

Interférences dans l'apprentissage à court terme d'une tâche d'équilibre

Effets des rTMS et de l'apprentissage d'une tâche similaire consécutive

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

déposé par

Eva Rüeger

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

Conseillers
Dr. rer. nat. Michael Wälchli
Sven Egger

Fribourg, Juillet 2019

Table des matières

Résumé.....	3
1 Introduction	4
1.1 Thématique.....	4
1.2 Apprentissage moteur.....	4
1.3 Equilibre	9
1.4 Objectif du travail et questions concrètes.....	18
2 Méthodes	20
2.1 Participants	20
2.2 Instruments de mesure.....	20
2.3 Procédure.....	25
2.4 Evaluation des données et analyse statistique	27
3 Résultats	29
4 Discussion	31
4.1 Existence d’une interférence entre deux tâches d’équilibre similaires	31
4.2 Absence d’interférence entre une tâche d’équilibre et le rTMS.....	35
5 Conclusion.....	38
Bibliographie	39
Annexes	43
Remerciements	48

Résumé

Introduction : Les connaissances scientifiques actuelles expriment l'absence de tout phénomène d'interférence positif ou négatif dans l'apprentissage de tâches d'équilibre sur le long terme. L'objectif de ce travail est d'étudier les effets d'interférence créés lors de l'apprentissage à court terme de deux tâches d'équilibre consécutives et similaires, ou par l'application de rTMS à la suite de l'apprentissage de la première tâche.

Méthodes : Les 49 participants ont été répartis aléatoirement ou suivant leur seuil moteur dans 3 groupes. La première partie était constituée pour tous d'un entraînement de 6 séries de 8 répétitions sur une bascule antéro-postérieure. Le premier groupe recevait 3x300 stimulations magnétiques transcrâniennes répétitives (rTMS), le deuxième groupe pratiquait un entraînement sur un disque d'équilibre (DE), selon le même protocole que la première partie, et le troisième groupe de contrôle ne pratiquait aucune tâche consécutive (CON). Le deuxième jour, tous les participants passaient le test de rétention à raison de 3 séries de 8 répétitions sur la bascule antéro-postérieure.

Résultats : La tâche sur la bascule antéro-postérieure et le disque d'équilibre ont démontré un effet d'apprentissage. L'analyse statistique a révélé des effets significatifs pour le facteur série ($F_{1,46} = 24.178, p < 0.001, \eta^2_G = 0.040$) et l'interaction série*groupe ($F_{2,46} = 3.441, p = 0.040, \eta^2_G = 0.011$) entre la dernière série du premier jour et la première série du test de rétention. Les tests post-hoc ont permis de montrer que le groupe DE provoquait significativement plus d'effet d'interférence que le groupe de contrôle.

Discussion : Les résultats démontrent que si le critère de similarité entre deux tâches d'équilibre est atteint et qu'il existe un processus d'apprentissage, l'effet d'interférence est significatif durant l'apprentissage à court terme de deux tâches d'équilibre consécutives et similaires, menant à une baisse de performance lors du test de rétention. L'effet d'interférence des rTMS sur la consolidation d'une tâche d'équilibre est marqué, sans résultats significatifs. Contrairement à une tâche isolée, la période de consolidation précoce d'une tâche d'équilibre impliquerait donc différentes structures supra-spinales.

Conclusion : Les effets d'interférence de tâches complexes d'équilibre ne peuvent être comparés à des tâches isolées. Ces nouvelles connaissances sont à intégrer dans la planification d'entraînement dans les domaines du sport, de la prévention et de la réhabilitation.

1 Introduction

1.1 Thématique

L'équilibre est une capacité appliquée dans plusieurs domaines de la vie courante et du sport. Son entraînement peut viser et soutenir plusieurs objectifs, comme la prévention, la réhabilitation ou la performance (Giboin, Gruber, & Kramer, 2015, 2018; Hrysomallis, 2011; Huebscher et al., 2010; Kümmel, Kramer, Giboin, & Gruber, 2016). Cependant, l'équilibre ne constitue pas en lui-même une capacité mais est plutôt la somme de plusieurs habiletés (Giboin et al., 2018). Ainsi, il n'est pas possible de développer son équilibre général, mais l'amélioration sera spécifique à la tâche entraînée et non-transférable (Ringhof & Stein, 2018).

La spécificité des tâches d'équilibre a pour conséquence que si la direction de l'exercice et les muscles agonistes impliqués sont similaires entre une tâche A et B consécutives, et que chacune d'entre elles démontre un effet d'apprentissage, il peut en émaner une interférence due à l'activation de circuits neuronaux semblables. On parle d'interférence rétrograde lorsque la tâche B aura tendance à perturber la tâche A précédente (Brashers-Krug, Shadmehr, & Bizzi, 1996; Lundbye-Jensen, Petersen, Rothwell, & Nielsen, 2011; Shadmehr & Brashers-Krug, 1997). Ce phénomène peut aussi être provoqué par l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) supérieures au seuil moteur sur les régions cérébrales des muscles concernés en remplacement de la tâche B (Klomjai, Katz, & Lackmy-Vallée, 2015; Lang et al., 2006; Muellbacher et al., 2002). En outre, l'effet de B sur A ne se passera que dans une fenêtre temporelle d'environ 4 heures, temps nécessaire à la consolidation (Brashers-Krug et al., 1996; Lundbye-Jensen et al., 2011; Muellbacher et al., 2002).

Un approfondissement de la thématique et des termes spécifiques permettra de situer ce travail dans l'actualité scientifique et de comprendre les différents processus liés à l'apprentissage moteur d'une tâche d'équilibre.

1.2 Apprentissage moteur.

L'habileté motrice est acquise par un processus lent qui demande de nombreuses répétitions avant d'être retenue et maîtrisée. Les modifications structurelles neuronales sont le reflet de l'adaptation des connexions synaptiques dans le cortex moteur selon la situation et de leur réorganisation selon l'activité physique en cours. Ce nouveau réseau qu'on appelle carte motrice dynamique se développe dans le cortex moteur selon un système horizontal (Sanes &

Donoghue, 2000). Un nombre considérable d'études utilisant différentes méthodes ont permis de démontrer que l'apprentissage moteur était divisé en étapes, impliquant des mécanismes et des circuits spécifiques relatifs au stade d'apprentissage (Luft & Buitrago, 2005). L'importance d'une organisation structurée de l'apprentissage pour une acquisition optimale en est d'autant plus soulignée. Durant la phase d'apprentissage, la création d'un modèle interne permettra de prévoir le comportement à avoir dans une situation donnée ainsi que d'ajuster les composantes mécaniques (Shadmehr & Holcomb, 1997). L'utilisation des TMS et l'analyse des potentiels moteurs évoqués (MEP) a joué un rôle primordial dans l'étude des mécanismes d'apprentissage au niveau cortical, en relevant les niveaux d'excitabilité du cortex moteur primaire (M1). Muellbacher et al. (2002), ont spécifiquement testé diverses régions corticales réagissant à l'apprentissage d'un mouvement simple de pincement du pouce et de l'index. Leurs résultats ont révélé que le M1 jouait un rôle essentiel dans la consolidation précoce d'une nouvelle tâche motrice. « This further establishes the M1 as a critical node in the network for storage and processing of new motor information » (p. 643).

1.2.1 Consolidation d'une tâche. L'étape critique de l'apprentissage se situe dans les heures consécutives à l'entraînement. En effet, plusieurs études dont celle de Brashers-Krug et al. (1996) ont défini une période d'environ 4 heures nécessaire à la stabilisation de la tâche fraîchement acquise. Durant ce laps de temps, la performance n'est ni améliorée ni péjorée, mais il a été démontré par imagerie fonctionnelle que la représentation neuronale de la tâche engageait des structures supplémentaires au cortex préfrontal, soit le cortex prémoteur, postérieur pariétal ainsi que le cervelet, ce qui reflèterait la stabilisation de la tâche (Shadmehr & Holcomb, 1997). Walker, Brakefield, Hobson et Stickgold (2003) ont défini un processus de consolidation et reconsolidation en 4 étapes. D'abord, l'apprentissage primaire se ferait au cours de l'entraînement, suivi d'une période d'environ 6 heures durant lesquelles la tâche entraînée se stabiliserait. A noter qu'une différence de temps de consolidation est observée entre différentes études suivant le type de tâche, visuomotrice ou balistique (Caithness, 2004). Cette deuxième étape serait suivie d'une phase de sommeil, qui permettrait une expression de gènes différente induisant une amélioration de la performance sans pratique active. On parle alors de gain « offline ». La dernière étape consisterait finalement en un rappel actif de la tâche, qui la rendrait à nouveau vulnérable et qui devrait être reconsolidée. Cette étape est importante pour pouvoir extraire les informations du modèle interne et les appliquer à un autre mouvement ressemblant ou alors d'affiner la tâche en question. Cela introduit une autre manière d'évoquer la période de consolidation, qui plutôt que d'être une étape transitoire vers la mé-

moire à long terme serait, selon Shadmehr et Brasher-Krug (1997) et Caithness (2004), un transfert alternatif entre état stable et instable de la mémoire motrice. Ainsi, les informations anciennes seraient extraites et confrontées à des informations nouvelles et chaque élément de la mémoire motrice pourrait être réajusté à tout moment.

Sur le plan chimique, une étude sur des rats a révélé l'importance de la synthèse de protéines durant l'étape de consolidation (Luft, Buitrago, Ringer, Dichgans, & Schulz, 2004). Directement après une session d'apprentissage moteur, un inhibiteur de synthèse protéinique était injecté dans leur cortex moteur primaire. Les performances durant les tests consécutif à l'injection démontraient une faible rétention. Cependant, si la substance était injectée alors que le plateau de performance était atteint après plusieurs entraînements, la performance durant les tests de rétention n'était pas détériorée. Il en a été déduit que la synthèse de protéines était importante durant la phase précoce de consolidation.

1.2.2 Interférences. La possibilité d'acquérir une nouvelle habileté motrice sans que celle-ci n'interfère avec d'autres éléments mémorisés est importante afin de développer un large répertoire de mouvements (O'Shea & Shenoy, 2016). Dans la section précédente, il a été question de la période de consolidation qui s'avérait être instable et propice aux influences négatives sur le gain d'apprentissage, dans une fenêtre temporelle d'environ 4 heures. Le terme interférence devient alors capital dans le processus d'apprentissage et définit des tâches ou des perturbations entrant en conflit avec une tâche de base, perturbant la rétention de cette dernière. Il en existe deux différents types, soit l'interférence rétroactive lorsque la tâche B diminue la rétention de la tâche A précédente en perturbant la base du modèle interne A, ou alors l'interférence proactive lorsque la tâche B limite ultérieurement le rappel de la tâche A en empêchant le rappel du modèle interne A (Robertson, Pascual-Leone, & Miall, 2004).

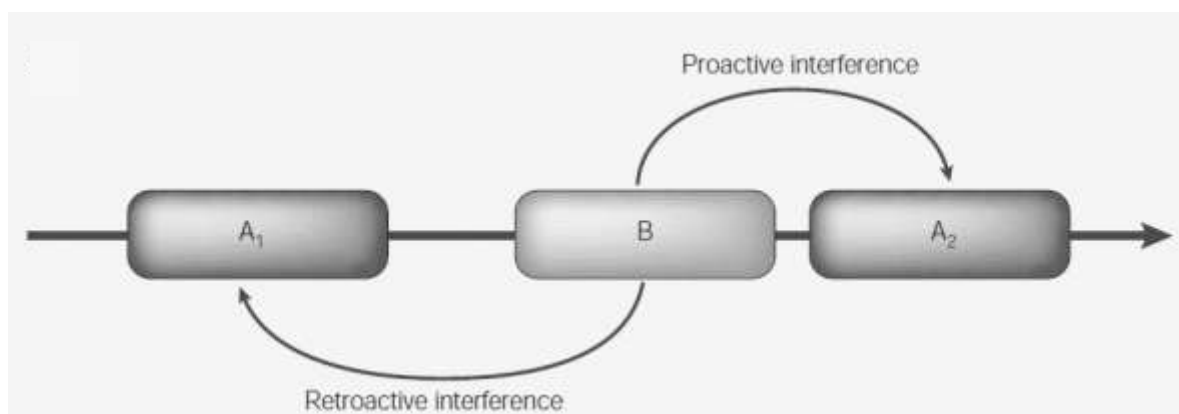


Figure 1. Types d'interférence selon Robertson et al. (2004). A₁ : tâche de base. B : tâche d'interférence. A₂ : rappel de la tâche de base.

Cependant, la tâche B devra remplir certaines conditions afin d’avoir un impact. Dans leur étude, Lundbye-Jensen et al. (2011) ont mis sur pied cinq expériences comprenant des tâches de force balistique et de précision visuomotrice impliquant les membres inférieurs, des mouvements aléatoires de flexions plantaires et des rTMS sur la région corticale des membres inférieurs ainsi que des stimulations périphériques du nerf tibial (figure 2).

