

UNIVERSITÉ DE FRIBOURG, SUISSE
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE

En collaboration avec la
HAUTE ÉCOLE FÉDÉRALE DE SPORTS DE MACOLIN

L'INHIBITION ENVIRONNANTE EST-ELLE SELECTIVEMENT MODULEE QUAND NOUS ADOPTONS
UN FOCUS D'ATTENTION EXTERNE?

Travail final pour l'obtention du Master en
Sciences du Mouvement et du sport
Option Enseignement

Conseiller
Prof. Dr. Wolfgang TAUBE

Co-conseiller-ère
Yves-Alain KUHN

Laurent EGGERTSWYLER
Fribourg, Avril 2017

Table des matières

Résumé	1
1 Introduction	2
2 Connaissances théoriques	5
2.1 L'inhibition environnante (SI)	5
2.2 Stimulation transcrânienne magnétique (SMT)	14
2.3 Electromyogramme de surface (EMG)	22
2.4 Les foci attentionnels	25
3 Partie expérimentale	36
3.1 Méthode	37
3.2 Résultats	43
4 Discussion	52
4.1 La focalisation attentionnelle différente modifie-t-elle la performance ?	52
4.2 L'activité cérébrale est-elle modifiée par une focalisation attentionnelle différente ? ..	54
4.3 Les modulations différentes de la SI	56
4.4 Limitations et recherches futures	58
5 Conclusion	59
6 Déclaration personnelle et plagiat	60
7 Remerciements	60
8 Bibliographie	61

Résumé

Connaissances. Il est bien établi qu'un focus attentionnel externe (EF) apporte des bénéfices à la performance et à l'apprentissage moteur par rapport au focus attentionnel interne (IF). Cependant les mécanismes neuronaux soutenant ces foci et leur modulation dans le cortex moteur primaire (M1) ne sont pas encore bien compris.

Objectif. Cette étude vise à démontrer que, entre ces deux foci, sur trois muscles différents : le *first dorsal interosseus* (FDI), l'*abductor digiti minimi* (ADM) et l'*abductor pollicis brevis* (APB), lors d'une tâche de contraction isométrique du FDI, des différences inhibitrices sont décelables. A cette fin, on applique de la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) sur M1 à simple choc et à intensité au-dessus du seuil moteur de repos. La dépolarisation des neurones causée par SMT dans M1 est mesurée indirectement par les différences entre les potentiels évoqués moteur (PEM).

Méthode. Durant la première partie de l'expérience, on évalue, sans SMT, la force maximale (Fmax) du FDI et les signaux électromyographiques (EMG) des 3 muscles de 14 sujets (3 femmes ; 22-35 ans) qui adoptent soit l'un soit l'autre focus. La mesure des EMG nous permet de mettre en évidence des différences de traitement neuronal du mouvement dans ces différents muscles. Dans la seconde partie de l'expérience, on mesure, avec la SMT sur 12 sujets, la modulation de l'inhibition environnante (SI) dans l'ADM et l'APB (muscles adjacents) lors de l'appui du muscle agoniste FDI à 10 % de sa Fmax sous un EF ou IF. Cela dans le but d'identifier une modulation de SI différente entre les deux foci et les timings de SMT différents. Une différence indique un traitement de l'information neuronale différent, éventuellement soutenu par les circuits inhibiteurs intracorticaux de type GABA-A.

Résultats. L'appui du FDI à Fmax est significativement plus fort en EF qu'en IF. Les mesures de l'EMG indiquent que l'APB réduit significativement son excitation lors d'un EF, démontrant une diminution de la co-contraction durant le mouvement. Avec la SMT, on relève des différences significatives uniquement dans l'APB durant la phase prémotrice, indiquant une augmentation de la SI lorsqu'un EF est adopté.

Conclusion. Comme le laisse supposer la littérature, l'adoption d'un EF permet un gain de Fmax et une diminution de la co-contraction durant le mouvement. Les différences apparues grâce à la SMT démontrent une modulation instantanée de la SI. Ces différences permettent d'en déduire un traitement cortical différent dans M1 selon le focus attentionnel adopté. Dans un contexte rééducatif, l'application de SMT et d'un EF sur des patients souffrant de dystonie focale de la main pourrait leur permettre de moduler de la SI, qui leur fait défaut au quotidien.

1 Introduction

Cela fait une quinzaine d'années que la théorie des foci attentionnels (FA) est au centre des débats scientifiques s'intéressant à la science du sport et du mouvement, comme l'atteste l'ouvrage de Wulf (2013). Grâce à ces études, il est confirmé qu'un focus attentionnel externe (EF) augmente la performance motrice et l'apprentissage moteur par rapport à un focus attentionnel interne (IF) ou neutre. Les bénéfices du EF s'étendent à de nombreuses pratiques améliorant leur efficacité ou leur efficience par un mouvement qualitativement amélioré. Cela concerne des tâches d'équilibre (Chiviawowsky, Wulf, & Wally, 2010; Landers, Wulf, Wallmann, & Guadagnoli, 2005; Park, Yi, Shin, & Ryu, 2015; Wulf, 2007), de précision (Lohse, 2012; Lohse, Sherwood, & Healy, 2011; Marchant, Greig, & Scott, 2009), de saut (Keller, Lauber, Gottschalk, & Taube, 2015; Porter, Anton, & Wu, 2012; Walchli, Ruffieux, Bourquin, Keller, & Taube, 2016; Wulf & Dufek, 2009), d'endurance et perception de fatigue (Freedman, Maas, Caligiuri, Wulf, & Robin, 2007; Lohse & Sherwood, 2011; Lohse, Sherwood, & Healy, 2010; Marchant, 2011; Marchant, Greig, Bullough, & Hitchen, 2011; Marchant et al., 2009; Wulf, 2013; Wulf, Dufek, Lozano, & Pettigrew, 2010a), de rapidité (Carpenter, Lohse, Healy, Bourne Jr, & Clegg, 2013; Halperin, Chapman, Martin, & Abbiss, 2016a; Halperin, Chapman, Martin, Lewthwaite, & Wulf, 2016c). Dès lors, il devient évident que le conditionnement d'un athlète avec un FA spécifique est important. C'est pour cette raison qu'il convient d'être très attentif aux feedbacks qui lui sont délivrés car ils détournent ou confortent son attention en faveur de l'un ou l'autre FA (Halperin, Chapman, Martin, Abbiss, & Wulf, 2016b; Keller et al., 2015; Lauber, Leukel, Gollhofer, & Taube, 2012). Mais cela ne s'arrête pas là, un EF peut amener des bénéfices au-delà de la simple performance sportive. Des études menées sur des patients souffrant de lésions cérébrales dues à un accident cardiovasculaire ou à une maladie neurodégénérative, démontrent que leur rééducation est facilitée par un EF permettant un réapprentissage des mouvements plus rapide (Fasoli, Trombly, Tickle-Degnen, & Verfaellie, 2002; Kakar, Zia, Sehgal, & Khushwaha, 2013; Landers et al., 2005). Même pour des enfants avec une moindre déficience intellectuelle, un EF est bénéfique (Chiviawowsky, Wulf, & Ávila, 2013). Les bénéfices d'un EF ne sont pas uniquement valables pour l'apprentissage d'un geste. Ils se retranscrivent plus tard lors du test de rétention ainsi que lors du transfert vers des tâches similaires (Emanuel, Jarus, & Bart, 2008). Bien que les bénéfices de performance d'un EF par rapport à un IF soient clairs, on ignore encore beaucoup de choses sur les fondements neuronaux et adaptations neuronales provoquant cette augmentation de performance. C'est pour cela qu'ils font actuellement l'objet d'études approfondies. La constrained action hypothesis, qui explique

pourquoi le EF laisse plus de liberté qu'un IF (Wulf, McNevin, & Shea, 2001), est une explication soutenue par la modulation sélective de l'inhibition environnante (de l'anglais *surround inhibition* ; SI) selon la tâche et le focus adopté. Cela permettrait une facilitation des muscles primaires de la tâche, au contraire des muscles adjacents qui sont inhibés pour garantir une co-contraction optimale entre agonistes et antagonistes. Cependant les connaissances sur les fondements neuronaux soutenant la SI, tout comme ceux des FA, sont encore mal connus et seront le fruit d'études futures. Selon Kuhn, Keller, Ruffieux et Taube (2016) la modulation des circuits inhibiteurs intracorticaux de type GABA-A dans le cortex moteur primaire (M1), selon le type de FA adopté, pourrait expliquer certaines différences. Actuellement, on pense que ces circuits inhibiteurs intracorticaux pourraient contribuer à la modulation de la SI.

Ce travail vise à démontrer que différents FA peuvent moduler la SI instantanément dans la but de mieux comprendre les adaptations neurologiques sous-jacentes. Pour mettre en évidence les différences entre un EF et IF, on testera dans un premier temps la Fmax, le background électromyogramme (bEMG) et la courbe de développement de force (RFD ; expérience 1) des sujets. Les potentiels évoqués moteur (PEM) déclenchés par de la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) à simple choc au-dessus de M1 seront ensuite analysés pour déceler les différences de SI selon l'un ou l'autre FA (expérience 2). Les stimulations seront délivrées à différents moments (repos, prémoteur, phasique, tonique) lors d'un mouvement voulu du first dorsal interosseus (FDI).

Comme l'indique la littérature scientifique à ce sujet, des différences sont attendues entre les deux conditions de focalisation (Kuhn et al., 2016). Cela devrait s'exprimer au niveau de la Fmax ainsi que dans les bEMG des muscles selon la condition adoptée (Marchant, 2011). D'une manière générale, le bEMG devraient être plus grand lors de la condition interne qu'externe (Lohse et al., 2010; Vance, Wulf, Töllner, McNevin, & Mercer, 2004). Le timing de la SMT par rapport au mouvement volontaire ainsi que le FA adopté devraient apporter des écarts de SI dans les muscles environnants (Beck et al., 2008).

Les précédentes recherches menées à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) indiquent que le système nerveux central traite les informations neurologiques différemment selon la condition (Kuhn et al., 2016; Zentgraf et al., 2009; Zimmermann et al., 2012). L'hypothèse est qu'une modulation corticale différente survient dans M1 qui résulte en une SI différente dans les muscles selon leur fonction durant la tâche. Heise et al. (2013) et Kuhn et al. (2016) suggèrent que ce phénomène est soutenu par l'appui des réseaux inhibiteurs intracorticaux de types GABAergic.

Cette thèse débute par une synthèse de la littérature scientifique concernant la SI (Beck & Hallett, 2010, 2011; Beck et al., 2008). Les méthodes utilisées pour l'analyse de la SI vont ensuite être présentées. La partie théorique se terminera par la présentation des études sur les FA. Les avantages d'un EF par rapport à un IF y seront expliqués. Le tout appuyé par des exemples illustrant les propos. La deuxième partie de ce travail résultera en l'explication de l'expérience ainsi que de la méthodologie utilisée et de l'analyse des données récoltées. La thèse se terminera avec une discussion concernant les résultats ainsi que les points pouvant être améliorés et l'ouverture des nouvelles zones de recherche. Les limites de cette étude seront présentées et une conclusion résumant les points importants sera faite.

2 Connaissances théoriques

2.1 L'inhibition environnante (SI)

La SI est un mécanisme du système nerveux central qui permet de focaliser l'activité neuronale et de sélectionner une réponse, en supprimant l'excitabilité dans les aires corticales adjacentes ou environnantes (ces deux termes seront utilisés en tant que synonymes dans toute la thèse) (Beck et al., 2008). Cela se traduit, durant une activation motrice, par une excitabilité augmentée dans les muscles synergistes et primaires actifs, tandis que les muscles adjacents et antagonistes sont inhibés (Sohn & Hallett, 2004).

2.1.1 Le système sensoriel. La SI est un phénomène commun au sein des différents systèmes sensoriels. Elle permet de moduler une réponse à une stimulation en inhibant le réseau adjacent à celui excité. Ceci dans le but de focaliser l'activité neuronale et de sélectionner la meilleure réponse possible (Angelucci, Levitt, & Lund, 2002). L'information positionnelle, relayée par un neurone sensitif, est accentuée en délimitant strictement sa région d'activation. Un stimulus large, s'étendant à la zone d'activation ainsi qu'à la zone inhibitrice, n'aura qu'une efficacité limitée en comparaison à une stimulation unique de la zone d'activation (Blakemore, Carpenter, & Georgeson, 1970). A l'exemple du système visuel ; les champs récepteurs possèdent des orientations différentes, ce qui leur permet une organisation centrale-environnante. Une stimulation centrale du champ récepteur rétinien crée une excitation des cellules qui y sont liées. Dans le même temps les zones adjacentes sont inhibées (Sohn & Hallett, 2004). Ce même principe se retrouve dans le système somatosensoriel au niveau des récepteurs de la peau ou dans le système sensoriel auditif. Selon Blakemore et al. (1970), le but de la SI dans les systèmes sensoriels est une discrimination des affluences spatiotemporelles pour les traiter de manière idéale.

2.1.2 L'organisation de M1. La première preuve de la SI dans M1 a été démontrée par Prince et Wilder (1967) sur un patient épileptique. Une décharge électrique anormale sur le foyer épileptique se traduit par une inhibition des neurones corticaux adjacents. L'organisation complexe du système moteur cérébral rend l'évaluation et l'analyse de la SI difficile. Le cortex cérébral, M1 par exemple, est constitué de plusieurs populations de neurones inhibiteurs et excitateurs intracorticaux. Les connexions excitatrices utilisent des neurotransmetteurs de glutamate et des

récepteurs dimethylnitrosamin et non- dimethylnitrosamine pour véhiculer la réponse neuronale à travers leurs synapses. Les neurones inhibiteurs fonctionnent dans un réseau GABAergique. Keller (1993) explique que ces deux populations de neurones intracorticaux sont responsables de la coordination spatiotemporelle lors d'un mouvement. La SI se base sur les circuits GABAergique pour l'exécution sélective du mouvement désiré en inhibant d'autres mouvements potentiels (Mink, 1996)

2.1.3 La SMT sur M1. La meilleure manière actuelle d'évaluer la SI dans M1 passe par la SMT, qui, en engageant différents paradigmes de stimulation, provoque des PEM qui sont des représentations de plusieurs fibres musculaires excitées. Selon le type de stimulation et le seuil fixé, un mouvement dans un segment corporel peut être provoqué et mesurer par son PEM. Cette méthode permet d'évaluer l'excitabilité du système moteur cortical et des circuits inhibiteurs intracorticaux de manière non-invasive (Beck et al., 2008). Le courant excite préférentiellement les neurones horizontaux tels les neurones pyramidaux qui communiquent avec différentes aires corticales (Rothwell, 1997). On sait que des SMT à basse intensité ont tendance à supprimer l'EMG et à activer, de préférence, les circuits inhibiteurs. Au contraire, des SMT à haute intensité activent préférentiellement des circuits excitateurs (Butler, Larsen, Gandevia, & Petersen, 2007). Dans une étude sur le contrôle du mouvement et les traitements des efférences corticales permettant l'organisation spatiale contribuant à la production des synergies musculaires, Humphrey (1986) relève un inconvénient à cette méthode : les aires corticales ne sont pas uniquement reliées à un muscle mais à plusieurs. Ainsi, un muscle peut être stimulé par plusieurs aires, ce qui rend l'analyse de la SMT plus difficile. Des expériences menées sur des animaux ont permis une analyse des circuits GABAergique des primates, en les gelant par un agent chimique (Hendry & Jones, 1981) et une analyse des connexions des neurones pyramidaux chez les chats (Kang, Endo, & Araki, 1991). Les résultats obtenus démontrent que des neurones pyramidaux exercent une influence excitatrice sur les cibles postsynaptiques dans M1. Ces neurones possèdent des connexions horizontales collatérales avec d'autres neurones pyramidaux tout comme des connexions intracorticales inhibitrices. Le but est clair : communiquer et propager l'excitation ou au contraire inhiber l'excitation dans certaines zones corticales lors de l'accomplissement d'un mouvement.

2.1.4 Provenance de la SI. L'origine de la SI n'est pas encore bien comprise. Plusieurs spéculations ont été formulées. Mink (1996), dans sa revue portant sur des patients ayant subi des

lésions aux ganglions basaux, suggère que ces derniers pourraient réguler la SI en coordonnant les afférences de différentes aires corticales. Ils inhibent des mécanismes concurrents qui interfèrent avec le mouvement désiré, enlevant l'inhibition du mouvement planifié et assurant ainsi son bon déroulement. Les patients ayant ces lésions ne sont plus capables d'inhiber des programmes moteurs compétiteurs. Les conséquences en sont des mouvements lents, une posture anormale et des contractions musculaires ni voulues ni ajustées. Beck et Hallett (2010) suggèrent que d'autres aires motrices comme M1 contralatéral, le cortex pariétal, le cortex prémoteur ventral ou dorsal, l'aire motrice supplémentaire, voire le cortex cingulaire antérieur pourraient générer la SI ou influencer sa genèse par leur association avec M1. Mais des études, incluant différents paradigmes SMT, doivent encore être menées sur ces aires corticales.

2.1.5 Les caractéristiques de la SI. La SI est une inhibition fonctionnelle qui prend forme dans le temps et dans l'espace et qui agit sur les muscles adjacents (Beck et al., 2008). Elle est requise pour des mouvements de précision et des comportements moteurs habiles (Beck & Hallett, 2011) dans des régions corporelles comme la main, où une grande densité de muscles sont présents sur une surface restreinte. Dans une expérience de Sohn et Hallett (2004) où différents paradigmes de SMT sont appliqués sur M1, les auteurs en concluent que la SI est un mécanisme de focalisation neuronale du système nerveux central. Celui-ci permet d'accentuer le contraste entre une aire facilitée, englobée par une zone qui subit une inhibition pour produire une contraction optimale modulée cérébralement (cf. *Figure 1*). Cette modulation supra-spineale du mouvement est mise en évidence par la suppression du PEM ou par l'absence de changement excitateur de l'abductor pollicis brevis (APB) lors d'une contraction volontaire de l'index malgré une augmentation d'excitabilité spinale.

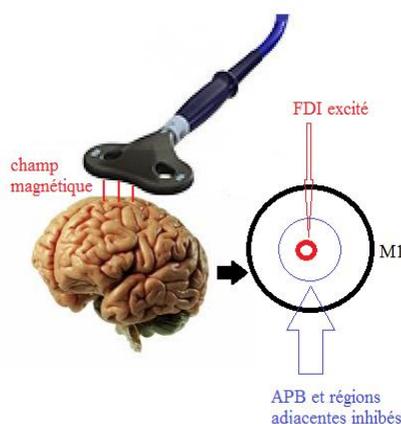


Figure 1. Schéma du processus de stimulation magnétique transcranienne (SMT) modulant l'activité d'une zone corticale en l'excitant et inhibant une zone adjacente. Cela est interprété comme de l'inhibition environnante (SI) comme dans l'étude de Beck et Hallett (2010).

L'excitation par SMT d'une certaine aire du cortex moteur primaire (M1), en l'occurrence du muscle first dorsal interosseus (FDI) correspondant au cercle central en rouge va permettre à celle-ci d'être facilitée. En plus, elle va avoir un impact sur la région l'environnant. Une zone inhibitrice, en bleu sur le schéma, va se former autour du FDI et permettre d'y inhiber les contractions des muscles adjacents. Cela dans le but de modéliser une contraction musculaire idéale entre les différents muscles de la main.

La SI est mesurable principalement dans les muscles antagonistes de la tâche. Comme dans l'expérience de Beck et Hallett (2010), durant laquelle la tâche consiste en une flexion du FDI droit ou gauche, selon le type d'indication sonore perçue. La force et le temps de réaction de la tâche complexe (appui de l'index droit ou gauche) et de la tâche simple (appui simple de la main droite) y sont mesurés et analysés. De la SMT est appliquée, lors des différentes phases du mouvement, permettant de démontrer la présence de SI dans le muscle adjacent APB. A l'opposé de cette inhibition agissant sur les muscles antagonistes adjacents, le muscle primaire ou les muscles synergistes de la tâche sont facilités dans l'idée de créer un contraste entre agoniste et antagoniste et permettre aux muscles excités une co-coordination augmentée (Sohn & Hallett, 2004).

2.1.6 Paramètres influençant la SI

Le timing de stimulation. Un facteur qui influe le taux de SI mesurable lors d'une tâche effectuée comme celle ci-dessus, est le timing avec lequel les SMT sont appliquées par rapport au mouvement volontaire planifié. De la SI est présente lors de l'initiation du mouvement (phase prémotrice et phase phasique ; trigger 2 et 3 sur la *Figure 2*) tandis qu'elle est absente au repos et durant la phase tonique de la contraction, qui correspond au maintien de la contraction durant un certain laps de temps (trigger 1 et 4 sur la *Figure 2*) (Beck & Hallett, 2010; Beck et al., 2008). La SI s'oppose à la facilitation du mouvement planifié pour créer un contraste entre les muscles.

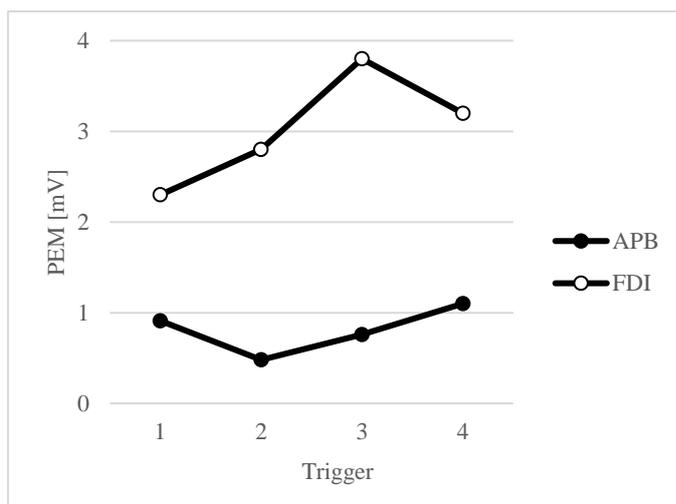


Figure 2. Exemple schématique des potentiels évoqués moteur (PEM) et d'inhibition environnante (SI) de l'abductor pollicis brevis (APB), le muscle antagoniste à la tâche, par rapport au first dorsal interosseus (FDI) qui est le muscle principal (activé) de la tâche. Les triggers correspondent aux phases suivantes : 1 est un trigger de contrôle, 2 est lors de la phase prémotrice (initiation), 3 lors de la phase phasique et 4 la phase tonique du mouvement. Seules les phases 2 et 3 de l'APB démontrent de la SI.

La difficulté de la tâche. Un autre paramètre influençant la SI est la difficulté de la tâche (Beck & Hallett, 2010). Dans leur expérience, les auteurs concluent que la SI intervient plus tôt et de

manière plus prononcée lors de l'augmentation de la difficulté de la tâche. Quand les sujets doivent réfléchir à quel index utiliser, selon le signal acoustique, cela influe sur la quantité de SI produite. La SI est mesurable 75 ms avant le déclenchement de l'EMG. Elle est plus fortement modulée lors de la tâche de réaction complexe que lors de la tâche de réaction simple. Dans l'intervalle de 75 ms jusqu'au déclenchement de l'EMG, aucune différence de SI n'est décelée entre la tâche complexe et la tâche simple.

Une autre justification confirmant la modulation différente de SI selon la difficulté de la tâche est apportée par l'absence de différences de facilitation des PEM du FDI. De plus, la SI est plus importante dans des tâches plus complexes où une Fmax, à des pourcentages réduits, doit être appliquée par rapport à la Fmax d'un muscle. Dans une étude où de la SMT à simple et doubles chocs est appliquée à différents moments de la contraction volontaire du FDI et à différents taux de sa Fmax, le taux de SI agissant dans l'APB est mesuré. Les résultats démontrent que la SI est modulée plus fortement lors des tâches à 10 % de la Fmax du FDI. A 40 % aucune SI n'est mesurable. Les auteurs expliquent cela par une modulation corticale optimisée pour atteindre une force plus précise et une contraction musculaire entre agoniste et antagoniste optimisée (Beck, Schubert, Richardson, & Hallett, 2009a).

La latéralité de la tâche. Lors des différents paramètres de la tâche testés par Beck et Hallett (2010), les effets inhibiteurs sont semblables pour la main droite et la main gauche. Cela suppose une contribution à la SI de la partie transcallosale cérébrale comme le cortex cingulaire antérieur, le corps calleux, ou d'autres aires motrices secondaires (cf. 2.1.4 *provenance de la SI*) reliant les deux hémisphères du cerveau. Les fibres de ces aires corticales se projetant dans les deux hémisphères, elles pourraient jouer un rôle dans la genèse de la SI.

Une autre étude de Kang, Hallett et Sohn (2012) analyse les différences de SI lors de l'usage répétitif des muscles de la main chez des sujets sains en comparaison avec des patients souffrant de dystonie focale de la main (DFM). Pour preuve, de la SMT est appliquée 3 ms après le déclenchement de la flexion de l'index. Les PEM de l'abductor digiti minimi (ADM) sont mesurés avant, et à différents moments après le déclenchement du mouvement du FDI, lors d'une flexion d'un index seulement et de l'ADM, ou des deux FDI et de l'ADM simultanément. Les auteurs ont pu démontrer que la SI est d'avantage réduite durant l'entraînement bilatéral qu'unilatéral. Selon eux, cela provient soit de l'augmentation des circuits excitateurs intracorticaux, soit de la diminution des circuits inhibiteurs.

Ces études démontrent que le choix de la main avec laquelle l'expérience est réalisée est un paramètre important pour la mesure de la SI. Beck et Hallett (2011) ajoutent que malgré l'incertitude agissant autour de la genèse de la SI chez des sujets sains, le processus de la SI est

amplifié par le choix de la latéralité et le niveau de difficulté de la tâche. Pour toutes ces raisons, les auteurs cités précédemment pensent que la SI joue un rôle prépondérant dans le mécanisme de mouvement individuel des doigts.

2.1.7 Adaptations fonctionnelles et plastiques de la SI à un entraînement. Dans une étude menée par Sugawara et al. (2012), les adaptations et changements fonctionnels des circuits inhibiteurs intracorticaux courts (SICI) sont évalués pour déterminer si la SI peut être modifiée par un entraînement simple de l'index. Les participants effectuent un appui de l'index, du FDI, à 40 % de sa Fmax et reçoivent un feedback de leur signal EMG relié à un ordinateur. En même temps, les participants doivent maintenir l'activité EMG de l'ADM en dessous de 5 % de sa Fmax. Des SMT simple choc et doubles chocs sont appliquées sur M1 pour provoquer des PEM dans le FDI et l'ADM, avant et après l'entraînement. En guise d'indications supplémentaires, les PEM des deux muscles sont enregistrés durant la contraction volontaire du FDI ainsi que durant l'imagerie motrice. Les auteurs ont pu démontrer que les PEM du FDI ne sont pas influencés par l'entraînement, indiquant aucun changement de plasticité au niveau du FDI. La plasticité des SICI de l'ADM est significativement consolidée par l'entraînement. Ceci est démontré par une réduction de la valeur de base de l'EMG de ce muscle durant la contraction active ainsi que durant l'imagerie motrice. Les PEM réduits provoqués par SMT, après l'entraînement, indiquent la même chose. La conclusion des auteurs est que les SICI répondent à un entraînement moteur par des adaptations de plasticité neuronales et que l'inhibition des circuits environnants des muscles antagonistes augmente proportionnellement à l'acquisition de la tâche motrice effectuée.

Une autre étude de Kassavetis et al. (2012) permet de démontrer une modification de la SI selon l'entraînement effectué. Le but de l'étude est d'évaluer les conséquences d'un délai de feedback somatosensoriel lors d'une tâche de flexion du FDI. Les sujets ne doivent pas générer d'activité EMG dans les autres doigts. Après une courte période d'entraînement, la SI est évaluée en mesurant l'amplitude de l'EMG de l'ADM provoqué par SMT à simple chocs appliquée lors du déclenchement du mouvement de l'index. L'ADM indique une réponse inférieure durant la flexion du FDI à celle obtenue au repos, témoignant de la plasticité de M1 et indiquant la présence de SI. Les sujets effectuent ensuite deux blocs d'entraînement durant lesquels une vibration dérangeant l'ADM est appliquée soit durant le déclenchement du mouvement de l'index soit après celui-ci (100 ms). L'évaluation finale de la SI démontre que le timing de la vibration était décisif pour sa modification. Les vibrations appliquées après le déclenchement du mouve-

ment de l'index n'apportent aucune modification de la SI tandis que les vibrations lors du déclenchement en rapportent. Cela souligne l'importance du timing de la vibration sur le dérangement occasionné. Les auteurs hypothétisent que les différences entre les deux timings sont dues à un traitement de l'information en feed-forward et que les vibrations contribuent au dérangement du feedback sensoriel.

2.1.8 SICI, LICI et IHI Dans une étude démontrant les différences des SICI entre les deux FA, l'application de SMT en dessous du seuil moteur de repos (subSMT) et de SMT doubles chocs permet de mettre en évidence respectivement une suppression améliorée de l'EMG et des SICI augmentés (Kuhn et al., 2016). Cela lors d'une tâche d'abduction isométrique du FDI à 30 % de sa Fmax. Les auteurs en concluent que selon le FA adopté, la modulation supra-spinale au sein de M1, caractérisée par le surplus d'activité des réseaux inhibiteurs excités, est différente. Elle cause un mouvement plus précis. Ce mouvement serait même optimisé en réduisant la co-contraction entre agoniste et antagoniste par les SICI.

Mais toutes les études ne démontrent pas une augmentation des SICI, correspondant à une augmentation de la SI, en réponse à des SMT doubles chocs. Sohn et Hallett (2004) mesurent une augmentation de la SI, visible par la diminution de la taille des PEM de muscle antagoniste, alors qu'aucune différence entre les niveaux de SICI n'est mesurable. A l'inverse, l'étude de Stinear et Byblow (2004) ou de Beck et al. (2008) démontre de la SI lors de la comparaison du FDI et de l'APB soutenue par une augmentation des SICI inhibant l'APB en régulant sa taille de PEM, lors de l'initiation du mouvement du FDI. Ces conclusions contrastées indiquent que d'autres recherches doivent être menées pour élargir les connaissances sur les SICI et clarifier le lien avec la SI.

Perez et Cohen (2008), dans une étude menée avec de la SMT, analysent l'IHI et les SICI et leurs influences réciproques lors d'une tâche de flexion du poignet droit, à différents taux de sa Fmax. Les auteurs ont pu mettre en évidence que l'augmentation du taux de Fmax du poignet provoque une augmentation des PEM du poignet au repos, donc une facilitation, et une diminution des SICI de manière corrélée. L'IHI est réduite en augmentant le taux de force, reflétant les PEM du poignet au repos. Les auteurs en concluent que des changements dépendant du taux de force appliquée sont mesurables : pour les SICI dans M1 ipsilatérale, pour l'IHI de M1 contralatéral à M1 ipsilatéral et par l'influence de l'IHI sur les SICI dans le poignet gauche au repos. Cela indique des interactions entre les réseaux GABAergiques inhibiteurs dirigeant les SICI

et des projections inter-hémisphériques glutamatergic. Ces interactions contribuent à une modulation différente, selon le taux d'activité du poignet droit, de l'efférence corticospinale vers le poignet gauche au repos.

Dans une étude sur des patients souffrant de dystonie focale de la main (DFM) unilatérale, comparés à des sujets sains et à des sujets DFM bilatérale, les effets de cette maladie sur l'inhibition inter-hémisphérique (IHI) dans M1, du côté affecté ou du côté dominant, sont analysés (Beck et al., 2009b). Ces patients témoignent d'une bilatéralité au sein de M1 qui est perturbée. L'analyse de l'IHI à travers les muscles synergistes et les muscles adjacents relaxés est évaluée. Cela durant le repos et durant trois phases différentes d'un mouvement volontaire de l'index droit. Les résultats démontrent une perte sélective d'IHI entre les muscles homologues adjacents environ 50 ms avant le déclenchement de l'EMG chez les sujets DFM unilatérale. La comparaison avec les sujets sains et les patients DFM bilatérale, qui eux n'ont pas de réduction de IHI, permet de confirmer la perte d'IHI chez les patients DFM unilatérale uniquement. La conclusion des auteurs est que l'IHI vers les muscles environnants, avant le déclenchement de l'EMG, est déficiente chez les patients DFM unilatérale. Malgré cela, l'IHI ne semble pas jouer un rôle majeur dans la pathologie de DFM.

Chen (2004), dans sa revue sur les différents paradigmes SMT, essaie de démontrer et d'élargir les connaissances sur les interactions entre les réseaux inhibiteurs et excitateurs dans M1. Il en conclut que les SICI et les circuits inhibiteurs intracorticaux longs (LICI) ne partagent pas les mêmes voies intracorticales. Les LICI exercent une influence inhibitrice sur les SICI éventuellement par des connexions présynaptiques sur les récepteurs GABA-B. L'IHI provoquée par une stimulation de M1 contralatéral inhibe les SICI et pourrait donc partager les mêmes voies inhibitrices que le LICI agissant sur les SICI.

2.1.9 L'attention accordée à la tâche Comme relevé dans plusieurs études, l'attention accordée à la tâche influence la performance motrice de celle-ci (Conte et al., 2007; Jueptner et al., 1997). Quand la performance améliorée résulte en un mouvement précis, il est possible que l'attention accordée à la tâche influence la SI nécessaire pour la modulation du mouvement précis en question.

Jueptner et al. (1997) analysent l'activation du cortex frontal lors de l'apprentissage moteur par tomographie d'émission de positrons. La tâche consiste en une séquence de huit mouvements des doigts. Le but de l'expérience est de démontrer qu'une séquence automatisée active le cortex frontal de la même manière que si l'attention des sujets est focalisée sur l'anticipation du prochain mouvement, malgré ce degré d'automatisation acquis. Les auteurs ont pu démontré

que l'apprentissage d'une nouvelle séquence active majoritairement le cortex préfrontal dorsal et le cortex cingulaire antérieur. Ces régions ne sont plus activées dès que la séquence est automatisée. Le cortex prémoteur frontal gauche et le cortex cingulaire antérieur sont réactivés dès que les sujets, malgré l'automatisation de la séquence, se focalisent sur l'anticipation du prochain mouvement de la séquence. Cela permet de démontrer les différents niveaux d'activation des aires corticales selon le degré d'automatisation d'un geste et de l'attention accordée à la tâche.

Dans l'étude de Conte et al. (2007), la taille de la facilitation due aux PEM et la durée de la période réfractaire sont analysées. Cela par l'application de stimulations répétitives au-dessus du seuil moteur de repos (supraSMT) administrées sur la partie ipsilatérale de M1 de la main. Les résultats sont évalués en fonction de l'attention apportée à la tâche. Les trois conditions d'attention sont : relaxé, concentré sur la main stimulée et concentré sur la main non-stimulée. De plus, les effets inhibiteurs d'une stimulation de conditionnement administrée sur le cortex prémoteur sont analysés par rapport à la facilitation liée aux PEM.

Cela a permis aux auteurs de démontrer une facilitation des PEM plus grande que lors des autres paramètres attentionnels, lorsque les sujets se focalisent sur la main stimulée. La période réfractaire ne change sous aucune condition d'attention. La stimulation de conditionnement inhibitrice du cortex prémoteur permet de réduire la facilitation des PEM durant la condition d'attention ciblée sur la main tandis qu'elle est inchangée durant les autres conditions attentionnelles. Les conclusions des auteurs sont que l'attention apportée à la tâche influence la taille de facilitation des PEM provoqués par supraSMT répétitive par des connexions prémotrice-motrice.

2.1.10 Patients atteints de DFM. Chen et Hallett (1998) dans leur tentative d'explication de la pathologie expliquent qu'un des symptômes clinique usuel des patients DFM est la propagation involontaire et spécifique au contexte et à la tâche de la contraction musculaire. Cela se caractérise par l'activation excessive et prolongée des muscles adjacents, antagonistes, qui ne sont normalement pas activement utilisés lors d'une tâche. Ces malades en perdent l'aptitude motrice à bouger les doigts précisément. Concrètement, les patients DFM sont incapables de moduler la taille de PEM de l'APB, agissant comme muscle antagoniste, lors d'une tâche de flexion du FDI, muscle synergiste principal (Beck & Hallett, 2010). Les sujets sains au contraire modulent la taille des PEM de l'APB durant l'initiation du mouvement du FDI (phase pré-motrice et phasique de la contraction), malgré un seuil moteur de repos de l'APB identique entre

les sujets malades et sains. Cela indiquerait une baisse d'efficacité des SICI lors de cette pathologie (Beck et al., 2008). Sohn et Hallett (2004) soutiennent ces conclusions en avançant que cela pourrait être dû à l'incapacité des patients DFM à moduler les circuits inhibiteurs intracorticaux au niveau de M1.

Zieman (2004) dans sa revue sur les paradigmes SMT et les médicaments agissant sur les neurotransmetteurs et les récepteurs de ceux-ci, explique que des médicaments agonistes aux circuits intracorticaux GABAergique permettent d'augmenter les SICI chez les humains. Adapter à des patients DFM, cela pourrait contribuer à élever leur niveau d'inhibition intracorticale.

Stinear et Byblow (2004) analysent la spécificité musculaire de l'inhibition intracorticale (ICI) et sa modulation temporelle durant l'exécution d'une flexion de l'index du FDI chez des sujets sains et des sujets atteints de DFM. La tâche consiste à appuyer sur une souris d'ordinateur selon le rythme proposé par un métronome tout en gardant le reste de la main relaxé. Suite à l'application de SMT à simple et doubles chocs, les données du FDI et de l'APB sont mesurées au repos, ou durant des phases actives. Les personnes saines augmentent les PEM et l'excitation pré-trigger du FDI, tandis que l'ICI diminue. L'APB ne démontre aucune facilitation des PEM, ce qui correspond à une augmentation de l'ICI durant le mouvement. Les patients DFM modulent les mêmes schémas d'activation PEM et pré-trigger EMG pour le FDI et l'APB. Cependant, leur niveau d'ICI n'était pas ajusté à la tâche. Ces différences d'ICI ne sont pas mesurables au repos entre les deux catégories de gens. Cela laisse supposer que les patient DFM ont une modulation de l'ICI qui est perturbée durant une performance motrice précise, ce qui pourrait contribuer au manque de spécificité de l'efférence de M1 et au développement des symptômes de la pathologie de la dystonie.

2.2 Stimulation magnétique transcrânienne (SMT)

D'après Valero-Cabré, Pascual-Leone, et Coubard (2011), la SMT est une « méthode de stimulation cérébrale non invasive (...) utilisée pour établir des interférences causales entre le cerveau et le comportement » (p.1). Une stimulation de M1 provoquera un PEM qui déclenchera un mouvement spécifique dans le segment corporel voulu en excitant ou inhibant des neurones (Rotenberg et al., 2014). Initialement, cette méthode provient d'un stimulateur transcrânien électrique, inventé par Merton et Morton (1980) dans les années 80 et adapté plus tard par Barker et al. (1985) pour réduire les effets indésirables et permettre une stimulation magnétique plus agréable. Pour une stimulation précise et dirigée, des cartes de représentations corticales ont été développées à travers le temps. Celles-ci sont connues sous le nom de homonculus. Elles

font part de l'aire corticale que chaque partie corporelle occupe sur le cortex de notre cerveau (Hallett, 2007; Kandel, 2000; Latash, 2012).

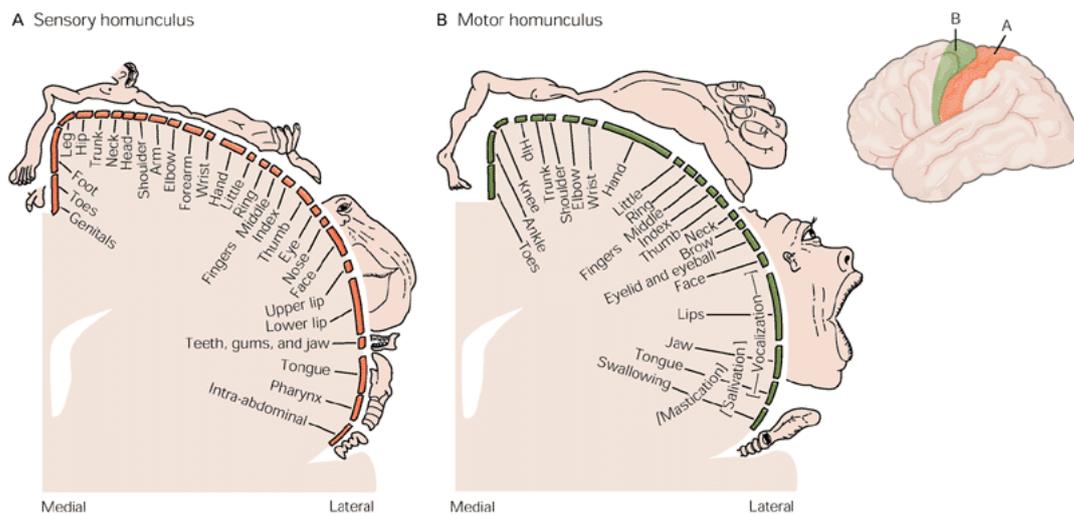


Figure 3. L'homonculus somatosensoriel (A) et moteur (B) : illustration représentant l'aire corticale dont dispose un segment corporelle. Les afférences sensorielles vers le cortex sont détaillées à gauche tandis que la droite détaille les efférences motrices du cortex vers les muscles cibles (Kandel, 2000) p.300.

Valero-Cabré et collègues (2011) complètent que la SMT est aussi appliquée pour « traiter des affectations neurologiques ou psychiatriques comme la dépression, la dystonie, la douleur, les acouphènes ou les séquelles d'accident vasculaire cérébral » (p.1). Et que « cette technique fonctionne en induisant (...) de manière focale des courants électriques dans des régions corticales, modulant ainsi leur niveau d'activité de façon variable suivant la fréquence, nombre d'impulsions, les intervalles et la durée de stimulation utilisés » (p.1).

2.2.1 Les principes de la SMT. La bobine de la SMT utilise un courant électrique pour créer un champ magnétique de haute intensité (jusqu'à 2 Tesla) et très bref (environ 200 μ s) qui traverse la boîte crânienne pour exciter ou inhiber les neurones corticaux superficiels (Hallett, 2007; Holtzheimer & McDonald, 2014). Ce champ magnétique produit un courant dans les tissus cérébraux (I Wave) selon le principe d'induction d'un courant électrique de Faraday, en variant les champs magnétiques à travers le temps, ce qui peut provoquer un potentiel d'action (Hallett, 2007; Rotenberg et al., 2014). Cependant, l'induction d'un courant par le biais de la SMT se propage dans toutes les directions surtout lors d'une décharge à simple choc provoquant des incidences superficielles mais aussi focales. Par une stimulation, il est donc possible d'atteindre des régions corticales, même profondes, qui sont interconnectées par des synapses

proches du point d'incidence. Il en résulte qu'avec l'application de la SMT, la région stimulée n'est pas hautement sélective mais plutôt un large tissu (Latash, 2012).

2.2.2 Activation, inhibition et cartographie des aires neuronales. La SMT est utilisée pour la localisation des fonctions différentes du cerveau dans l'espace et le temps par l'activation et l'inhibition de ses cellules neuronales. L'utilisation initiale était réservée à M1, mais de nos jours elle est aussi utilisée pour cartographier des processus sensoriels et cognitifs (Hallett, 2007). L'homonculus de M1 est le mieux connu grâce à son association aux muscles et à leur PEM, mesurable grâce à la pose des électrodes de l'EMG sur les muscles activés. Des études menées sur la SMT permettent de voir que les extrémités supérieures sont faiblement excitables par la voie ipsilatérale tandis qu'elles le sont plus par la voie controlatérale (Hallett, 2007). Gentner & Classen (2006) concluent que les modèles d'activités musculaires provoqués par la SMT ont un relevé physiologique et peuvent être reconnus comme les éléments principaux du mouvement naturel. Lors de l'analyse de différents types de stimulations, les découvertes suivantes ont été faites : une stimulation simple choc sur le cortex cause une brève dépolarisation des neurones. Ces neurones atteints sont de deux populations différentes : les neurones excitateurs et inhibiteurs. C'est donc le ratio entre l'activation des deux et les paramètres de stimulation qui détermine quels muscles seront activés et lesquels seront inhibés (Hallett, 2007). On sait que la stimulation à basse fréquence délivrée continuellement aura tendance à déprimer l'activité corticale et provoquer une inhibition. Et inversement, une stimulation à haute fréquence et ponctuelle va tendre vers la potentialisation qui peut résulter en une excitation de l'aire corticale visée (Hallett, 2007; Kandel, 2000; Valero-Cabré et al., 2011).

2.2.3 Les effets moteurs de la SMT sur M1. L'utilisation de la SMT sert à déterminer la voie reliant le cortex au muscle excité. On peut analyser la différence de temps de conduction jusqu'au muscle et la quantité de réponses musculaires grâce aux PEM. Une stimulation simple produit une dépolarisation des neurones descendant vers le muscle par la voie cortico-spinale, qui se transmet de pré- à postsynapses pour finalement atteindre le motoneurone α dans la colonne vertébrale. Ce dernier déclenche une excitation musculaire si le seuil d'activation est suffisant (Rotenberg et al., 2014). Les neurones stimulés auparavant ont une brève période réfractaire durant laquelle aucun stimulus ne peut influencer sur eux. L'analyse de la transmission du signal indique s'il y a des altérations au niveau de la transmission, soit en raison du temps de latence, soit dans l'efficacité de la réponse corticospinale mesurée par l'amplitude du pic à

pic (PP) du muscle excité (Valero-Cabré et al., 2011). Les PEM induis par la SMT varient plus que la réponse musculaire provoquée par la stimulation des nerfs périphériques, ce qui s'explique partiellement par les fluctuations de l'excitabilité corticale (Rotenberg et al., 2014).

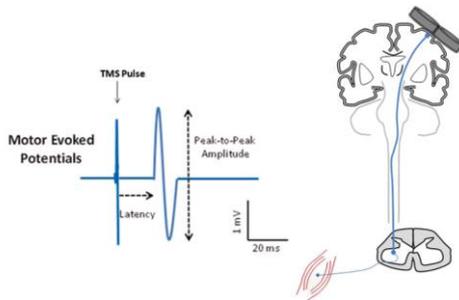


Figure 4. Illustration du temps de latence et de l'amplitude d'un pic à pic (PP) d'un potentiel évoqué moteur (PEM). Le PEM est déclenché dans le cortex moteur contralatéral par une stimulation à simple choc. L'EMG de surface du muscle cible démontre une excitation (Rotenberg, Horvath, & Pascual-Leone, 2014) p.72.

2.2.4 Évaluation de l'excitabilité corticale. L'évaluation de l'excitabilité corticale post SMT se fait par le biais de plusieurs méthodes. La Figure 4 montre que le temps de latence entre le PEM et l'excitation musculaire est mesuré. Elle indique aussi la différence entre l'amplitude mesurée par le pic excitateur (positif) suivi du pic inhibiteur (négatif). Ces mesures se font en microvolts (μV).

Facteurs qui affectent les caractéristiques du PEM. Les PEM déclenchés, le temps de latence et les amplitudes PP causés par une SMT à intensité constante vont varier à travers le temps en raison de différents facteurs tels le taux d'activité cérébrale au moment de la stimulation, la fatigue du sujet, la magnitude de l'EMG au repos, des blessures ou encore la profondeur de l'aire à stimuler (Latash, 2012; Valero-Cabré et al., 2011). Il est par exemple normal de voir que l'amplitude PP du PEM est moins grande lors des derniers essais d'une répétition qu'au début. Latash (2012) avance que cela correspond à la fatigue du système nerveux central mis fréquemment à contribution sur un court laps de temps et à celle des voies y menant. Le sujet perçoit cela comme de la fatigue due à la tâche.

2.2.5 Seuils moteur. On différencie deux seuils moteur. Le premier est celui permettant de déclencher un mouvement lors d'une stimulation au repos, tandis que le deuxième correspond à l'intensité d'activation qu'il faut lorsque le système cérébral moteur effectue une contraction faiblement active d'un muscle.

Seuil moteur de repos. L'intensité de stimulation qui génère la plus petite activation musculaire reproductible est appelée seuil moteur. Si celle-ci est mesurée lors du repos, on parle alors de seuil moteur de repos. Elle correspond à la plus faible des contractions musculaires mesurable.

C'est une mesure personnelle qui n'est pas généralisable. Elle dépend de plusieurs facteurs : des gènes, des variations hormonales, de la latéralité manuelle, de la prise de médicaments, de maladies (neurologiques), de privation de sommeil, du nombre de répétitions du muscle en question ou encore de l'imagerie mentale (Latash, 2012). Dans ce sens, un seuil moteur de repos élevé représente une excitabilité corticale plus basse et inversement (Holtzheimer & McDonald, 2014). L'estimation la plus représentative du seuil moteur de repos est celle prise lors du repos sans aucune contraction musculaire. Le seuil de repos moteur se situe autour de 50 à 100 μV de l'amplitude PP du PEM dans la moitié des essais SMT consécutifs (Rossini et al., 1994; Rotenberg et al., 2014; Valero-Cabré et al., 2011). La mesure du seuil moteur de repos sert à fournir une base d'excitabilité de la région motrice M1 pour un individu (Holtzheimer & McDonald, 2014).

Seuil moteur actif. Le principe du seuil moteur actif est le même que celui de repos sauf que le participant effectue une contraction musculaire tonique faible du muscle en question tandis qu'une stimulation vient contracter le muscle (Rotenberg et al., 2014). Le seuil moteur actif se situe à 200 μV de l'amplitude PP du PEM tandis que la contraction volontaire du muscle cible est maintenue à environ 20 % de sa F_{max} (Rossini et al., 2015).

2.2.6 Intensité de SMT. L'intensité de la SMT fait partie des paramètres réglables. Deux intensités différentes vont être présentées dans le cadre de ce travail : la stimulation subliminaire (subSMT) et la stimulation, au-dessus d'un certain seuil, appelée supraSMT. Ces deux intensités permettent d'atteindre différentes populations de neurones au sein du cortex cérébral.

SubSMT. La suppression de la contraction volontaire en réponse à une SMT à simple choc à des intensités subliminaires au seuil moteur de repos peut être détectée grâce à l'absence de signaux indicateurs de l'EMG des muscles controlatéraux, par exemple le muscle tibialis antérieur lors de la marche. La suppression de l'EMG se passe avec une latence de 40 ms suivant la stimulation (Petersen et al., 2001). Cela suggère que la dépression observée du signal EMG est due à la suppression de l'efférence corticale par le stimulus magnétique. Ce stimulus magnétique déclenche des réseaux inhibiteurs intracorticaux, ce qui réduit l'excitabilité des cellules corticales et obstrue l'efférence motrice (Petersen et al., 2001). En quantifiant la suppression de l'EMG en fonction du temps lors de différentes conditions et tâches, il devient possible de comparer l'activité corticale dans M1. Kuhn et al. (2016) démontrent cela dans une étude portant sur les différences entre les foci attentionnels lors d'une contraction isométrique de l'index.

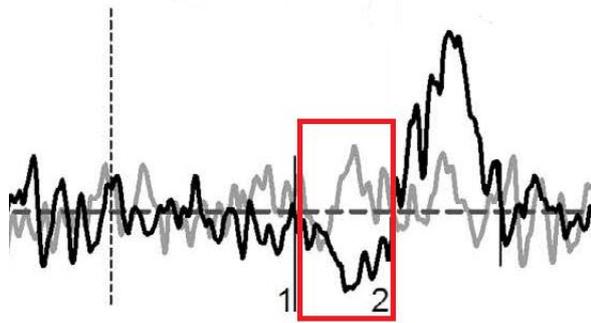


Figure 5. Image adaptée de Papegaaij, S. (2016) démontrant la suppression de l'électromyogramme (EMG) après une stimulation magnétique transcrânienne en dessous du seuil moteur de repos (subSMT) du muscle soleus. Le sujet (jeune homme ; 30 ans) est assis durant l'enregistrement. Les signaux EMG sont une moyenne rectifiée sur un ensemble de 120 essais avant SMT (en gris) et après SMT (en noir). La ligne verticale discontinue correspond au timing de stimulation. Dans le carré rouge, en noir, on distingue un exemple de suppression de l'EMG qui est suivi d'une facilitation.

SupraSMT. Des stimulations administrées au-dessus du seuil moteur de repos permettent une augmentation de la force de la conduction excitatrice depuis le cortex vers les muscles, due à la mise en activité de plus de fibres cortico-spinales. Selon la relation (courbe sigmoïdale) existant entre l'augmentation de l'intensité de stimulation et l'amplitude PEM croissante, une stimulation supraSMT amène une grande amplitude PEM. Surtout quand elle est appliquée à 120-140 % du seuil moteur de repos. Des paramètres peuvent influencer cette courbe. La contraction volontaire d'un muscle permet ainsi de faciliter son excitabilité cortico-spinale. Il en résultera un PEM augmenté malgré une intensité stable. Cependant, l'amplitude des PEM est limitée et ne peut pas croître à l'infini. Par conséquent, des intensités de stimulations très hautes ne peuvent pas provoquer des PEM correspondants, ceux-ci atteignant un plateau (Rossini et al., 2015).

2.2.7 Nombre de stimulations. Il existe différents types de stimulation selon la quantité de stimulations appliquées sur le cortex. Ce travail se limite aux stimulations à simple et doubles chocs, ce qui permet une analyse optimale des circuits intracorticaux.

Stimulation à simple choc. Comme son nom l'indique, elle consiste en stimulations individuelles administrées dans un intervalle inter-stimulation d'au moins quatre secondes pour éviter la cumulation des stimulations. Cette méthode permet d'exciter des neurones intracorticaux, de manière non-invasive, afin de provoquer des PEM provenant d'une activité motrice évoquée. Les neurones excités ne peuvent pas immédiatement être stimulés à nouveau. Une brève période de récupération doit être respectée, appelée période réfractaire (Rossini et al., 2015). Grâce à la SMT à simple choc, il est possible d'analyser l'altération des voies cortico-spinales provoquant des troubles de conduction (Chen et al., 2008) mais aussi d'établir des changements d'excitabilité corticale dans des cartes (Valero-Cabré et al., 2011).

Stimulation à doubles chocs. Cette méthode permet d'évaluer l'inhibition ainsi que la facilitation intracorticale. Elle implique deux stimulations différentes : une première appelée stimulus de conditionnement (SC) et une deuxième appelée stimulation de test (ST). Selon l'intervalle avec lequel ces stimulations sont appliquées sur le cortex et l'intensité des ces stimulations, différents neurones sont atteints dans le cortex. L'analyse de cette méthode se fait par la mesure (de l'amplitude PP) des PEM qui est comparée à la valeur de référence d'une stimulation de test seule. L'évaluation d'un muscle, avec cette méthode, est d'habitude faite au repos, car la contraction du muscle cible peut déranger les résultats de la SMT à doubles chocs. C'est pour cette raison que les données des EMG sont souvent analysées en lien avec les PEM. L'absence de différence entre les EMG durant différentes applications de SMT indique si le muscle était initialement relaxé ou excité de la même manière et assure des différences corticales dues à la SMT (Rossini et al., 2015).

Stimulus de conditionnement et de test. Ces deux stimulations sont importantes pour l'observation de facilitation ou de l'inhibition. Rossi et collègues (2015) indiquent que de l'inhibition et de la facilitation intracorticale sont produites à des intensités autour de 110-120 % du seuil moteur de repos. Le *Tableau 1* démontre les interactions entre les SC et les ST avec les différents intervalles lors de l'application de SMT à doubles chocs. Cela permet d'évaluer l'excitabilité des différents circuits intracorticaux, selon le paradigme de stimulation utilisé. Un exemple est celui de l'expérience à Kuhn et al. (2016), où de la SMT doubles chocs est appliquée sur les sujets avec un SC à 80 % de seuil moteur actif suivi d'une ST supraSMT à 120 % du seuil moteur actif et un intervalle de 1.5 ms. Ces paramètres de stimulations leur permettant d'évaluer les SICI lors d'un mouvement du FDI.

Tableau 1

Les différents paradigmes lors de la stimulation à doubles chocs et leurs influences sur les circuits intracorticaux

Méthode	SICI	LICI	SICF	ICF	LIHI
SC	subSMT	supraSMT	supraSMT	subSMT	supraSMT M1 contra- latéral
ST	supraSMT	supraSMT	subSMT	supraSMT	supraSMT
Intervalle interstimulus (ms)	1-6	50-200	1-1.5, 2.3-3, 4.1-5	8-30	40-50
Récepteurs postsynpatiques	GABA-A	GABA-B	Glutamate, GABA-A	Glutamate	GABA-B

Note. SC = stimulus de conditionnement ; ST = stimulus de test ; SICI = circuits inhibiteurs intracorticaux a courts intervalles ; LICI = circuits inhibiteurs intracorticaux à longs intervalles ; SICF = facilitation intracorticale a courts intervalles ; ICF = facilitation intracorticale ; LIHI = inhibition inter-hémisphérique a longue latence ; GABA = récepteurs GABAergic. Tableau adapté de Rossini et collègues (2015).

2.2.8 Considérations sécuritaires de la SMT. La SMT n'est pas dangereuse si les considérations sécuritaires conseillées sont respectées. Il s'agit de quelques points classés comme facteurs à risque. En général, une stimulation simple est synonyme de réduction des risques par rapport à une stimulation répétée.

Traumatisme acoustique. La SMT crée un bruit (clic) qui peut dépasser le niveau recommandé de sécurité au niveau des décibels (>140dB)(Rossini et al., 1994). Il est possible que la répétition de ce bruit puisse amener un traumatisme acoustique. Pour réduire ce risque, il est recommandé de porter des protections durant l'utilisation de la SMT (Rotenberg et al., 2014).

Douleurs locales : maux de tête/nuque. La SMT peut amener des douleurs locales. C'est pour cela qu'il est important de sensibiliser les sujets auparavant (Holtzheimer & McDonald, 2014). Les douleurs dépendent des paramètres de stimulation. Elles ne surviennent pas chez tous les sujets. Des douleurs telles que maux de tête et de la nuque sont reportées dans 20 à 40 % des cas de SMT et sont moins fréquentes lors de stimulation simple que lors de stimulations répétitives (Rotenberg et al., 2014). Ces douleurs sont attribuées à la stimulation elle-même pour les maux de tête tandis que les douleurs de nuque sont dues à sa posture statique prolongée durant la stimulation (Rossi, Hallett, Rossini, & Pascual-Leone, 2009). Pour éviter ces raideurs, un système de neuronavigation peut être utilisé, ce qui permet au sujet une certaine mobilité et des pauses plus fréquentes.

Epilepsie. Il existe un risque qu'une crise épileptique se déclenche uniquement si le sujet possède des antécédents épileptiques. Ces risques sont diminués lors de la stimulation simple par rapport à une stimulation répétée (Rotenberg et al., 2014). Il est très important d'informer les sujets sur les risques potentiels, bien que les risques puissent être considérés comme étant presque nuls (Rossi et al., 2009).

SMT et grossesse. Lors d'une grossesse, une approche préventive est préconisée. Bien qu'il soit établi que le champ magnétique appliqué sur le crâne perde rapidement de sa force en fonction de la distance qu'il parcourt, et que le fœtus est relativement éloigné du crâne, on évite la SMT sur les femmes enceintes (Rossi et al., 2009).

Implants. Durant la SMT, il y a un risque d'induire un dysfonctionnement d'une électrode implantée (Rossi et al., 2009). Surtout quand celle-ci se trouve à proximité immédiate du crâne stimulé. Il convient de respecter une certaine distance entre l'endroit de stimulation et l'implant. S'il y a un risque éventuel pour cause de proximité, il est préférable d'exclure le sujet.

Contre-indications. Quand une expérience ou recherche nécessite l'application de la SMT, il est conseillé de suivre les directives pour éviter les blessures inopinées. Rotenberg et al. (2014) établissent une liste de contre-indications suivant les règles de sécurité pour l'application de la SMT à des buts de recherche et clinique (Rossi et al., 2009) : la SMT ne doit pas être appliquée sur des enfants, sur des participants avec des implants crâniens ou cochléaires, ou ayant un historique personnel tels syncope, épilepsie, lésions cérébrales, grossesse, maladie voire prise de médicaments ou arrêt de médicaments.

2.3 Electromyographie de surface

2.3.1 Usage et bénéfice de l'EMGs. L'électromyographie de surface (EMGs) est une technique expérimentale qui s'occupe du développement, de l'enregistrement et de l'analyse de signaux myoélectriques qui sont formés par des variations physiologiques dans des fibres de membranes (Konrad, 2006). L'EMGs est une méthode non-invasive. C'est pour cela que son utilisation se restreint aux muscles de surface ; pour des muscles plus profonds, des méthodes invasives sont nécessaires. Dans notre étude, l'EMGs est utilisée afin de mesurer et comparer les activités et les réponses dans les muscles suivants : FDI, APB et ADM, lors de l'activation contra-latérale, par SMT à impulsion simple choc. Le but étant de vérifier s'il y a une inhibition lors d'une tâche de contraction isométrique à F_{max} et à un certain niveau de la F_{max} .

L'EMGs est utilisé dans deux disciplines, la neurologie et la kinésiologie, à des fins très différentes (Clarys, Scafoglieri, Tresignie, Sesboüé, & Cattrysse, 2012). Ces auteurs proposent les

définitions suivantes : « en neurologie, l'EMG est surtout un outil diagnostique clinique pour les études sur la faiblesse musculaire, la fatigue, les parésies, la paralysie, les vitesses de conduction nerveuses, les lésions de l'unité motrice ou pour le diagnostic différentiel entre problème nerveux et musculaire » (p.266) et « en kinésiologie, il est utilisé pour comprendre la fonction, la coordination et le mode de fonctionnement des muscles [8] impliqués dans les gestes » (p.266). C'est donc un « système pour étudier la fonction et la coordination tout comme l'EMG spécifique des potentiels d'action des fibres musculaires et des unités motrices avec la relation temps-fréquence qui lui est liée [8] » (p.266-267). Dans ce chapitre nous mettons l'accent sur l'aspect kinésiologique de l'EMG.

Clarys et al. (2012) proposent les champs d'actions de l'EMG suivants: « études du fonctionnement du muscle normal pendant des mouvements et postures sélectionnés ; étude de la contraction isométrique avec des tensions augmentant jusqu'à la contraction maximale (relative) volontaire ; évaluation et classification de l'activité fonctionnelle anatomique du muscle ; études de la coordination et de la synchronisation ; étude de la fatigue ; relation entre force et EMG » (p.266) et bien d'autres.

2.3.2 Préparation de la peau. Les mesures de l'EMG dépendent de deux facteurs : la préparation adéquate de la peau et le positionnement stratégique des électrodes. Selon le type de mouvement qui est analysé - statique ou dynamique - une préparation adaptée doit être entreprise avec comme but principal d'établir un contact stable entre l'électrode et la peau. Cela nécessite parfois de raser les poils à l'endroit prévu pour la pose de l'électrode. Ensuite, à l'aide d'un papier ou d'un gel abrasif la couche de peau morte supérieure est enlevée. S'en suit un lavage de la peau avec une solution alcoolique (désinfectant par exemple) qui diminue l'impédance, augmente la conductivité et enlève la saleté et la transpiration pour une mesure plus précise de l'influx nerveux propagé (Konrad, 2006). A noter que l'impédance entre les deux électrodes peut être mesurée pour vérifier si les mesures sont représentatives. De plus, une légère couleur rouge indique une bonne impédance de la peau. Il est important de bien placer les électrodes. Un palpation des structures anatomiques superficielles telles que les muscles ou os permet de s'en assurer. Toutes ces précautions doivent être appliquées afin d'obtenir des mesures de qualité et de ne pas biaiser les résultats (Konrad, 2006).

Électrodes de surface pour la peau. Des électrodes de surface sont utilisées pour notre expérience vu son caractère non invasive. Plus précisément il s'agit d'électrodes de mélange entre l'argent et le chlorure (Ag/AgCl) qui contient déjà une réserve de gel. Elles sont appropriées

car elles sont simples d'emploi et les aspects hygiéniques ne sont pas un problème. Le diamètre de l'électrode se situe à ± 1 cm de diamètre (Konrad, 2006). Des petites électrodes permettent une distance inter-electrodaire plus petite et octroient un niveau de sélectivité plus haut. Les électrodes plus grandes nécessitent une distance inter-electrodaire de 2 cm mais elle peuvent être utilisées à de nombreuses fins (Cram & Criswell, 2011).

2.3.3 Traitement du signal. Bien que l'enregistrement brut de l'EMG contienne des informations importantes sur le contrôle neuromusculaire, il est nécessaire de retravailler le signal EMG pour avoir une représentation quantitative inter et intra sujets. Les méthodes de rectification du signal EMG utilisées pour notre expérience, qui doivent permettre la validité et la fiabilité de cette expérience, sont brièvement décrites ci-dessous (Konrad, 2006).

Rectification du signal EMG. Le but de cette rectification est de convertir toutes les amplitudes négatives en positives. Pour cela, les négatives sont additionnées aux amplitudes positives. Cela a plusieurs avantages : la lecture est simplifiée et les paramètres standards de l'amplitude tels que la moyenne, la valeur du pic, la valeur maximale et l'aire, sont ajustés (car pour l'EMG brut la moyenne correspond à zéro) (Konrad, 2006). La rectification de la vague complète nous sert à quantifier l'activation des 3 muscles de la main (FDI, APM, & ADM) et à déceler si une inhibition, suite à la SMT à choc simple, se produit dans l'un des trois muscles.

Racine carré de la moyenne et filtration digitale. Il faut savoir que le modèle d'interférence de l'EMG est aléatoire, du fait que l'ensemble réel d'unités motrices recrutées changent constamment dans le diamètre d'unités motrices disponibles et dans la manière arbitraire avec laquelle les potentiels d'actions de l'unité motrice se superposent. Ceci explique que l'EMG brut ne peut pas être reproduit une deuxième fois avec la même forme. Pour résoudre ce problème, la partie non reproductible du signal est minimisée en appliquant des algorithmes d'aplatissement numériques qui décrivent la tendance moyenne du développement du signal. Les pointes d'amplitude sont coupées ; le signal reçoit une enveloppe linéaire. L'algorithme en question (RMS) est basé sur la moyenne de la racine carrée et reflète la puissance moyenne du signal EMG. Il constitue la manière favorite d'aplatissement de l'EMG (Konrad, 2006). Comme alternative au RMS, un filtre passe-bande (p.ex. Butterworth) peut être appliqué sur le signal EMG pour créer une enveloppe linéaire (Konrad, 2006). Dans notre étude la racine carrée de la moyenne est utilisée pour établir le background EMG, filtrer les données EMG, pour ensuite pouvoir comparer les activités EMG des FDI, APB et ADM lors des deux FA différents ainsi que l'activité bEMG avant la SMT. Un filtre passe-bande est nécessaire pour enlever les offsets

dus aux artefacts de la SMT. Le but étant de découvrir une baisse de stimulation dans le muscle antagoniste à la tâche en guise d'inhibition.

La normalisation de l'amplitude. L'EMG doit être normalisée pour comparer l'activité : 1) dans le même muscle lors de jours différents, 2) dans le même muscle chez différents sujets, 3) entre différents muscles (Burden, 2010; De Luca, 1997; Konrad, 2006). D'habitude, cette normalisation se fait en divisant le signal EMG durant la tâche avec une valeur de référence EMG obtenue dans le même muscle (Halaki & Ginn, 2012; Konrad, 2006). Si les paramètres de la tâche restent identiques et que la configuration des électrodes reste semblable, la normalisation de l'amplitude de l'EMG peut être comparée durant toute la tâche. Le choix de la méthode de normalisation et, par conséquent, de la bonne valeur référentielle est critique pour l'interprétation du signal EMG car elle influence l'amplitude du modèle du signal EMG (Burden, 2010). Pour la normalisation, différentes méthodes sont utilisables : niveau maximal d'activation durant une contraction maximale, la moyenne des pics de niveau d'activation durant la tâche exercée, le niveau d'activation durant une contraction isométrique en dessous de la F_{max} ou l'amplitude PP de la Vague-M maximale (Halaki & Ginn, 2012).

Dans notre expérience, comme il s'agit d'une contraction isométrique en dessous du niveau F_{max} , cette mesure est prise en tant que valeur de référence pour la normalisation. Cela nous permet de comparer cette référence aux valeurs obtenues lors de la même tâche mais avec un FA donné et de la SMT.

2.4 Focus attentionnel interne versus focus attentionnel externe

Un FA est défini par un endroit ou une caractéristique sur lesquels on focalise son attention lors de l'apprentissage ou l'exécution d'un geste et qui, in fine, influencera sa performance, son résultat. Ce FA est dirigeable, modulable et influençable selon la condition qui nous est imposée. Le FA n'est pas nécessairement dirigé par un de nos systèmes perceptifs (par exemple le visuel), mais son but est plutôt de stimuler la concentration entière du sujet pour que son attention cérébrale se base sur ce FA. Le but ne sera pas de voir si on fait une tâche correctement par rapport aux consignes reçues, mais de le sentir par le biais de différents feedback sensitifs (Wulf, 2013).

On prendra soin de différencier un focus interne (IF) d'un focus externe (EF). La distance qu'on met entre soi et le focus va être prise en compte : un FA peut être proche ou éloigné du corps (McKay & Wulf, 2012). En outre, il est possible de le diriger (Magill & Anderson, 2013). Un IF privilégie une perception très proche du corps. Les instructions induisant ce focus ont pour but de fixer l'attention du sujet sur les détails de sa propre action (Wulf, Shea, & Lewthwaite,

2010b). L'attention se porte par exemple sur les muscles exécutant le mouvement planifié dans le cortex ou la perception kinesthésique sensorielle directe que l'on a de son corps. A l'inverse, un EF se tourne vers des aspects lointains du corps, tel le résultat escompté du mouvement ou les conséquences environnementales perceptuelles de notre geste (Wenkeler, Stoppel, Hassa, Dettmers, & Schoenfeld, 2009). Les instructions induisant un EF ont pour but de fixer l'attention du sujet sur les effets du mouvement (Wulf et al., 2010b). Pour optimiser un saut en longueur depuis une position arrêtée par exemple, si l'attention est dirigée vers l'endroit à atteindre on induit un EF. Par contre si l'attention se porte sur les genoux pour se déplier de manière explosive, il s'agit d'un IF (Porter et al., 2012).

Les recherches tendent à soutenir qu'un EF apporte des meilleurs résultats en termes de performance motrice mesurée. De plus, l'étude de Keller et al. (2015) démontre qu'avec un feedback augmenté, qui peut par exemple refléter la hauteur atteinte lors d'un saut vertical, les performances sont améliorées. Les bienfaits du EF par rapport au IF sont démontrés dans beaucoup de domaines, tels que des tâches d'équilibre, d'activité musculaire, de précision, de production de Fmax, de vitesse, d'endurance et même de rééducation ou bien encore chez des gens atteints de différentes maladies. Les bienfaits d'un EF ne s'arrêtent pas au simple apprentissage d'un mouvement, mais également à la rétention post-apprentissage ou lors d'un transfert vers des tâches similaires (Kakar et al., 2013; Lohse, 2012). Cependant, les phénomènes neuronaux sur lesquels se basent les foci ne sont que peu connus. Des différences d'activité cérébrale sont constatées (Zentgraf et al., 2009), mais elles doivent encore être étudiées et confirmées pour compléter les actuelles connaissances.

2.4.1 Efficacité du mouvement. Par efficacité, nous parlons de la réussite d'une tâche, en ayant mis en œuvre moins de moyens que nécessaire. Le seul critère qui incombe à l'efficacité du mouvement est la réussite de celui-ci.

L'équilibre. L'analyse de plusieurs études portant sur les résultats d'équilibre lors de l'adoption de différents foci démontrent que dans la grande majorité des cas (83.3 % ; soit 15 des 18 études analysées) les sujets utilisant un EF ont des meilleurs résultats qu'avec un IF. Dans seulement 2 cas (11.1 %) les deux FA amènent une progression et dans un cas seulement (5.5 %) aucun FA apporte un progrès (Park et al., 2015).

Le maintien dynamique de l'équilibre chez des personnes âgées, sur une plateforme instable, se voit amélioré quand des consignes de EF leur sont données par rapport à des consignes de IF

(Chiviawosky et al., 2010). Cette étude démontre que les sujets s'entraînant à garder la plateforme à l'horizontale (EF) progressent durant l'entraînement et qu'il en est de même pour un IF durant lequel les sujets essaient de garder leurs pieds à l'horizontal. Cependant, après l'entraînement, lors du test de rétention le lendemain, le groupe de EF a, significativement, une meilleure rétention que le groupe IF. Dans une autre étude de Wulf (2007), sur des sujets plus jeunes, les résultats sont pareils. Les conclusions vont plus loin encore. Dans une étude menée sur des sujets souffrants de la maladie neurodégénérative de Parkinson et ayant déjà expérimenté une chute dans leur vie, un EF diminue les déplacements de leur centre de gravité corporel par rapport à un IF ou, à la condition de base, lorsqu'aucun FA n'est donné. De plus, les déplacements sont augmentés lorsqu'un IF est adopté par rapport à la condition de base (Landers et al., 2005). Tous les résultats prônant un EF sont soutenus par l'explication de programmes neuronaux cérébraux se déroulant de manière quasi-autonome tandis que lors de l'adoption d'un IF on interfère avec ces programmes, ce qui nuit à la qualité de performance de la tâche (cf. 2.4.4 *Constrained action hypothesis*).

La précision. L'étude de Wulf et Su (2007) compare les précisions des golfeurs novices, adoptant un EF, un IF ou aucun focus, lors d'un putting à 15 m du trou. Plusieurs cercles, correspondant à la distance finale entre la balle et le trou, sont délimités autour de la cible. Des points sont attribués en fonction de cercle atteint. Le groupe qui se focalise sur un EF est le plus précis et accumule plus de points que les groupes à IF ou ceux sans focus. Les différences entre les groupes ne sont pas significatives pour la phase d'apprentissage, mais le deviennent lors du test de rétention. Cela indique davantage de précisions lors des tâches motrices complexes comme le putting au golf, lorsqu'elles sont exécutées en adoptant un EF. Ceci rejoint l'hypothèse de Wulf (2013) que des programmes cérébraux se déroulent automatiquement sans interférences lors d'un EF (cf. 2.4.4 *Constrained action hypothesis*), ce qui nous permet d'agir plus précisément en diminuant la variabilité des efférences motrices.

Ces résultats sont complétés par ceux de Perkins-Ceccato, Passmore et Lee (2003) traitant de l'emploi de FA différents chez des sujets golfeurs de niveau différent. La performance motrice du putting est mesurée par un système de points comme décrit ci-dessus. Il en résulte que les sujets chevronnés atteignent des meilleures performances avec un EF, au contraire des sujets moins expérimentés qui sont meilleurs en adoptant un IF. La conclusion est que pour des tâches motrices d'une certaine complexité, différents FA sont privilégiés selon le niveau du golfeur. Cela peut être dû au degré d'automatisation du geste acquis.

2.4.2 Efficience du mouvement. L'efficience est la mise en œuvre des moyens optimaux sans qu'un surplus d'énergie soit dépensé pour réaliser la tâche. Le mouvement d'un point de vue énergétique est moins coûteux et donc plus économique (Wulf, 2013). Pour mesurer cela, plusieurs méthodes physiologiques sont disponibles : l'EMG, la consommation d'oxygène ou la fréquence cardiaque. Il existe également différentes méthodes de mesures comportementales : la Fmax, la rapidité du mouvement, le temps ou le nombre de répétition jusqu'à l'abandon (Wulf, 2013).

L'endurance et perception de la fatigue. Pour une simple tâche de développé-couché comme dans l'étude de Marchant (2011) et de Marchant et al. (2011), il est démontré que le nombre de répétitions jusqu'à l'abandon - l'état de fatigue musculaire où il est impossible de soutenir une certaine force - est plus haut lorsque des consignes de EF (se concentrer sur la barre qu'on bouge) sont délivrées par rapport à des consignes d'IF (se concentrer sur la poussée des bras). Ces différences sont remarquées lors des différents niveaux de force : la Fmax, la force-précise à une certaine intensité de la Fmax ou encore lors du maintien jusqu'à épuisement de la force lors de tâches prolongées.

Lorsqu'aucune consigne de base n'est donnée (condition contrôle), le nombre de répétitions jusqu'à l'abandon ne diffère pas de celui de la consigne de EF, soutenant la thèse de la *Constrained action hypothesis* (cf. 2.4.4) induit par un IF.

Il en est de même dans une étude où la perception individuelle à la fatigue est mesurée ainsi que la capacité à résister à la fatigue amenée par un effort sous-maximal. Les sujets, qui doivent tenir le plus longtemps possible en position de chaise contre un mur, grâce à un EF, résistent plus longtemps et ont une appréciation de la fatigue moins intense que les sujets avec un IF (Lohse & Sherwood, 2011). La fatigue est mesurée avec l'échelle de Borg. Les auteurs expliquent cela par l'amplification de la sensation de fatigue, quand les sujets se concentrent sur leurs muscles (IF), qui les fait abandonner plus rapidement que quand l'attention est portée plus loin du corps (EF).

Force maximale (Fmax). La Fmax est la force qu'une personne arrive à produire en augmentant graduellement la force de zéro au maximum en un court laps de temps (Wulf, 2013).

Dans une étude, Marchant et al. (2009) analysent les conséquences qu'a un FA sur l'activité musculaire, mesurée par l'EMG du *biceps brachii* et de la force lors d'une flexion isocinétique du coude. Les résultats indiquent que le FA, quand il est externe, influe non seulement la qualité du mouvement, mais également sur le pic de la force (*force peak*). De plus, l'intégrale de la courbe indiquant la force dans le temps est plus grande pour un EF. L'EMG du *biceps brachii* nous démontre que la stimulation maximale ainsi que la moyenne intégrée de l'EMG lors de

cet exercice sont plus petites avec un EF qu'avec un IF. