementaux dont une diminution du déplacement du COP. De plus, les résultats de ce présent travail concernant l'impact d'un entraînement d'équilibre sur le déplacement du COP ne sont pas en accord avec une étude récente (Penzer et al., 2015) qui a démontré l'efficacité d'un programme court de 6 semaines engendrant des changements positifs sur la stabilité du COP. Des résultats similaires à ceux de Penzer et al. (2015) ont été trouvés dans une étude ultérieure qui s'est intéressée à l'amélioration du COP après un programme d'entraînement de l'équilibre (Wolfson et al., 1996). Malgré des résultats non conclusifs, nos résultats concernant le déplacement du COP mettent néanmoins en évidence un

engagement certain de nos sujets ; les mesures du déplacement du COP lors de la situation post-test montrent que les sujets étaient au maximum de leur capacité.

Un objectif principal de ce travail était de déterminer l'impact d'une tâche cognitive complexe sur le COP après un entraînement d'équilibre. Ce travail semble aller dans le sens de notre hypothèse H1 et ainsi rejeter l'hypothèse H0, à savoir que la tâche cognitive a eu un impact sur le COP. Cependant, les résultats obtenus ne vont pas dans le sens espéré. En effet, ils mettent en évidence un rapport négatif entre la condition BAL et la condition BAL + *n-back*. Ceci peut s'expliquer par le choix de la formule utilisée (cf. point 2.5.1) où nous avons choisi d'utiliser la condition BAL + *n-back* comme référence dans le but d'observer un plus grand déplacement du COP lors de la DT comme il était mentionné dans l'étude de Granacher et al. (2011). En effet, l'étude de Granacher et al. (2011) a mis en avant une différence significative chez les personnes âgées dans le déplacement du COP qui augmente avec la complexité de la tâche. Leurs conclusions étaient une augmentation de l'instabilité de la posture pendant l'exécution simultanée de tâches exigeantes en termes d'attention en lien à des détériorations liées à l'âge dans le système du contrôle postural. De plus, Coelho et al. (2016) ont montré des résultats similaires en examinant la qualité de l'équilibre de sujet âgé de plus de 65 ans avec un déplacement du COP plus prononcé lors de la DT. Malgré les conclusions décrites dans la littérature, nos résultats suggèrent un plus grand déplacement du COP pendant lorsque les sujets devaient uniquement tenir en équilibre sur l'engin que lorsqu'ils effectuaient les deux tâches simultanément. Nous pouvons dès lors déduire des résultats de cette étude que la DT a eue comme effet de réduire le balancement postural pour les deux groupes lors des deux tests. Le rapport étant plus négatif au pré- qu'au post-test, ces résultats montrent un impact bénéfique de la tâche cognitive *n-back* plus marqué sur le COP au pré- qu'au post-test. Ces résultats ne sont pas conforme à la littérature scientifique et vont à l'encontre des résultats rapportés dans l'étude de Dumas et al. (2008). Ils ont démontré l'impact des ressources nécessaires lors d'une tâche sensorimotrice : lorsque l'instabilité motrice augmente, les ressources permettant d'atteindre des performances cognitives précises pour maintenir la stabilité du corps ne sont pas libérées par le circuit neuronal. De cette façon, les personnes âgées protègent leur posture en donnant la priorité aux performances d'équilibre sur les performances cognitives, pour éviter par exemple, une chute potentielle. A contrario, nos résultats montrent exactement l'inverse et semblent rejoindre les conclusions de plusieurs autres études dont celle de Wulf, Landers, Lewthwaite, and Toöllner (2016). Ces chercheurs ont mis en avant les effets bénéfiques d'un focus externe sur le contrôle postural en comparaison avec un focus interne. Une focalisation externe favoriserait



dès lors l'automatisation, tandis qu'une focalisation interne tendrait à induire un type de contrôle plus conscient.

Au vu de nos résultats, nous pouvons en conclure que l'influence de la tâche cognitive a eu un impact moins bénéfique sur le déplacement du COP après les 2 mois d'entraînement d'équilibre.

#### **4.2 Changements neurophysiologistes (NIRS)**

La seconde question de recherche de ce travail était de démontrer si un entraînement d'équilibre de 2 mois permettait de diminuer le coût attentionnel que demande une DT. C'est-à-dire, si un entraînement d'équilibre avait pour effet de réduire les besoins en hémoglobine oxygénée lors d'une DT dans les aires motrices observées.

Ce travail, a permis de répondre à cette question et qui puis est dans le sens de notre hypothèse H1 ce qui rejette H0. Malgré des résultats non significatifs, nous observons néanmoins une réponse hémodynamique dans les deux groupes, à savoir une diminution de la concentration de HbO dans les aires motrice M1 et PFC. Ces observations sont conformes à la littérature de par leur tendance vers une réduction des besoins attentionnelles, c'est-à-dire une diminution de la concentration de HbO pour les aires motrice M1 et PFC pendant la condition DT. Les changements observés au niveau hémodynamique sont en adéquation avec une étude récente de Seidel et al. (2017) qui comparent des sportifs d'endurance à des non sportifs dans des tâches d'équilibre complexes avant et après un entraînement. Ces auteurs ont observé une réponse hémodynamique après l'entraînement, notamment une diminution de HbR dans l'aire motrice M1. De plus, nos résultats suivent le postulat de Bisson et al. (2007), qui mettent en avant une diminution des besoins attentionnels après 10 semaines d'entraînement avec deux séances hebdomadaires de 30 minutes. Ainsi, ces changements neurophysiologiques, qui peuvent être très rapides suite à un entraînement d'équilibre, consolident les résultats d'une autre étude récente. Taubert et al. (2016) ont rapporté un changement structural au niveau cérébral rapide après seulement un entraînement de l'équilibre sur trois blocs de 7 séances d'une durée d'environ 20 minutes chacun. Ainsi, les résultats obtenus dans notre travail mettent donc en avant l'efficacité de l'entraînement d'équilibre qu'on suivit les participants du groupe INT.

En effet, les séances étaient structurées de manière à proposer aux sujets des défis de plus en plus durs et de ne jamais cesser de les pousser hors de leur zone de confort, avec des exercices

en DT qui ont pris une place importante ce qui a très certainement amené de meilleur résultat. Effectivement, Silsupadol et al. (2009) démontrent dans leur étude que l'amélioration de l'équilibre et de l'attention est significativement plus importante après un entraînement d'équilibre en DT en comparaison à un entraînement d'équilibre en tâche simple uniquement.

Ces résultats nous permettent de confirmer l'hypothèse qu'un entraînement de l'équilibre de 2 mois permet de diminuer, certes de manière non significative, les besoins physiologiques lors d'une DT.

#### **4.3 Limites de l'étude et recommandations**

La principale limite de ce travail se situe dans le choix et l'exécution du protocole de l'étude. Effectivement, les mesures du pré- et post-test ont été relevés sur des engins différents ; l'engin utilisé au post-test était plus compliqué que lors du pré-test. Bien que les sujets ont effectué leur test à chaque fois au maximum de leur capacité, y compris lors du post-test après 2 mois d'apprentissage, il est impossible de déduire si la diminution du rapport entre la condition BAL et la condition BAL + *n-back* est liée ou non à l'entraînement d'équilibre. Cette limite de l'étude ne permet donc pas de répondre de manière scientifique à notre première question de recherche. Pour cela, nous recommandons aux futures études d'être vigilant et consistant dans le choix des engins d'équilibre lors du pré- et post-test afin que les résultats ne soient pas biaisés par la sur-complexité de la tâche. Malgré cette limitation, nous pouvons faire l'hypothèse que la différence de difficulté entre les niveaux 1 et 2 concernant les engins d'équilibre était trop importante, résultant ainsi en un effet d'augmentation trop conséquent de la complexité de la tâche d'équilibre sur la tâche cognitive. C'est très certainement pour cela que notre rapport se rapproche de zéro au post-test et que la tâche cognitive a eu moins d'impact que lors du pré-test avec un engin d'équilibre plus facile. Pour terminer, nous pouvons suggérer que le post-test devrait être exécuté sur un engin intermédiaire pour observer un impact plus important de la DT.

La deuxième limite liée à ce travail est le nombre restreint de participant. En effet, 18 sujets soit 9 par groupe implique que les résultats extrêmes et contraires à la majorité ont eu un fort impact sur les tests statistiques.

La troisième limite de ce travail se situe au niveau de la motivation et de l'engagement personnel des participants. Bien que nous ayons pu contrôler l'application rigoureuse de l'entraînement durant la période d'intervention du groupe INT, il nous a été impossible de contrôler si les participants du groupe CONT ne se sont pas entraînés durant la période d'intervention. Cette variable non contrôlable pourrait expliquer le fait que nous avons observé des différences dans les réponses hémodynamiques pour les deux groupes entre les deux tests.

Il aurait été intéressant dans ce même travail d'investiguer l'impact de l'entraînement de l'équilibre sur les aspects cognitifs grâce au test *n-back* et à son évolution entre pré- et post-test (niveau atteint des sujets, nombre de fautes, vitesse, etc.) et d'ainsi confirmer ou infirmer les hypothèses émises dans l'étude de Liu-Ambrose and Donaldson (2008). Liu-Ambrose and Donaldson (2008) ont mis en évidence l'efficacité d'un entraînement d'équilibre sur des paramètres cognitifs chez les seniors. De plus, un paramètre axé uniquement sur la performance en équilibre aurait pu être calculé en quantifiant la progression de chaque sujet entre l'engin 1 à 4 avant et après les 2 mois d'entraînement.

Pour terminer, il aurait été intéressant de calculer s'il existe une corrélation entre les résultats comportementaux et physiologiques, c'est-à-dire si une augmentation du déplacement du COP amène à une augmentation de la concentration de HbO.

## 5 Conclusion

Pour conclure, le rapport entre la condition BAL et la condition BAL + *n-back* est négatif lors du pré- et du post-test ce qui laisse suggérer que la tâche cognitive a eu comme effet de réduire le déplacement du COP par rapport à la condition BAL où le déplacement du COP était plus important. Cet effet, semble avoir été plus marqué lors du pré-test où le niveau de l'engin d'équilibre était inférieur à celui du post-test. Ces résultats nous laissent penser qu'une DT avec une tâche cognitive complexe a eu un impact positif sur le contrôle postural chez les personnes âgées. Cependant, du fait que les participants du groupe INT n'ont pas passé le post-test sur le même instrument d'équilibre que lors du pré-test, ce travail ne permet pas de mesurer de manière scientifique l'impact exact de l'entraînement d'équilibre sur les paramètres comportementaux.

Bien que les résultats soient non significatifs, l'entraînement d'équilibre apparaît comme bénéfique concernant la demande physiologique que sollicite une DT avec une tendance à une diminution de la concentration de HbO lors du post-test.

Au vu de nos résultats, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour comprendre les mécanismes sous-jacents de l'amélioration de la performance de l'équilibre et de l'impact d'une tâche cognitive dans des conditions de double tâche au sein d'une population senior.

## Bibliographie

- Ayaz, H., Onaral, B., Izzetoglu, K., Shewokis, P. A., McKendrick, R., & Parasuraman, R. (2013). Continuous monitoring of brain dynamics with functional near infrared spectroscopy as a tool for neuroergonomic research: empirical examples and a technological development. *Frontiers in human neuroscience*, 7.
- Baddeley, A. D., & Hitch, G. (1974). Working memory. In *Psychology of learning and motivation* (Vol. 8, pp. 47-89): Elsevier.
- Berger, L., & Bernard-Demanze, L. (2011). Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. *Gait & posture*, 33(2), 300-302.
- Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L., & Lacour, M. (2009). Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. *Current aging science*, 2(2), 135-149.
- Bherer, L. (2015). Cognitive plasticity in older adults: effects of cognitive training and physical exercise. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1337(1), 1-6.
- Bisson, E., Contant, B., Sveistrup, H., & Lajoie, Y. (2007). Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training. *Cyberpsychology & behavior*, 10(1), 16-23.
- Blake, A., Morgan, K., Bendall, M., Dallosso, H., Ebrahim, S., Arie, T., . . . Bassegy, E. (1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and ageing*, 17(6), 365-372.
- Bock, O. (2008). Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 5(1), 27.
- Boisgontier, M. P., Beets, I. A., Duysens, J., Nieuwboer, A., Krampe, R. T., & Swinnen, S. P. (2013). Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1824-1837.
- Coelho, T., Fernandes, Â., Santos, R., Paúl, C., & Fernandes, L. (2016). Quality of standing balance in community-dwelling elderly: Age-related differences in single and dual task conditions. *Archives of gerontology and geriatrics*, 67, 34-39.
- Corbetta, M., & Shulman, G. L. (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature reviews neuroscience*, 3(3), 201.

- Cripps, R., & Carman, J. (2001). Falls by the elderly in Australia: trends and data for 1998, Injury Research and Statistics Series. *Australian Institute of Health and Welfare, Adelaide, AIHW cat. INJCAT 35*.
- Dault, M. C., & Frank, J. S. (2004). Does practice modify the relationship between postural control and the execution of a secondary task in young and older individuals? *Gerontology, 50*(3), 157-164.
- Day, B. L., & Fitzpatrick, R. C. (2005). Virtual head rotation reveals a process of route reconstruction from human vestibular signals. *The Journal of physiology, 567*(2), 591-597.
- Doumas, M., & Krampe, R. T. (2010). Adaptation and reintegration of proprioceptive information in young and older adults9 postural control. *Journal of neurophysiology, 104*(4), 1969-1977.
- Doumas, M., Rapp, M. A., & Krampe, R. T. (2009). Working memory and postural control: adult age differences in potential for improvement, task priority, and dual tasking. *Journals of Gerontology: Series B, 64*(2), 193-201.
- Doumas, 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*(2), 275.
- Dux, P. E., Ivanoff, J., Asplund, C. L., & Marois, R. (2006). Isolation of a central bottleneck of information processing with time-resolved fMRI. *Neuron, 52*(6), 1109-1120.
- Ewert, U., Stürmer, Y. A., & Niemann, S. (2016). *Soziale Ungleichheit und Nichtberufsunfälle in der Schweiz: Beratungsstelle für Unfallverhütung*.
- Ferrari, M., & Quaresima, V. (2012). A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application. *Neuroimage, 63*(2), 921-935.
- Gramann, K., Gwin, J. T., Ferris, D. P., Oie, K., Jung, T.-P., Lin, C.-T., . . . Makeig, S. (2011). Cognition in action: imaging brain/body dynamics in mobile humans. *Reviews in the Neurosciences, 22*(6), 593-608.
- Granacher, U., Bridenbaugh, S. A., Muehlbauer, T., Wehrle, A., & Kressig, R. W. (2011). Age-related effects on postural control under multi-task conditions. *Gerontology, 57*(3), 247-255.
- Granacher, U., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2009). The impact of sensorimotor training on postural control in elderly men. *Deutsche Zeitschrift fur Sportmedizin, 60*(12), 387-393.

- Granacher, U., Gruber, M., Strass, D., & Gollhofer, A. (2007). The impact of sensorimotor training in elderly men on maximal and explosive force production capacity. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(12), 446-451.
- Heuninckx, S., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2008). Systems neuroplasticity in the aging brain: recruiting additional neural resources for successful motor performance in elderly persons. *Journal of neuroscience*, 28(1), 91-99.
- Hultsch, D. F., Hertzog, C., Small, B. J., & Dixon, R. A. (1999). Use it or lose it: engaged lifestyle as a buffer of cognitive decline in aging? *Psychology and aging*, 14(2), 245.
- Kane, M. J., Conway, A. R., Miura, T. K., & Colflesh, G. J. (2007). Working memory, attention control, and the N-back task: a question of construct validity. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 33(3), 615.
- Krampe, R. T., Dumas, M., Lavrysen, A., & Rapp, M. (2010). The costs of taking it slowly: fast and slow movement timing in older age. *Psychology and aging*, 25(4), 980.
- Liu-Ambrose, T., & Donaldson, M. (2008). Exercise and Cognition in Older Adults: Is there a Role for Resistance Training Programs? *British journal of sports medicine*.
- Lord, S. R., Ward, J. A., Williams, P., & Anstey, K. J. (1993). An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, 17(3), 240-245.
- Lyketsos, C. G., Chen, L.-S., & Anthony, J. C. (1999). Cognitive decline in adulthood: an 11.5-year follow-up of the Baltimore Epidemiologic Catchment Area study. *American Journal of Psychiatry*, 156(1), 58-65.
- Maikala, R. V. (2010). Modified Beer's Law—historical perspectives and relevance in near-infrared monitoring of optical properties of human tissue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(2), 125-134.
- Maki, B., & McIlroy, W. (1996). Influence of arousal and attention on the control of postural sway. *Journal of Vestibular Research*, 6(1), 53-59.
- McLellan, C. P., Lovell, D. I., & Gass, G. C. (2011). The role of rate of force development on vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(2), 379-385.
- Mehta, R. K., & Parasuraman, R. (2013). Neuroergonomics: a review of applications to physical and cognitive work. *Frontiers in human neuroscience*, 7.
- Michel, F. I., & Bochud, Y. (2012). *Haus und Freizeit: Unfall-, Risiko-und Interventionanalyse*: Schweizerische Beratungsstelle für Unfallverhütung.

- Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, I., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., . . . Kubota, K. (2001). Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage*, *14*(5), 1186-1192.
- Moro, S. B., Carrieri, M., Avola, D., Brigadoi, S., Lancia, S., Petracca, A., . . . Quaresima, V. (2016). A novel semi-immersive virtual reality visuo-motor task activates ventrolateral prefrontal cortex: a functional near-infrared spectroscopy study. *Journal of neural engineering*, *13*(3), 036002.
- Nagy, E., Feher-Kiss, A., Barnai, M., Domján-Preszner, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2007). Postural control in elderly subjects participating in balance training. *European journal of applied physiology*, *100*(1), 97-104.
- Nashner, L. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Oto-Laryngologica*, *72*(1-6), 429-436.
- Obrig, H., & Villringer, A. (2003). Beyond the visible—imaging the human brain with light. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, *23*(1), 1-18.
- Owen, A. M., McMillan, K. M., Laird, A. R., & Bullmore, E. (2005). N-back working memory paradigm: A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies. *Human brain mapping*, *25*(1), 46-59.
- Park, D. C., & Reuter-Lorenz, P. (2009). The adaptive brain: aging and neurocognitive scaffolding. *Annual review of psychology*, *60*, 173-196.
- Park, D. C., & Schwarz, N. (2000). *Cognitive aging: A primer*: Psychology Press.
- Pauli, C. A., Keller, M., Ammann, F., Hübner, K., Lindorfer, J., Taylor, W. R., & Lorenzetti, S. (2016). Kinematics and kinetics of squats, drop jumps and imitation jumps of ski jumpers. *Journal of strength and conditioning research*, *30*(3), 643.
- Pellecchia, G. L. (2005). Dual-task training reduces impact of cognitive task on postural sway. *Journal of motor behavior*, *37*(3), 239-246.
- Penzer, F., Duchateau, J., & Baudry, S. (2015). Effects of short-term training combining strength and balance exercises on maximal strength and upright standing steadiness in elderly adults. *Experimental gerontology*, *61*, 38-46.
- Perrey, S. (2008). Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise. *Methods*, *45*(4), 289-299.
- Peterka, R. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, *88*(3), 1097-1118.



- Piper, S. K., Krueger, A., Koch, S. P., Mehnert, J., Habermehl, C., Steinbrink, J., . . . Schmitz, C. H. (2014). A wearable multi-channel fNIRS system for brain imaging in freely moving subjects. *Neuroimage*, *85*, 64-71.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, *14*(4), 402-406.
- Rémy, F., Wenderoth, N., Lipkens, K., & Swinnen, S. P. (2010). Dual-task interference during initial learning of a new motor task results from competition for the same brain areas. *Neuropsychologia*, *48*(9), 2517-2527.
- Rogge, A.-K., Röder, B., Zech, A., Nagel, V., Hollander, K., Braumann, K.-M., & Hötting, K. (2017). Balance training improves memory and spatial cognition in healthy adults. *Scientific Reports*, *7*.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, *35*(suppl\_2), ii37-ii41.
- Sala, S. D., Baddeley, A., Papagno, C., & Spinnler, H. (1995). Dual-task paradigm: a means to examine the central executive. *Annals of the New York Academy of Sciences*, *769*(1), 161-172.
- Schneider, W., & Shiffrin, R. M. (1977). Controlled and automatic human information processing: I. Detection, search, and attention. *Psychological review*, *84*(1), 1.
- Seidel, O., Carius, D., Kenville, R., & Ragert, P. (2017). Motor learning in a complex balance task and associated neuroplasticity: a comparison between endurance athletes and nonathletes. *Journal of neurophysiology*, *118*(3), 1849-1860.
- Sherrington, C., Whitney, J. C., Lord, S. R., Herbert, R. D., Cumming, R. G., & Close, J. C. (2008). Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, *56*(12), 2234-2243.
- Silsupadol, P., Shumway-Cook, A., Lugade, V., van Donkelaar, P., Chou, L.-S., Mayr, U., & Woollacott, M. H. (2009). Effects of single-task versus dual-task training on balance performance in older adults: a double-blind, randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *90*(3), 381-387.
- Smolders, C., Dumas, M., & Krampe, R. T. (2010). Posture and cognition interfere in later adulthood even without concurrent response production. *Human Movement Science*, *29*(5), 809-819.
- Suzuki, M., Miyai, I., Ono, T., Oda, I., Konishi, I., Kochiyama, T., & Kubota, K. (2004). Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study. *Neuroimage*, *23*(3), 1020-1026.

- Taube. (2013). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie*, 14(2), 55-63.
- Taube, Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101-116.
- Taubert, M., Mehnert, J., Pleger, B., & Villringer, A. (2016). Rapid and specific gray matter changes in M1 induced by balance training. *Neuroimage*, 133, 399-407.
- Verhagen, E., Van der Beek, A., Twisk, J., Bouter, L., Bahr, R., & Van Mechelen, W. (2004). The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains. *The American journal of sports medicine*, 32(6), 1385-1393.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C., Judge, J., King, M., Amerman, P., . . . Smyers, D. (1996). Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(5), 498-506.
- Wu, T., Liu, J., Hallett, M., Zheng, Z., & Chan, P. (2013). Cerebellum and integration of neural networks in dual-task processing. *Neuroimage*, 65, 466-475.
- Wulf, G., Landers, M., Lewthwaite, R., & Toöllner, T. (2016). External focus instructions reduce postural instability in individuals with Parkinson disease. *Physical therapy*, 89(2), 162-168.
- Yaggie, J. A., & Campbell, B. M. (2006). Effects of balance training on selected skills. *Journal of strength and conditioning research*, 20(2), 422.
- Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F., & Pfeifer, K. (2010). Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. *Journal of athletic training*, 45(4), 392-403.

# Annexes

## Annexe A

### LAB protocol

VP-Nr  Group  Session

Date  Time  Age

---

### Vicon calibration

Calibrate VICON system (static and dynamic)  check  
 Static = with L frame  
 Dynamic = move until 100

---

### Electromyography

	TA	SOL	GM	TEST (ref)	
EMG	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	check
Channel	2	3	5	6	<input type="checkbox"/> Check EMG signal in each muscle!

---

### Behavioral

Posturomed  record Postu with VICON  
 Send trigger manually (IMAGO)  
 File name IMAGO (EMG): bal\_XX\_XX\_postu\_XX

calibrate force plate

	30 s # of errors	30 s # of errors
1. Two legs EO (Behav_1.set, #1)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
2. Two legs EC (#2)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
3. One leg EO (#3)	<input type="text"/>	<input type="text"/>
4. One leg EC (#4)	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Send trigger manually (IMAGO)  
 File name IMAGO (force): bal\_XX\_XX\_apinbop\_XX  
 calibrate force plate

### Spin top

	30 s # of errors	30 s # of errors
Level 1	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Level 2	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Level 3	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Level 4	<input type="text"/>	<input type="text"/>

---

### MVC

File name IMAGO (EMG): bal\_XX\_XX\_MVC\_XX

	1	2	check
MVC SOL	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
MVC GM	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>
MVC TA	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="checkbox"/>

---

### Spin top and n-Back

Define level n-back with power point files!  
 begin with level defined during familiarization  
 and see if OK (or adapt)  
 Control and report errors!

	2 s	1.5 s	1 s
2-back	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
3-back	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

Send trigger manually (IMAGO)  
 File name: bal\_XX\_XX\_apin\_nback\_XX

Best level spin top and n-back  calibrate force plate

1 min/trial

	Serie 1	2
ST n-back (SpinNback_1.set) # 1	<input type="text"/>	<input type="text"/>
ST bal (SpinNback_2.set) # 2	<input type="text"/>	<input type="text"/>
DT (SpinNback_3.set) # 3	<input type="text"/>	<input type="text"/>

## Annexe B

**fNIRS**       cm    **Neon - Inion**  cm    **Preauricular**  cm

**Install cap**       check     check

**fNIRS AO+MI (export = HOMER)**      **Run Eprime script**  check

File name (NIRS): bal\_XX\_XX\_nrs\_aoel\_XX  
Record: NIRS signal (only) and run Eprime script

**fNIRS and balancing**      **1**

Level 1 (spin top red)    File name: bal\_XX\_XX\_nrs\_bal\_XX\_1

Run Eprime script     check

⚠ Send trigger manually F1 (MAGO) !  
⚠ Connect trigger cable

Record:  
NIRS signal    # 1 = stand  
EMG            # 2 = balance holding  
Force plate    # 3 = balance no holding

	Trigger	Check trigger!	Series #	1	2	3	4
1							
2							
3							

**2**

Best level-1(2)    File name: bal\_XX\_XX\_nrs\_bal\_XX\_2

Run Eprime script     check

	Trigger	Check trigger!	Series #	1	2	3	4
1							
2							
3							

**fNIRS and DT**  
Best level n-back and best level - 1 balance

⚠ Send trigger manually F1 (MAGO) !

File name: bal\_XX\_XX\_nrs\_dt\_XX

Record:  
NIRS signal    # 1 = Baseline 0-back  
EMG            # 2 = ST n-back  
Force plate    # 3 = Balance 0-back  
                  # 4 = DT

	Trigger	Check trigger!	Series #	1	2	3	4
1							
2							
3							
4							

	# of errors (n-back)	ST n-back	DT n-back
Round 1			
Round 2			
Round 3			
Round 4			

**TMS**

**Transcranial magnetic stimulation**      Record:  
SICI and balancing                            ENG (MEPs)  
File name: bal\_XX\_XX\_tms\_bal\_XX            Force plate

⚠ Stimulator program: V (70 - 120%)  
Program V = (recall) / timing / protocol / start  
Intensity: check with 'SICIStimulator settings.xlsx' on desktop

⚠ Load stimuli file!  
append MAGO file

Triggers  
# 1 - 2 : stand (SICI\_level1.set)  
# 3 - 4 : level 1 (SICI\_level2.set)  
# 5 - 6 : best level - 1 (SICI\_level3.set)

Find hotspot and rMT (TMS\_hotspot.set)

⚠ **TA is the target muscle**

	Series 1	2	pp MEP (TA)	sp MEP (TA)
Conditions				
# 1 - 2 : stand				
_____				
_____				

MT stand	<input type="text"/>	% 0.7 =	<input type="text"/>	%
MT level 1	<input type="text"/>	% 0.7 =	<input type="text"/>	%
MT best-1	<input type="text"/>	% 0.7 =	<input type="text"/>	%

Annexe C (graphique complémentaire)

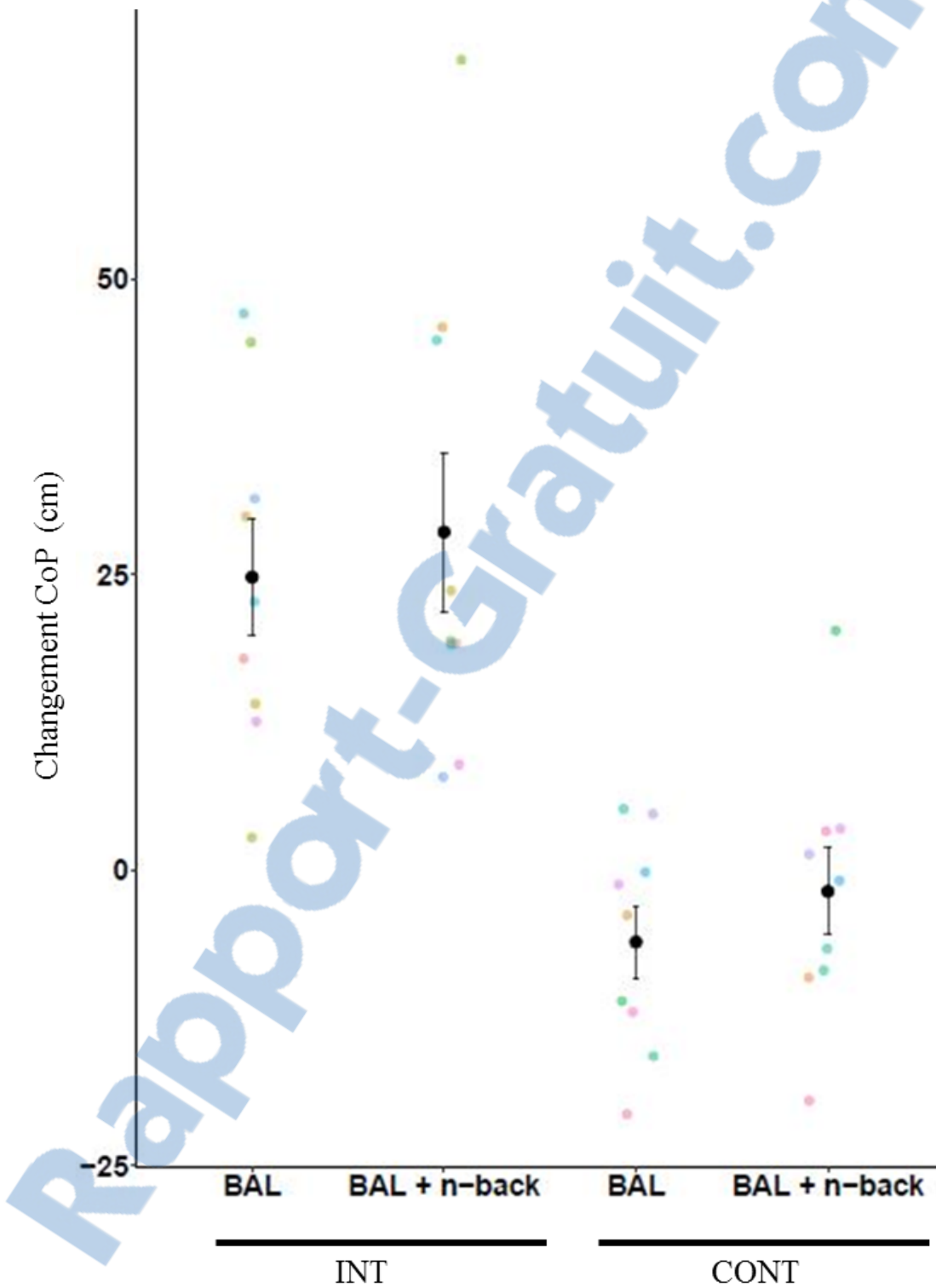


Figure 9. Changement du Déplacement du COP en cm pour les sujets CONT et INT pour les tâches avec les conditions BAL et BAL + n-back.

## **Remerciements**

Je remercie mon référent Yves-Alain Kuhn pour sa confiance et sa disponibilité durant ce travail de master non sans complication.

Un grand merci à David pour son aide dans l'analyse statistique de mes résultats et ceci malgré un travail à plein temps.

Un remerciement tout spécial à Coralie pour son aide précieuse dans la relecture de mon travail, pour son énorme soutien au fil des mois et surtout de s'être adapté durant toute cette période à mon train de vie estudiantine et sportive au détriment d'autre activité.

Et pour terminer et pas des moindres, un énorme merci à mes parents et à mon frère qui m'ont toujours soutenu durant toutes ces années d'étude et ça, peu importe mes choix de parcours.