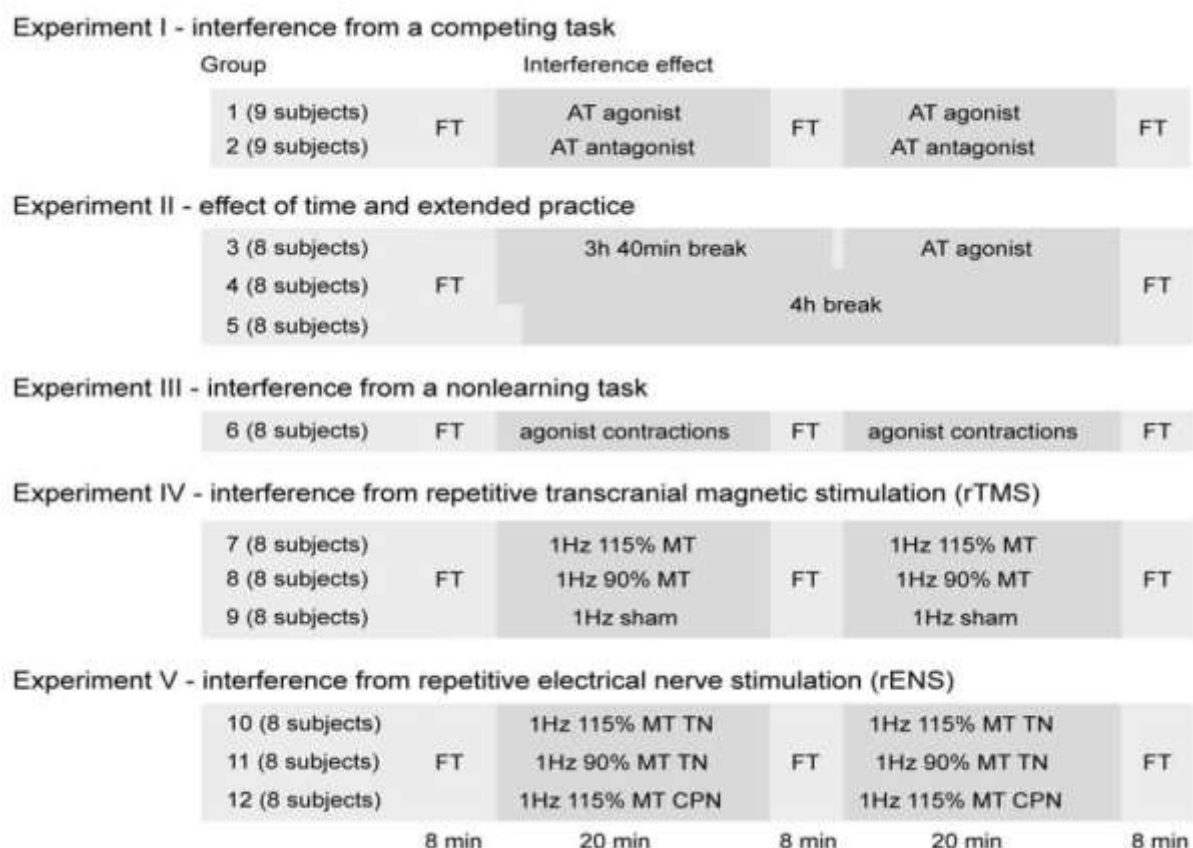


Figure 2. Design de l’étude de Lundbye-Jensen et al. (2011). FT : tâche de force balistique en flexion plantaire isométrique. AT : tâche de précision impliquant le muscle agoniste ou antagoniste à la flexion plantaire. MT : seuil moteur. TN : nerf tibial. CPN : nerf péroné commun.

Les résultats des cinq expériences ont démontré que les interférences étaient créées uniquement lorsque les tâches induisaient un effet d’apprentissage, que les mêmes muscles agonistes étaient impliqués et ce dans la même direction. Un autre fait important émanant des stimulations du nerf tibial indique que l’input sensitif crée de même des interférences. Dans ce cas, la stimulation périphérique s’apparente à un feedback sensitif provenant des fuseaux neuromusculaires indiquant une erreur. Il serait donc important dans le processus d’apprentissage moteur de recevoir de tels signaux. Cela complète l’expérience IV qui a indiqué un effet d’interférence si l’intensité de stimulation des rTMS était au-dessus du seuil moteur (115%), mais pas en-dessous (90%). Les retours sensoriels des contractions musculaires évoquées par

les impulsions des rTMS seraient donc importants, à l'instar des stimulations du nerf tibial. L'effet des rTMS sur le M1 durant la phase de consolidation avait été testé auparavant par Muellbacher et al. (2002). Les deux premières expériences avaient permis de relever l'impact des rTMS sur le M1 durant la phase précoce de consolidation. En premier lieu, trois sessions d'entraînement d'un mouvement balistique basique de pincement du pouce et de l'index étaient pratiquées, les résultats indiquant une amélioration de l'accélération et de la force durant le mouvement. La deuxième expérience était semblable à la première, mais des rTMS étaient appliqués à la suite des sessions 1 et 2, à une intensité de 115% du seuil moteur et une fréquence de 1 Hertz durant 15 minutes. Par rapport aux résultats de la première expérience, la performance était diminuée à chaque début de session, indiquant l'effet d'interférence des rTMS sur le M1 durant la phase précoce de consolidation. Il a ensuite fallu certifier que l'effet d'interférence n'était pas simplement dû à une perturbation du comportement moteur basique, au rappel de la tâche fraîchement acquise, à un effet non spécifique du rTMS, ni à l'implication d'autres régions corticales dans le processus précoce de consolidation. La force et l'accélération durant le mouvement balistique d'un groupe de contrôle étaient mesurées avant et après l'application de rTMS, sans entraînement. Les résultats n'indiquaient aucune différence de performance, sous-entendant que le comportement basal n'était pas perturbé. Ensuite, un autre groupe pratiquait le même entraînement que lors de l'expérience initiale, et encourait les rTMS après une pause de 6 heures. La performance du test de rétention n'était pas inférieure, certifiant que l'effet des rTMS sur le M1 était spécifique et pas lié au rappel de la tâche. Pour terminer, le même protocole que la deuxième expérience était suivi, appliquant cependant les rTMS soit sur les régions du cortex occipital ou du cortex dorsolatéral préfrontal. Les résultats des tests de rétention n'indiquaient aucune interférence, indiquant que ces structures n'étaient pas impliquées dans la consolidation motrice précoce. Il peut en être conclu que le M1 est spécifiquement sensible aux interférences et joue le rôle principal dans ce processus précoce. Baraduc, Lang, Rothwell et Wolpert (2004) ont confirmé l'assertion que les rTMS sur le cortex moteur primaire causait une interférence sur la consolidation d'une tâche balistique basique mais ont cependant démontré qu'ils étaient inefficaces sur la consolidation d'une tâche visuomotrice demandant une adaptation du mouvement dans un champ de forces. La création d'un modèle interne d'un mouvement simple balistique serait donc différent de celui d'un mouvement dynamique dont les informations seraient distribuées partiellement hors du cortex moteur primaire.

L'étude de Kim, Oh et Schweighofer (2015) expérimente quant à elle dans six conditions différentes l'effet des interférences et de l'organisation temporelle dans des tâches d'adaptation

visuomotrices manuelles. L'apprentissage serait accéléré lorsque la tâche est entraînée sans interruption et sans interférences, tandis qu'avec interférences ou périodes de pause, l'apprentissage est ralenti. Pourtant, les résultats des tests de rétention ont présenté une meilleure performance pour les groupes avec interférences ou périodes de pauses, contrairement à l'apprentissage d'une tâche unique et continue. L'oubli et la reconstruction d'une tâche aiderait ainsi à une meilleure rétention sur le long-terme. Ce phénomène serait expliqué par le fait que l'oubli entre les essais induirait un plus grand nombre d'erreurs permettant ainsi de procéder à une adaptation plus développée du mouvement.

1.2.3 Feedback augmenté. Contrairement au feedback interne fonctionnant grâce aux systèmes sensoriels et à la perception de la personne effectuant le mouvement, les feedbacks augmentés sont des retours externes directes ou différés permettant de compléter les sensations intrinsèques (Lauber, Keller, Leukel, Gollhofer, & Taube, 2016). Ils décrivent le déroulement mouvement ou son résultat final, par exemple par les indications d'une tierce personne ou par des systèmes mesurant la position ou la force produite par les segments. Selon Lauber et Keller (2014), cela permettrait au sujet de situer son niveau, ainsi que de reconnaître un essai réussi parmi d'autres. Le feedback augmenté permettrait de la sorte de reproduire un mouvement reconnu comme réussi ainsi que d'être source de motivation lors de l'entraînement. Il aurait une influence positive sur les gains de performance.

1.3 Equilibre

L'être humain, par sa posture debout, est mené à coordonner le mouvement de ses membres et à ajuster constamment son centre de gravité sans dépasser les limites de la base de support formée par les pieds. Dans les activités quotidiennes comme dans les domaines de la performance sportive, cela représente un réel défi qui met en jeu divers systèmes au service du contrôle postural, comme les systèmes vestibulaire, visuel, proprioceptif et moteur (Taube, Gruber, & Gollhofer, 2008). Une perte d'équilibre signifie un contrôle inadéquat dans une situation donnée et résulte souvent en une blessure liée à la chute. Un tel événement peut drastiquement diminuer la qualité de vie dans une population âgée de plus de 65 ans et mener à une mort précoce (Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015b). L'importance de renforcer ou maintenir la capacité d'équilibre tout au long de la vie est d'autant plus importante qu'elle diminue naturellement avec l'âge. De plus, il a été démontré qu'un entraînement ciblé sur l'équilibre augmente parallèlement diverses capacités physiques comme l'explosivité ou la coordination inter et intramusculaire pour une population active, de

même que la force maximale pour des populations sous-entraînées (Hrysomallis, 2011; Taube & Gollhofer, 2010).

Le contrôle postural, autrement dit l'équilibre, recouvre un grand domaine de recherche des neurosciences, de la biomécanique ainsi que du monde thérapeutique. Les études publiées permettent de comprendre de mieux en mieux les mécanismes et développer des stratégies d'entraînement et des batteries de tests adéquats à tous types de population.

1.3.1 Systèmes impliqués. Le contrôle postural est complexe du fait qu'il englobe différents systèmes de perception. Le système locomoteur devra agir afin de stabiliser le corps, suivant les impulsions reçues qui se basent elles-mêmes sur les retours visuels, tactiles, proprioceptifs et vestibulaires. Le système nerveux central contrôle et dirige toutes ces actions sur trois niveaux différents. On différencie les structures spinales, faisant référence à la moelle épinière, ainsi que corticales et sous-corticales se rapportant aux éléments du cerveau jusqu'au tronc cérébral (Taube et al., 2008).

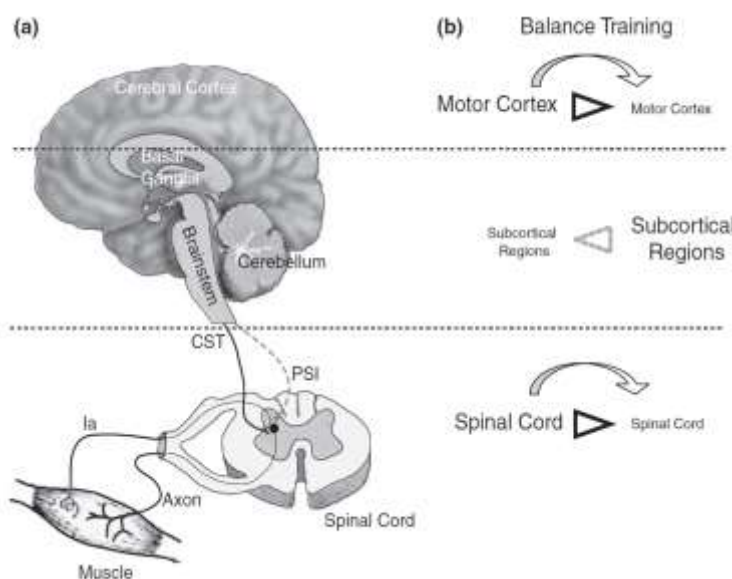


Figure 3. (a) Structures importantes dans le maintien et la recherche de l'équilibre. Les changements de longueur du muscle sont signalés par les fibres afférentes Ia provenant des faisceaux musculaires et transmis vers les structures spinales et supra-spinales. Le tractus corticospinal (CST) transmet les ordres moteurs vers les muscles. (b) L'entraînement d'équilibre diminue l'excitabilité des réflexes spinaux en augmentant l'inhibition pré-synaptique (PSI) induite par les centres supra-spinaux. L'activité corticale est réduite et laisse place à un contrôle sous-cortical. (Taube et al., 2008, p. 111)

Dans des conditions stables, le contrôle se fait majoritairement au niveau des chevilles et active principalement le système somatosensoriel (Herold, Orłowski, Börmel, & Müller, 2017). L'activité se limitera alors principalement aux réflexes spinaux qui provoqueront de légères oscillations articulaires ajustant la position des segments. Cependant, plus l'instabilité augmentera, plus la stratégie du maintien de l'équilibre au niveau des hanches se développera. Le système vestibulaire sera plus impliqué, ainsi que les structures corticales (Taube & Gollhofer, 2010).

fer, 2010). Deux études conjointes ont permis d'analyser les changements de traitement de l'information proprioceptive au gré des conditions d'instabilité (Ivanenko, Talis, & Kazennikov, 1999; Ivanenko, Solopova, & Levik, 2000). Des vibrations étaient appliquées sur le tendon d'Achille des sujets en position debout, puis sur une surface instable de direction antéro-postérieure ainsi qu'en direction médio-latérale. Ces vibrations stimulaient la proprioception et pouvaient induire des effets de chute. Lorsque la stabilité antéro-postérieure diminuait, les réflexes spinaux diminuaient aussi graduellement, indiquant une activité inhibitoire des structures supérieures. Précédemment, Llewellyn et al. (1990) avaient postulé que la quantité d'influx afférent des fuseaux neuromusculaires vers les neurones spinaux α était régulée selon la tâche motrice. En appliquant des stimuli sur le nerf tibial lors de la marche sur un tapis roulant ou sur une surface étroite, les réponses réflexes étaient diminuées lors de la deuxième condition. Cela souligne à nouveau la déportation du contrôle moteur du niveau spinal à des niveaux supérieurs. Cette migration du centre de contrôle permet de provoquer des inhibitions présynaptiques dans les circuits réflexes et limiter les oscillations articulaires pouvant être déstabilisantes dans des situations d'équilibre précaire, provoquant une co-contraction des muscles agonistes et antagoniste qui rigidifie les structures musculo-tendineuses (Hrysomalis, 2011; Llewellyn et al., 1990; Taube et al., 2008). Pour ainsi dire, l'instabilité posturale active le réseau corticospinal et développe une structure hiérarchique dans laquelle les mouvements sont coordonnés par le cortex moteur (Solopova, Kazennikov, Deniskina, Levik, & Ivanenko, 2003). Comme évoqué précédemment dans le sous-chapitre 1.2, le cortex moteur motrice revêt son importance dans l'apprentissage d'une tâche motrice, comprenant également l'apprentissage initial d'une tâche d'équilibre. En évoluant temporellement dans l'acquisition de la tâche, les changements de locus de contrôle et d'excitabilité continuent d'opérer. L'utilisation des stimulations TMS et électriques du nerf tibial à différents moments de la réponse motrice (réponse à courte latence SLR et à longue latence LLR) a permis de constater que la baisse d'excitabilité corticale corrélait avec l'amélioration de la stabilité posturale (Taube et al., 2007). L'entraînement mène donc à un contrôle postural dirigé par des structures sous-corticales. Des analyses EMG ont de plus démontré que malgré la baisse d'excitabilité corticale, l'activité musculaire demeurait semblable. Ces structures sous-corticales occuperaient ainsi une place de plus en plus importante lors de l'automatisation de la tâche (Taube & Gollhofer, 2010).

1.3.2 Stratégies du maintien de l'équilibre. La grande variété de mouvements que comprend le contrôle postural aboutit sur différentes stratégies du maintien de l'équilibre. Dans un

premier temps, les informations sont transmises au système nerveux central qui répond au stimulus en ajustant le centre de gravité grâce aux propriétés mécaniques du corps. Les contraintes sont donc sensorielles et mécaniques (Nashner, Shupert, Horak, & Black, 1989). Des analyses biomécaniques ont classé ces stratégies de maintien selon trois mécanismes (Hof, 2007). Le premier serait de bouger le centre de pression par projection verticale du centre de masse au-dessus de la base de support, modulant la force de réaction du sol. Le deuxième mécanisme serait d'utiliser les différents segments du corps en contre-rotation afin de contrer une perte d'équilibre et le troisième mécanisme propose l'aide d'un support externe. De plus, suivant la difficulté de la tâche et le type de support, les articulations des membres inférieurs seraient mises différemment à contribution. L'étude de van Dieën, van Leeuwen et Faber (2015) démontre que la relation entre le moment articulaire de la cheville et l'accélération du centre de masse n'est pas pareille entre une surface stable et instable. En condition instable, les changements de longueur des muscles entourant la cheville ne seraient pas uniquement liés aux changements d'orientation du corps relatifs à la gravité. Cela expliquerait donc l'implication des divers systèmes sensoriels autres que le système somatosensoriel (Ivanenko et al., 2000). Pour des tâches considérées comme faciles par le sujet, celui-ci aura tendance à mobiliser l'articulation des chevilles, tandis qu'avec l'augmentation de la difficulté, le contrôle se fera plutôt au niveau des hanches (Herold et al., 2017).

Pour une population âgée, ces stratégies de contrôle postural sont cependant altérées. On observe chez les personnes âgées une difficulté à s'adapter à différentes tâches consécutives, mais l'adaptation de leurs réflexes spinaux est néanmoins conservée (Taube & Gollhofer, 2010).

1.3.3 Tests d'équilibre. Afin d'ajuster la programmation de l'entraînement à l'individu ainsi que d'analyser son efficacité, les tests mis en place doivent être ciblés et réfléchis. Un test connu est celui du « single leg stance », couramment utilisé mais qui ne reflète pourtant pas de la capacité générale d'équilibre du patient. La méthode d'analyse doit correspondre soit à l'exercice entraîné, soit à la condition invalidante (Kümmel et al., 2016). Par exemple, pour la prévention des chutes ou la performance en sport, le plus efficace serait de choisir des tests en équilibre dynamique (Ringhof & Stein, 2018). Dans le cadre d'une population âgée, Horak, Wrisley et Frank (2009) ont développé un test appelé BESTest permettant de distinguer la spécificité d'un problème selon six systèmes (contraintes biomécaniques, limites de stabilité et verticalité, ajustement posturaux anticipatoires, réponses posturales, orientation sensorielle et stabilité durant la marche). Le test permettrait de ne plus conceptualiser l'équilibre comme

une capacité unique mais de pouvoir analyser le problème de manière spécifique et d'adapter la prévention et la réhabilitation à ce problème. Dans le cadre des recherches scientifiques, la méthode est autre car l'intérêt se porte sur l'équilibre dans une situation donnée et non sur l'identification du problème. Ainsi, la mesure du centre de pression sur une plateforme de force est devenu un « gold standard » fiable (Hrysomallis, 2011). De plus, la stature et la masse corporelle de l'individu devraient être prises en compte, de même que la relation entre la taille du pied avec taille et la masse corporelle du sujet, dont l'influence porterait sur le moment de l'articulation de la cheville (Nashner et al., 1989).

1.3.4 Apprentissage. La question se pose maintenant de savoir comment planifier un entraînement d'équilibre afin d'obtenir la meilleure courbe de progression. Dans tous les cas, même si les effets de l'entraînement n'apportent pas toujours de résultats significatifs, aucun effet négatif n'a été relevé (DiStefano, Clark, & Padua, 2009). L'entraînement de l'équilibre est bénéfique pour tout type de population, adolescents, adultes, athlètes, et personnes âgées. L'important réside dans la capacité de l'entraîneur ou du thérapeute à identifier les besoins, suivant le principe de spécificité, et si ces derniers ne sont pas identifiables, l'idéal serait de combiner une pléthore d'exercices (Giboin et al., 2015, 2018; Lesinski et al., 2015b). Pour les adolescents, les athlètes blessés et les personnes en faible forme physique, l'entraînement d'équilibre présente de plus une bonne alternative de par la faible charge musculo-tendineuse qu'il provoque, en plus des adaptations du contrôle postural ainsi que des améliorations en force et en sauts (Taube et al., 2008). En effet, le contrôle moteur général s'en voit amélioré par une meilleure coordination inter et intra-musculaire ainsi qu'une efficacité synaptique des muscles englobant les articulations. Par conséquent, l'activation rapide et précise de ces muscles permet d'une part de protéger les articulations par une rigidité augmentée, mais aussi de développer une force plus élevée et d'améliorer l'explosivité par une fréquence de décharge neuronale amplifiée (Hrysomallis, 2011; Taube & Gollhofer, 2010; Taube et al., 2008). Inversement, une bonne coordination, une grande amplitude de mouvement et une certaine puissance des membres inférieurs augmentent le taux d'apprentissage d'une tâche d'équilibre (Giboin, Gruber, & Kramer, 2019; Hrysomallis, 2011). Il en émane donc un cercle vertueux qui améliorera la condition générale de l'individu, quel que soit son âge.

Les stades d'apprentissage se caractérisent dans un premier temps par une utilisation d'une grande proportion des muscles impliqués ainsi qu'une prééminence des informations visuelles dans le système de feedback. Par la suite, la proportion musculaire devient plus efficace et le feedback proprioceptif gagne en influence, ce qui diminue les mouvements oscillatoires des

articulations (Hrysomallis, 2011; van Dieën et al., 2015). Il est donc nécessaire diviser temporellement l'apprentissage afin de différencier les effets spécifiques à court et long terme.

Les performances au cours d'une session évoluent rapidement et la comparaison entre le début et la fin de la session présente souvent un écart conséquent. En revanche, l'évolution représentée entre plusieurs sessions dont sont calculées les moyennes présente une courbe d'apprentissage moins abrupte (Luft & Buitrago, 2005). On parle d'apprentissage rapide intra-session et d'apprentissage lent intersession. Afin d'être maîtrisée, une tâche motrice complexe doit être entraînée de nombreuses fois et entrecoupée de périodes de repos et de sommeil, formant une « imbrication de séquence d'événements complexes » (Luft & Buitrago, 2005). Ce processus a été analysé à deux reprises relativement à une tâche d'équilibre par Taubert, Mehnert, Pleger et Villringer (2016) et Taubert et al. (2010). Selon l'étude de 2010, chaque phase d'apprentissage impliquerait différentes régions cérébrales ayant une fonctionnalité propre et la performance corrèlerait positivement avec l'augmentation du volume de matière grise. Les auteurs présentent le terme de « dynamique temporelle » des changements de structure de la matière grise. Déjà durant les premières sessions, l'expansion dans les aires frontales et pariétales serait visible. Les dendrites et terminaisons axonales intra-corticales auraient donc une capacité de remodelage réagissant rapidement à un changement environnemental et comportemental. De la même sorte, les régions sensorimotrices s'accroîtraient durant les premières sessions pour diminuer à nouveau par la suite, tandis que le volume du cortex préfrontal continuerait d'augmenter. Ce dernier serait crucial dans le développement d'une stratégie lors de l'apprentissage d'une tâche motrice complexe. L'étude de 2016 confirme ces résultats en démontrant une altération précoce et transitoire de la matière grise corticale dont les modifications deviennent inexistantes après deux semaines d'entraînement. La coordination requise lors de la découverte d'une tâche d'équilibre semblerait être la cause de ces modifications. Les connaissances ont de même été affinées grâce aux résultats révélant que l'accroissement de matière grise ne serait ni lié à une modification du flux sanguin au repos, ni usage-dépendant, mais spécifique à la représentation corticale du groupe musculaire impliqué dans la tâche. La citation suivante décrit le processus d'apprentissage à court et long-terme comprenant trois phases de plasticité.

We speculate that the processing demands on primary motor and higher-order motor regions involved in the balance task are subject to changes during long-term balance training. Primary motor regions may be specifically in the very early period of balance training while subsequent practice will change the motor control processes enabling learning. This may shift the processing demands to regions involved in higher-order

aspects of motor control and learning. Together, this provides indirect evidence that balance learning involves at least three different phases of plasticity. (Taubert et al., 2016, p.406)

1.3.5 Spécificité. L'équilibre comprend un panel extrêmement étendu d'exercices et de conditions d'instabilités. Souvent, il est pourtant considéré comme une capacité à part entière, ce qui est contesté par des études actuelles à ce sujet. En effet, il a été découvert récemment que l'implémentation d'une phase de préapprentissage comprenant diverses tâches d'équilibre n'avaient aucune influence sur une tâche test spécifique, mais qu'en revanche la puissance des membres inférieurs jouait un rôle plus important relativement au taux d'apprentissage (Giboin et al., 2019). Ainsi, l'amélioration de la performance en équilibre serait plutôt liée au niveau de forme du sujet plutôt qu'à sa capacité dans d'autres tâches d'équilibre. La spécificité de chaque tâche d'équilibre est telle que même en condition identique impliquant des positions du corps et des perturbations similaires, si la tâche n'est pas exactement pareille, l'effet de transfert sera inexistant (Kümmel et al., 2016). Dans le domaine de la performance mais surtout dans le cadre de programme de prévention des chutes, cela devient une composante fondamentale du programme d'entraînement. Pour l'athlète, il est donc important de cibler les besoins par rapport à la spécificité de son sport, tandis qu'en prévention, un vaste choix d'exercices devrait être mis en pratique afin de simuler des situations quotidiennes. Pourtant, si chaque circonstance de déséquilibre devait être entraînée indépendamment, le spectre d'exercices deviendrait si grand qu'il en serait limité par le temps, la motivation et la capacité physique du patient (Giboin et al., 2018). Cependant, quelle que soit la combinaison des tâches, l'effet bénéfique se retrouve aussi dans le fait qu'il développe d'autres composantes comme par exemple la force maximale ou le taux de développement de force (RFD) qui influenceront à leur tour le potentiel d'amélioration dans d'autres tâches d'équilibre, surtout pour une population âgée ou présentant des déficits physiques (Giboin et al., 2015). Le transfert qui peut sembler se faire entre différentes tâches proviendrait donc plutôt d'un développement de condition physique général plutôt que de l'amélioration globale de la capacité d'équilibre (Donath, Roth, Zahner, & Faude, 2017).

Au niveau des systèmes impliqués, Ivanenko et al. (2000) ont relevé que lors de stimulations vibratoires du tendon d'Achille, les réponses réflexes à ces stimuli proprioceptifs diminuaient uniquement dans des conditions d'instabilité antéro-postérieures, correspondant à l'action des muscles fléchisseurs plantaires rattachés au tendon d'Achille, et non en direction médio-latérale. Les résultats de l'étude ont permis d'en arriver à la conclusion suivante : « the direc-

tion of support instability might affect information processing from ankle muscle receptors in accordance with the internal representation of the current posture » (Y. Ivanenko et al., 2000, p. 106). Basé sur une étude de Deliagina, Orlovsky, Zelenin et Beloozerova (2006) analysant les mécanismes posturaux de quadripèdes et suggérant que les différentes parties du corps étaient régies par des sous-systèmes compris dans le système général du contrôle de l'équilibre, Giboin et al. (2015) ont hypothétisé que toute situation d'équilibre utilisait le même système de contrôle postural, mais qu'un exercice précis impliquait des sous-systèmes que les structures supra-spinales contrôlaient différemment. Ainsi, l'entraînement d'une tâche induirait des adaptations uniquement dans les sous-systèmes impliqués ainsi que de leur « supérieurs hiérarchiques », selon un modèle précis, ce qui expliquerait la spécificité des tâches d'équilibre.

1.3.6 Interférences. Comme décrit dans la section 1.2.2, la création d'interférences entre deux tâches requiert plusieurs conditions, dont l'effet d'apprentissage et la fenêtre temporelle de 4 heures. La dernière condition nécessitant l'activation des mêmes muscles dans une même direction est intéressante dans l'étude de la spécificité des tâches d'équilibre. Le phénomène d'interférence permet donc d'analyser les relations entre des conditions d'instabilité similaires, et de développer des méthodes d'entraînement optimales. Récemment, Giboin et al. (2018) ont analysé les interférences entre deux tâches d'équilibre afin de déceler les effets positifs ou négatifs de leurs interactions. La tâche de base consistait à maintenir son équilibre unipodal sur une planche instable dans un plan médio-latéral, tandis que la tâche d'interférence se pratiquait de la même sorte sur une slackline. Les deux expériences mises en place combinaient la tâche d'interférence soit en intra-session, c'est-à-dire en alternant l'une et l'autre tâche, soit en intersession, c'est-à-dire avec une semaine d'entraînement de la tâche d'interférence uniquement, intercalée entre deux semaines d'entraînement de la tâche de base uniquement. La durée des expériences était de deux, respectivement trois semaines, à raison de trois entraînements par semaine. La performance de la tâche de base était mesurée au début de l'étude dans le but de composer des groupes homogènes, puis après deux semaines pour la première expérience et après chaque semaine pour la deuxième expérience, afin de relever la performance des sujets après chaque étape d'entraînement. La figure 4 illustre leur design d'étude.

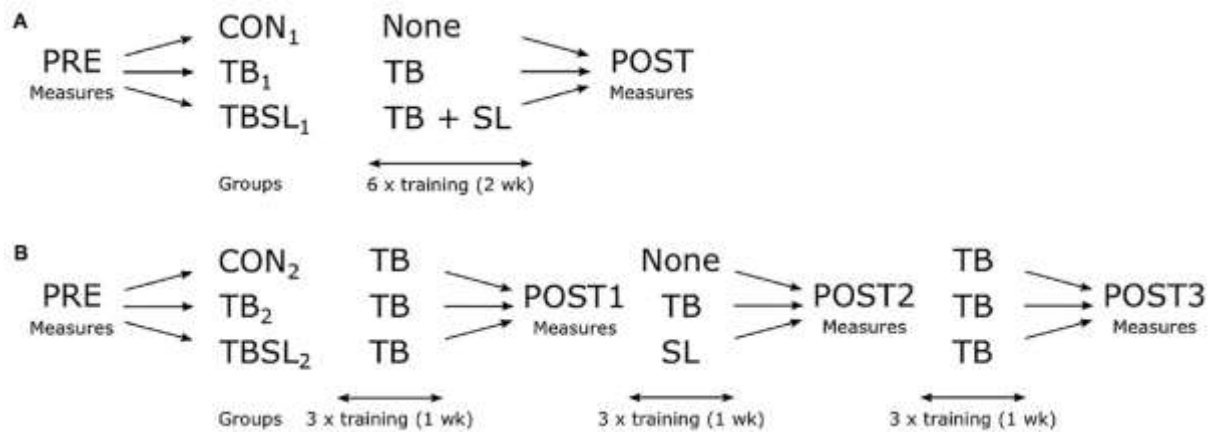


Figure 4. CON_{1,2}: pas d'entraînement. TB_{1,2}: planche d'équilibre. TBSL_{1,2}: planche d'équilibre et slackline. PRE, POST : mesures de la performance sur la planche d'équilibre. (A) Première expérience combinant la tâche d'interférence en intra-session. (B) Deuxième expérience combinant la tâche d'interférence en inter-session. (Giboin et al., 2018)

Leurs résultats ont démontré que la performance augmentait dans toutes les conditions d'entraînement, sans différences significative. Le groupe de contrôle permettait quant à lui de confirmer que l'augmentation de la performance n'était pas due à l'apprentissage au cours des tests. Leur conclusion stipule que l'absence d'interférence positive ou négative soutient le concept de spécificité des tâches d'équilibre, et que l'implémentation de différentes tâches au cours d'un même entraînement n'a aucun effet sur l'apprentissage.

1.3.7 Planification de l'entraînement. La planification concrète d'un programme d'entraînement d'équilibre est complexe, car il doit dans un premier s'adapter à l'individu. De plus, il a été question auparavant d'interférences et de spécificité, ce qui rajoute un aspect à prendre en compte, bien qu'il a été indiqué qu'une pratique variée permettait de soutenir une meilleure rétention, malgré le désavantage d'une acquisition ralentie (Giboin et al., 2018; Sekiya, Magill, & Anderson, 1996). De plus, l'apprentissage avec interférence permettrait de choisir rapidement la bonne planification de mouvement et de pouvoir réagir promptement à une situation imprévue (Sheahan, Franklin, & Wolpert, 2016; Wright et al., 2016). A la suite de deux comptes-rendus d'études (Lesinski et al., 2015b; Lesinski, Hortobágyi, Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2015a), il s'est avéré que les recommandations pour les sujets de 16 à 40 ans en bonne santé ainsi que la tendance vers un certain protocole d'entraînement pour les personnes âgées (des recommandation concrètes faisant défaut) proposaient une planification relativement semblable. Le tableau 1 illustre la meilleure relation dose-réponse pour l'entraînement des personnes âgées en bonne santé en comparaison à une population de jeunes adultes en bonne santé.

Training modalities	Results/most effective dose		
	Healthy older adults		Healthy young adults [17]
	Overall balance	Static steady-state balance	Static steady-state balance
Training period (weeks)	11–12	11–12	11–12
Training frequency (times per week)	3	3	3
Number of training sessions	36–40	36–40	16–19; 36–39 ^a
Duration of a single training session (min)	31–45	31–45	11–15 ^b
Total duration of BT per week (min)	91–120	121–150 (only one study)	N/A
Number of exercises per training session	N/A	N/A	4
Number of sets/ reps per exercise	N/A	N/A	2/N/A
Duration of a single balance exercise (s)	N/A	N/A	21–40

Tableau 1. Comparaison des modalités d'entraînement entre personnes âgées en bonne santé et jeunes adultes en bonne santé (Lesinski et al., 2015b)

1.4 Objectif du travail et questions concrètes

L'objectif du présent travail est d'analyser les effets d'interférence potentiellement créés lors de l'apprentissage à court terme de deux tâches d'équilibre consécutives et similaires, ou lors de l'application de rTMS à la suite de l'apprentissage de la première tâche. Les questions concrètes sont :

- 1) L'interférence créée par l'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre consécutivement à l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre est-elle inexistante, malgré le fait que la direction de mouvement soit identique et que les mêmes muscles soient impliqués ?
- 2) L'interférence créée par l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) consécutivement à l'apprentissage d'une tâche d'équilibre est-elle inexistante ?
- 3) L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre et l'application de rTMS ont-ils des influences différentes sur la consolidation de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre ?

Les hypothèses suivantes ont été formulées afin d'examiner scientifiquement les trois questions présentées ci-dessus :

1. Hypothèse sur la spécificité des tâches :

H₁₀ : L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre d'une même direction de mouvement antéro-postérieure et activant les mêmes muscles que lors de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre ne crée pas d'interférence, et donc aucune baisse de performance significative.

H₁₁ : L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre d'une même direction de mouvement antéro-postérieure et activant les mêmes muscles que lors de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre crée une interférence, et donc une baisse de performance significative.

2. Hypothèse sur les stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1):

H₂₀ : L'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) à la suite de l'apprentissage d'une tâche d'équilibre ne crée pas d'interférence, et donc aucune baisse de performance significative.

H₂₁ : L'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) à la suite de l'apprentissage d'une tâche d'équilibre crée une interférence, et donc une baisse de performance significative.

3. Hypothèse sur l'influence différente d'une tâche d'équilibre et des stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1):

H₃₀ : L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre et l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) n'ont pas d'influence différente sur la consolidation de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre.

H₃₁ : L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre et l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) ont une influence différente sur la consolidation de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre.

2 Méthodes

2.1 Participants

Les 52 participants âgés entre 16 et 40 ans ont été recrutés en partie parmi des étudiants en sport de l'Université de Fribourg et parmi une population aléatoire. Ils ont été répartis de manière randomisée dans les groupes de disque d'équilibre (DE) et de contrôle (CON), tandis que chaque personne dont le seuil moteur du soléaire induit par TMS ne dépassait pas une valeur maximale fixée était recrutée dans le groupe des stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) (tableau 2). Les personnes ayant pris part antérieurement à des expériences d'équilibre relatives à ce travail ont été exclues, de même que celles présentant des perturbations neurologiques ou motrices, des maladies ou blessures cérébrales ou vasculaires, de l'épilepsie, les personnes possédant un pacemaker, du métal dans le corps ou des implants auditifs ainsi que les femmes enceintes. Chaque participant a donné son accord écrit à la suite des explications données au préalable, sans que le but de l'étude ne soit dévoilé. Durant l'évaluation des résultats, deux personnes dont les données ne démontraient aucun apprentissage ont dû être écartées, tandis qu'une troisième personne a abandonné en cours d'expérience. La taille de l'échantillon a ainsi été réduite à $n=49$.

Tableau 2

Informations sur les participants et la composition des groupes

	rTMS	Plateau d'équilibre	Contrôle
n	13	18	18
Sexe [h/f]	8/5	10/8	10/8
Age [ans]	24.2 ± 2.7	25 ± 3.2	24.7 ± 4.8
Taille [cm]	174.2 ± 8.7	176.4 ± 8.9	175.3 ± 10.8
Poids [kg]	64.5 ± 9.1	68.5 ± 11.7	73.9 ± 14.8
Etudiants en sport [n]	6	12	7

Note. Pour l'âge, la taille et le poids sont indiqués les moyennes ± écart-type.

2.2 Instruments de mesure

2.2.1 Tâches d'équilibre. Afin de répondre aux trois hypothèses de ce travail, les tâches d'équilibre sélectionnées comprenaient majoritairement une direction de mouvement antéro-postérieure. La spécificité musculaire devait engager une activation du muscle soléaire, et un

effet d'apprentissage devait être démontré durant la partie principale sur la bascule antéro-postérieure, de même que durant la tâche d'interférence sur le disque d'équilibre.

Bascule antéro-postérieure. La bascule antéro-postérieure faite sur mesure était constituée d'une planche recouverte d'une surface rêche et fixée à un axe immobile. Un goniomètre était rattaché à ce dernier afin de calculer en volt sa déviation angulaire (figure 5, gauche). La position neutre de 0° signifiait une position plane de la planche. Des ressorts permettaient de retenir la planche au sol par ses coins et moduler la difficulté de la tâche sur trois niveaux. Les participants devaient se placer pieds nus, à plat et entièrement sur la planche qui ne possédait cependant aucun marquage. Une chaise disposée sur le côté leur permettait de monter sur la bascule et de trouver la position neutre, soit le plus à plat possible. A ce moment, il leur était permis de regarder la planche afin d'ajuster leur position. L'essai commençait à la fin du compte à rebours donné par l'expérimentateur. Le but était alors de maintenir la position neutre en regardant une croix fixée sur le mur à 2 mètres de distance, durant 8 secondes. Aucune indication n'était donnée quant à la position des bras qui pouvaient aider le sujet à maintenir son équilibre. Durant les 8 secondes, les participants ne devaient pas avoir de contact visuel avec la planche, et s'ils se rattrapaient à la chaise ou qu'un pied perdait contact avec la planche, l'essai était considéré comme nul et devait être répété. Les programmes (IMAGO Record & Stimuli, Pfitec, Endingen, Allemagne) permettaient de déclencher et gérer la durée des essais ainsi que d'enregistrer les données du goniomètre qui étaient ensuite retransmises et analysées dans le programme MATLAB (R2018b, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Ce dernier transposait les données de tension électrique en degrés et exportaient les données dans un fichier Excel (Microsoft Excel pour PC 2010, Microsoft Corporation, Redmond, USA). De même, il créait les graphiques des feedbacks grâce à un échantillonnage de 1000 Hertz (figure 5, droite). La position angulaire de la planche au cours de l'essai était illustrée par une ligne et permettait au participant d'avoir un retour sur sa performance. En outre, différentes données angulaires étaient enregistrées. Pour ce travail, les données conservées étaient celles de l'oscillation par secondes, la moyenne oscillatoire de l'essai et la cumulation du temps passé dans les positions maximales vers l'avant et l'arrière. Avant chaque sujet, la bascule était calibrée à l'aide d'un poids de 20 kilogrammes dans les positions maximales dont les valeurs indiquaient $20,37^\circ$ et $-20,37^\circ$.

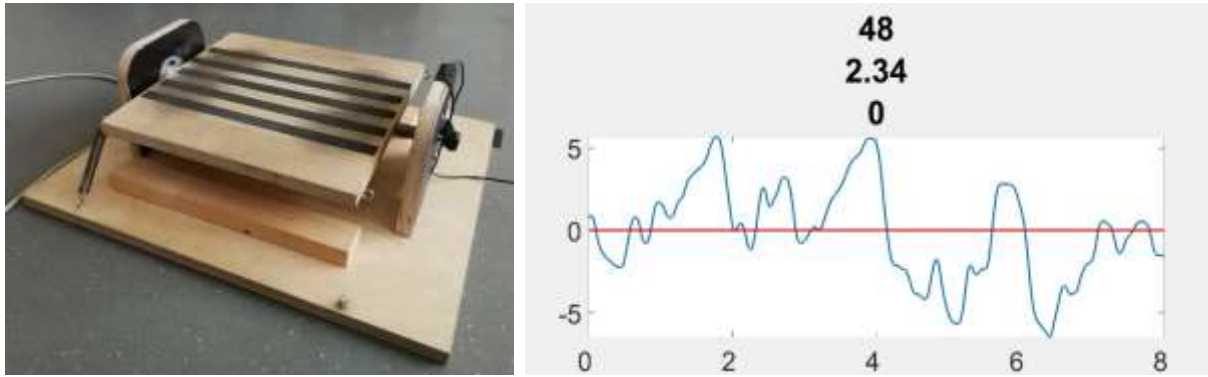


Figure 5. Gauche : Bascule antéro-postérieure, goniomètre sur le flanc droit et ressorts retenant les coins gauches. Droite : Feedback présenté au participant. 48 = nombre d'essais. 2,34 = moyenne oscillatoire [°] durant l'essai par rapport à la position neutre plane représentée par la ligne rouge. 0 = cumulation du temps [s] passé dans les positions maximales. L'axe des abscisses indique la durée de l'essai [s] et l'axe des ordonnées indique les degrés de déviation angulaire.

Disque d'équilibre. Les disques d'équilibre (Disque d'équilibre de thérapie, Sport-Thieme, Allemagne) étaient constitués d'un plateau rond d'un diamètre compris entre 37 cm et 41,5 cm surmontant une demi-sphère d'une hauteur de 6,5 cm pour le premier niveau, 7,5 cm pour le deuxième niveau et 8,5 cm pour le troisième niveau (figure 6, gauche). Le disque d'équilibre était placé sur une plateforme de force (508*464 mm; OR6-7 force platform; Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA) calibrée à vide en début d'expérience et enregistrant la trajectoire du centre de pression durant l'essai. Une barre fixée au sol en face des participants les aidait à monter sur l'engin. La position des pieds était libre, mais ils devaient être entièrement situés sur le disque avec lequel ils devaient rester en contact durant l'essai. Ce dernier commençait à la suite du compte à rebours de l'expérimentateur. Le participant devait alors regarder une croix fixée face à lui à 2 mètres de distance et tenter de rester autant immobile que possible durant 8 secondes. L'utilisation des bras était libre, mais sitôt que le participant se rattrapait à la barre ou qu'un pied perdait contact avec le disque, l'essai était considéré comme nul et devait être répété.

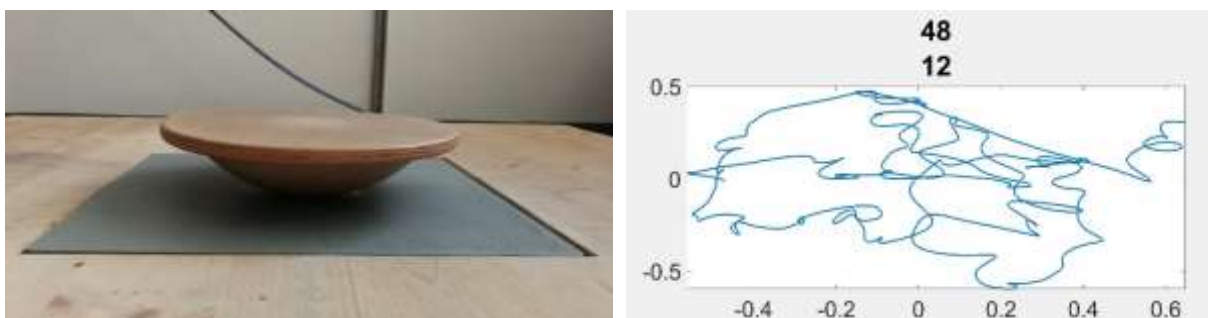


Figure 6. Gauche : disque d'équilibre placé sur la plateforme de force. Droite : feedback présenté au participant. 48 = nombre d'essais, 12 = trajectoire totale [cm] du centre de pression sur les axes des abscisses et ordonnées durant l'essai.

Les programmes IMAGO Record & Stimuli permettaient de déclencher et gérer la durée des essais ainsi que d'enregistrer les données de la plateforme de force, comprenant les forces de réaction du sol sur les trois plans. Elles étaient ensuite transférées dans le programme MATLAB qui créait l'image du feedback par un graphique illustrant la trajectoire du centre de pression et sa valeur totale en centimètres (figure 6, droite), et exportait les données vers un fichier Excel.

2.2.2 TMS. Les stimulations magnétiques transcrâniennes étaient effectuées avec une bobine en forme de huit à refroidissement statique (MCF-B65, Tonica Elektronik A/S, Farum, Danemark), reliée à un stimulateur magnétique transcrânien (MagPro X100 with MagOption, MagVenture A/S, Farum, Danemark). Les participants ne devaient pas être concernés par les contre-indications citées dans la section 2.1, ce qu'ils confirmaient par la signature du document de consentement.

La bobine induisait un courant d'induction électromagnétique durant moins d'une milliseconde, pénétrant perpendiculairement dans le cerveau si elle était posée tangentiellement à la surface du crâne. Le champ magnétique induisait à son tour un champ électrique parallèle à la bobine, responsable de la dépolarisation des cellules du cortex moteur stimulé (Groppa et al., 2012). A une certaine intensité, un potentiel moteur évoqué (MEP) était visible grâce à l'électromyogramme (EMG) ou directement par la contraction des muscles cibles de la région corticale stimulée. Pour le muscle soléaire de la jambe droite, cette région se trouvait légèrement à gauche de la scissure longitudinale. Se situant plus en profondeur que la région des bras et des doigts, il était possible qu'une réponse motrice soit perçue également dans ces derniers membres.

Seuil moteur au repos. Pour être effectives, les stimulations magnétiques transcrâniennes répétées devaient être effectuées au-dessus du seuil moteur au repos, c'est-à-dire provoquer une réponse musculaire dans le muscle soléaire. Afin de déterminer le seuil au repos en début d'expérience, le participant était assis sur une chaise. Il recevait une impulsion à une amplitude de 30% sur l'avant du bras, afin de se familiariser avec l'engin. L'expérimentateur lui demandait ensuite d'indiquer le milieu de son crâne et plaçait la bobine à gauche de ce point, du côté contra-latéral à la jambe droite, en majorant l'amplitude à 50% et la fréquence de stimulation à 0,25 Hertz. Selon la méthode décrite par Rossini et al. (2015), le manche de la bobine était placé latéralement à la tête, de façon à être perpendiculaire à la scissure longitudinale. En gardant le manche dans cette position, la bobine était légèrement déplacée d'essai en essai afin de trouver l'emplacement idéal provoquant la meilleure réponse motrice et

l'amplitude était ensuite augmentée par sauts de 5% jusqu'à atteindre une réponse musculaire évidente du soléaire. A ce point, elle était diminuée de 1% jusqu'à atteindre le seuil moteur caractérisé par cinq réponses positives sur dix, une réponse positive correspondant à une amplitude d'au minimum 50 mV. En cas de difficulté à trouver la région motrice du soléaire, il était demandé au participant de lever légèrement les orteils, ce qui amplifiait la réponse motrice du tibial dont la région correspond à celle du soléaire. Ceci permettait d'affiner le placement de la bobine sur la région ciblée. Dans le cas où le seuil ne dépassait pas une amplitude de 87%, le participant était assigné au groupe rTMS.

A la suite de la partie principale de l'entraînement sur la bascule, le participant s'asseyait à nouveau sur la chaise et endossait un bonnet de bain, permettant de dessiner au feutre à même la tête l'emplacement optimal de la bobine. Le seuil moteur au repos était à nouveau recherché puis le participant s'allongeait sur un lit auquel était rattaché un bras à plusieurs axes permettant de fixer la bobine contre le crâne du participant, suivant les marques dessinées. L'emplacement et le seuil étaient retestés une dernière fois.

Stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS). Une fois installé en décubitus dorsal sur le lit, l'expérimentateur annonçait le début de la série et déclenchait les 300 stimulations. Le participant immobile recevait des impulsions durant 3 séries de 5 minutes à une fréquence de 1 Hertz. L'amplitude était augmentée pour les trois séries à 115% du seuil moteur (Lang et al., 2006), condition nécessaire à la création d'une interférence (Lundbye-Jensen et al., 2011). L'EMG était enregistré durant les 15 minutes de stimulations.

2.2.3 Electromyogramme (EMG). La surface de peau où les électrodes allaient être posés était rasée si nécessaire, puis frottée avec un gel de contact (NuPrep Skin Prep Gel, Weaver and Company, USA) et désinfectée. Deux électrodes étaient ensuite collées sur le ventre du muscle tibial antérieur, bord contre bord. De la même manière, deux autres électrodes étaient collées sur le soléaire, ainsi que trois électrode sur l'os du tibia, faisant office de référence. Les câbles étaient ensuite reliés aux électrodes et recouverts d'un filet les réunissant en un faisceau. Afin de tester les signaux électriques, le participant devait rester assis au repos (aucun signal) ainsi qu'effectuer une extension plantaire (activation du tibial antérieur), puis une flexion plantaire en station debout (activation du soléaire). L'EMG était enregistré avec le programme IMAGO Record.

2.3 Procédure

2.3.1 Design de l'étude. A l'arrivée du participant, la procédure lui était expliquée, ainsi que les conditions de participation. Chacun d'entre eux devait signer une déclaration de consentement et donner des indications sur son âge, sa taille, son poids et son côté dominant. Les informations étaient reportées sur la feuille de procédure du participant. Les expériences commençaient par la pose des électrodes puis par le contrôle des signaux électriques (section 2.2.3). Par la suite, le participant restait assis sur une chaise pour que l'expérimentateur cherche la région évoquant un potentiel moteur dans le soléaire, comme décrit dans la section 2.2.2. Cela permettait de répartir les participants dans le groupe rTMS si leur seuil ne dépassait pas 87% de la capacité du générateur, ou aléatoirement dans le groupe DE ou CON pour les participants dont le seuil se situait au-delà de 87%. La première partie des tâches d'équilibre se composait pour tous d'un échauffement sur trois niveaux de ressorts, suivi de la partie principale de l'entraînement sur la bascule antéro-postérieure. Les participants du groupe CON avaient à ce point terminé l'expérience, tandis que les groupes DE et rTMS effectuaient après 5 minutes de pause la tâche d'interférence. Tous les sujets recevaient l'instruction de ne pas pratiquer de sport durant les 4 heures suivant les tests. Le lendemain, les électrodes étaient collées comme le jour précédent afin de reproduire les mêmes conditions, mais les données n'étaient pas analysées. L'échauffement avec les trois niveaux de ressorts était réeffectué, suivi d'un test de rétention sur la bascule avec le même niveau de ressort que la veille. Le design de l'étude est illustré par la figure 7.

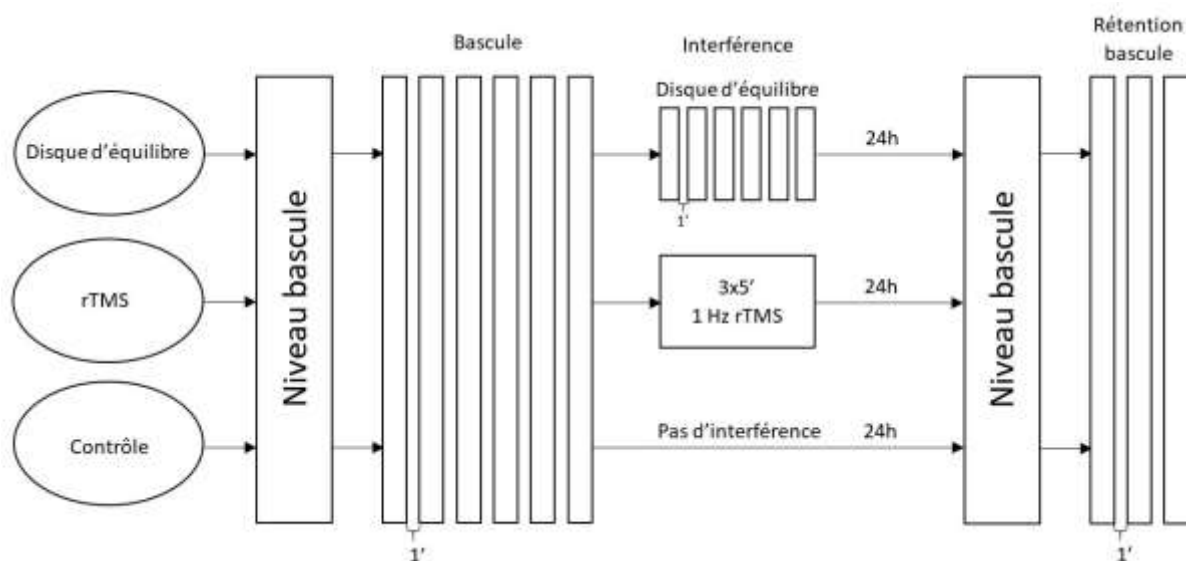


Figure 7. Niveau bascule : test de 3 niveaux modifiés par des ressorts en difficulté croissante avec deux essais par niveau. Bascule : 6 séries de 8 répétitions de 8 secondes. Interférence : 6 séries de 8 répétitions de 8 secondes sur le disque d'équilibre ou rTMS. Rétention bascule : 3 séries de 8 répétitions de 8 secondes.

2.3.2 Niveau bascule. Les trois niveaux régulés par différents ressorts permettaient aux participants d'une part de s'habituer à la tâche, mais aussi de définir à quel niveau la partie principale allait être pratiquée afin de développer le meilleur effet d'apprentissage. Les tests de niveau comprenaient 2 essais par niveau d'une durée de 8 secondes chacun, entrecoupés de 30 secondes de pause durant lesquelles le feedback était affiché. Après deux essais, les ressorts étaient changés par l'expérimentateur pour atteindre le niveau supérieur. Pour 52 d'entre eux, le troisième niveau a été choisi, tandis qu'un participant a effectué les séries sur le deuxième niveau.

2.3.3 Bascule. La partie principale consistait en un entraînement de 6 séries comprenant chacune 8 répétitions de 8 secondes sur la bascule antéro-postérieure. Entre chaque répétition, le participant descendait de la bascule pour une pause de 30 secondes en position debout, durant laquelle le feedback était affiché. Chaque série était suivie d'une minute de pause et le participant pouvait s'asseoir selon son envie. La durée des essais et des pauses était programmée afin d'éviter une fatigue musculaire et attentionnelle.

2.3.4 Interférence – Disque d'équilibre. Après la partie principale, les participants disposaient de 5 minutes de pause. Ceux du groupe DE effectuaient un second entraînement sur le disque d'équilibre suivant le même protocole que la bascule antéro-postérieure, soit 6 séries de 8 répétitions de 8 secondes. Les répétitions étant entrecoupées de 30 secondes de pause durant lesquelles le participant descendait du disque d'équilibre. Les séries étaient quant à elles séparées d'une minute de pause. Après chaque essai, un feedback était affiché.

2.3.5 Interférence – rTMS. Après la partie principale, le seuil moteur du soléaire des participants du groupe rTMS était à nouveau recherché en position assise. Ils étaient ensuite installés sur un lit et passaient 3 séries de 5 minutes de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées à 1 Hertz, soit 300 stimulations par séries, comme expliqué dans la section 2.2.2. Entre les séries, une pause était octroyée selon les besoins du participant, ou alors la série suivante recommençait directement.

2.3.6 Rétention – Bascule. Après environ 24 heures de pause, les participants repassaient 2 essais pour chacun des trois niveaux de ressorts, à la suite de quoi ils réeffectuaient 3 séries de 8 répétitions de 8 secondes sur la bascule antéro-postérieure. Les répétitions étaient entrecou-

pées de 30 secondes de pause agrémentées d'un feedback, tandis que les séries étaient entrecoupées d'une minute de pause.

2.4 Evaluation des données et analyse statistique

2.4.1 Données. Les valeurs enregistrées par les programmes IMAGO Record & Stimuli étaient exportées dans le tableur Excel. Parmi les diverses données de la bascule antéro-postérieure, les analyses statistiques ont été faites suivant la vitesse angulaire moyenne en degrés par seconde tandis que pour le disque d'équilibre, l'analyse statistique s'est portée sur la trajectoire totale du centre de pression en centimètres. Pour chaque participant, le meilleur et le moins bon essai de chaque série de l'entraînement principal et du test de rétention sur la bascule ainsi que des séries d'interférence sur le disque d'équilibre étaient ôtés, afin d'éviter des biais de mesure induits par des valeurs extrêmes. Pour les six essais restants de chaque série, la moyenne et l'écart-type étaient calculés et représentés graphiquement dans le tableur Excel.

L'analyse de l'EMG s'est portée uniquement sur les valeurs du groupe DE, afin de définir si le muscle soléaire était significativement actif durant la tâche d'interférence, à l'instar de la tâche principale sur la bascule. Dans le programme MATLAB, les valeurs de l'EMG du muscle soléaire étaient extraites pour les 48 essais suivant le protocole suivant. Le signal de déclenchement de l'essai était repéré pour chacun d'entre eux. Dès cet instant, le signal de l'EMG était extrait durant une fenêtre de 8 secondes à une fréquence de 1000 Hertz, soit un échantillonnage de 8000 valeurs. La valeur quadratique moyenne de ces données était calculée pour chaque essai, et les 50 premiers et derniers échantillons étaient effacés afin de supprimer les valeurs nulles. Selon le même procédé de suppression du meilleur et moins bon résultat par série, la moyenne et l'écart-type des valeurs quadratiques moyennes était finalement calculées.

2.4.2 Statistique. Les moyennes et écarts-types des statistiques descriptives ont été calculés dans le logiciel tableur Excel (Microsoft Excel pour Office 365 2016, Microsoft Corporation, Redmond, USA).

Les analyses de variance à plans mixtes et mesures répétées ont été effectuées dans le programme R version 3.5.2 (R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche), afin de définir la significativité des différences entre les deux facteurs série et groupe ainsi que de leur interaction (série*groupe). Le niveau de significativité des comparaisons multiples a été

corrigé par le test Post-Hoc de Bonferroni. Pour toutes les valeurs p des tests statistiques, le niveau de significativité correspondait à : $p < 0.01$ = très significatif, $p < 0.05$ = significatif et $p > 0.05$ = non significatif. La taille de l'effet était définie par les valeurs suivantes de l'éta-carré généralisé pour les ANOVA: faible effet si $\eta^2 G < 0.3$, effet modéré si $\eta^2 G < 0.5$ et effet marqué si $\eta^2 G > 0.5$. Pour les tests de Kruskal-Wallis, la taille de l'effet était définie par les valeurs suivantes du V de Cramer : faible effet si $V < 0.2$, effet modéré si $V < 0.3$ et effet marqué si $V > 0.3$.

Les tests de Student appariés ont permis de comparer les résultats de performance au sein des groupes mêmes ainsi que les valeurs de l'EMG. La taille de l'effet était définie par les valeurs suivantes du R de Pearson : faible effet si $R < 0.3$, effet modéré si $R < 0.5$ et effet marqué si $R > 0.5$.

3 Résultats

Les résultats généraux des trois groupes sont illustrés dans la figure 8. Durant la première tâche commune sur la bascule antéro-postérieure, une analyse de variance (ANOVA) mixte à deux facteurs a révélé des résultats significatifs pour le facteur série ($F_{1,46} = 135.934$, $p < 0.001$, $\eta^2_G = 0.259$) mais pas pour le facteur groupe ($F_{2,46} = 0.544$, $p = 0.584$, $\eta^2_G = 0.020$) ni l'interaction série*groupe ($F_{2,46} = 1.046$, $p = 0.360$, $\eta^2_G = 0.005$). Les différences entre les groupes durant la première série (1) puis durant la dernière série (6) ont été analysées par des tests de Kruskal-Wallis et ne se sont pas révélées significatives (Série 1 : $\chi^2(2) = 0.341$, $p = 0.843$, $V = 0.061$; Série 6 : $\chi^2(2) = 2.379$, $p = 0.304$, $V = 0.161$). En moyenne générale, les sujets se sont améliorés de 35.3 % durant les séries 1 à 6.

Les écarts entre la série 6 et la série A du test de rétention ont été analysés par une ANOVA mixte à deux facteurs et les effets sont significatifs pour le facteur série ($F_{1,46} = 24.178$, $p < 0.001$, $\eta^2_G = 0.040$) et l'interaction série*groupe ($F_{2,46} = 3.441$, $p = 0.040$, $\eta^2_G = 0.011$), mais pas pour le facteur groupe ($F_{2,46} = 0.258$, $p = 0.773$, $\eta^2_G = 0.010$). Afin de diminuer les erreurs des seuils de significativité des ANOVA, les résultats des trois groupes ont été examinés deux par deux en ANOVA post-hoc mixtes à deux facteurs. Les résultats obtenus ont révélé un effet significatif de l'interaction série*groupe uniquement pour la comparaison DE-CON ($F_{1,34} = 7.649$, $p = 0.009$, $\eta^2_G = 0.015$). Le facteur série démontre un effet significatif pour chaque comparaison (rTMS-DE : $F_{1,29} = 26.514$, $p < 0.001$, $\eta^2_G = 0.074$; rTMS-CON : $F_{1,29} = 7.503$, $p = 0.010$, $\eta^2_G = 0.020$; DE-CON : $F_{1,34} = 17.613$, $p < 0.001$, $\eta^2_G = 0.036$). Aucun effet significatif n'a été démontré pour le facteur groupe.

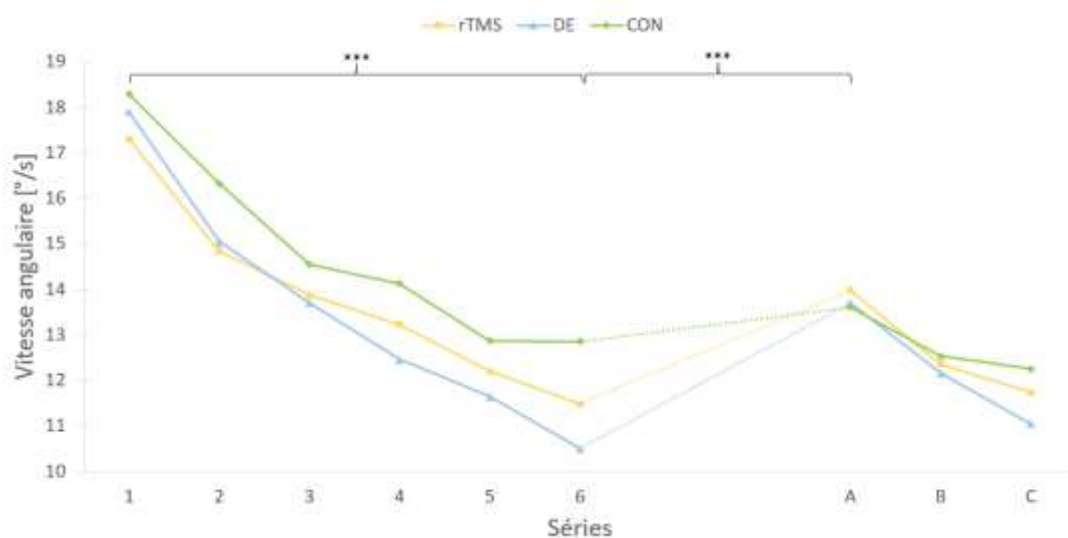


Figure 8. Moyennes des groupes pour chaque série sur la bascule antéro-postérieure lors de la phase d'entraînement (1-6) et lors du test de rétention (A-C). rTMS (n = 13). Disque d'équilibre (n = 18). Contrôle (n = 18).

La tâche d'interférence menée sur le disque d'équilibre présentait un effet d'apprentissage. Un test de Student a confirmé une diminution significative de la trajectoire du centre de pression au cours des 6 séries ($p < 0.001$, $r = -0.756$). Entre la première et la dernière série, les sujets du groupe se sont améliorés en moyenne de 22%. Les résultats sont illustrés dans la figure 9.

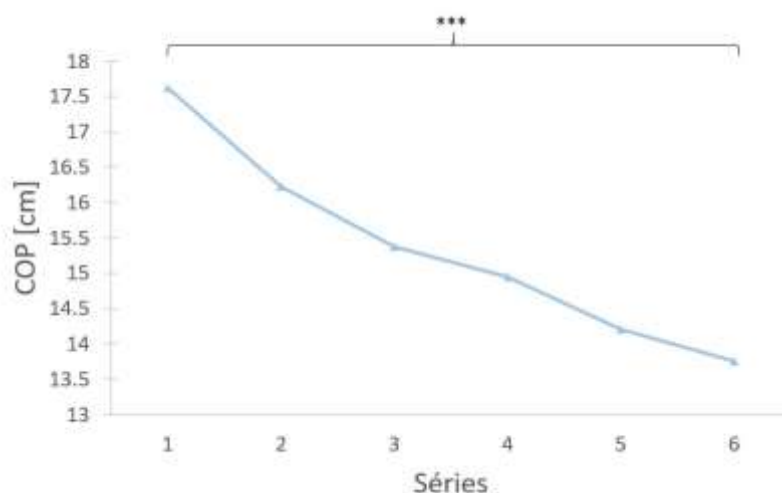


Figure 9. Moyennes de chaque série lors de la tâche d'interférence du groupe DE. COP : centre de pression

Les analyses de l'EMG du groupe DE sont illustrées dans la figure 10. Elles ont démontré à la suite des tests de Student appariés une différence significative d'activation lors des tâches sur la bascule et le disque d'équilibre ($p = 0.007$, $r = 0.436$). Cependant, entre l'état de repos en station debout et chacune des deux tâches, la différence était hautement plus significative (repos-basculé : $p < 0.001$, $r = 0.749$, repos-disque d'équilibre : $p < 0.001$, $r = 0.924$).

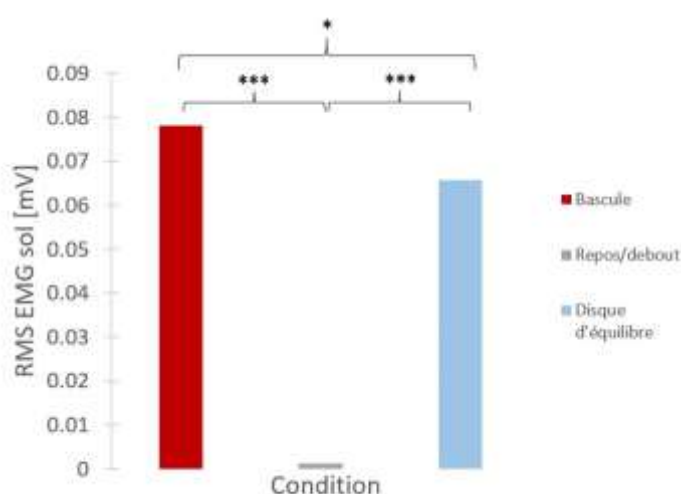


Figure 10. Valeurs quadratiques moyennes des signaux EMG du groupe DE, par tâche et durant les 6 séries en moyenne. RMS : valeur quadratique moyenne. EMG : électromyogramme. Sol : soléaire.

4 Discussion

Le but de ce travail était d'observer le phénomène d'interférence entre l'apprentissage à court terme d'une première tâche d'équilibre suivie par l'application de rTMS sur le cortex moteur ou par une deuxième tâche d'équilibre activant les mêmes muscles agonistes et constituée autant que possible d'une même direction de mouvement. Plus précisément, l'effet des deux tâches d'interférence a été expérimenté afin d'évaluer les conséquences sur le processus de consolidation de la première tâche.

La situation scientifique actuelle a plutôt tendance à énoncer que la succession de deux tâches d'équilibre durant l'apprentissage n'aurait ni d'interactions positives, ni d'interactions négatives (Giboin et al., 2018). Les résultats présentés dans le chapitre précédent entrent ainsi en conflit avec ces déclarations et permettent d'exprimer de nouvelles connaissances à intégrer dans des planifications d'entraînement dans les domaines de la prévention, de la réhabilitation et de la performance.

4.1 Existence d'une interférence entre deux tâches d'équilibre similaires

Lors de l'apprentissage d'une tâche, une nouvelle configuration des connexions synaptiques dans cortex moteur se développe afin de s'adapter à la situation en cours. La nouvelle configuration doit être enregistrée en tant que modèle interne afin de pouvoir être reproduite dans des situations similaires postérieures (Shadmehr & Holcomb, 1997). Cependant, avant d'atteindre cette forme stable, la nouvelle configuration du réseau neuronal est très labile. Pour créer une interférence, il est nécessaire de pratiquer une deuxième tâche par-dessus cette configuration instable, dans les 4 heures qui suivent (Brashers-Krug et al., 1996; Muellbacher et al., 2002). L'effet d'apprentissage induit par la tâche d'interférence rivalise avec la nouvelle configuration grâce à un processus de plasticité synaptique supplémentaire (Lundbye-Jensen et al., 2011). Selon les résultats obtenus, l'amélioration durant la tâche sur la bascule antéro-postérieure est hautement significative ($p < 0.001$). Malgré quelques divergences entre les groupes au commencement et à la fin des 6 séries, cela n'a pas permis de déduire des effets significatifs quant au facteur groupe ni à l'interaction groupe*série lors de cette première tâche. Les processus d'apprentissage étaient donc similaires pour tous les participants. Le groupe DE a de la même sorte démontré un effet d'apprentissage très significatif ($p < 0.001$) lors de la deuxième tâche sur le disque d'équilibre organisée selon le même protocole. La première condition d'interférence exigeant un processus de plasticité synaptique, autrement dit d'apprentissage, est donc remplie. En outre, le procédé des expériences de ce travail com-

prenait la présentation d'un feedback à la suite de chacun des essais. La motivation et la possibilité d'optimiser le gain de performance ont pu soutenir l'effet d'apprentissage comparé à une situation exempte de tout retour sur le résultat (Lauber & Keller, 2014).

La deuxième condition nécessaire à la création d'une interférence entre deux tâches peut être expliquée par le fait que l'équilibre est qualifié comme une capacité regroupant plusieurs habiletés à défaut d'être une capacité générale (Giboin et al., 2018). Afin d'interférer, les réseaux synaptiques développés lors de chacun des apprentissages doivent se recouvrir, ce qui sous-entend que les mêmes muscles agonistes doivent être activés dans la même direction (Lundbye-Jensen et al., 2011; Sanes & Donoghue, 2000). La complexité des tâches d'équilibre réside dans le fait qu'elles impliquent un grand nombre de degrés de libertés. L'équilibre en soi se définit comme la capacité à maintenir son centre de gravité au-dessus de la base de sustentation grâce à différents systèmes perceptifs et moteurs et la tâche ne peut être confinée à une seule articulation ou un seul groupe musculaire (Taube et al., 2008). Pourtant, Ivanenko et al. (1999) ont démontré que malgré l'implication générale du corps, le traitement de l'information au niveau spinal et supra-spinal était sensible à la direction de l'instabilité. La bascule utilisée lors des tests de ce travail était entièrement limitée dans un plan antéro-postérieur tandis que le disque d'équilibre comprenait de surcroît des possibilités de mouvement circulaires. Les ajustements de posture engageaient des corrections au niveau du tronc et des contrebalancements des bras durant les deux tâches, mais la stratégie générale du maintien de l'équilibre semblait être différente. La bascule impliquait majoritairement des mouvements au niveau des chevilles tandis que le disque d'équilibre présentait des mouvements plus marqués au niveau des genoux et des hanches. Pourtant, l'activation du soléaire était dans les deux cas significativement différente de la condition de repos en station debout, signifiant que ce muscle jouait un rôle prépondérant dans chacune des deux tâches. Les résultats de l'EMG démontraient néanmoins une activation significativement différente entre la tâche sur la bascule et sur le disque d'équilibre, provenant d'une part de la différence de stratégie du maintien de l'équilibre mais aussi des mouvements médio-latéraux générant probablement moins d'activité du muscle soléaire sur le disque d'équilibre. Les valeurs statistiques étaient malgré tout largement moins significatives pour la comparaison entre la bascule et le disque d'équilibre qu'entre ces deux dernières tâches et la condition au repos (repos-bascule : $p < 0.001$, $r = 0.749$, repos-disque d'équilibre : $p < 0.001$, $r = 0.924$, bascule-disque d'équilibre : $p = 0.007$, $r = 0.436$).

Ainsi, la première hypothèse nulle (H_{10} : L'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre d'une même direction de mouvement antéro-postérieure et activant les mêmes muscles que

lors de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre ne crée pas d'interférence, et donc aucune baisse de performance significative) est rejetée et permet d'accepter l'hypothèse alternative selon laquelle l'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre impliquant les mêmes muscles et la même direction de mouvement provoque une interférence sur l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre, et donc une baisse significative de performance lors du test de rétention de la première tâche.

De nombreux travaux de recherche analysent actuellement les mécanismes de l'apprentissage moteur, des interférences et de l'équilibre. Certaines évidences ont été reconnues au sujet de tâches visuomotrices ou balistiques, mais elles restent imprécises au sujet des tâches d'équilibre. L'étude de Giboin et al. (2018) révèle une absence d'interférence entre une tâche de base et l'implémentation d'une deuxième tâche à l'intérieur même d'une session (intra-session) ou entre deux sessions d'entraînement (intersession). Ces résultats s'opposent donc à ceux du présent travail et diverses lacunes peuvent remettre en question leur affirmations. Dans un premier temps, la procédure recèle des failles dans le fait que la performance n'a pas été enregistrée lors de la tâche d'interférence sur la slackline. Les divergences auraient potentiellement pu être expliquées par une courbe d'apprentissage moins prononcée voir non-significative. La condition de plasticité synaptique n'aurait ainsi pas été remplie, allant à l'encontre des exigences établies par l'étude de Lundbye-Jensen et al. (2011). En effet, une simple pratique motrice impliquant les fléchisseurs plantaires sans processus d'apprentissage n'avait eu aucun effet d'interférence sur une première tâche balistique produite par ces mêmes muscles. Cette hypothèse est cependant à peine envisageable, car il a été découvert qu'une seule session d'équilibre pouvait déjà provoquer des modifications dans la matière grise (Taubert et al., 2016). La source de la divergence entre les résultats pourrait donc provenir plus probablement du caractère spécifique des tâches d'équilibre. Comme la mesure de l'activation musculaire faisait également défaut, il n'a pas pu être attesté quels muscles étaient actifs, ni dans quelles proportions. Les tâches sur la bascule médio-latérale et la slackline sont déjà très différentes structurellement, la première ne possédant qu'un axe de rotation tandis que lors de la deuxième tâche sur la slackline, le sujet se situe entre deux points d'ancrage, ce qui provoque un mouvement de balancement latéral. Les stratégies d'équilibre pour diminuer la trajectoire du centre de pression seraient donc vraisemblablement divergentes, impliquant plus de contrôle au niveau de l'articulation de la cheville sur la bascule médio-latérale, tandis que l'exercice sur la slackline serait plus demandant au niveau des hanches afin de contrôler les balancements latéraux. Pour confirmer la spécificité musculaire, une mesure de l'EMG d'un muscle agoniste principal aurait dû être mise en place.

La plus grande dissimilitude réside pourtant dans le design de l'intervention. Giboin et al. (2018) ont établi les expériences sur une durée de 2 à 3 semaines durant lesquelles 3 entraînements par semaine étaient organisés. Selon Taubert et al. (2010, 2016), la dynamique temporelle des modifications corticales démontre déjà une différence dès la deuxième session d'entraînement de 45 minutes, durant laquelle l'activation répétée des mêmes réseaux au sein du cortex moteur développerait une modification des structures secondaires comme les aires supplémentaires et préfrontales. Le design de l'étude élaboré par Giboin et al. (2018) comprendrait de la sorte un effet d'apprentissage à long terme et serait différent d'un design ne comprenant qu'une seule séance d'équilibre ainsi qu'un test de rétention, étudiant un effet à court terme et sur lequel reposent les tests de ce travail. L'effet des interférences ne peut donc être similaire entre cette étude et le présent travail. De plus, les performances étaient testées en pré-test ainsi qu'après chaque semaine. Les résultats concernaient donc la performance mesurée à la suite de 3 sessions d'équilibre et étaient de la sorte moins sensible qu'une analyse comprenant des mesures intra-session (Luft & Buitrago, 2005). L'effet d'interférence intra-session pourrait ne pas avoir été représenté dans les résultats de l'étude de Giboin et al. (2018).

Appliquées dans un domaine thérapeutique ou du sport de performance, ces connaissances permettent de structurer un entraînement d'équilibre. La manière dont peut être incorporée la tâche d'interférence présente soit une intégration intra-session, soit intersession, donc en alternance avec la tâche de base ou en tant que bloc d'entraînement à part entière. Le temps de repos entre les différents blocs d'entraînement est de même une composante modifiable. Si l'objet d'intérêt est l'interférence instantanée causée sur l'apprentissage de la première tâche, il sera nécessaire de pratiquer la tâche d'interférence dans les 4 heures consécutives (Brashers-Krug et al., 1996). Cependant, en considérant un programme d'entraînement de manière intégrale, l'apprentissage peut se déployer sur plusieurs semaines. Le terme d'interférence indirecte pourrait être proposé, car l'effet global d'une association d'une ou plusieurs tâches a alors des effets distincts d'une seule session d'entraînement. Selon Kim, Oh et Schweighofer (2015), le temps de pause entre les pratiques et le mélange de plusieurs tâches diminuerait la performance au cours d'une seule session mais mènerait à une meilleure performance lors des tests de rétention. La phase d'acquisition serait ainsi ralentie par des oublis de la mémoire de travail, provoquant un plus grand nombre d'erreurs. Ces dernières seraient cependant importantes pour renforcer l'apprentissage et créer des associations entre les différentes tâches, de même qu'améliorer la capacité à traiter simultanément des informations relatives à divers mouvements (Wright et al., 2016). Dans un contexte de prévention, et réhabilitation ou de

performance, un entraînement mêlant plusieurs tâches d'équilibre serait donc bénéfique sur le long terme.

4.2 Absence d'interférence entre une tâche d'équilibre et le rTMS

L'application des rTMS durant la période de consolidation de l'apprentissage d'une tâche d'équilibre a, à ma connaissance, été testée pour la première fois lors de ce travail. Les résultats obtenus illustrent une tendance à l'interférence, mais l'absence de valeurs significatives ne permet pas d'affirmer l'effet d'interférence créée par des rTMS. Ainsi, l'hypothèse nulle H_{20} (L'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) à la suite de l'apprentissage d'une tâche d'équilibre ne crée pas d'interférence, et donc aucune baisse de performance significative) est acceptée. Selon les protocoles proposés par Lang et al. (2006), les 900 stimulations à une fréquence de 1 Hertz et une intensité de 15% au-dessus du seuil moteur auraient dû avoir un impact en abaissant l'excitabilité corticale de cortex moteur primaire. Les stimulations à basse fréquence permettent d'inhiber l'excitabilité corticale, à l'inverse des stimulations à haute fréquence ($\geq 5\text{Hz}$), et l'intensité valant 1,15 fois le seuil moteur permet de créer des potentiels moteurs dans les muscles cibles dont les réafférences sensibles sont perçues comme des signaux d'erreur. Comme évoqué dans la section précédente, ces signaux d'erreur sont importants dans le processus d'apprentissage. Lundbye-Jensen et al. (2011) ont décelé pour la première fois la capacité d'interférence des stimulations du nerf tibial activant les fléchisseurs plantaires sur une tâche balistique impliquant les mêmes muscles. Les feedbacks sensoriels auraient donc un rôle majeur dans les mécanismes d'apprentissage et donc d'interférence. La question est de savoir pourquoi les rTMS n'ont pas interféré avec la tâche d'équilibre sur la bascule antéro-postérieure. Leur influence sur la période de consolidation a été sujette à de nombreuses recherches. Les résultats de Muellbacher et al. (2002) soutiennent que le cortex moteur primaire joue un rôle fondamental dans les premiers stades de la consolidation, grâce au protocole expérimental comprenant l'apprentissage d'un mouvement balistique du pouce et de l'index. Pourtant, la portée de cette assertion ne s'étend pas pour des tâches dynamiques impliquant une adaptation à des champs de force (Baraduc et al., 2004). La consolidation de la mémoire motrice serait donc différente entre une tâche isolée impliquant majoritairement le cortex moteur primaire relatif au muscle actif et une tâche complexe impliquant divers systèmes sensoriels. Il n'est donc pas étonnant qu'une tâche d'équilibre demandant une coordination générale du corps ne présente pas la même propension à l'effet d'interférence provoqué par les rTMS. Ainsi, l'apprentissage à court-terme sur la bascule antéro-postérieure aurait créé un modèle interne divisé en plusieurs

composantes stockées non seulement dans le cortex moteur primaire sous forme de réseau synaptique, mais aussi dans d'autres structures corticales. L'effet d'interférence des rTMS n'est certes pas significatif, mais la courbe illustrée par la figure 8 présente tout de même une différence marquée entre le groupe rTMS et le groupe de contrôle lors de la dernière série (6) du premier jour et la première série (A) du test de rétention. La perte de performance du groupe rTMS s'élève à 21,8 % mais n'atteint que 5,9 % pour le groupe CON. La part accordée au M1 dans la consolidation de la tâche d'équilibre ne semble donc pas être négligeable.

Auparavant, l'effet d'interférence provoqué par des rTMS sur les régions du cortex occipital ou du cortex préfrontal dorsolatéral avait été exclu dans une étude sur l'apprentissage d'une tâche balistique (Muellbacher et al., 2002). Afin de pouvoir étendre ces affirmations dans le contexte de l'équilibre, les stimulations de ces régions pourraient être expérimentées. L'idée est soutenue par des analyses d'imagerie fonctionnelle qui ont démontré une augmentation du volume de matière grise durant les premières phases d'apprentissage dans les zones du cortex moteur primaire mais aussi des zones sensorimotrices et du cortex préfrontal agissant dans la sélection d'alternatives afin d'exécuter le mouvement adéquat (Taubert et al., 2010). De plus, des modifications structurelles dans les régions prémotrice et pariétales inférieures sont aussi apparues transitoirement en début d'apprentissage. Ces régions seraient associées à l'acquisition d'une tâche motrice complexe et l'intégration de signaux vestibulaires permettant d'ajuster la posture, donc hautement impliquées dans une tâche d'équilibre complexe. Les structures sous-corticales comme le cervelet et les ganglions de la base sont en revanche plutôt actives lors de la phase d'automatisation. Il a été démontré que sur le long-terme, l'activité corticale diminuait sans avoir d'effet sur l'excitabilité spinale (Taube et al., 2007), ce qui reflète la prise de relais de ces structures. Leur implication dans les phases précoces d'apprentissage ne peut cependant pas être examinée de la même manière, car la technique du TMS ne permet pas d'atteindre ces régions.

Ainsi, contrairement à une tâche motrice balistique propice à la création d'interférences, la conception d'un modèle interne pour une tâche complexe d'équilibre impliquerait des régions autres que le cortex moteur primaire. Par conséquent, l'effet d'interférence des rTMS appliqués sur le cortex moteur primaire du muscle soléaire serait non-significatif. Il serait aussi intéressant de vérifier par la mesure d'un potentiel moteur évoqué s'il existe une différence d'excitabilité du cortex moteur primaire à la suite de l'apprentissage d'une tâche balistique et d'une tâche d'équilibre impliquant le même muscle agoniste.

Contrairement à l'interférence créée par une tâche d'équilibre similaire, l'interférence devant être causée par les rTMS n'a pas eu lieu. la troisième hypothèse nulle H_{30} (L'apprentissage

d'une deuxième tâche d'équilibre et l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) n'ont pas d'influence différente sur la consolidation de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre) est rejetée, ce qui permet d'accepter l'hypothèse alternative déclarant l'existence d'influences différentes entre l'apprentissage d'une deuxième tâche d'équilibre et l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées (rTMS) sur le cortex moteur (M1) sur la consolidation de l'apprentissage d'une première tâche d'équilibre. La différence entre ces deux effets peut résider dans le fait qu'une tâche motrice d'équilibre complexe implique différentes structures cérébrales dans l'apprentissage précoce du mouvement. L'application des rTMS serait ainsi trop localisée pour interférer sur la consolidation de la tâche, tandis qu'une deuxième tâche similaire à la première activerait les mêmes structures spécifiques.

5 Conclusion

Les expériences menées lors de ce travail avaient pour but de tester les effets d'interférence dus à l'apprentissage à court-terme de deux tâches d'équilibre similaires et consécutives ainsi qu'à l'application de stimulations magnétiques transcrâniennes répétées du cortex moteur primaire. Les résultats obtenus attestent la similarité des deux tâches d'équilibre entraînées grâce à la mesure de l'EMG du muscle agoniste soléaire ainsi qu'un processus d'apprentissage marqué pour tous les sujets lors de l'entraînement sur la bascule antéro-postérieure et le disque d'équilibre. Il existe donc un effet d'interférence lors de l'apprentissage à court-terme de deux tâches d'équilibre impliquant les mêmes muscles agonistes dans une direction identique. La consolidation de la première tâche est ainsi perturbée et la performance ultérieure diminuée. L'application de rTMS sur le M1 du muscle agoniste concerné à la suite d'une session d'entraînement d'une tâche d'équilibre a été testé pour la première fois lors de ce travail. Les résultats révèlent une tendance à l'effet d'interférence, sans atteindre des valeurs significatives. Cela peut être expliqué par la complexité de la tâche impliquant diverses structures supra-spinales lors de l'apprentissage et de la période de consolidation, contrairement à des tâches isolées dont l'activité est principalement corticale et donc sensible aux rTMS (Muellbacher et al., 2002). Les effets d'une tâche d'interférence analogue à une tâche d'équilibre de base et l'application des rTMS sont donc différents.

Les connaissances scientifiques actuelles expriment l'absence de tout phénomène d'interférence positif ou négatif dans l'apprentissage de tâches d'équilibre (Giboin, Gruber, & Kramer, 2018, 2019). Les présents résultats permettent cependant d'exprimer leur caractère vulnérable lorsque les critères de spécificité et d'apprentissage sont observés. Ce nouveau paramètre est dorénavant à prendre en compte dans la planification des entraînements sportifs ou des programmes de prévention et de réhabilitation, afin d'optimiser les gains de performance.

Bibliographie

- Baraduc, P., Lang, N., Rothwell, J. C., & Wolpert, D. M. (2004). Consolidation of dynamic motor learning is not disrupted by rTMS of primary motor cortex. *Current Biology*, 14(3), 252-256.
- Brashers-Krug, T., Shadmehr, R., & Bizzi, E. (1996). Consolidation in human motor memory. *Nature*, 382(6588), 252.
- Caithness, G. (2004). Failure to Consolidate the Consolidation Theory of Learning for Sensorimotor Adaptation Tasks. *Journal of Neuroscience*, 24(40), 8662-8671.
- Deliagina, T. G., Orlovsky, G. N., Zelenin, P. V., & Beloozerova, I. N. (2006). Neural bases of postural control. *Physiology*, 21(3), 216-225.
- DiStefano, L. J., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2009). Evidence supporting balance training in healthy individuals : A systemic review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2718-2731.
- Donath, L., Roth, R., Zahner, L., & Faude, O. (2017). Slackline training (Balancing Over Narrow Nylon Ribbons) and balance performance : A meta-analytical review. *Sports Medicine*, 47(6), 1075-1086.
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2015). Task-specificity of balance training. *Human movement science*, 44, 22-31.
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2018). Additional Intra- or Inter-session Balance Tasks Do Not Interfere With the Learning of a Novel Balance Task. *Frontiers in Physiology*, 9.
- Giboin, L.-S., Gruber, M., & Kramer, A. (2019). Motor learning of a dynamic balance task : Influence of lower limb power and prior balance practice. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(1), 101-105.
- Herold, F., Orłowski, K., Börmel, S., & Müller, N. G. (2017). Cortical activation during balancing on a balance board. *Human movement science*, 51, 51-58.
- Hof, A. L. (2007). The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. *Journal of biomechanics*, 40(2), 451-457.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*, 89(5), 484-498.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports medicine*, 41(3), 221-232.

- Huebscher, M., Zech, A., Pfeifer, K., Haensel, F., Vogt, L., & Banzer, W. (2010). Neuromuscular training for sports injury prevention : A systematic review. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(3), 413-421.
- Ivanenko, Y. P., Talis, V. L., & Kazennikov, O. V. (1999). Support stability influences postural responses to muscle vibration in humans. *European Journal of Neuroscience*, 11(2), 647-654.
- Ivanenko, Y. P., Solopova, I., & Levik, Y. (2000). The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neuroscience letters*, 292(2), 103-106.
- Kim, S., Oh, Y., & Schweighofer, N. (2015). Between-trial forgetting due to interference and time in motor adaptation. *PloS one*, 10(11), e0142963.
- Klomjai, W., Katz, R., & Lackmy-Vallée, A. (2015). Basic principles of transcranial magnetic stimulation (TMS) and repetitive TMS (rTMS). *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 58(4), 208-213.
- Kümmel, J., Kramer, A., Giboin, L.-S., & Gruber, M. (2016). Specificity of balance training in healthy individuals : A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46(9), 1261-1271.
- Lang, N., Harms, J., Weyh, T., Lemon, R. N., Paulus, W., Rothwell, J. C., & Siebner, H. R. (2006). Stimulus intensity and coil characteristics influence the efficacy of rTMS to suppress cortical excitability. *Clinical neurophysiology*, 117(10), 2292-2301.
- Lauber, B., & Keller, M. (2014). Improving motor performance : Selected aspects of augmented feedback in exercise and health. *European journal of sport science*, 14(1), 36-43.
- Lauber, B., Keller, M., Leukel, C., Gollhofer, A., & Taube, W. (2016). Force and position control in humans-the role of augmented feedback. *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*, (112), e53291.
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015a). Dose-response relationships of balance training in healthy young adults : A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(4), 557-576.
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015b). Effects of balance training on balance performance in healthy older adults : A systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, 45(12), 1721-1738.
- Llewellyn, M., Yang, J. F., & Prochazka, A. (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental Brain Research*, 83(1).

- Luft, A. R., & Buitrago, M. M. (2005). Stages of motor skill learning. *Molecular neurobiology*, 32(3), 205-216.
- Luft, A. R., Buitrago, M. M., Ringer, T., Dichgans, J., & Schulz, J. B. (2004). Motor skill learning depends on protein synthesis in motor cortex after training. *Journal of Neuroscience*, 24(29), 6515-6520.
- Lundbye-Jensen, J., Petersen, T. H., Rothwell, J. C., & Nielsen, J. B. (2011). Interference in ballistic motor learning : Specificity and role of sensory error signals. *PloS one*, 6(3), e17451.
- Muellbacher, W., Ziemann, U., Wissel, J., Dang, N., Kofler, M., Facchini, S., ... Hallett, M. (2002). Early consolidation in human primary motor cortex. *Nature*, 415(6872), 640.
- Nashner, L. M., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Black, F. O. (1989). Organization of posture controls : An analysis of sensory and mechanical constraints. In *Progress in brain research* (Vol. 80, p. 411-418). Elsevier.
- O'Shea, D. J., & Shenoy, K. V. (2016). The Importance of Planning in Motor Learning. *Neuron*, 92(4), 669-671.
- Ringhof, S., & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance : Specificity of different balance tests. *Human movement science*, 58, 140-147.
- Robertson, E. M., Pascual-Leone, A., & Miall, R. C. (2004). Current concepts in procedural consolidation. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(7), 576.
- Sanes, J. N., & Donoghue, J. P. (2000). Plasticity and primary motor cortex. *Annual review of neuroscience*, 23(1), 393-415.
- Sekiya, H., Magill, R. A., & Anderson, D. I. (1996). The contextual interference effect in parameter modifications of the same generalized motor program. *Research quarterly for exercise and sport*, 67(1), 59-68.
- Shadmehr, R., & Brashers-Krug, T. (1997). Functional Stages in the Formation of Human Long-Term Motor Memory. *The Journal of Neuroscience*, 17(1), 409-419.
- Shadmehr, R., & Holcomb, H. H. (1997). Neural correlates of motor memory consolidation. *Science*, 277(5327), 821-825.
- Sheahan, H. R., Franklin, D. W., & Wolpert, D. M. (2016). Motor planning, not execution, separates motor memories. *Neuron*, 92(4), 773-779.
- Solopova, I., Kazennikov, O., Deniskina, N., Levik, Y. S., & Ivanenko, Y. P. (2003). Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neuroscience letters*, 337(1), 25-28.

- Taube, W., & Gollhofer, A. (2010). Control and training of posture and balance. *Neuromuscular aspects of sport performance*, 17, 254-269.
- 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.
- 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.
- Taubert, M., Draganski, B., Anwander, A., Müller, K., Horstmann, A., Villringer, A., & Ragert, P. (2010). Dynamic properties of human brain structure : Learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections. *Journal of Neuroscience*, 30(35), 11670-11677.
- Taubert, M., Mehnert, J., Pleger, B., & Villringer, A. (2016). Rapid and specific gray matter changes in M1 induced by balance training. *Neuroimage*, 133, 399-407.
- van Dieën, J. H., van Leeuwen, M., & Faber, G. S. (2015). Learning to balance on one leg : Motor strategy and sensory weighting. *Journal of neurophysiology*, 114(5), 2967-2982.
- Walker, M. P., Brakefield, T., Hobson, J. A., & Stickgold, R. (2003). Dissociable stages of human memory consolidation and reconsolidation. *Nature*, 425(6958), 616.
- Wright, D., Verwey, W., Buchanen, J., Chen, J., Rhee, J., & Immink, M. (2016). Consolidating behavioral and neurophysiologic findings to explain the influence of contextual interference during motor sequence learning. *Psychonomic bulletin & review*, 23(1), 1-21.

Annexes

Déclaration de consentement pour la participation à l'étude

Interférence durant des tâches d'équilibre

- Lisez attentivement le formulaire ci-dessous.
- En cas d'incompréhension ou besoin de précisions, demandez des informations supplémentaires

Le/la signataire confirme :

- Je garantis qu'aucun des critères d'exclusion suivants ne me concerne :
 - *Perturbations neurologiques ou motrices*
 - *Maladies ou blessures cérébrale et/ou cardiovasculaires graves*
 - *Grossesse*
 - *Epilepsie*
 - *Pacemaker*
 - *Implants auditifs*
 - *Métal dans le corps*
- Je sais que je peux interrompre l'étude à chaque instant sans conséquences négatives, même si j'ai signé cette déclaration de consentement.
- Je comprends que toute donnée personnelle, les résultats des tests ainsi que la participation à l'étude sont traités confidentiellement et anonymement, et ne sont disponibles qu'aux chercheurs directement impliqués dans l'étude.
- J'accepte que les données récoltées soient publiées de manière anonyme et dans une forme non-identifiable dans une ou plusieurs publications scientifiques.
- Je me propose volontairement en tant que participant à l'étude nommée ci-dessus.
- Les moyens de mesures neurophysiologiques et leurs risques m'ont été expliqués.
 - **Electromyographie de surface (EMG) :**
Lors de l'EMG, l'activité musculaire de différents muscles est recueillie par des électrodes. Pour cela, un endroit précis de la peau au-dessus du muscle doit être rasée et nettoyée à l'aide d'un produit désinfectant. Dans certains cas, une irritation superficielle de la peau peut se développer. Les câbles des électrodes sont regroupés en faisceaux et fixés sur la peau. Les effets secondaires de l'utilisation de l'EMG ne sont pas connus.
 - **Stimulation magnétique transcrânienne(TMS) :**
Durant la TMS, les neurones sont dépolarisés grâce à une bobine magnétique. La dépolarisation mène à des contractions musculaires qui sont enregistrées par l'EMG.

Les personnes étant prédestinées à des effets secondaires sévères sont exclues de la TMS (voir critères d'exclusion). Bien que la méthode ne soit pas invasive ni douloureuse, certaines personnes peuvent ressentir la TMS comme étant désagréable. Parfois, la TMS peut mener à de légers maux de tête de courte durée. D'autres effets secondaires importants ou sur le long terme n'ont pas été démontrés.

- Les éventuelles questions ont pu être posées et ont reçu une réponse claire.
- J'ai lu et compris les informations relatives à l'étude et accepte les conditions.

Participant/e

Prénom et Nom :

Signature :

Personne ayant expliqué les informations relatives à l'étude

Je confirme avoir expliqué au participant nommé ci-dessus le genre, le but, la durée ainsi que les effets et les risques de cette étude.

Nom et prénom :

Signature :

Feuille de procédure du participant

Interferenzstudie bei Gleichgewichtslernaufgaben 1. Tag

Name				Vorname		
E-Mail						
Datum/Zeit				Alter		
Grösse (m)				Gewicht (kg)		
Gruppe	<input type="checkbox"/> TMS	<input type="checkbox"/> Kreisel	<input type="checkbox"/> Kon-	Dominante Seite	<input type="checkbox"/> L	<input type="checkbox"/> R
Code-Nr.				Level Wippe		

Kalibration + Einstellungen

Wippe	<input type="checkbox"/>	TMS	<input type="checkbox"/>
-------	--------------------------	-----	--------------------------

Niveau Wippe

Feder 11+3	<input type="checkbox"/>	Feder 11	<input type="checkbox"/>	Feder 9	<input type="checkbox"/>
Feder 11+3	<input type="checkbox"/>	Feder 11	<input type="checkbox"/>	Feder 9	<input type="checkbox"/>

Wippe (Pre) 6 Serien à 8 x 8 sec (1' interserielle Pause)

Versuch	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie	5. Serie	6. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

5' Pause

Interferenztask Kreisel 6 Serien à 8 x 8 sec (1' interserielle Pause)

Versuch	1. Serie	2. Serie	3. Serie	4. Serie	5. Serie	6. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Oder

Interferenztask rTMS 3 Serien à 5' (1' interserielle Pause)

1. Serie	<input type="checkbox"/>	2. Serie	<input type="checkbox"/>	3. Serie	<input type="checkbox"/>
----------	--------------------------	----------	--------------------------	----------	--------------------------

Interferenzstudie bei Gleichgewichtslernaufgaben 2. Tag

Datum/Zeit	
------------	--

Kalibration

Wippe	<input type="checkbox"/>
-------	--------------------------

Niveau Wippe

Feder 11+3	<input type="checkbox"/>	Feder 11	<input type="checkbox"/>	Feder 9	<input type="checkbox"/>
Feder 11+3	<input type="checkbox"/>	Feder 11	<input type="checkbox"/>	Feder 9	<input type="checkbox"/>

Wippe (Post/Retention) 3 Serien à 8 x 8 sec (1' interserielle Pause)

Versuch	1. Serie	2. Serie	3. Serie
1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Bemerkungen

Remerciements

Je remercie chaleureusement Sven Egger et Michael Waelchli qui m'ont suivie tout au long de ce travail. Leur grande disponibilité et leurs conseils pertinents m'ont permis d'avancer efficacement tout au long des expériences et de l'écriture du travail.

Je remercie de même tous les participants qui m'ont offert de leur temps et qui ont fait preuve d'une grande motivation lors des longues séances de mesure.

Un grand merci à Florian Sciboz et Lisa Rüeger pour la relecture du travail, et un petit clin d'œil à la Cabane de Louvie pour le cadre propice aux derniers ajustements et corrections.