

L'entraînement de l'équilibre à long terme induit une amélioration du contrôle postural liée à des modifications dans la modulation de l'inhibition intra-corticale chez les seniors et les jeunes adultes

Travail de fin d'études en vue de l'obtention du titre de
Master of Science en sciences du sport
Option enseignement

déposé par
Chris Collomb

à
l'Université de Fribourg, Suisse
Faculté des sciences
Département de médecine

en collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent
Prof. Wolfgang Taube

Conseiller
Yves-Alain Kuhn

Domdidier, février 2019

Table des matières

Résumé	3
1 Introduction	4
1.1 Inhibition intra-corticale et contrôle des mouvements	5
1.2 Adaptations fonctionnelles liées à l'âge au niveau cortical	6
1.3 Circuits inhibiteurs intra-corticaux courts (SICI).....	7
1.4 Contrôle postural	8
1.5 TMS.....	12
1.6 Électromyographie (EMG).....	15
1.7 Objectif du travail.....	16
2 Méthode.....	17
2.1 Participants	17
2.2 Entraînement de l'équilibre	17
2.3 Design expérimental.....	17
2.4 Performance de l'équilibre	18
2.5 Modulation de SICI.....	18
2.6 Analyse statistique.....	20
3 Résultats	21
3.1 Effet de l'entraînement de l'équilibre sur le CoP.....	21
3.2 Effet de l'entraînement de l'équilibre sur SICI.....	28
3.3 Corrélation : données comportementales et neurophysiologiques	34
4 Discussion	37
4.1 L'entraînement de l'équilibre permet-il d'améliorer la performance de l'équilibre ? ...	37
4.2 L'entraînement de l'équilibre sur une durée de six mois contribue-t-il à une hausse du taux d'activation de SICI ?	38
4.3 L'augmentation de l'activation de SICI est-elle corrélée à une amélioration de la performance de l'équilibre ?.....	40
4.4 Limitations et perspectives.....	41
5 Conclusion.....	43
Bibliographie	44
Annexe.....	50
Remerciements	52

Résumé

Connaissances. Lorsqu'ils sont comparés aux jeunes adultes, les seniors présentent un contrôle postural altéré. Les mécanismes liés à cette perte de l'équilibre sont considérés comme multifactoriels, comprenant un déclin à la fois structurel et fonctionnel dans M1. En analysant le contrôle cortical moteur, une augmentation de l'activation ainsi qu'une baisse de l'inhibition intra-corticale ont été constatées. Toutefois, les effets de l'entraînement de l'équilibre à long terme sur ce mécanisme de « sur-activation » demeurent peu connus. Ce travail avait pour but d'étudier les effets de l'entraînement de l'équilibre sur l'inhibition intra-corticale et d'évaluer la relation entre les adaptations comportementales et neurophysiologiques.

Méthode. Deux fois par semaine, un entraînement de l'équilibre a été conduit pour 17 seniors et 12 jeunes adultes sur une durée de six mois alors que 15 seniors et 15 jeunes formaient les groupes contrôles. La stabilité posturale a été mesurée en équilibre sur des engins instables en regardant le déplacement total du centre de pression (CoP). Concernant les circuits inhibiteurs intra-corticaux (SICI), la stimulation magnétique transcrânienne (TMS) a été utilisée afin d'évoquer des potentiels évoqués moteurs (MEP) dans le tibial antérieur (TA) debout sur un sol rigide ainsi qu'en équilibre sur un engin instable. Les mesures ont alors eu lieu au départ, après deux et six mois.

Résultats. Un effet significatif de l'entraînement a été trouvé chez les seniors pour la performance de l'équilibre sur un engin instable ($p = 0.007$ après six mois au Niveau 1) mais pas chez les jeunes, bien qu'une amélioration significative ait été constatée pour les groupes interventions jeunes et seniors. Un effet significatif de l'entraînement a été observé pour le taux de SICI sur un sol rigide chez les seniors ($p = 0.003$ après 2 mois et $p < 0.001$ après 6 mois) mais également sur un engin instable pour les seniors ($p < 0.001$ après 2 mois et $p < 0.001$ après 6 mois) ainsi que pour les jeunes ($p = 0.044$ après 6 mois). Un potentiel lien a été trouvé entre l'amélioration de la performance de l'équilibre et l'augmentation du taux de SICI, dont les résultats ont présenté une corrélation significative ($\rho = -0.42$ pour tous les participants ; $r = -0.41$ chez les seniors et non significative chez les jeunes).

Conclusion. Conformément aux hypothèses de recherche, l'entraînement de l'équilibre a conduit à une amélioration de la performance de l'équilibre, laquelle était accompagnée d'une augmentation de l'inhibition intra-corticale. De plus, la corrélation entre ces deux variables renforce l'idée qu'un taux élevé de SICI contribue à améliorer le contrôle postural, particulièrement chez les seniors. En conclusion, les résultats indiquent que le déclin d'inhibition lié à l'âge peut être contrebalancé par l'entraînement de l'équilibre à long terme.

1 Introduction

Au cours des dernières années, les neurosciences ont amené de nouveaux éléments permettant de comprendre l'altération des systèmes nerveux central et périphérique induite par le vieillissement. Sur le plan fonctionnel, Park et Reuter-Lorenz (2009) listent dans une revue les pertes suivantes : une mémoire moins efficace, un processus de traitement de l'information plus lent ainsi qu'un déclin de l'équilibre conduisant à une augmentation du risque de chute. Les facteurs de risque peuvent être classés en deux catégories : intrinsèques (i. e. l'éclairage public, les escaliers, etc.) et extrinsèques, c'est-à-dire un déficit de l'équilibre ainsi que de force (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, Kressig, & Zahner, 2011). Bien que ces dégénérescences varient selon l'âge et les individus, des différences apparaissent de manière récurrente lorsque les jeunes adultes sont comparés aux personnes âgées (Granacher, Muehlbauer, Gollhofer, et al., 2011). Par ailleurs, Bherer (2015), affirme qu'un style de vie actif permet de réduire les pertes fonctionnelles et d'accroître la mobilité des vieilles personnes. L'équilibre, dans son sens général, est présent dans la plupart des activités du quotidien telles que la marche ou encore le vélo. Selon Day et Fitzpatrick (2005) les activités physiques requièrent une intégration constante d'informations sensorielles afin de produire une représentation précise et cohérente du corps dans l'espace. De plus, un traitement neuronal intact semble crucial dans le but de garder l'équilibre suite à une perturbation posturale inattendue comme par exemple trébucher contre le bord d'un tapis. Dès lors, l'équilibre et plus particulièrement le contrôle postural sont une faculté indispensable à la préservation du mouvement chez les personnes âgées.

C'est un fait notoire, les vieilles personnes sont sujettes aux chutes. « Environ un tiers des personnes âgées de plus de 65 ans chute par an. La mort survient pour 1 à 2 % des chutes. 75 % cependant occasionnent des fractures et 15 % procurent des blessures importantes [...]. » (Marin & Danion, 2005, p. 254). Par conséquent, afin de réduire le taux de chutes, il semble primordial que le troisième âge gagne en stabilité posturale. Par ailleurs, les mécanismes liés au déclin du contrôle postural chez les personnes âgées sont considérés comme multifactoriels, englobant la détérioration des capacités sensorielles, l'immobilisation, la réduction des capacités physiques, la perte de force explosive, la prise de médicaments, ainsi que les facteurs psychologiques tels que la peur de tomber (Granacher, Muehlbauer, Zahner, Gollhofer, & Kressig, 2011). Afin de palier à ces pertes, plusieurs études ont montré que l'entraînement de l'équilibre améliore la stabilité posturale chez les adultes en bonne santé (Taube et al., 2007) ainsi que chez les personnes âgées en bonne santé (Papegaaij, Taube, Baudry, Otten, & Hortobágyi, 2014). Toutefois, l'évolution des mécanismes responsables du contrôle postural avec l'âge demeure encore peu définie. Il s'agit alors de comprendre si, pour les personnes âgées, l'entraînement de l'équilibre induit des patterns d'activations neuronales semblables à

ceux des jeunes ou plutôt des stratégies compensatoires. De nos jours, les techniques de stimulation magnétique transcrânienne (TMS) sont couramment utilisées afin d'investiguer les processus neuronaux. De manière générale, les études indiquent non seulement une plus grande excitation mais également une plus faible inhibition intra-corticale dans le cerveau des seniors (cf., Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014, pour une revue systématique). Jusqu'ici, il n'existe cependant aucune étude qui élucide si, chez les personnes âgées, l'entraînement de l'équilibre rétablit des patterns d'activation cérébrale similaires à ceux présents chez les jeunes sujets.

1.1 Inhibition intra-corticale et contrôle des mouvements

L'activité physique influence plusieurs systèmes dans le corps humain dont le système cardiovasculaire ou encore le contrôle neuronal et notamment le contrôle inhibiteur des mouvements. Il est reconnu que l'inhibition intra-corticale joue un rôle important dans le contrôle des mouvements au vu des points suivant. Premièrement, la suppression de l'excitabilité cortico-spinale par croissance d'inhibition prévient des mouvements involontaires (Levin, Fujiyama, Boisgontier, Swinnen, & Summers, 2014). Deuxièmement, selon Beck & Hallett (2011), l'inhibition avant de générer une action motrice augmente le contraste entre repos et activité et par conséquent facilite les mouvements volontaires en inhibant la co-activation indésirable des muscles adjacents. Le principal neurotransmetteur responsable de l'inhibition dans M1 est GABA. Ce dernier est utilisé par près d'un tiers des neurones comme neurotransmetteur principal (Andersson, Matuskey & Finnema, 2018). La libération synaptique de GABA active les récepteurs GABA-A dans la fente synaptique et il en résulte alors un courant, qui est transmis par dépolarisation.

Dans le cerveau humain, des changements structurels ainsi que fonctionnels apparaissent donc avec l'âge, lesquels ont un impact sur les circuits inhibiteurs intra-corticaux. Une récente étude a établi un lien entre des déficits du contrôle inhibitoire liés à l'âge et la concentration de GABA. En effet, Hermans et collègues (2018) ont testé des jeunes sujets ainsi que des sujets âgés sur une tâche de réactivité utilisant un signal stop. Les résultats ont indiqué non seulement une inhibition réactive moins performante chez les vieux sujets mais également une concentration de GABA plus faible dans le cortex moteur. De plus, les sujets âgés possédant une concentration de GABA très faible avaient une réaction plus lente que les sujets âgés avec une concentration plus élevée. En conclusion, la concentration de neurotransmetteurs GABA semble, par conséquent de l'inhibition intra-corticale, semble jouer un rôle important dans contrôle moteur.

1.2 Adaptations fonctionnelles liées à l'âge au niveau cortical

De plus en plus de preuves suggèrent que le contrôle moteur et plus particulièrement le contrôle neuronal est, en partie, responsable du contrôle de l'équilibre chez l'être humain. Toutefois, en vieillissant, des adaptations structurelles et fonctionnelles apparaissent.

Dans un premier temps, les adaptations structurelles au niveau cortical sont généralement liées à l'intégrité de la matière blanche et grise (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). De manière générale, le cerveau subit une perte au niveau du volume de la matière grise à hauteur de 4-16 % (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). Cette perte de volume a été corrélée à une baisse de performance motrice pour une tâche de dextérité manuelle (Kennedy & Raz, 2005; Sridharan et al., 2012). Outre la matière grise, l'âge a également un effet négatif sur le volume de matière blanche. Selon Kerchner et collègues (2012), ce déclin influence la vitesse d'exécution du processus moteur, notamment pour des tâches motrices suscitant de la réaction. Le vieillissement implique donc une dégénérescence du système nerveux, dont les changements structurels affectent fonctionnellement les systèmes et poussent à une réorganisation des mécanismes de contrôle.

Dans un second temps, une série d'adaptations fonctionnelles apparaissent afin de pallier aux effets indésirables du vieillissement sur le cerveau. Par exemple, le niveau supra-spinal révèle une activation plus grande chez les personnes âgées. En effet, cette croissance d'activation corticale a été observée par les techniques d'imagerie lors de tâches de motricité fine et plus particulièrement dans les aires préfrontales et prémotrices (Calautti, Serrati, & Baron, 2001; Mattay et al., 2002; Ward & Frackowiak, 2003). Par ailleurs, il a également été établi que la réorganisation du contrôle moteur liée à l'âge implique une modulation des réflexes spinaux, une hausse de l'activation corticale et désinhibition corticale (cf., Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). Dans leur revue, Papegaaij, Taube, Baudry et collègues (2014) listent les adaptations fonctionnelles suivantes:

- La voie ipsilatérale est plus activée chez les vieux sujets pour les tâches manuelles.
- Une facilitation inter-hémisphérique ainsi que moins d'inhibition inter-hémisphérique, ce qui signifie pour le niveau cortical, un transfert de l'inhibition à l'excitation.
- Une meilleure activation de la voie ipsilatérale de M1 mais aussi dans d'autres structures cérébrales comme la voie contralatérale de M1 ainsi que les aires préfrontale et pré-motrice. Cette activation compenserait alors la dégradation structurelle.

En résumé, la plupart des études montrent chez les seniors respectivement une augmentation de l'activité corticale dans M1 et une baisse de l'inhibition intra-corticale, lesquelles serviraient de stratégie compensatoire aux dégénérescences structurelles (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014).

1.3 Circuits inhibiteurs intra-corticaux courts (SICI)

La TMS est une méthode répandue afin d'analyser l'inhibition intra-corticale (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). En stimulant magnétiquement M1, une réponse est attendue dans le muscle cible, le potentiel évoqué moteur (MEP). Il existe alors plusieurs indicateurs de l'inhibition intra-corticale découlant de la TMS dont la mesure de l'activation de SICI. Dans le cadre de ce travail, la modulation de SICI chez les jeunes et les seniors a fait l'objet d'une analyse approfondie.

1.3.1 SICI et effets de l'âge. Dans la recherche, il existe de nombreuses études s'intéressant à l'activation de SICI lors d'une stimulation des muscles du haut du corps, plus particulièrement des muscles responsables du contrôle de la main. Dans une première étude, Kossev, Schrader, Däuper, Dengler, & Rollnik (2002) ont mesuré les potentiels évoqués moteurs (MEPs) dans les muscles fléchisseurs et extenseurs radiaux du carpe afin d'observer la modulation de SICI dans deux classes d'âge (moyenne \pm écart type, âge: 28.5 ± 5.2 vs. 56.1 ± 4.9 ans). Les résultats ont indiqué plus d'inhibition intra-corticale pour le groupe le plus âgé. Dans une deuxième étude, qui visait également à explorer l'activation du muscle fléchisseur radial du carpe, McGinley, Hoffman, Russ, Thomas, & Clark (2010) ont eux aussi trouvé un niveau d'activation de SICI plus importants chez les sujets âgés en comparaison aux jeunes. Dans une troisième étude, Marneweck, Loftus, & Hammond (2011) se sont intéressés aux modulations de SICI selon l'âge et pour différentes tâches de dextérité manuelle. Les résultats ont révélé un taux d'activation plus faible avec l'âge, toutefois pas corrélé avec une perte de dextérité manuelle.

Plus récemment, la recherche s'est intéressée à l'inhibition intra-corticale pour le contrôle des muscles jambiers et notamment relative au contrôle postural, qui lui englobe une dynamique plus complexe (Baudry, Collignon, & Duchateau, 2015; Papegaaij, Taube, Hogenhout, Baudry, & Hortobágyi, 2014). Pour une tâche de contrôle postural sur un sol en mousse, Papegaaij, Taube, Hogenhout, Baudry, & Hortobágyi (2014) ont constaté une baisse de SICI (- 31 %) chez les seniors en comparaison à seulement (- 1 %) chez les jeunes. En ce qui concerne le contrôle postural, les circuits corticaux contrôlant les muscles des jambes semblent donc modulés différemment chez les jeunes adultes en comparaison aux seniors, se traduisant alors par une baisse de l'inhibition intra-corticale.

Il demeure toutefois difficile d'établir un lien précis entre l'âge et la modulation de SICI. En effet, deux études reportent une augmentation d'activation de SICI avec l'âge, alors que deux autres présentent une dégradation et le reste ne constate aucun effet (Papegaaij, Taube,

Baudry, et al., 2014, pour une revue systématique). Le même groupe attribue la cause de ces incohérences à des différences méthodologiques, des paramétrages de la TMS ou encore des muscles examinés. En effet, dans la recherche impliquant la TMS, de nombreux protocoles sont appliqués afin de paramétrer le conditionnement ou encore de tester l'intensité des stimulations, compliquant alors la comparaison entre les études. En outre, pour le haut du corps, il semble y avoir une interaction entre la taille du muscle et l'âge sur la proportion d'inhibition. De plus, SICI est réduite chez les seniors ou ne présente pas de changement lié au vieillissement lorsqu'il s'agit des muscles de la main alors qu'une augmentation de SICI est observée pour les muscles du poignet (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). Concernant le contrôle postural, une tendance semble se dessiner, en indiquant sur-activation corticale (ou disinhibition) (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014; Papegaaij, Taube, Hogenhout, et al., 2014). Expérimentalement, celle-ci se traduit par une baisse d'activation de SICI avec l'âge surtout lorsque le challenge postural augmente, comme présenté au point *1.4.1 Différences dans le contrôle postural liées à l'âge*.

1.3.2 SICI corrélée aux adaptations comportementales. En s'intéressant à l'inhibition intra-corticale et plus particulièrement à SICI, une baisse du taux de SICI a été mise en relation avec des pertes comportementales telles qu'un temps de réaction plus long (Bedard et al., 2002), un déclin de la motricité fine (Calautti et al., 2001), une capacité de coordination altérée (Heuninckx, Debaere, Wenderoth, Verschueren, & Swinnen, 2004) mais également une altération du contrôle postural (Papegaaij, Taube, et al., 2016). Toutefois, selon la revue de Papegaaij, Taube, Baudry, et al. (2014) seule l'étude de Heise et al. (2014) relate d'une corrélation entre le taux de SICI et les mesures comportementales. En effet, une faible inhibition à l'état de repos a été associée à une baisse globale des performances lors de tâches manuelles et, *a contrario*, une meilleure modulation de l'inhibition est corrélée à de meilleures performances dans des tâches manuelles plus exigeantes. En conclusion, il existe, pour l'instant, uniquement de faibles preuves qui relient la quantité de SICI à la performance motrice. De plus, aucun lien entre la modulation du taux de SICI et des adaptations comportementales pour le contrôle postural n'a encore été établi.

1.4 Contrôle postural

Le contrôle postural peut être défini comme le contrôle de la position debout sous différentes conditions. Il implique respectivement un mécanisme de feedback et de feedforward. D'un côté, le contrôle de feedback fonctionne comme une boucle perpétuelle d'acquisition et d'intégration des stimuli sensoriels récoltés en position debout. La posture est donc corrigée

en continue, que la position soit stable ou perturbée. De l'autre, le contrôle de feedforward est un système d'anticipation des perturbations potentielles. Il intervient quant à lui dans les ajustements posturaux anticipatoires avant un mouvement volontaire ou simplement en position stable (Woollacott, Bonnet, & Yabe, 1984). En somme, ces deux mécanismes sont impliqués dans le contrôle postural, mais leur simultanéité ainsi que leur coopérativité d'action n'ont toutefois pas été clairement établies (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). Par ailleurs, le contrôle postural est très présent dans la vie quotidienne car il joue un rôle central dans l'exercice de nombreuses activités physiques. Un contrôle postural efficace semble alors primordial afin d'assurer la qualité de vie des personnes âgées. Pour ces dernières, l'enjeu est donc d'augmenter les capacités de contrôle de la posture. Pour ce faire, il a été établi que le contrôle postural est fortement adaptable et peut être amélioré par l'entraînement de l'équilibre (Taube, Gruber, & Gollhofer, 2008), une intervention également recommandée pour la population âgée (Granacher et al., 2011).

1.4.1 Différences dans le contrôle postural liées à l'âge. Avec l'âge, des différences comportementales apparaissent entre les jeunes adultes et les seniors, lesquelles sont bien documentées dans la revue systématique de Granacher et collègues (2011). De manière générale, les sujets âgés présentent un contrôle postural altéré. Les sujets âgés démontrent un balancement plus important pour des situations avec et sans perturbation (Maki & McIlroy, 1996). De plus, chez les personnes âgées, les ajustements posturaux anticipatoires sont moins bien coordonnés (Wang, Asaka, & Watanabe, 2013) et les tâches demandant une attention simultanée conduisent à de plus grandes interférences (Boisgontier et al., 2013). La conséquence à ces différences est que le risque de chute augmente chez les personnes âgées, impliquant alors des blessures plus ou moins sévères.

1.4.2 Contrôle cortical de la posture et difficulté de la tâche. Au cours des dernières décennies, il a été montré que les aires motrices du cerveau contribuaient au contrôle postural (Jacobson, Thompson, Wallace, Brown, & Rial, 2011; Taube et al., 2008), bien que d'autres aires comme les ganglions de la base, le cervelet ainsi que le tronc cérébral soient également impliqués. La TMS est une méthode répandue afin d'observer la modulation de l'inhibition intra-corticale en analysant notamment le taux d'activation des circuits inhibiteurs de type GABAergiques au niveau du cortex moteur primaire (M1). À l'aide de la TMS, il a été indiqué que le cortex moteur primaire est impliqué dans le contrôle postural dans différentes conditions : position debout sans perturbation (Tokuno, Taube, & Cresswell, 2009) et avec perturbations (Taube, Schubert, Gruber, Beck, Faist & Gollhofer, 2006). Dans une autre étude

impliquant des techniques de TMS, Soto et collègues (2006) se sont intéressés à l'inhibition intra-corticale dans le cortex moteur primaire (M1) durant le contrôle postural. La TMS a été utilisée pour trois différentes tâches : au repos, assis en stimulant volontairement le muscle soléaire (SOL) et en position debout. Les résultats ont montré un effet significatif de la tâche sur l'activation de SICI. Le niveau de SICI était alors le plus haut au repos (52 %), plus bas pour la contraction volontaire (21 %) et le plus bas pour la condition debout (15 %). Ces résultats indiquent que la diminution de SICI avec la contraction musculaire se produit dans une mesure similaire entre l'activation volontaire et le contrôle postural. Plus tard, l'étude de Papegaaij, Baudry, Négyesi, Taube, & Hortobágyi (2016) a quant à elle montré que le challenge postural déterminait le niveau d'inhibition intra-corticale. Pour ce faire, de jeunes sujets ainsi que des sujets âgés ont été testés sur une plaque de force en position assise, debout avec et sans support. Il en a été conclu que le facteur influençant la modulation de l'inhibition intra-corticale était la difficulté de la tâche posturale. En effet, pour le muscle SOL, le niveau de SICI était plus bas en position debout sans support (35%) qu'avec support (50 %) mais toutefois similaire entre les jeunes et les sujets âgés. De plus, la modulation du taux de SICI s'est révélée concordante entre les jeunes et les seniors lorsque la tâche consistait à se pencher en avant aussi loin que possible. Cependant, bien que cette étude ait montré des similitudes quant à la modulation de SICI entre les jeunes et seniors, la limite de stabilité posturale était très différente entre les deux classes d'âge. Il n'est donc pas surprenant que lorsque les jeunes et les seniors sont testés sur une même difficulté de la tâche, le taux d'inhibition intra-corticale des seniors diverge de celui des jeunes (Papegaaij, Baudry, et al., 2016). Papegaaij, Taube, Hogenhout, Baudry, & Hortobágyi (2014) se sont également intéressés à la détérioration du contrôle postural dans plusieurs conditions afin de définir si elle était associée à des changements dans le cortex moteur. Pour ce faire, 11 jeunes sujets (21-25 ans) et 12 seniors (60-74 ans) ont été testés sur un sol rigide et en mousse, avec les yeux ouverts ou fermés. Chez les vieux sujets, le niveau de SICI a diminué (- 31 %) sur la mousse alors que chez les jeunes seulement (- 1 %). Concernant le contrôle postural, les circuits corticaux contrôlant les muscles jambiers sont donc différemment modulés chez les jeunes adultes en comparaison aux seniors. La recherche dans le domaine du contrôle postural a donc démontré que la difficulté de la tâche est un facteur prépondérant quant à la modulation de l'inhibition intra-corticale et que l'effet de l'âge est généralement associé avec une baisse de l'inhibition intra-corticale.

1.4.3 Contrôle postural et muscle cible. Afin d'évaluer les MEPs induits durant le contrôle postural, le muscle tibial antérieur et le muscle soléaire sont généralement analysés. L'étude

de Lauber, Gollhofer, & Taube (2018) a comparé l'activité du cortex moteur primaire durant un mouvement dynamique de flexion dorsale et plantaire avec les valeurs au repos. L'amplitude de SICI de l'état de repos à l'état actif était significativement plus grande ($p < 0.05$) dans le muscle tibial antérieur (TA) que dans le soléaire (SOL). Le contrôle cortical diffère donc considérablement entre ces deux muscles. Par ailleurs, le contrôle cortical inhibiteur (SICI et *cortical silent period* ; CSP) du TA s'est révélé être adapté à une gamme plus large de mouvement, alors que l'inhibition dans le muscle SOL était moins spécifique à la tâche évaluée et son amplitude de modulation plus limitée. Dans une autre étude, il a été montré que la modulation de SICI dans le muscle TA est plus affectée par l'âge que dans le muscle SOL (Papegaaij, Baudry, et al., 2016). En effet, en comparant l'inhibition intracorticale en position debout avec et sans soutien pour le muscle TA, SICI était similaire entre les conditions mais présentait un taux plus bas chez les seniors (52 %) comparativement aux jeunes participants (72%). C'est pourquoi l'analyse du contrôle postural de ce travail s'est focalisée sur le muscle TA.

1.4.4 Contrôle postural et entraînement de l'équilibre. Comme mentionné au point 1.4 *Contrôle postural*, l'entraînement de l'équilibre permet de préserver le contrôle de la posture. De plus, il induit une modulation du système nerveux central au niveau spinal et supra-spinal (Taube et al., 2008). De plus, l'entraînement de l'équilibre améliore le contrôle postural chez les vieux comme chez les jeunes adultes (Sherrington, Tiedemann, Fairhall, Close, & Lord, 2011; Zech et al., 2010).

D'un côté, des recherches ont été entreprises chez les jeunes adultes afin de déterminer les sites subissant des adaptations suite à un entraînement de l'équilibre d'une période relativement courte. Pour ce faire, Taube et al. (2007) ont mesuré les changements de l'excitabilité spinale et cortico-spinale chez 23 jeunes sujets. Ils en ont conclu que ce sont en premier lieu les adaptations corticales qui sont responsables de l'amélioration de la stabilité posturale, et ce après un entraînement de quatre semaines. Aussi, chez les jeunes adultes, un entraînement de l'équilibre de six semaines a augmenté la matière grise dans le cortex préfrontal, lequel joue un rôle crucial pour le contrôle postural, ce qui n'était pas le cas chez les seniors (Sehm et al., 2014; Taubert, Draganski, Anwander, Muller, Horstmann, Villringer & Ragert, 2010).

De l'autre côté, plusieurs études témoignent des effets bénéfiques de l'entraînement de l'équilibre sur le contrôle de la posture chez les sujets âgés (Halvarsson et al., 2013; Jacobson et al., 2011). Granacher, Gollhofer, & Strass (2006) ont testé les effets de l'entraînement de l'équilibre sur les personnes âgées. Les résultats ont indiqué un impact sur le contrôle moteur principalement au niveau spinal. Plus tard, Penzer, Duchateau, & Baudry (2015) ont entraîné

des seniors sur une période de six semaines combinant force et équilibre. Les sujets ont montré une augmentation dans l'activité du réflexe spinal mais également une baisse de l'excitabilité cortico-spinale. Ces résultats suggèrent que l'entraînement de l'équilibre a un effet sur l'activité cortico-spinale. Par ailleurs, une récente étude a suggéré que l'âge a un effet sur l'échelle temporelle nécessaire à des adaptations en réponse à un entraînement de l'équilibre (Ruffieux, Mouthon, Keller, Wälchli, & Taube, 2017). Effectivement, après cinq semaines d'un entraînement de l'équilibre similaire, des adaptations cortico-spinales significatives sont apparues chez les jeunes sujets alors qu'aucun effet n'a été constaté chez les seniors (Taube et al., 2008). De plus, il a été montré que chez les personnes âgées, les effets de l'entraînement de l'équilibre augmentent avec le volume et qu'une intervention plus courte qu'onze semaines a un effet plutôt faible sur la performance de l'équilibre (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015).

L'entraînement de l'équilibre engendre donc des modifications du système nerveux central et semble influencer positivement le contrôle postural, cependant avec une temporalité retardée pour les seniors.

1.5 TMS

Historiquement, Bratholow (1874) a été le premier à stimuler électriquement le cerveau d'un patient victime d'un traumatisme crânien ouvert. Par la suite, les investigations de Penfield et Jasper (1954) sur la stimulation du cerveau humain ont permis l'élaboration de l'*homunculus* moteur, représentation graphique de l'aire corticale que les parties du corps occupent dans le cortex moteur. Ce n'est qu'en 1985, que Barker et collègues ont mis au point la TMS. La TMS permettait alors une étude plus approfondie du fonctionnement de M1, et ce de manière quasi indolore, contrairement à la stimulation électrique transcrânienne (Siebner & Ziemann, 2007). De nos jours, « les méthodes de stimulation cérébrale non invasives telles que la TMS sont largement utilisées pour établir des inférences causales sur les relations entre cerveau et comportement » (Valero-Cabré, Pascual-Leone, & Coubard, 2011, p. 291) et donc appliquées dans la recherche en neurosciences. Valéro-Cabré et al. (2011) ajoutent que la TMS peut également être appliquée pour le traitement d'affections neurologiques ou psychiatriques telles que les acouphènes, la douleur ou encore la dépression.

1.5.1 Principes de la TMS. Le principe de la TMS repose sur une brève production d'un courant intense dans une bobine de fil conductrice, de laquelle résulte un champ magnétique. Ce dernier traverse la boîte crânienne et excite, respectivement inhibe les aires corticales ciblées en produisant un courant dans le tissu cérébral, susceptible de provoquer un potentiel d'action

(Rotenberg, Horvath & Pascual-Leone, 2014). Toutefois, la région stimulée ne peut être hautement sélective en raison d'une propagation multidirectionnelle du courant induit par le champ magnétique, qui impacte un réseau de neurones plus ou moins large selon l'intensité. En effet, plus l'intensité du courant est forte, plus l'étendue touchée par le courant est large (Valero-Cabré et al., 2011). Toutefois, les zones de stimulations sont désormais mieux connues et permettent de détecter plus facilement les potentiels évoqués moteurs (MEP) dans les muscles visés.

La stimulation de M1, provoque un MEP dans le muscle cible qui peut être mesuré par électromyographie (EMG). Par ailleurs, il a été établi qu'une stimulation *single pulse* provoque une dépolarisation des neurones tant bien excitateurs qu'inhibiteurs. Il s'agit donc de varier la fréquence. Dès lors, une stimulation à basse fréquence continue provoque une inhibition alors qu'une stimulation à haute fréquence et ponctuelle tend plutôt à exciter l'aire corticale (Hallett, 2007; Valero-Cabré et al., 2011). Une stimulation simple, dont le seuil est suffisamment élevé, provoque une dépolarisation des neurones, descendant alors la voie cortico-spinale jusqu'à atteindre le motoneurone α , lequel active le muscle cible. La somme des potentiels d'action périphériques induit alors un MEP dans le muscle cible (Siebner & Ziemann, 2007). Finalement, l'efficacité de la réponse cortico-spinale est mesurée par l'amplitude pic à pic dans le muscle cible.

1.5.2 Seuils moteurs. L'excitabilité cortico-spinale est souvent déterminée en identifiant le seuil moteur (MT). Le MT est traditionnellement utilisé pour caractériser le niveau d'excitabilité de chaque individu ainsi que pour extraire des informations sur l'intégrité de la voie cortico-spinale (Rotenberg et al., 2014).

Seuil moteur de repos (rMT). Le rMT est souvent défini comme l'intensité de stimulation minimale nécessaire à générer un MEP avec une amplitude pic à pic $\geq 50 \mu V$ dans 50 % des essais lorsque les impulsions simples consécutives sont appliquées (Valero-Cabré et al., 2011; Rotenberg et al., 2014). Par conséquent, un rMT élevé correspond à une excitabilité corticale plus faible.

Seuil moteur actif (aMT). Comparativement au rMT, le aMT est défini par le même principe, sauf que le muscle cible est contracté faiblement alors qu'il est stimulé (Rotenberg et al., 2014). La contraction musculaire s'effectue généralement à 10-20 % de force maximale isométrique (Siebner & Ziemann, 2007). Le aMT est souvent défini comme l'intensité de stimulation minimale nécessaire à générer un MEP avec une amplitude pic à pic $\geq 100 \mu V$ dans 50 % des essais lorsque les impulsions simples consécutives sont appliquées (Rossi, Hallett, Rossini, Pascual-Leone, & Safety of TMS Consensus Group, 2009).

1.5.3 Paradigmes de stimulation. Il existe différents protocoles d'application de la TMS. Dans le cadre de ce travail, les stimulations *single pulse* et *paired pulse* ont été utilisées afin d'évaluer l'inhibition intra-corticale.

Stimulation single pulse. Cette méthode consiste à envoyer une impulsion non-répétitive. De manière à ce qu'elle n'engendre pas d'accumulation d'effet, un intervalle inter-stimulus (ISI) ≥ 4 secondes doit être respecté (Valero-Cabré et al., 2011). Quant à l'intensité du stimulus, Rotenberg et al. (2014) font référence à 120 % du seuil moteur. La TMS *single pulse* rend possible l'exploration de l'excitabilité et l'intégrité des connexions cortico-spinales (Rotenberg et al., 2014).

Stimulation paired pulse. La TMS *paired pulse* implique quant à elle deux stimuli consécutifs : le stimulus de conditionnement (CS) suivi du stimulus test (TS). Selon l'intervalle inter-stimulus (ISI) ainsi que l'intensité des stimulations, différentes populations de neurones sont atteintes. La TMS *paired pulse* est généralement utilisée pour observer deux circuits inhibiteurs : les circuits inhibiteurs intra-corticaux courts (SICI) et les circuits inhibiteurs intra-corticaux longs (LICI), mais aussi deux circuits facilitateurs : la facilitation intra-corticale (ICF) et les circuits facilitateurs intra-corticaux courts (SICF) (Rotenberg et al., 2014). Le *Tableau 1* résume les interactions entre les différents protocoles et les circuits neuronaux observés.

Tableau 1

Les différents protocoles de TMS paired pulse et les circuits neuronaux activés

	Circuit	ISI (ms)	CS	TS
Inhibiteur	SICI	1 – 6	50 – 90 % rMT	TS 1mV
			<100 % aMT	>100 % rMT 120 % rMT
	LICI	50 – 200+	TS 1 mV 100 – 130 % rMT	TS 1 mV 120 % rMT
Excitateur	ICF	8 – 30	90+ % rMT	TS 0.5 – 1.5 mV
			>80 % aMT	
	SICF	1.0 – 1.5	>rMT	<rMT
		2.3 – 3.0	TS 1 mV	90 % rMT
		4.1 – 5.0	100 – 130 % rMT	

Note. Ce tableau est une adaptation tirée du livre de Rotenberg et al. (2014, p. 120). *aMT* = seuil moteur actif. *CS* = stimulus de conditionnement. *ICF* = facilitation intra-corticale. *ISI* = intervalle interstimulus. *LICI* = circuits inhibiteurs intra-corticaux longs. *ms* = millisecondes. *mV* = millivoltes. *rMT* = seuil moteur de repos. *SICF* = circuits facilitateurs intra-corticaux court. *SICI* = circuits inhibiteurs intra-corticaux courts. *TS* = stimulus test.

1.6 Électromyographie (EMG)

L'EMG est une technique expérimentale qui consiste à développer, enregistrer et analyser des signaux myoélectriques, lesquels sont formés par des variations physiologiques dans les membranes des fibres musculaires (Konrad, 2006). Par ailleurs, l'EMG est une méthode non-invasive qui, contrairement à d'autres méthodes, permet d'observer l'activité de muscles isolés. Or, son application scientifique demeure assez spécifique puisque selon la littérature, l'EMG est « une discipline scientifique reconnue, principalement en neurologie et kinésiologie » (Clarys, Scafoglieri, Tresignie, Sesboüé, & Cattrysse, 2012, p. 266). En ce qui concerne la kinésiologie, le même groupe liste de multiples applications de l'EMG dont notamment « l'étude du fonctionnement du muscle normal pendant des mouvements et postures sélectionnées » (p. 266).

En pratique, l'électromyographie consiste à placer des électrodes sur une section du muscle selon des repères anthropométriques précis afin de percevoir un signal musculaire (Clarys et al., 2012). Le signal de l'EMG découle alors des potentiels d'action présents dans la membrane de la fibre musculaire, lesquels résultent des processus de dépolarisation et de repolarisation de la membrane (Konrad, 2006).

Dans notre étude, l'EMG a été utilisée afin de mesurer l'activité des muscles gastrocnémien (GM), soléaire (SOL) et tibial antérieur (TA) en réponse à la TMS durant des tâches d'équilibre ; à noter que seul le muscle TA a fait l'objet d'analyse dans le cadre de ce travail.

1.7 Objectif du travail

Il a désormais été établi que des adaptations fonctionnelles au niveau cortical apparaissent avec l'âge. Concernant le contrôle postural, la recherche a démontré une baisse d'activité des mécanismes d'inhibition intra-corticale avec l'âge, notamment une baisse du taux d'activation de SICI. Or, comme mentionné au point *1.4.4 Contrôle postural et entraînement de l'équilibre*, ce déclin fonctionnel semble toutefois être modulable par l'entraînement de l'équilibre.

L'objectif de ce travail est de déterminer si un entraînement de l'équilibre à long terme induit une amélioration de la performance de l'équilibre ainsi qu'une modulation des mécanismes d'inhibition intra-corticale. A cet effet, nous nous sommes posé les questions suivantes :

- a) L'entraînement de l'équilibre permet-il aux seniors ainsi qu'aux jeunes adultes d'améliorer la performance de l'équilibre ?
- b) L'entraînement de l'équilibre sur une durée de six mois contribue-t-il à une hausse du taux d'activation de SICI chez les seniors ainsi que chez les jeunes adultes ?
- c) L'augmentation de l'activation de SICI est-elle corrélée à une amélioration de la performance de l'équilibre ?

Afin d'examiner scientifiquement ces questions, nous avons formulé l'hypothèse suivante :

H0 : L'entraînement de l'équilibre n'améliore pas la performance de l'équilibre.

H1 : L'entraînement de l'équilibre améliore la performance de l'équilibre.

H0' : L'entraînement de l'équilibre n'induit pas d'augmentation du taux d'activation de SICI.

H1' : L'entraînement de l'équilibre induit une augmentation du taux d'activation de SICI.

H0'' : L'augmentation de l'activation de SICI n'est pas corrélée à une amélioration de la performance de l'équilibre

H1'' : L'augmentation de l'activation de SICI est corrélée à une amélioration de la performance de l'équilibre

2 Méthode

2.1 Participants

Au total, 27 jeunes adultes (8 femmes, 19-33 ans) et 32 seniors (16 femmes, 66-78 ans) ont participé à cette étude, dont aucun ne présentait de pathologie neurophysiologique. Selon les deux classes d'âge, les différents sujets ont été aléatoirement répartis dans le groupe contrôle (CONT) ou dans le groupe intervention (INT), formant au total quatre groupes expérimentaux : jeune CONT, jeune INT, senior CONT, senior INT. Les groupes jeune INT ($n = 12$) et senior INT ($n = 17$) ont subi un entraînement de l'équilibre d'une durée de six mois alors que les groupes jeune CONT ($n = 15$) et senior CONT ($n = 15$) n'ont subi aucun entraînement. De plus, il a été explicitement demandé aux groupes CONT de ne procéder à aucune forme d'entraînement de l'équilibre pendant toute la durée de l'étude.

2.2 Entraînement de l'équilibre

Afin de percevoir l'effet de l'entraînement, les groupes INT ont participé à une phase d'entraînement de six mois, composée de deux séances hebdomadaires d'une durée de 60 min chacune. La séance débutait par une phase d'échauffement de 15 min suivie d'une partie de 45 min dédiée à l'entraînement de l'équilibre sous diverses formes. L'entraînement était construit de telle manière à ce que la difficulté des éléments crût durant les six mois. Dans un premier temps, les sujets se sont entraînés sur une surface dure, en équilibre sur une ou deux jambes. Afin d'augmenter la difficulté, des consignes comme par exemple attraper une balle ou encore fermer les yeux se sont progressivement ajoutées. Par la suite, des tâches cognitives telles que le calcul mental ou des exercices de mémoire se sont additionnées aux exercices. Dans un deuxième temps, des surfaces de plus en plus instables (i. e. coussin, mousse, *spintops*, etc.) ont été introduites. Dans un troisième temps, lorsque les tâches réalisées jusqu'ici étaient maîtrisées, des parcours d'équilibres ont complété l'entraînement afin de solliciter les facultés adaptatives pour chacun des exercices pratiqués. Finalement, une fois ce niveau atteint, des perturbations sont venues s'ajouter aux tâches initiales, par exemple perturber son camarade alors qu'il est en équilibre sur un engin instable.

En somme, ce programme a proposé une multitude de stimuli différents permettant aux participants de progresser dans un large panel d'exercices sollicitant les capacités d'équilibre.

2.3 Design expérimental

L'étude s'est déroulée sur une année, comportant alors une phase de SMT de six mois pour les groupes INT et aucun entraînement pour les groupes CONT. Trois séances de laboratoires ont été réalisées respectivement au départ, après deux et six mois. La séance de laboratoire

comprenait plusieurs mesures dont la performance de l'équilibre comme décrite au paragraphe 2.4 *Performance de l'équilibre* ainsi que le taux d'inhibition intra-corticale lors d'un exercice postural, décrit au paragraphe 2.5 *Modulation de SICI*. La *Figure 1* résume alors le design de l'étude. Il faut également noter qu'un test de rétention a été effectué après 12 mois, dont les résultats n'ont pas été analysés dans le cadre de ce travail.

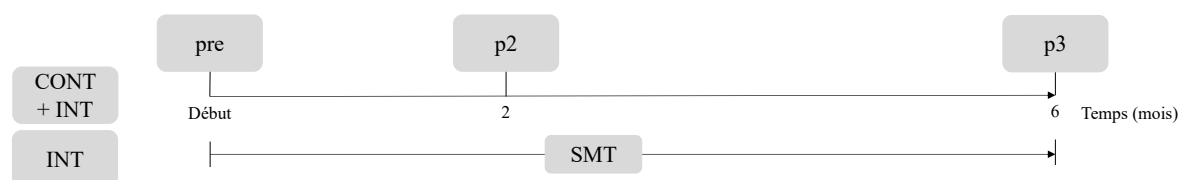


Figure 1. Design expérimental des phases de tests et d'entraînement. Le groupe contrôle (CONT) ainsi que le groupe intervention (INT) ont assisté à trois séances de tests identiques : un pré-test (pre) avant toute intervention d'entraînement, après deux mois (p2) et finalement un post-test après six mois (p3). Tout au long des six mois, le groupe INT a subi un entraînement de l'équilibre (SMT) à hauteur de deux fois 60 minutes par semaine alors que le groupe CONT n'a pas subi d'entraînement.

2.4 Performance de l'équilibre

La performance de l'équilibre a été mesurée sur une plaque de force pour quatre niveaux sur plusieurs engins instables de type *spintop*. Pour chaque niveau, il était demandé aux participants de positionner les mains sur les hanches afin de normaliser la technique. La performance a été classée selon quatre engins instables de difficulté progressive : niveau 1, 2, 3 et 4. Tous les participants commençaient au niveau 1 puis accédaient aux niveaux supérieurs. Pour chaque niveau, deux essais de 30 s ont été réalisés. Afin de valider un niveau et de passer au suivant, les participants devaient accomplir les deux essais sans erreur (par erreur, on entend un contact de la main avec la main courante comme illustré sur la *figure 2*).

2.4.1 Récolte de données CoP. Afin de quantifier la performance de l'équilibre, le CoP a été mesuré sur une plaque de force AMTI OR6-7-2000 (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA). Les données du CoP ont ensuite été traitées sur ordinateur par un script MATLAB (R2015b ; MathWorks, Natick, MA, USA) afin d'en déduire le *CoP displacement*, qui correspond alors au chemin total parcouru par le CoP en centimètre durant l'essai. Dès lors, plus le chemin est court, plus la performance de l'équilibre est bonne. Finalement, la moyenne du *CoP displacement* des deux essais a été retenue pour chaque niveau.

2.5 Modulation de SICI

L'inhibition intra-corticale a été mesurée en comparant la moyenne des MEPs en réponse à la TMS *single pulse* et à la TMS *paired pulse*. Pour ce faire, les participants ont été testés dans

trois conditions : Stand (debout sur un sol dur), Niveau 1 (en équilibre sur un engin de type *spintop* correspondant au premier niveau du chapitre 2.4 *Performance de l'équilibre*) et Best (en équilibre sur l'engin *spintop* qui représentait le meilleur niveau que le participant avait atteint dans le bloc CoP). Pour chaque condition, 20 stimulations *single pulse* et 20 stimulations *paired pulse* ont été soumises aux participants. La *figure 2* illustre une participante qui réalise le Niveau 1 avec la TMS.

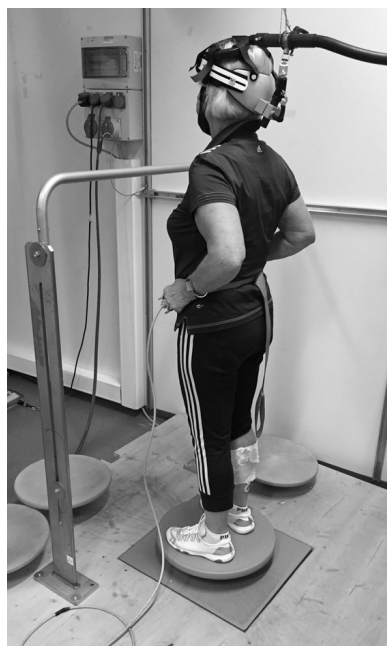


Figure 2. Illustration d'une participante en équilibre sur l'engin type *spintop* Niveau 1, réalisant le bloc expérimental de TMS. Elle est équipée d'électrodes pour l'EMG sur la partie inférieure de la jambe droite et du dispositif de TMS fixé sur le crâne. Au sol, on distingue une plaque de force qui permet de mesurer le déplacement du CoP.

2.5.1 Récolte de données TMS. Pour chaque sujet, les MEPs ont été produits dans le TA par TMS de l'aire motrice controlatérale de la jambe (i. e. hémisphère gauche) en utilisant un stimulateur magnétique Magventure® (MagPro X100 with Option) avec une bobine de type figure-en-huit (DB-80 Butterfly). Après avoir trouvé le site optimal de stimulation (hotspot), la position a été marquée et la bobine a été fixée à cet endroit en utilisant un casque customisé (Petzl, Garmisch-Partenkirchen, Allemagne), lequel a été utilisé lors d'une précédente étude (Taube et al., 2008). Afin de s'assurer que la position de la bobine sur le crâne ne change pas durant l'expérience, un système de neuro-navigation a été utilisé (Localite® TMS Navigator). Après avoir positionné la bobine sur le hotspot du TA, le seuil moteur actif (1.0 MT) a été déterminé. L'aMT a été défini suite à 10 stimulations dont 5 ont provoqué des MEPs avec une amplitude pic à pic (PP) $\geq 100 \mu V$. Par la suite, une série de 20 stimulations a été effectuée (10 stimulations *single pulse* et 10 stimulations *paired pulse*). La TMS *paired pulse* a été appliquée afin de déterminer le taux de SICI dans le TA. Pour ce faire, un intervalle de 2.5 ms a été choisi entre le stimulus de conditionnement avec une valeur de 0.7 MT et le stimulus test avec 1.2 MT (Soto et al., 2006). Dans une première phase, 10 stimulations *single pulse* d'une

intensité de 1.2 MT ont été réalisées afin d'en calculer la moyenne de l'amplitude pic à pic des MEPs dans le muscle TA. Dans une seconde phase, la moyenne de PP des MEPs pour la stimulation *paired pulse* a été calculée, également suite à 10 stimulations. Le taux de SICI est alors exprimé comme le ratio en pourcents entre la moyenne de l'amplitude pic à pic des MEPs induits par la stimulation *single pulse* et celle induite par la stimulation *paired pulse*.

2.5.2 Récolte de données EMG. L'EMG a été réalisé pour les muscles TA, GM et SOL, mais seul le TA a été retenu pour l'analyse. Après avoir nettoyé la peau à l'aide d'un papier abrasif ainsi qu'appliqué une solution désinfectante, les électrodes bipolaires de surface Ag/AgCl (Blue sensor P, Ambu, Bad Nauheim, Germany) ont été collés sur les muscles cibles, en ligne par rapport aux fibres musculaires. Une électrode a également été fixée sur la tête proximale du tibia en guise de référence. Pour le traitement du signal de l'EMG, toutes les données ont été informatiquement récoltées par le programme IMAGO (Pfitec Biomedical Systems, En-dingen, Germany).

2.6 Analyse statistique

Les signaux brutes de l'EMG et de TMS ont été informatiquement traités avec le programme MATLAB (R2015b; MathWorks, Natick, MA, USA). L'analyse statistique des données a quant à elle été réalisée avec le programme R studio 4 version 1.1.447 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria). Pour l'analyse des variables, la normalité a été systématiquement testée. Une *mixed design ANOVA* (4 x 3) a alors été utilisée afin de tester les différences de la performance de l'équilibre (*CoP displacement*) ainsi que la modulation de SICI pour les groupes CONT et INT. Par la suite, une *mixed design ANOVA* (2 x 3) a été séparément appliquée aux seniors et aux jeunes. Concernant les tests post-hoc, la correction de Benjamini-Hochberg (BH) a été choisie dans tous les cas d'ANOVA. Finalement, le seuil de significativité a été fixé à $p \leq 0.05$.

3 Résultats

3.1 Effet de l'entraînement de l'équilibre sur le CoP

Pour chaque niveau, la moyenne des performances de l'équilibre (i.e. le déplacement du CoP) a été calculée pour les groupes CONT et INT, dont les résultats sont présentés dans le *tableau 2*. La progression a également été analysée pour les jeunes et les seniors ayant suivi un entraînement en calculant le gain relatif à la performance de départ pour les mesures après deux et six mois. Le *tableau 3* résume alors l'ensemble de ces résultats.

Tableau 2

Moyennes du déplacement du CoP des différents groupes expérimentaux pour chacun des niveaux de difficulté au début (pre) après deux mois (p2) et après six mois (p3)

	Senior		Jeune	
	CONT	INT	CONT	INT
	<i>CoP displacement (cm)</i>		<i>CoP displacement (cm)</i>	
	<i>M ± SD</i>		<i>M ± SD</i>	
Niveau 1	(n = 14)	(n = 15)	(n = 13)	(n = 13)
pre	51.56 ± 12.69	53.72 ± 9.88	37.24 ± 10.32	33.02 ± 8.88
p2	52.36 ± 12.07	48.69 ± 9.47	33.53 ± 7.99	27.28 ± 6.70
p3	55.23 ± 12.03	41.01 ± 5.95	32.64 ± 8.49	25.39 ± 6.33
Niveau 2	(n = 13)	(n = 14)	(n = 13)	(n = 13)
pre	82.16 ± 20.75	91.86 ± 20.56	58.27 ± 12.53	61.10 ± 17.61
p2	82.74 ± 22.37	82.42 ± 17.83	55.31 ± 14.41	50.93 ± 11.11
p3	89.50 ± 23.01	75.67 ± 15.80	56.08 ± 16.06	46.53 ± 10.23
Niveau 3			(n = 13)	(n = 13)
pre	-	-	76.78 ± 19.20	76.55 ± 27.39
p2	-	-	69.74 ± 26.65	63.35 ± 13.71
p3	-	-	66.11 ± 18.36	56.86 ± 15.77
Niveau 4			(n = 11)	(n = 10)
pre	-	-	98.20 ± 23.95	89.09 ± 26.27
p2	-	-	95.71 ± 33.17	76.96 ± 24.61
p3	-	-	99.90 ± 34.86	70.75 ± 21.75

Note. Pour chaque niveau de difficulté, les moyennes de déplacement du CoP ont été calculées pour les différents groupes au départ (pre), après deux mois (p2) et après six mois (p3). *CONT* = groupe contrôle. *INT* = groupe intervention. *M* = moyenne. *n* = nombre. *SD* = écart type.

Tableau 3

Moyennes d'amélioration du CoP déplacement en pourcents relative au prétest, pour les groupes INT après deux et six mois d'entraînement de l'équilibre

	Senior INT	Jeune INT
	Amélioration du CoP déplacement (%)	Amélioration du CoP déplacement (%)
	$M \pm SEM$	$M \pm SEM$
Niveau 1	($n = 15$)	($n = 13$)
p2	9.06 ± 2.25	16.42 ± 2.93
p3	22.62 ± 2.36	22.01 ± 3.31
Niveau 2	($n = 13$)	($n = 13$)
p2	10.05 ± 1.96	14.39 ± 3.41
p3	17.25 ± 1.75	21.72 ± 3.19
Niveau 3		($n = 13$)
p2	-	13.66 ± 4.02
p3	-	23.51 ± 3.98
Niveau 4		($n = 9$)
p2	-	14.37 ± 2.81
p3	-	20.61 ± 2.23

Note. Le tableau ci-dessus résume l'amélioration en pourcents du *CoP déplacement* mesurée pour les groupes INT après deux mois (p2) et six mois (p3). *INT*=groupe intervention. *M* = moyenne. *n* = nombre. *SEM* = erreur standard de la valeur moyenne.

3.1.1 Niveau 1. En analysant le déplacement total du CoP sur un engin instable chez les seniors, l'ANOVA a révélé un *interaction effect of* GROUP x TIME : $F(2, 54) = 29.54$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.10$. Par la suite, les tests post-hoc ont été réalisés avec la correction de BH. Une différence significative entre les groupes a été identifiée après six mois d'entraînement ($p = 0.007$). Au sein du groupe INT, une différence significative a été montrée après deux mois ($p = 0.003$) après six mois ($p < 0.001$) et entre deux et six mois ($p < 0.001$). Chez les jeunes, l'ANOVA n'a pas montré d'effet significatif, $F(2, 48) = 1.60$, $p = 0.21$, $\eta^2 = 0.01$. L'ensemble de ces résultats est illustré dans la *figure 3*.

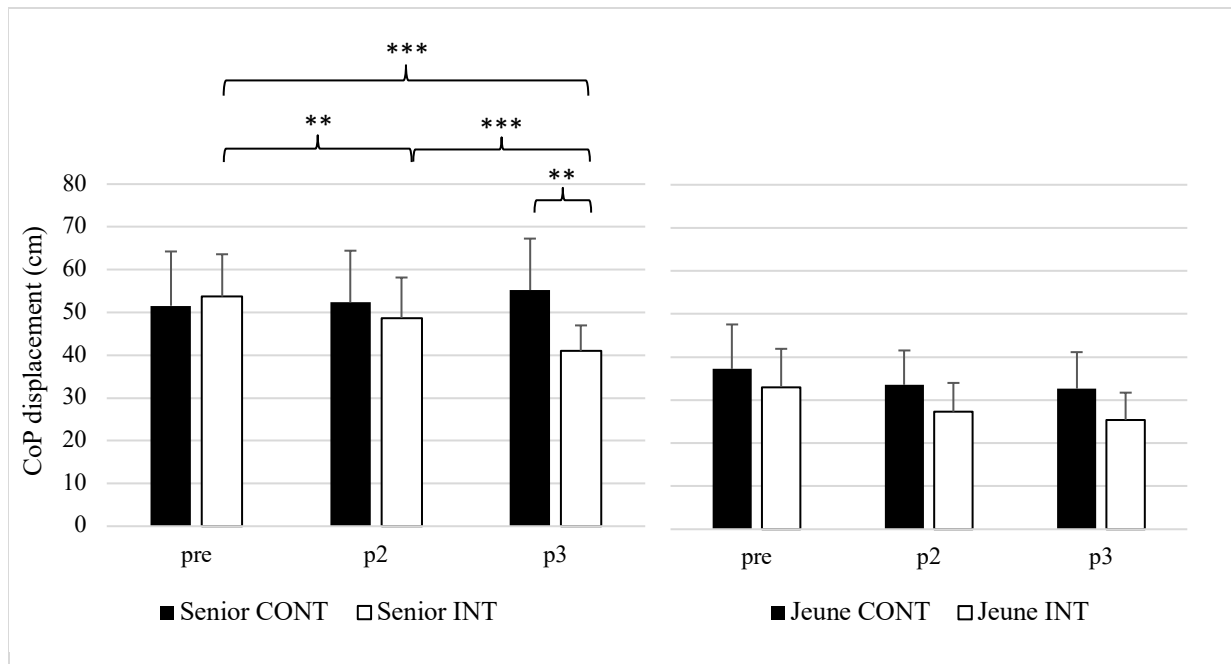


Figure 3. Déplacement total du CoP pour le niveau 1 avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe intervention : Senior INT ; $n = 15$ et Jeune INT ; $n = 13$) ou une activité normale (groupe contrôle : Senior CONT ; $n = 14$ et Jeune CONT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$.

La performance de l'équilibre après deux et six mois, laquelle est représentée par le déplacement total du CoP, a été mise en relation avec les valeurs obtenues au prétest. L'ANOVA a montré un *interaction effect of* TIME x AGE significatif : $F(1, 26) = 4.98, p = 0.03, \eta^2 = 0.04$. Chez les seniors, le test post-hoc de correction BH a révélé une différence significative ($p < 0.001$) entre deux et six mois d'entraînement. La *figure 4* résume l'amélioration des performances pour les jeunes et les seniors au niveau 1.

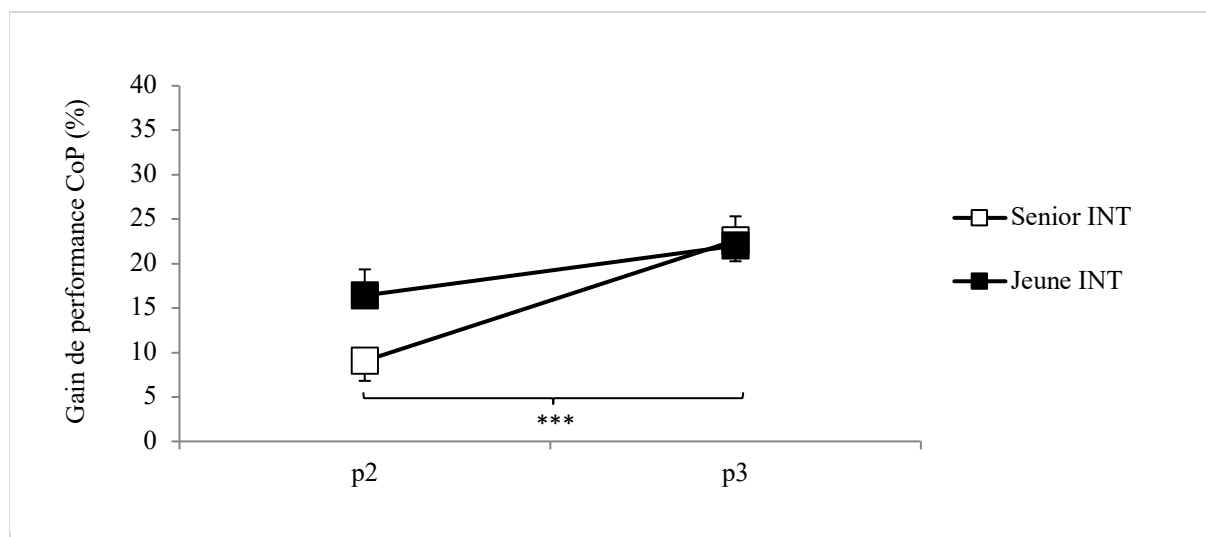


Figure 4. Amélioration en pourcents du CoP displacement en pourcentage par rapport au prétest pour le niveau 1 après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre chez les seniors (Senior INT ; $n = 15$) et les jeunes (Jeunes INT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne. *** $p < 0.001$.

3.1.2 Niveau 2. Chez les seniors, l'ANOVA a révélé un *interaction effect of* GROUP x TIME significatif : $F(2, 46) = 41.06, p < 0.001, \eta^2 = 0.06$. En effet, le groupe INT a présenté des différences significatives après deux mois ($p = 0.002$), six mois ($p < 0.001$) ainsi qu'entre les deux ($p < 0.001$). Le groupe CONT a vu sa performance diminuer significativement entre deux et six mois ($p = 0.002$). L'analyse des groupes jeunes a elle aussi montré une interaction significative : $F(2, 48) = 6.75, p = 0.003, \eta^2 = 0.03$. Le test post-hoc de correction BH a montré des différences significatives au sein du groupe INT après deux mois ($p = 0.007$), entre deux et six mois ($p = 0.002$) et après six mois d'entraînement ($p = 0.002$). Tous ces résultats sont résumés dans la *figure 5*.

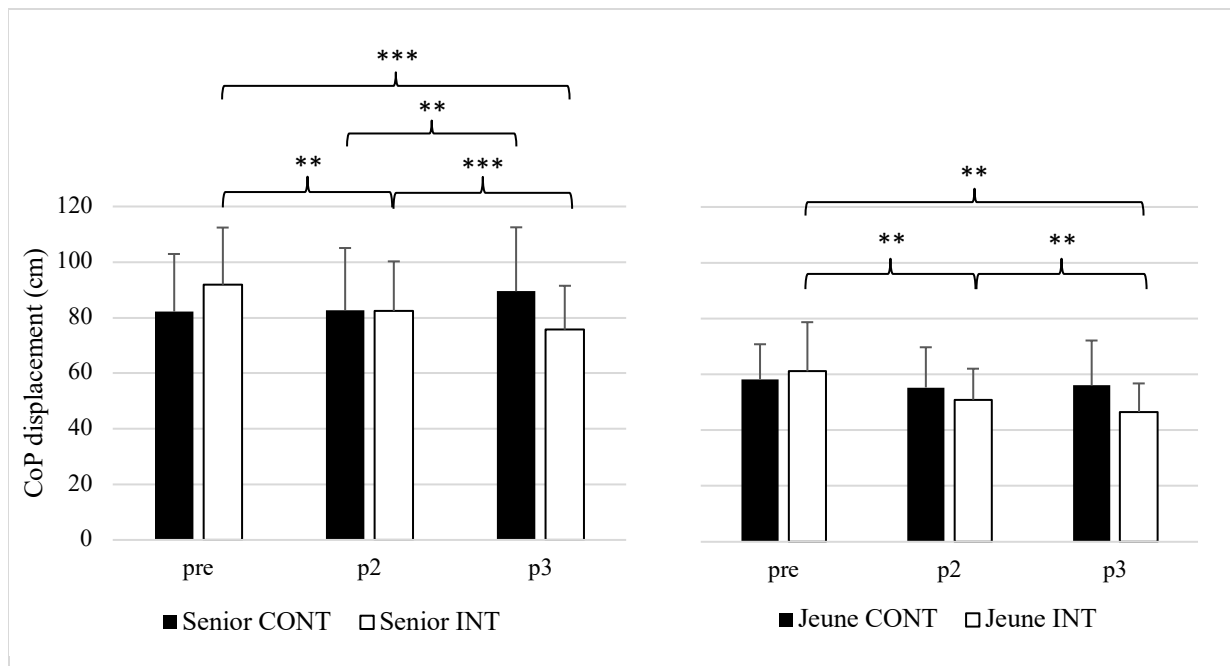


Figure 5. Déplacement total du CoP pour le niveau 2 avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe intervention : Senior INT ; $n = 14$ et Jeune INT ; $n = 13$) ou une activité normale (groupe contrôle : Senior CONT ; $n = 13$ et Jeune CONT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. $**p < 0.01$, $***p < 0.001$.

En analysant le progrès des groupes INT seniors et jeunes, l'ANOVA a révélé un *interaction effect of AGE x TIME* : $F(1, 24) = 0.004$, $p = 0.95$, $\eta^2 < 0.001$, dont les moyennes sont présentées dans la figure 6.

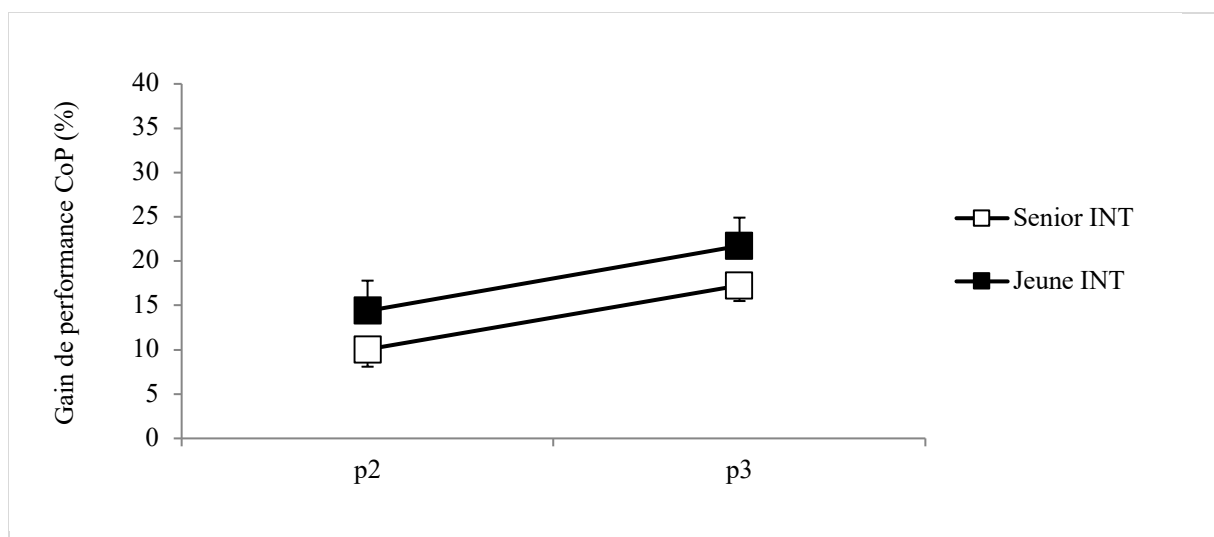


Figure 6. Amélioration en pourcents du CoP displacement en pourcentage par rapport au prétest pour le niveau 2 après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre chez les seniors (Senior INT ; $n = 15$) et les jeunes (Jeunes INT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne.

3.1.3 Niveaux 3 et 4. Pour les niveaux trois et quatre, seuls les jeunes participants ont été sujets à l'analyse, le niveau d'équilibre des seniors ne leur permettant pas de réaliser des essais valables. Donc, en ce qui concerne les jeunes, l'ANOVA a révélé pour le niveau 3 un *interaction effect of* GROUP x TIME au-dessus du seuil de significativité : $F(2, 48) = 1.47, p = 0.2, \eta^2 = 0.01$. Pour le niveau 4 l'*interaction effect* était quant à lui significatif : $F(2, 38) = 5.07, p = 0.01, \eta^2 = 0.02$. L'analyse des post-hoc a indiqué des écarts significatifs pour le groupe INT après deux mois ($p = 0.005$), entre deux et six mois ($p = 0.005$) et finalement après six mois ($p < 0.001$). Les moyennes des niveaux trois et quatre ainsi que les tests post-hoc sont présentés dans la figure 7.

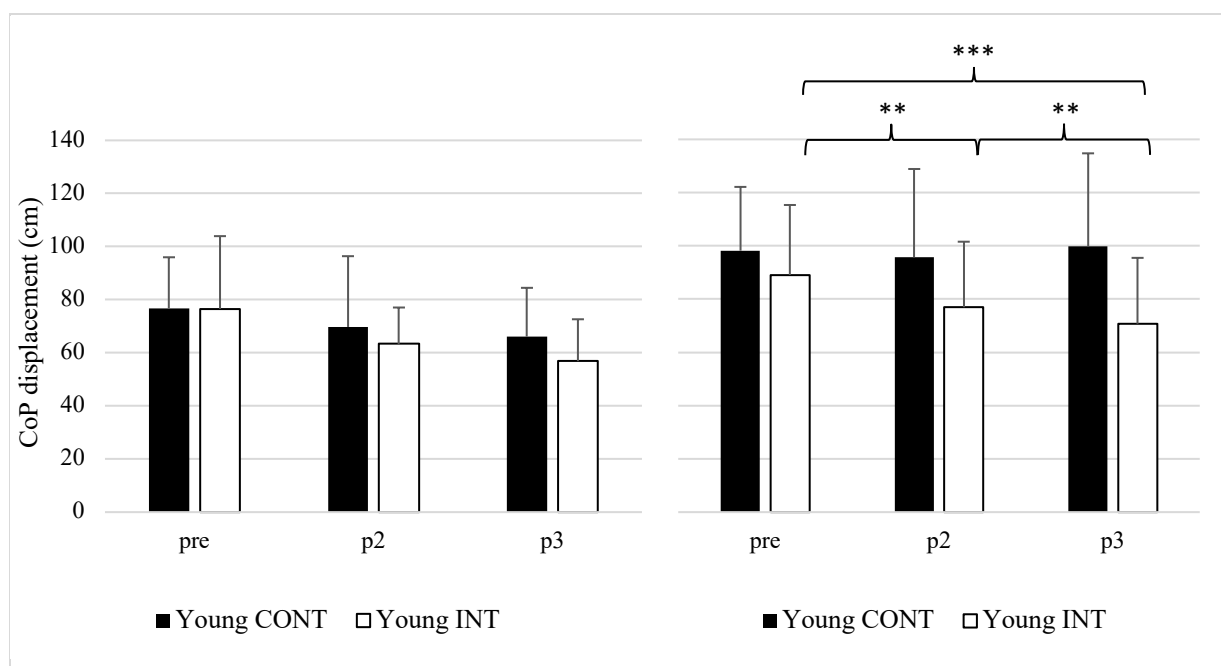


Figure 7. Déplacement total du CoP pour les niveaux 3 (à gauche) et 4 (à droite) avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe jeune INT ; $n = 13$) ou une activité normale (groupe jeune CONT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. $**p < 0.01$, $***p < 0.001$.

La moyenne d'amélioration de la performance de l'équilibre a été comparée après deux et six mois au moyen d'un *t*-test apparié et a montré une différence significative pour le niveau 3 ($p < 0.001$) et pour le niveau 4 ($p = 0.009$). Ces résultats sont illustrés dans les figures 8 et 9.

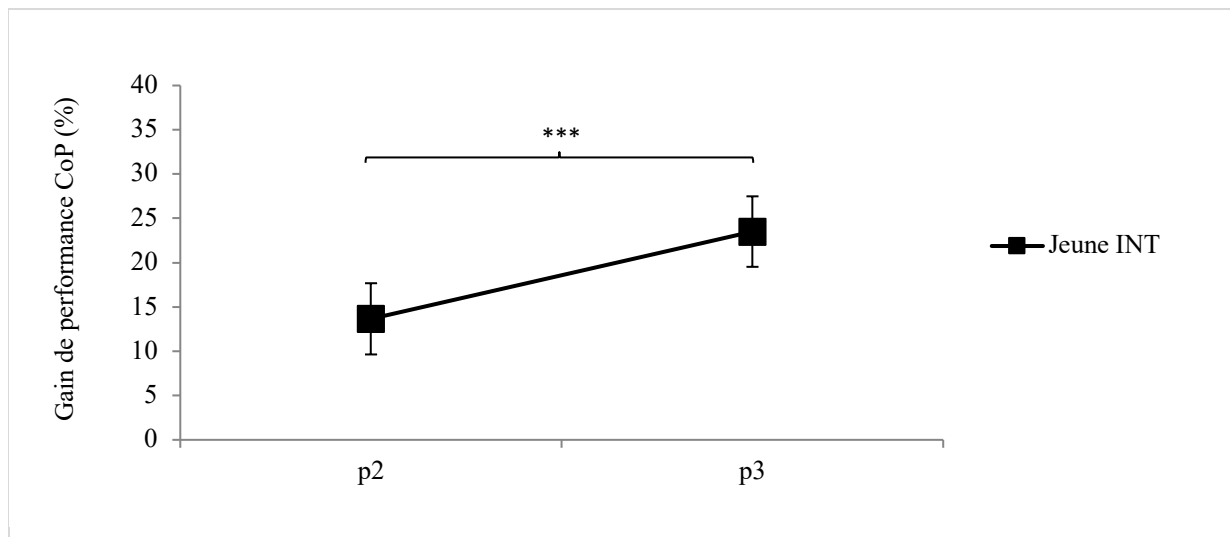


Figure 8. Amélioration en pourcents du *CoP displacement* en pourcentage par rapport au prétest pour le niveau 3 après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre chez les jeunes (Jeunes INT ; $n = 13$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne. *** $p < 0.001$.

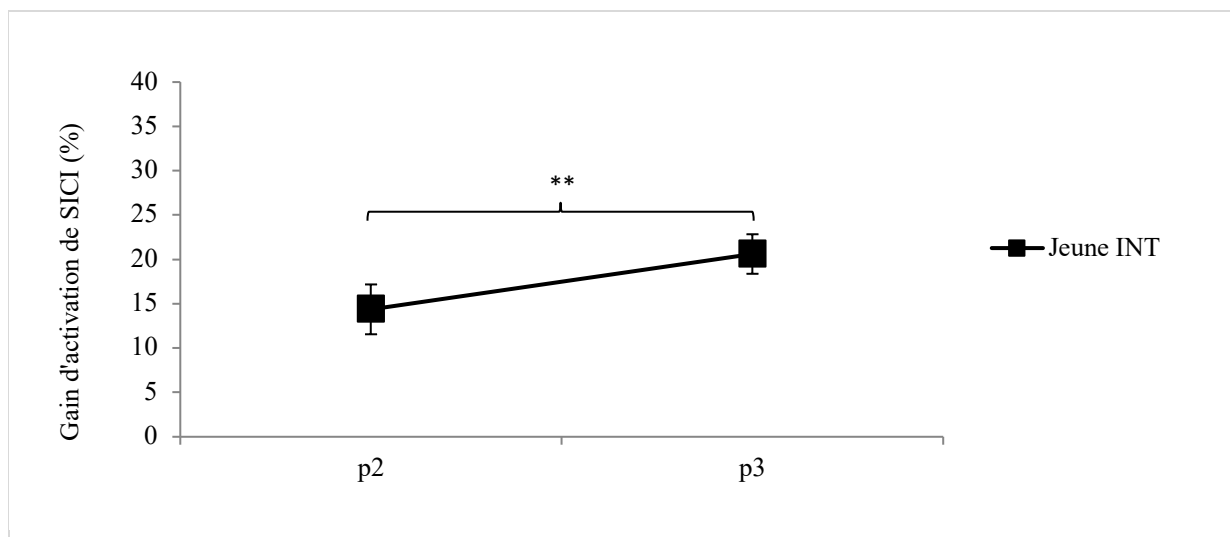


Figure 9. Amélioration en pourcents du *CoP displacement* en pourcentage par rapport au prétest pour le niveau 4 après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre chez les jeunes (Jeunes INT ; $n = 9$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne. ** $p < 0.01$.

3.2 Effet de l'entraînement de l'équilibre sur SICI

Le *tableau 4* résume les moyennes de SICI obtenues pour les groupes CONT et INT tant bien chez les jeunes que chez les seniors au cours des trois repères temporels alors que le *tableau 5* résume les moyennes des gains d'activation de SICI relatifs après deux et six mois. Concernant le niveau Best pour les seniors, seuls quelques participants ont obtenus des résultats valides, lesquels sont présentés ci-dessous mais ne sont pas pris en considération dans l'analyse des variances aux points suivants.

Tableau 4

Moyennes du taux de SICI des différents groupes expérimentaux dans les conditions au début (pre) après deux mois (p2) et après six mois (p3)

	Senior		Jeune	
	CONT	INT	CONT	INT
	SICI (%)		SICI (%)	
	$M \pm SD$		$M \pm SD$	
Stand	($n = 15$)	($n = 17$)	($n = 15$)	($n = 12$)
pre	50.69 ± 4.15	47.78 ± 6.53	80.86 ± 7.60	82.48 ± 10.87
p2	48.68 ± 6.72	57.03 ± 8.39	79.99 ± 7.84	84.82 ± 11.75
p3	45.66 ± 7.10	61.82 ± 8.63	78.58 ± 10.92	84.28 ± 9.40
Niveau 1	($n = 15$)	($n = 17$)	($n = 15$)	($n = 12$)
pre	36.34 ± 6.10	37.41 ± 7.80	62.74 ± 12.47	66.76 ± 14.93
p2	28.47 ± 14.09	43.56 ± 9.68	65.27 ± 6.34	74.21 ± 16.67
p3	30.28 ± 13.65	49.34 ± 7.35	67.66 ± 14.74	71.49 ± 15.66
Best	($n = 4$)	($n = 11$)	($n = 15$)	($n = 12$)
pre	20.94 ± 8.55	15.52 ± 9.17	34.29 ± 15.65	37.92 ± 17.25
p2	11.38 ± 3.89	26.80 ± 10.91	36.99 ± 15.48	50.18 ± 11.90
p3	26.81 ± 11.99	31.07 ± 11.46	38.23 ± 22.88	55.44 ± 12.87

Note. Le tableau ci-dessus résume le taux d'activation de SICI obtenu pour les différents groupes au départ (pre), après deux mois (p2) et après six mois (p3). *CONT* = groupe contrôle. *INT* = groupe intervention. *M* = moyenne. *n* = nombre. *SD* = écart type.

Tableau 5

Moyennes des gains d'activation de SICI relatifs au prétest pour les groupes INT après deux et six mois d'entraînement de l'équilibre

	Senior INT	Jeune INT
	Gain de SICI (%)	Gain de SICI (%)
	$M \pm SEM$	$M \pm SEM$
Stand	($n = 17$)	($n = 12$)
p2	20.61 ± 4.82	3.53 ± 4.28
p3	31.86 ± 6.70	2.80 ± 2.95
Niveau 1	($n = 17$)	($n = 12$)
p2	17.93 ± 4.51	12.32 ± 4.93
p3	41.85 ± 14.32	10.96 ± 8.44
Best		($n = 12$)
p2	-	68.61 ± 28.31
p3	-	92.75 ± 41.05

Note. Le tableau ci-dessus résume les gains d'activation de SICI obtenus pour les groupes INT après deux mois (p2) et six mois (p3). *INT* = groupe intervention. *M* = moyenne. *n* = nombre. *SEM* = erreur standard de la valeur moyenne.

3.2.1 Stand. En analysant le taux de SICI sur un sol dur debout, l'ANOVA a révélé un *main effect of AGE x GROUP x TIME* : $F(2, 110) = 6.02, p = 0.003, \eta^2 = 0.03$. Ce résultat a justifié l'analyse séparée des deux classes d'âge. Les différences entre les groupes sont présentées dans la *figure 10*. Pour les seniors, l'analyse de l'effet de groupe sur SICI indique une relation significative $F(2, 60) = 21.98, p < 0.001, \eta^2 = 0.24$. Le test post-hoc de correction BH a montré une différence significative entre le groupe CONT et le groupe INT après deux mois ($p = 0.003$) et après six mois ($p < 0.001$). Une augmentation significative du taux de SICI a également été constatée au sein du groupe INT après deux ($p < 0.001$) et six mois ($p < 0.001$) alors que pour le groupe contrôle une baisse significative a été relevée après six mois ($p = 0.027$) et entre deux et six mois ($p = 0.008$). En revanche, chez les jeunes adultes debout sur un sol dur, l'ANOVA n'a pas présenté un *interaction effect of GROUPE x TIME* significatif, $F(2, 50) = 0.88, p = 0.42, \eta^2 = 0.01$.

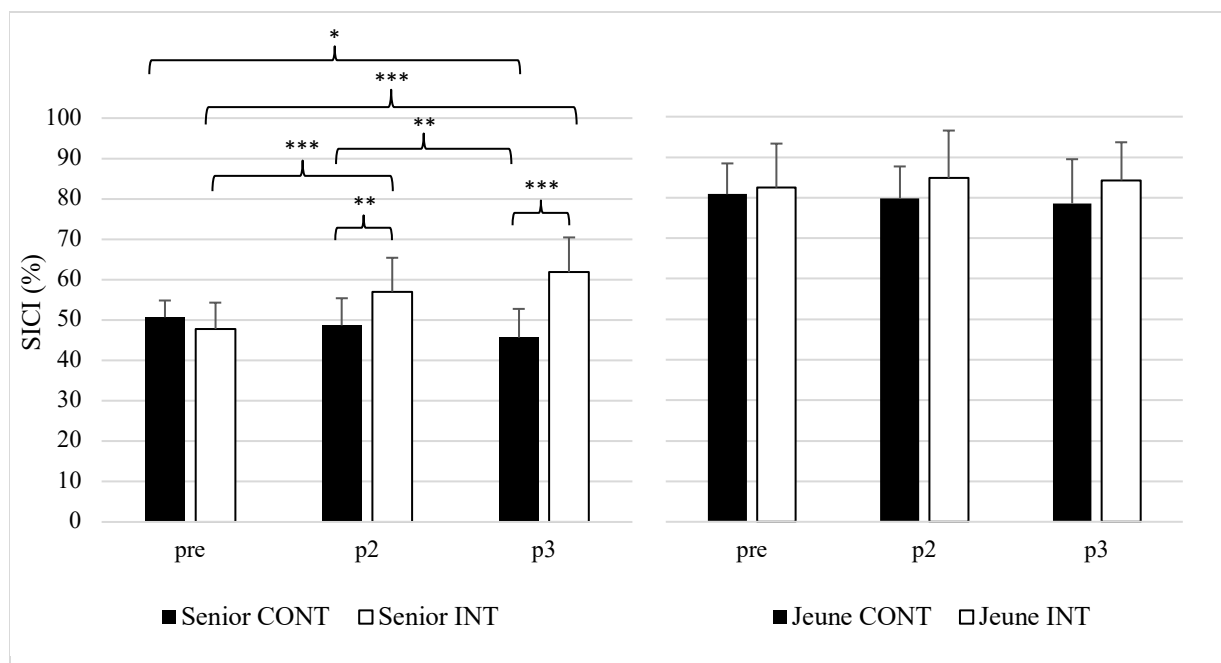


Figure 10. Taux d'activation de SICI pour la condition Stand avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe intervention : Senior INT ; $n = 17$ et Jeune INT ; $n = 12$) ou une activité normale (groupe contrôle : Senior CONT ; $n = 15$ et Jeune CONT ; $n = 15$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$.

Les valeurs du taux de SICI après deux et six mois ont été mises en relation avec le prétest afin de quantifier l'augmentation relative. La *figure 11* résume les différences de modulation entre les jeunes et les seniors pour la condition Stand. L'*interaction effect of TIME x AGE* testé par l'ANOVA était au-dessus du seuil de significativité, $F(1, 27) = 2.52, p = 0.096, \eta^2 = 0.02$.

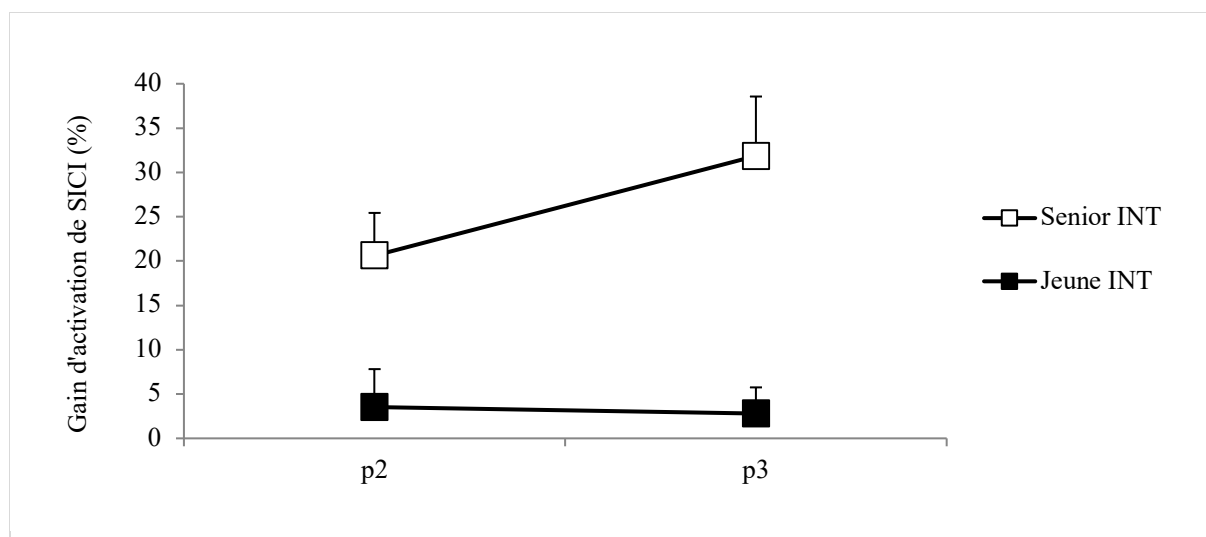


Figure 11. Gain d'activation de SICI en pourcentage du prétest pour la condition Stand après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre pour les seniors (Senior INT ; $n = 17$) et les jeunes (Jeunes INT ; $n = 12$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne.

3.2.3 Niveau 1. La *figure 12* présentes les différences révélées par l'ANOVA, dont l'analyse a indiqué un *main effect of AGE x GROUP x TIME* : $F(2, 110) = 4.36, p = 0.015, \eta^2 = 0.03$. L'analyse des seniors a donc été réalisée séparément de celle des jeunes. L'ANOVA du groupe de seniors a indiqué un *interaction effect of GROUPE x TIME* significatif : $F(2, 60) = 14.13, p < 0.001, \eta^2 = 0.13$. Les comparaisons post-hoc ont été calculée avec la correction BH, mettant en exergue les différences suivantes : entre le groupe CONT et INT après deux mois ($p = 0.003$) et après six mois ($p < 0.001$), pour le groupe INT après deux mois ($p = 0.002$), après six mois ($p < 0.001$) et entre deux et six mois ($p = 0.01$). Pour le taux de SICI chez les jeunes participants, l'*interaction effect of GROUPE x TIME* n'était pas significatif, $F(2, 50) = 0.62, p = 0.54, \eta^2 = 0.01$.

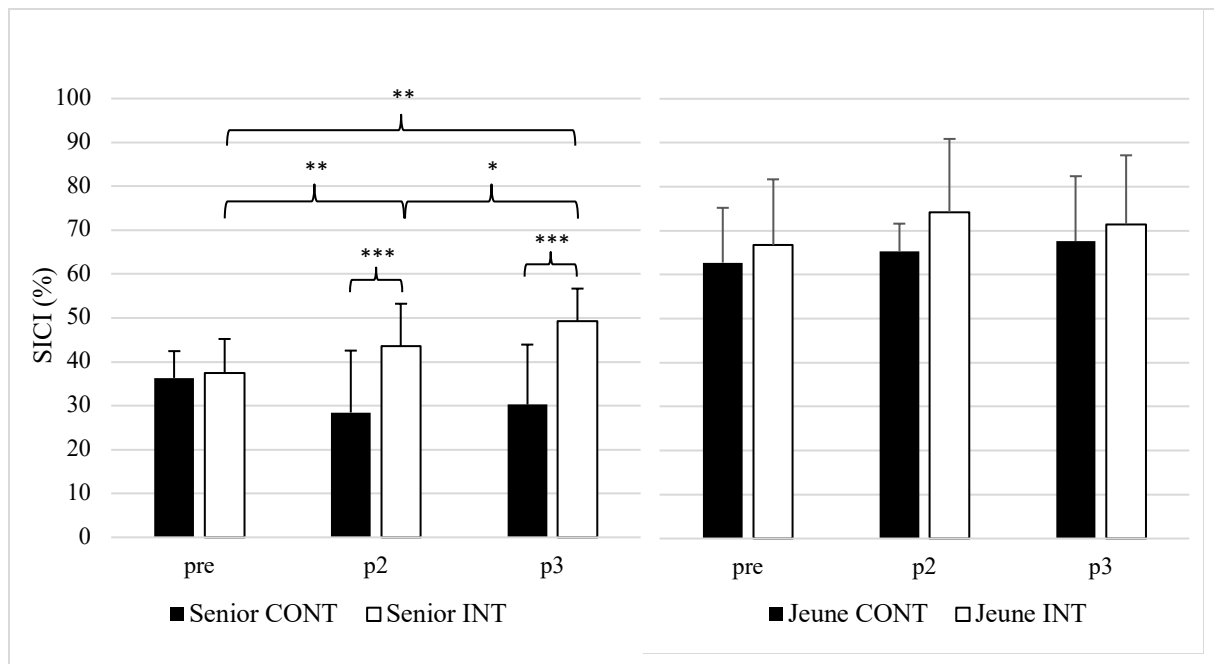


Figure 12. Taux d'activation de SICI pour la condition Niveau 1 avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe intervention : Senior INT ; $n = 17$ et Jeune INT ; $n = 12$) ou une activité normale (groupe contrôle : Senior CONT ; $n = 15$ et Jeune CONT ; $n = 15$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. $**p < 0.01$, $***p < 0.001$.

Les gains d'activation de SICI relatifs au prétest sont illustrés dans la figure 13. Pour les effets couplés du gain d'activation et du timing, l'ANOVA n'a pas indiqué d'interaction significative, $F(1, 27) = 2.52$, $p = 0.24$, $\eta^2 = 0.03$.

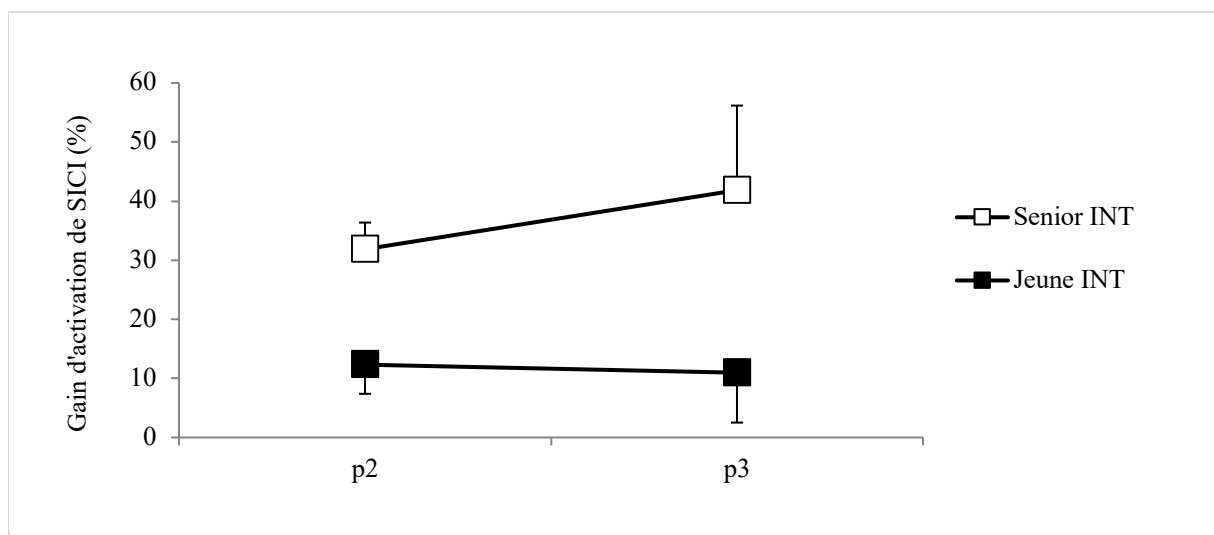


Figure 13. Gain d'activation de SICI en pourcentage du prétest pour la condition Niveau 1 après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre pour les seniors (Senior INT ; $n = 17$) et les jeunes (Jeunes INT ; $n = 12$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne.

3.2.3 Best. Un grand nombre de seniors, particulièrement dans le groupe CONT, ne remplissaient pas les exigences pour les niveaux supérieurs au premier niveau, ce qui a conduit à renoncer à l'analyse de cette condition pour les seniors. Cependant, pour les jeunes participants, l'ANOVA a révélé un *interaction effect of* GROUPE x TIME significatif, $F(2, 50) = 4.34$, $p = 0.018$, $\eta^2 = 0.03$. Le test post-hoc corrigé avec la méthode de BH a souligné une différence significative entre les groupes après six mois ($p = 0.044$) ainsi qu'un effet significatif de l'entraînement sur le taux de SICI après deux ($p = 0.006$) et six mois ($p = 0.006$). Les résultats de la condition Best pour les jeunes sont résumés dans la *figure 14*.

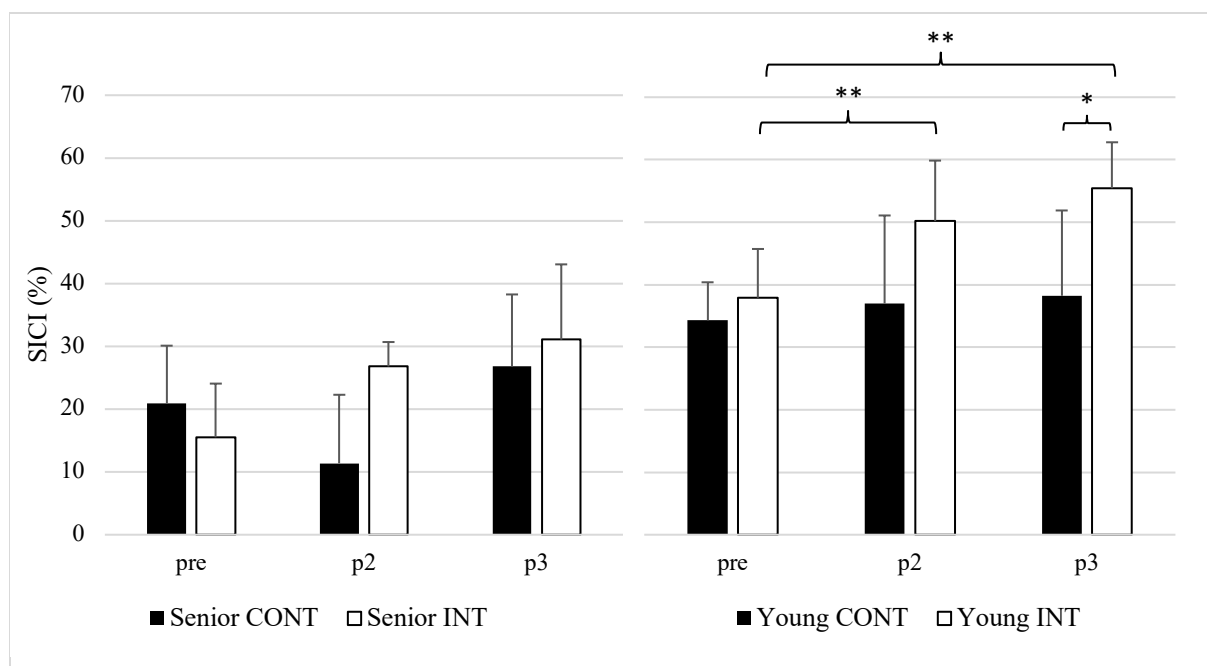


Figure 14. Taux d'activation de SICI pour la condition Best avant (pre), après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre (groupe intervention : Senior INT ; $n =$ et Jeune INT ; $n = 12$) ou une activité normale (groupe contrôle : Senior CONT ; $n =$ et Jeune CONT ; $n = 15$). Les barres d'erreur représentent l'écart type à la moyenne. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$.

Pour les jeunes, la modulation de SICI relative au prétest est résumée dans la *figure 15*. Concernant l'effet du timing sur le gain d'activation de SICI, le *t*-test apparié n'a pas montré de différence significative ($p = 0.084$).

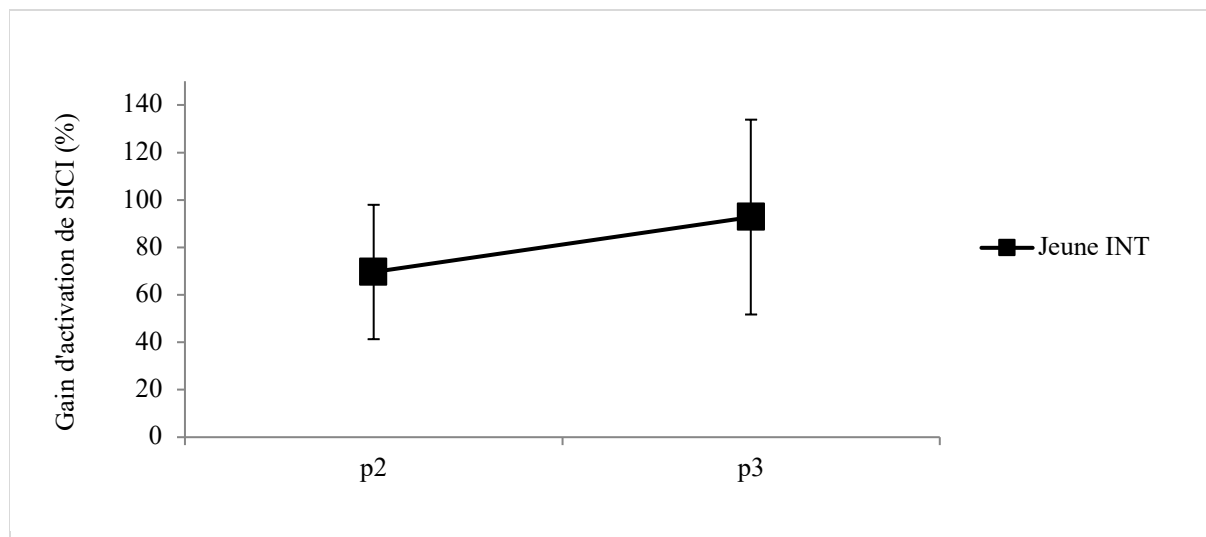


Figure 15. Gain d'activation de SICI en pourcentage du prétest pour la condition Best après deux (p2) et six mois (p3) d'entraînement de l'équilibre pour les jeunes (Jeunes INT ; $n = 12$). Les barres d'erreur représentent l'erreur standard de la valeur moyenne.

Finalement, le progrès des jeunes adultes en condition Best avec celui des seniors en condition Niveau 1 a été analysé, le challenge postural étant jugé plus représentatif des exigences en matière d'équilibre pour chacune des deux classes d'âge. L'ANOVA n'a toutefois pas révélé d'effet significatif, $F(1, 27) = 0.0001$, $p = 0.99$, $\eta^2 < 0.001$.

3.3 Corrélation : données comportementales et neurophysiologiques

Un lien potentiel entre les adaptations comportementales et neurophysiologiques a été testé en appliquant une corrélation. Pour ce faire, la différence du déplacement du CoP a été mise en relation avec la différence de SICI pour la condition Niveau 1 (valeur p3 - valeur pre), et ce aussi bien pour le groupe INT que CONT.

Dans un premier temps, les jeunes et les seniors ont été analysés ensemble. En ce qui concerne les classes d'âge confondues, l'analyse a révélé une corrélation significative (*Spearman's rank correlation rho*) entre la progression de l'équilibre et la modulation de SICI ($\rho = -0.42$, $p = 0.003$). La *figure 16* illustre cette corrélation et affiche la droite de régression linéaire inhérente.

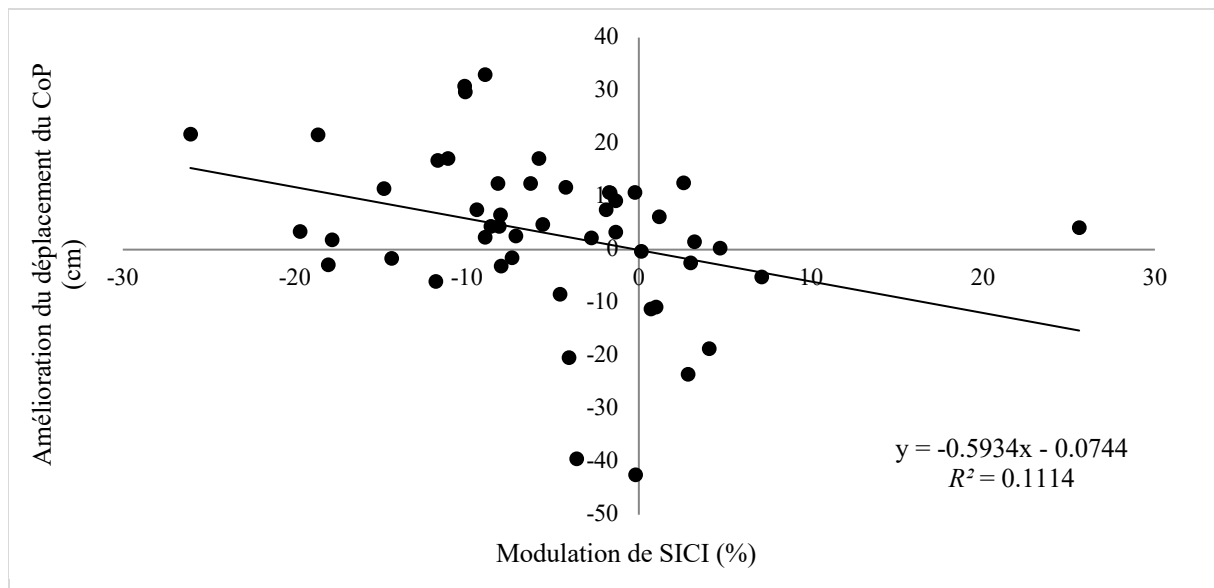


Figure 16. Corrélation entre l'amélioration de la performance de l'équilibre et la modulation de SICI après six mois pour tous les participants ($n = 48$). La droite de régression linéaire est définie par l'équation $y = bx + a$. R^2 = la force de la relation.

Dans un deuxième temps, la corrélation pour les seniors du groupe CONT et INT a été testée. Les résultats ont montré une corrélation significative (*Pearson's product-moment correlation*) entre l'amélioration du *CoP displacement* et le gain de SICI ($r = -0.41$, $p = 0.04$) dont la droite de régression linéaire est représentée graphiquement dans la figure 17.

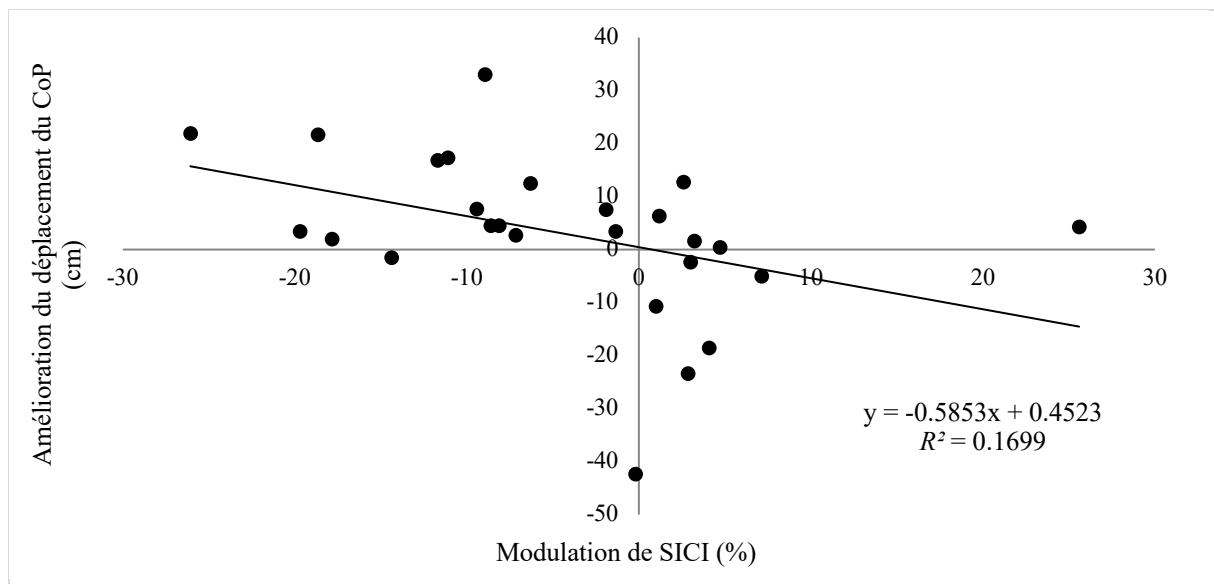


Figure 17. Corrélation entre l'amélioration de la performance de l'équilibre et la modulation de SICI après six mois chez les seniors ($n = 26$). La droite de régression linéaire est définie par l'équation $y = bx + a$. R^2 = la force de la relation.

Dans un troisième temps, les jeunes ont été analysés séparément des seniors. L'analyse n'a pas présenté de corrélation significative (*Pearson's product-moment correlation*) entre les améliorations comportementales et neurophysiologiques ($r = -0.22$, $p = 0.33$). Le nuage de points dont la droite représente la régression linéaire est affiché dans la *figure 18*.

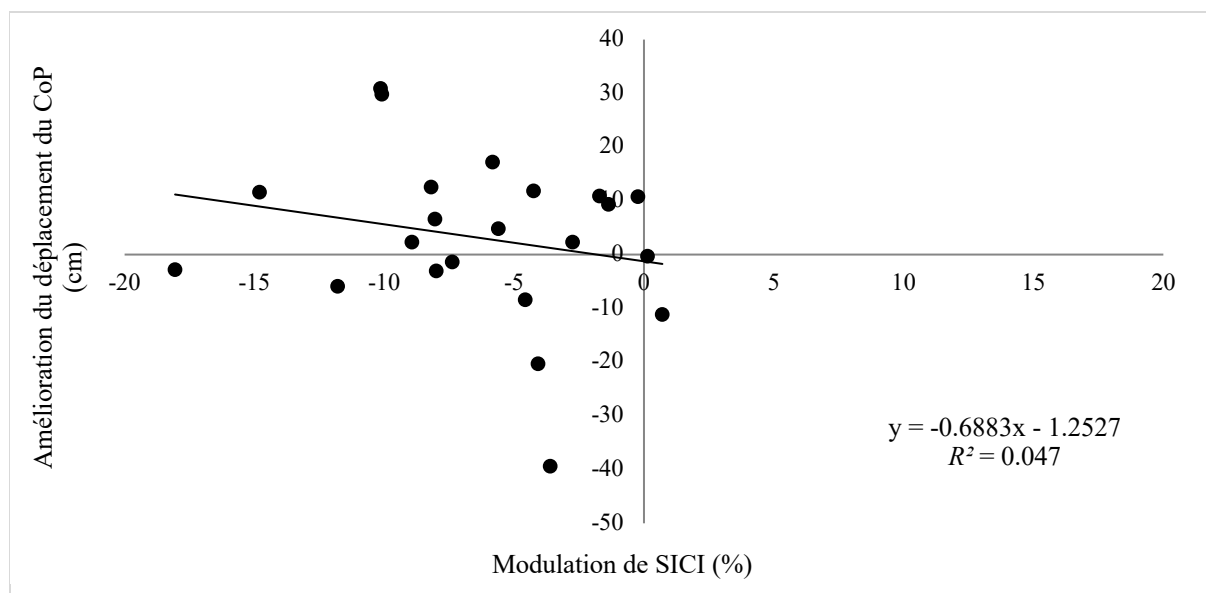


Figure 18. Corrélation entre l'amélioration de la performance de l'équilibre et la modulation de SICI après six mois chez les jeunes ($n = 22$). La droite de régression linéaire est définie par l'équation $y = bx + a$. R^2 = la force de la relation.

4 Discussion

Les résultats ont montré que l'amélioration de la performance de l'équilibre était accompagnée d'une augmentation de l'inhibition intra-corticale. De plus, la corrélation entre la différence de performance et la différence d'inhibition renforce l'idée qu'un taux élevé de SICI contribue, parmi d'autres facteurs, à un meilleur contrôle postural. Ces résultats sont dans la lignée d'une précédente étude confortant le fait que, chez les seniors en comparaison aux jeunes adultes, le taux de SICI est réduit lors d'une faible performance de l'équilibre (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014) et que ces déficits liés à l'âge sont réversibles grâce à l'entraînement de l'équilibre.

4.1 L'entraînement de l'équilibre permet-il d'améliorer la performance de l'équilibre ?

Dans une revue, Taube et collègues (2008) affirment que le contrôle postural est fortement adaptable notamment par l'entraînement de l'équilibre. Chez les seniors, l'entraînement a amélioré le balancement sur un engin instable, principalement sur le long terme. Dans une autre étude, le chemin parcouru par le CoP avait été significativement réduit chez les personnes âgées suite à un entraînement de l'équilibre (Penzer et al., 2015). Pour un engin instable jugé facile (Niveau 1), un effet significatif de l'entraînement sur la performance de l'équilibre a été observé après six mois d'intervention alors qu'aucune différence significative entre les groupes n'est apparue après deux mois. Ces résultats concordent avec une méta-analyse des effets de l'entraînement de l'équilibre chez les seniors, qui suggère une progression généralement plus prononcée, tant le volume augmente et dont les effets sont plutôt faibles pour une intervention inférieure à onze semaines (Lesinski et al., 2015). Contrairement au premier niveau, aucune différence n'est apparue entre les groupes pour un challenge plus élevé (niveau 2). Malgré cela, le groupe intervention a amélioré significativement et continuellement sa performance alors que le groupe contrôle a vu son contrôle postural diminuer significativement entre deux et six mois pour le niveau 2.

Contrairement aux seniors, aucune différence significative de la performance de l'équilibre n'a été constatée entre les groupes chez les jeunes adultes. Ces résultats sont en contraste avec ceux d'une précédente étude qui avait noté une amélioration du chemin total du CoP chez les jeunes adultes après seulement six semaines d'entraînement (Taube et al., 2007). Toutefois, il est reconnu que chez les jeunes adultes, la performance de l'équilibre est très spécifique à la tâche entraînée, une potentielle piste d'explication pour les résultats obtenus (Taube et al., 2008). De surcroît, une tendance à l'amélioration s'est dégagée chez les jeunes du groupe CONT entre le prétest et les mesures après deux mois, par le simple fait d'avoir déjà effectué la tâche. Car il faut également noter que la répartition des groupes étant aléatoire, le groupe

contrôle était constitué de nombreux étudiants en sport avec des capacités de l'équilibre relativement élevées au départ de l'étude. De plus, une évolution similaire a été constatée chez les seniors qui ont également présenté une amélioration significative et constante pour le groupe INT mais pas de différence entre les groupes pour les niveaux plus élevés. En effet, tous les groupes ayant subi une intervention ont montré une amélioration significative de leur performance sur un engin instable. Cependant, concernant les jeunes adultes, aucune progression significative n'est apparue pour le niveau 1, plausiblement en raison d'un challenge postural trop faible. Effectivement, le balancement mesuré au prétest pour le premier niveau était minimal, ne laissant alors qu'une faible marge de progression. Ce phénomène a également été constaté dans l'étude de Ruffieux et collègues (2017) en analysant le déplacement du CoP sur une et deux jambes pour des personnes âgées.

Pour conclure, en comparant la progression entre les deux classes d'âge, aucune différence significative n'a été observée après deux mois ni après six mois. Il semble donc que les seniors soient capables d'améliorer leurs capacités d'équilibre de manière similaire aux jeunes adultes. Cette conclusion est soutenue par le fait que les deux classes d'âges ont montré un progrès significatif entre deux et six mois pour leur meilleur niveau respectivement le niveau 2 pour les seniors et 4 pour les jeunes adultes.

4.2 L'entraînement de l'équilibre sur une durée de six mois contribue-t-il à une hausse du taux d'activation de SICI ?

Dans la littérature, de nombreuses preuves indiquent qu'une altération de la modulation de SICI dans M1 accompagne le vieillissement du cerveau, comme documenté au point 1.3.1 *SICI et effets de l'âge*. En effet, plusieurs études ont montré un taux d'inhibition intracorticale plus faible chez les seniors (Papegaaij, Taube, et al., 2016; Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014; Papegaaij, Taube, Hogenhout, et al., 2014), également lors de tâches motrices impliquant le contrôle postural. Concernant ce dernier, les circuits moteurs corticaux sont différemment modulés lorsque les seniors sont comparés aux jeunes adultes (Papegaaij, Taube, Hogenhout, et al., 2014). Cette différence de modulation se traduit notamment par une sur-activation corticale et désinhibition intra-corticale. Toutefois, il demeure peu clair si l'entraînement de l'équilibre permet de contrer ces changements.

Comme le suggère la littérature, les résultats ont révélé un effet significatif de l'entraînement entre les groupes de seniors, après deux et six mois, sur un sol rigide (condition Stand) mais également sur un engin instable (condition Niveau 1).

Premièrement, sur un sol rigide, le groupe intervention a vu son taux de SICI croître significativement deux mois après le début de l'entraînement, or la progression entre deux et six mois

ne s'est pas révélée significative. Ceci indique que la courbe de progression dans le temps s'aplatit, atteignant alors un plateau sur le long terme. Par ailleurs, huit semaines semblent suffisantes pour induire des changements significatifs de la modulation de SICI, ce qui complète les recherches d'une précédente étude, menée par Ruffieux et collègues (2017), dans laquelle aucune adaptation corticale n'a été constatée après six semaines d'entraînement de l'équilibre chez les seniors. Quant au groupe senior CONT, il a présenté une baisse significative d'inhibition entre deux et six mois, témoignant alors des dégénérescences structurelles et fonctionnelles liées à l'âge comme documenté dans une revue systématique (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014).

Deuxièmement, en équilibre sur un engin instable, les seniors ont présenté une différence significative entre les groupes après deux et six mois d'entraînement. De plus, le taux de SICI a augmenté de manière significative après deux mois et a continué à croître significativement entre deux et six mois. Contrairement au niveau inférieur (i.e. sur un sol rigide), l'entraînement à long terme semble avoir un effet sur l'inhibition intra-corticale pour une tâche d'équilibre plus stimulante. Ces constatations sont dans la lignée de l'étude de Ruffieux et collègues (2017), mais souligne également l'importance d'un challenge postural suffisamment élevé pour engendrer des modifications optimales, comme documenté au point 1.4.2 *Contrôle cortical de la posture et difficulté de la tâche*.

Troisièmement, concernant les jeunes adultes, seule la condition Best a relevé une différence significative entre les groupes et uniquement après une période de six mois. Comparativement aux résultats comportementaux, lorsque le challenge postural n'était pas suffisamment stimulant (conditions Stand et Niveau 1), le taux de SICI s'est révélé trop important au départ pour qu'une amélioration significative eut été détectée. Du reste, l'entraînement a eu effet significatif sur la modulation de SICI au sein du groupe INT, lequel a montré une hausse significative du taux de SICI après deux et six mois. Toutefois, de manière similaire aux seniors, la courbe d'augmentation du taux de SICI dans le temps a semblé atteindre un plateau sur le long terme. D'un côté, ces résultats confirment l'idée que le challenge postural doit être suffisamment stimulant pour susciter des adaptations chez les jeunes adultes, comme précédemment constaté dans une étude s'intéressant à l'inhibition intra-corticale selon la difficulté de la tâche posturale (Papegaaij, Baudry, et al., 2016). De l'autre côté, ils confirment que la hausse du taux de SICI chez les jeunes adultes semble avoir lieu dans un temps plus prompt que chez les seniors, phénomène suggéré par l'étude de Ruffieux et collègues (2017).

Finalement, aucun effet significatif de l'âge sur le progrès n'a été trouvé en comparant le pourcentage de progression après deux et six mois entre les jeunes et les seniors. On notait toutefois un progrès plus marqué chez les seniors après deux et six mois sur un sol rigide et

après six mois sur un engin instable de niveau 1. En revanche, les jeunes ont présenté un pourcentage de progression quasi nul, en raison d'un challenge postural trop faible. En comparant les valeurs de la condition Niveau 1 pour les seniors à celles de la condition Best pour les jeunes, comparaison jugée plus représentative d'un challenge postural de même stimulation, les jeunes montraient déjà une forte progression après deux mois contrairement aux seniors (69% contre 18%). Dans une précédente étude, il a été établi que seules quatre semaines suffisent à induire des changements cortico-spinaux dans M1 chez les jeunes adultes (Taube et al., 2008). Or, pour les seniors, le temps nécessaire à induire des adaptations corticales semble diverger des jeunes (Ruffieux et al., 2017). Au vu de l'analyse du progrès, une durée d'intervention plus longue semble nécessaire aux seniors afin d'induire des changements importants.

En résumé, il demeurait peu clair si la sur-activation corticale dans M1 chez les seniors pouvait être contrée par l'entraînement de l'équilibre. De manière générale, les participants âgés ont regagné des patterns d'activation similaires à ceux présents chez les jeunes. Concrètement, l'entraînement a induit chez les seniors une hausse significative du taux de SICI, c.-à-d. une augmentation de l'inhibition intra-corticale dans M1. Chez les jeunes adultes, l'augmentation du taux de SICI s'est toutefois révélée significative uniquement lorsque le challenge était maximal. De plus, lorsque le challenge était considéré comme proche de leur meilleur niveau (Niveau 1 pour les seniors et Best pour les jeunes), des changements significatifs à long terme ont été observés chez les seniors et non chez les jeunes, ce qui témoigne de la nécessité d'une durée d'intervention plus étendue pour les personnes âgées. Malgré cette dissemblance, suite à l'entraînement à long terme, les seniors ont indiqué une modulation de SICI dans des proportions similaires à celles des jeunes, ce qui démontre bien le caractère réversible de la sur-activation liée à l'âge.

4.3 L'augmentation de l'activation de SICI est-elle corrélée à une amélioration de la performance de l'équilibre ?

Les résultats ont indiqué que les progrès sur un engin instable étaient accompagnés d'un gain d'inhibition intra-corticale dans M1. Dans la littérature, la baisse du taux de SICI avait déjà été associée à un déclin comportemental, notamment un temps de réaction plus long (Bedard et al., 2002), une altération de la motricité fine (Calautti et al., 2001) et plus récemment un contrôle postural moins efficace (Papegaaij, Taube, et al., 2016). De plus, un plus haut taux d'inhibition intra-corticale a été corrélé avec de meilleures performances dans des tâches manuelles exigeantes (Heise et al., 2013). Concernant le contrôle postural, il a été établi que comparativement aux jeunes adultes, les seniors montrent une réduction de l'inhibition lorsque

la performance de l'équilibre est altérée (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). Cependant, jusqu'à l'heure, peu de travaux ont relié l'augmentation du taux de SICI au progrès de l'équilibre et aucun n'a montré de corrélation significative entre ces deux facteurs, comme documenté au point *1.3.2 SICI corrélée aux adaptations comportementales*. Les résultats de notre étude ont indiqué que les progrès sur un engin instable étaient accompagnés d'un gain d'inhibition intra-corticale dans M1. L'idée que le taux d'inhibition intra-corticale, parmi d'autres facteurs, contribue à améliorer le contrôle postural est donc renforcée par la corrélation entre la performance de l'équilibre et le taux de SICI, du moins pour les seniors. Effectivement, seuls ces derniers ont présenté une corrélation significative en regardant la différence de performance de l'équilibre et la différence de modulation de SICI après six mois, ce qui n'était toutefois pas le cas pour l'analyse isolée des jeunes participants. De plus, l'analyse de tous les participants, jeunes et seniors confondus, a également soutenu qu'un lien entre l'amélioration comportementale et les changements neurophysiologiques existait puisque la corrélation s'est révélée significative. Les conclusions de notre étude sont donc en ligne avec celles de l'étude d'Heise et collègues (2013), qui, en revanche, concernait le contrôle des membres supérieurs et non le contrôle postural.

4.4 Limitations et perspectives

Une précédente étude a montré des similitudes quant à la modulation de SICI entre les jeunes et seniors lorsque la limite de stabilité posturale était analysée, laquelle était cependant très différente entre les deux classes d'âge (Papegaaij, Baudry, et al., 2016). Par conséquent, la comparaison des performances sur un même niveau de difficulté ne représente pas le même challenge postural pour les seniors que pour les jeunes adultes. Ainsi, lorsque les seniors sont comparés aux jeunes, il semble primordial de les tester sur une tâche qui suscite un challenge postural équivalent et non pas systématiquement sur la même tâche. Il n'est donc pas surprenant que des différences apparaissent, que ce soit au niveau des performances de l'équilibre ou de la modulation de SICI. Cela dit, l'analyse n'a pas permis de comparer les deux classes d'âge dans la condition Best, laquelle aurait alors été plus représentative, puisqu'elle aurait comparé les deux classes d'âge sur une tâche suscitant un challenge postural équivalent.

D'autre part, des données supplémentaires ont été récoltées durant les mesures de laboratoire, lesquelles n'ont pas été exploitées dans ce travail. D'un côté, concernant la performance de l'équilibre, il aurait également été intéressant d'inclure le nombre d'erreurs à l'analyse du CoP, car celui-ci aurait permis de donner de plus amples indications sur la qualité de l'essai. En effet, certaines données annotées au protocole de laboratoire auraient permis une analyse plus individualisée, permettant alors d'exclure ou, du moins d'expliquer certaines valeurs ex-

trêmes observées au fil de l'analyse. De l'autre côté, les MEPs générés par la TMS pour les muscles SOL et GM ont également été enregistrés. Or, seules les données du muscle TA ont été analysées dans le cadre de ce travail. Une future analyse demeurerait alors intéressante au vu des résultats présentés dans l'étude de Papegaaij et collègues (2016), suggérant des différences de modulation de SICI entre ces trois muscles responsables du contrôle postural.

Pour finir, en raison de la contrainte temporelle, l'analyse de ce travail s'est portée sur les mesures jusqu'à six mois mais a exclu les valeurs du test de rétention alors incomplètes. Consécutivement à ce travail, une analyse de l'ensemble des données est en préparation, laquelle permettra de définir dans quelles mesures les jeunes adultes, mais surtout les seniors profitent des adaptations corticales engendrées par l'entraînement de l'équilibre sur le long terme.

5 Conclusion

Ce travail s'est intéressé aux changements comportementaux ainsi que neurophysiologiques en réponse à un entraînement de l'équilibre à long terme chez les seniors ainsi que chez les jeunes adultes. En premier lieu, suite à l'entraînement, une réduction significative du déplacement du CoP sur un engin instable a été observée, laquelle semble fortement liée au challenge postural puisque, lorsque ce dernier n'était pas suffisamment stimulant, aucun effet n'a été constaté. Ces résultats concordent avec une précédente étude qui a démontré des différences de modulation de SICI en fonction de la difficulté de la tâche de l'équilibre (Papegaaij, Taube, Hogenhout, et al., 2014). En deuxième lieu, les résultats ont indiqué une augmentation de l'inhibition intra-corticale induite par l'entraînement de l'équilibre à long terme. Pour les seniors, cette augmentation s'est révélée significative qu'ils eurent été testés sur un sol rigide ou sur un engin instable, déjà après deux mois mais également après six mois. Or, pour les jeunes adultes, seule la condition la plus exigeante s'est vue attribuer une hausse significative d'inhibition intra-corticale et dans une temporalité plus courte. En outre, l'analyse du progrès n'a pas montré de différence entre les jeunes et les seniors. L'ensemble de ces résultats laisse donc à penser que l'entraînement de l'équilibre à long terme permet de contrebalancer la suractivation liée à l'âge en regagnant des proportions d'inhibition intra-corticale similaires à celles des jeunes adultes. En troisième lieu, la corrélation entre la différence de performance et la différence d'inhibition intra-corticale renforce l'idée qu'un taux élevé de SICI contribue à un meilleur contrôle postural. Ces résultats sont en ligne avec une précédente étude rapportant que, lorsque les jeunes adultes et les seniors sont comparés, ces derniers présentent un taux de SICI réduit lors d'une performance de l'équilibre moindre (Papegaaij, Taube, Baudry, et al., 2014). En définitive, l'entraînement de l'équilibre engendre donc un gain de contrôle postural lequel est lié à des modifications dans la modulation de l'inhibition intra-corticale pour les seniors et les jeunes adultes.

Bibliographie

- Andersson, J. D., Matuskey, D., & Finnema, S. J. (2018). Positron emission tomography imaging of the γ -aminobutyric acid system. *Neuroscience Letters*. <https://doi.org/10.1016/J.NEULET.2018.08.010>
- Baudry, S., Collignon, S., & Duchateau, J. (2015). Influence of age and posture on spinal and corticospinal excitability. *Experimental Gerontology*, 69, 62–69. <https://doi.org/10.1016/J.EXGER.2015.06.006>
- Beck, S., & Hallett, M. (2011). Surround inhibition in the motor system. *Experimental Brain Research*, 210(2), 165–172. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2610-6>
- Bedard, A.-C., Nichols, S., Barbosa, J. A., Schachar, R., Logan, G. D., & Tannock, R. (2002). The Development of Selective Inhibitory Control Across the Life Span. *Developmental Neuropsychology*, 21(1), 93–111. https://doi.org/10.1207/S15326942DN2101_5
- 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. <https://doi.org/10.1111/nyas.12682>
- Boisgontier, M. P., Beets, I. A. M., 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. <https://doi.org/10.1016/J.NEUBIOREV.2013.07.014>
- Calautti, C., Serrati, C., & Baron, J. C. (2001). Effects of age on brain activation during auditory-cued thumb-to-index opposition: A positron emission tomography study. *Stroke*, 32(1), 139–46. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11136929>
- Clarys, J.-P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Sesboüé, B., & Cattrysse, E. (2012). Les aléas de l'électromyographie de surface dans l'appréciation du mouvement. *Science & Sports*, 27(5), 265–273. <https://doi.org/10.1016/J.SCISPO.2012.04.008>
- 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. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.092544>
- Granacher, U., Gollhofer, A., & Strass, D. (2006). Training induced adaptations in characteristics of postural reflexes in elderly men. *Gait & Posture*, 24(4), 459–466. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2005.12.007>
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., Kressig, R. W., & Zahner, L. (2011). An

- intergenerational approach in the promotion of balance and strength for fall prevention - a mini-review. *Gerontology*, 57(4), 304–15. <https://doi.org/10.1159/000320250>
- Granacher, U., Muehlbauer, T., Zahner, L., Gollhofer, A., & Kressig, R. W. (2011). Comparison of Traditional and Recent Approaches in the Promotion of Balance and Strength in Older Adults. *Sports Medicine*, 41(5), 377–400. <https://doi.org/10.2165/11539920-000000000-00000>
- Hallett, M. (2007). Transcranial Magnetic Stimulation: A Primer. *Neuron*, 55(2), 187–199. <https://doi.org/10.1016/J.NEURON.2007.06.026>
- Halvarsson, A., Franzén, E., Farén, E., Olsson, E., Oddsson, L., & Ståhle, A. (2013). Long-term effects of new progressive group balance training for elderly people with increased risk of falling – a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 27(5), 450–458. <https://doi.org/10.1177/0269215512462908>
- Heise, K.-F., Zimerman, M., Hoppe, J., Gerloff, C., Wegscheider, K., & Hummel, F. C. (2013). The aging motor system as a model for plastic changes of GABA-mediated intracortical inhibition and their behavioral relevance. *The Journal of Neuroscience : The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 33(21), 9039–49. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4094-12.2013>
- Hermans, L., Leunissen, I., Pauwels, L., Cuypers, K., Peeters, R., Puts, N. A. J., ... Swinnen, S. P. (2018). Brain GABA Levels Are Associated with Inhibitory Control Deficits in Older Adults. *The Journal of Neuroscience : The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 38(36), 7844–7851. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0760-18.2018>
- Heuninckx, S., Debaere, F., Wenderoth, N., Verschueren, S., & Swinnen, S. P. (2004). Ipsilateral Coordination Deficits and Central Processing Requirements Associated With Coordination as a Function of Aging. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 59(5), P225–P232. <https://doi.org/10.1093/geronb/59.5.P225>
- Jacobson, B. H., Thompson, B., Wallace, T., Brown, L., & Rial, C. (2011). Independent static balance training contributes to increased stability and functional capacity in community-dwelling elderly people: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 25(6), 549–556. <https://doi.org/10.1177/0269215510392390>
- Kennedy, K. M., & Raz, N. (2005). Age, Sex and Regional Brain Volumes Predict Perceptual-Motor Skill Acquisition. *Cortex*, 41(4), 560–569. [https://doi.org/10.1016/S0010-9452\(08\)70196-5](https://doi.org/10.1016/S0010-9452(08)70196-5)
- Kerchner, G. A., Racine, C. A., Hale, S., Wilhelm, R., Laluz, V., Miller, B. L., & Kramer, J. H. (2012). Cognitive Processing Speed in Older Adults: Relationship with White

- Matter Integrity. *PLoS ONE*, 7(11), e50425.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0050425>
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG*. Scottsdale, Arizona 85254: Noraxon INC. USA.
- Kossev, A. R., Schrader, C., Däuper, J., Dengler, R., & Rollnik, J. D. (2002). Increased intracortical inhibition in middle-aged humans; a study using paired-pulse transcranial magnetic stimulation. *Neuroscience Letters*, 333(2), 83–86.
[https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(02\)00986-2](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(02)00986-2)
- Lauber, B., Gollhofer, A., & Taube, W. (2018). Differences in motor cortical control of the soleus and tibialis anterior. *The Journal of Experimental Biology*, 221(Pt 20), jeb174680. <https://doi.org/10.1242/jeb.174680>
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(12), 1721–1738.
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0375-y>
- Levin, O., Fujiyama, H., Boisgontier, M. P., Swinnen, S. P., & Summers, J. J. (2014). Aging and motor inhibition: A converging perspective provided by brain stimulation and imaging approaches. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 43, 100–117.
<https://doi.org/10.1016/J.NEUBIOREV.2014.04.001>
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural Control in the Older Adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4), 635–658. [https://doi.org/10.1016/S0749-0690\(18\)30193-9](https://doi.org/10.1016/S0749-0690(18)30193-9)
- Marin, L., & Danion, F. (2005). *Neurosciences : contrôle et apprentissage moteur*. Ellipses. Retrieved from https://www.editions-ellipses.fr/product_info.php?products_id=5142
- Marneweck, M., Loftus, A., & Hammond, G. (2011). Short-interval intracortical inhibition and manual dexterity in healthy aging. *Neuroscience Research*, 70(4), 408–414.
<https://doi.org/10.1016/J.NEURES.2011.04.004>
- Mattay, V. S., Fera, F., Tessitore, A., Hariri, A. R., Das, S., Callicott, J. H., & Weinberger, D. R. (2002). Neurophysiological correlates of age-related changes in human motor function. *Neurology*, 58(4), 630–5. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11865144>
- McGinley, M., Hoffman, R. L., Russ, D. W., Thomas, J. S., & Clark, B. C. (2010). Older adults exhibit more intracortical inhibition and less intracortical facilitation than young adults. *Experimental Gerontology*, 45(9), 671–678.
<https://doi.org/10.1016/J.EXGER.2010.04.005>
- Papegaaij, S., Baudry, S., Négyesi, J., Taube, W., & Hortobágyi, T. (2016). Intracortical inhibition in the soleus muscle is reduced during the control of upright standing in

- both young and old adults. *European Journal of Applied Physiology*, 116(5), 959–967. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3354-6>
- Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E., & Hortobágyi, T. (2014). Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 28. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00028>
- Papegaaij, S., Taube, W., Hogenhout, M., Baudry, S., & Hortobágyi, T. (2014). Age-related decrease in motor cortical inhibition during standing under different sensory conditions. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6, 126. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2014.00126>
- Papegaaij, S., Taube, W., van Keeken, H. G., Otten, E., Baudry, S., & Hortobágyi, T. (2016). Postural challenge affects motor cortical activity in young and old adults. *Experimental Gerontology*, 73, 78–85. <https://doi.org/10.1016/J.EXGER.2015.11.015>
- Park, D. C., & Reuter-Lorenz, P. (2009). The Adaptive Brain: Aging and Neurocognitive Scaffolding. *Annual Review of Psychology*, 60(1), 173–196. <https://doi.org/10.1146/annurev.psych.59.103006.093656>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2014.11.013>
- Rossi, S., Hallett, M., Rossini, P. M., Pascual-Leone, A., & Safety of TMS Consensus Group. (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clinical Neurophysiology*, 120(12), 2008–2039. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.08.016>
- Rotenberg, A., Horvath, J. C., & Pascual-Leone, A. (2014). *Transcranial magnetic stimulation*. New-York: Springer.
- Ruffieux, J., Mouthon, A., Keller, M., Wälchli, M., & Taube, W. (2017). Behavioral and neural adaptations in response to five weeks of balance training in older adults: a randomized controlled trial. *Journal of Negative Results in BioMedicine*, 16(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s12952-017-0076-1>
- Sehm, B., Taubert, M., Conde, V., Weise, D., Classen, J., Dukart, J., ... Ragert, P. (2014). Structural brain plasticity in Parkinson's disease induced by balance training. *Neurobiology of Aging*, 35(1), 232–239. <https://doi.org/10.1016/J.NEUROBIOLAGING.2013.06.021>
- Sherrington, C., Tiedemann, A., Fairhall, N., Close, J. C. T., & Lord, S. R. (2011). Exercise to prevent falls in older adults: an updated meta-analysis and best practice

- recommendations. *New South Wales Public Health Bulletin*, 22(4), 78.
<https://doi.org/10.1071/NB10056>
- Siebner, H. R. & Ziemann, U. (2007). *Das TMS-Buch. Handbuch der Transkraniellen Magnetstimulation*. Heidelberg: Springer Medizin.
- Soto, O., Valls-Solé, J., Shanahan, P., & Rothwell, J. (2006). Reduction of Intracortical Inhibition in Soleus Muscle During Postural Activity. *Journal of Neurophysiology*, 96(4), 1711–1717. <https://doi.org/10.1152/jn.00133.2006>
- Sridharan, A., Willette, A. A., Bendlin, B. B., Alexander, A. L., Coe, C. L., Voytko, M. L., ... Johnson, S. C. (2012). Brain volumetric and microstructural correlates of executive and motor performance in aged rhesus monkeys. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 4, 31. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2012.00031>
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., & Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*, 189(4), 347–358. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01665.x>
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101–116. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x>
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., & Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Applied Physiology*, 101(2), 420–429. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01447.2005>
- Taubert M, Draganski B, Anwander A, Muller K, Horstmann A, Villringer A & Ragert P. (2010). Dynamic properties of human brain structure: learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections. *JNeurosci* 30, 11670-11677.
- Tokuno, C. D., Taube, W., & Cresswell, A. G. (2009). An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. *Acta Physiologica*, 195(3), 385–395. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01898.x>
- Valero-Cabré, A., Pascual-Leone, A., & Coubard, O. A. (2011). La stimulation magnétique transcrânienne (SMT) dans la recherche fondamentale et clinique en neuroscience. *Revue Neurologique*, 167(4), 291–316. <https://doi.org/10.1016/J.NEUROL.2010.10.013>
- Wang, Y., Asaka, T., & Watanabe, K. (2013). Multi-muscle synergies in elderly individuals: preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Experimental Brain Research*, 226(4), 463–472. <https://doi.org/10.1007/s00221-013->

- Ward, N. S., & Frackowiak, R. S. J. (2003). Age-related changes in the neural correlates of motor performance. *Brain : A Journal of Neurology*, 126(Pt 4), 873–88. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12615645>
- Woollacott, M. H., Bonnet, M., & Yabe, K. (1984). Preparatory process for anticipatory postural adjustments: Modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movements in standing man. *Experimental Brain Research*, 55(2), 263–271. <https://doi.org/10.1007/BF00237277>
- 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. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.392>

Annexe

Protocol de laboratoire

LAB protocol

VP-Nr	<input type="text"/>	Group	<input type="text" value="INT"/> <input type="text" value="CON"/>	Session	<input type="text" value="PRE"/> <input type="text" value="2"/> <input type="text" value="6"/> <input type="text" value="RET"/>
Date	<input type="text"/>	Time	<input type="text" value=":"/>	Age	<input type="text"/>

Vicon calibration

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

☐ check

Electromyography

	TA	SOL	GM	TEST (ref)
EMG	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Channel	2	3	5	6

check

⚠ Check EMG signal in each muscle !

Behavioral Posturomed

⚠ record Postu with VICON
 Send trigger manually (IMAGO)
 file name IMAGO (EMG): bal_sXX_XX_postu_XX

⚠ calibrate force plate

1. Two legs EO (Behav_1.set, #1)

2. Two legs EC (#2)

3. One leg EO (#3)

4. One leg EC (#4)

	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_sXX_XX_spintop_XX

⚠ calibrate force plate

Spin top

30 s
of errors

	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"/>

control for time and numbers of errors

MVC

file name IMAGO (EMG): bal_sXX_XX_MVC_XX

MVC SOL check

MVC GM check

MVC TA check

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"/>

1 | 2 Level

⚠ Send trigger manually (IMAGO)
 file name: bal_sXX_XX_spin_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"/>

control for numbers of errors

fNIRS

Ø

cm

Install cap

Q. check

check

fNIRS AO+MI (export = HOMER)

Run Eprime script

check

file name (NIRS): bal_sXX_XX_nirs_aomi_XX
Record: NIRS signal (only) and run Eprime script

fNIRS and balancing

Level 1 (spin top red)

file name: bal_sXX_XX_nirs_bal_XX_1

Run Eprime script

check

⚠ Send trigger manually F1 (IMAGO) !

⚠ Connect trigger cable!

Triggers

1 = stand

2 = balance holding

3 = balance no holding

Check triggers!

Triggers

Series #

1 2 3 4

1

2

3

Best level (2)

file name: bal_sXX_XX_nirs_bal_XX_2

Run Eprime script

check

⚠ Send trigger manually F1 (IMAGO) !

⚠ Connect trigger cable!

Triggers

1 = stand

2 = balance holding

3 = balance no holding

Check triggers!

Triggers

Series #

1 2 3 4

1

2

3

fNIRS and DT

Best level n-back and best level balance

⚠ Send trigger manually F1 (IMAGO) !

file name: bal_sXX_XX_nirs_dt_XX

Triggers

1 = Baseline 0-back

2 = ST n-back

3 = Balance 0-back

4 = DT

Check triggers!

Triggers

Series #

1 2 3 4

1

2

1

3

1

4

of errors (n-back)

ST n-back

DT n-back

Round 1

Round 2

Round 3

Round 4

TMS

Transcranial magnetic stimulation

Record:

EMG (MEPs)

Force plate

SICI and balancing

file name: bal_sXX_XX_tms_bal_XX

⚠ Stimulator program: V (70 - 120%)

Program V = (recall) / timing / protocol / start

Intensity: check with 'SICI Stimulator settings.xlsx' on desktop

⚠ Load stimuli file !

append IMAGO 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

MT stand

%

0.7 =

%

MT level 1

%

0.7 =

%

MT best

%

0.7 =

%

Conditions

1 - 2 : stand

3 - 4 : red

5 - 6 : best

Serie 1

2

pp MEP (TA)

sp MEP (TA)

51

Remerciements

Je remercie particulièrement mon conseiller, Yves-Alain Kuhn, pour son soutien, ses conseils, sa disponibilité notamment lorsqu'il a fallu trouver des solutions suite à quelques problèmes techniques. J'adresse également mes remerciements à toutes les personnes ayant contribué à la réussite de ce travail, que ce soit par leur relecture ou leur soutien moral durant ces six mois. Finalement, je tenais à remercier le Prof. Wolfgang Taube pour sa présence dans les moments décisifs, particulièrement à mi-parcours.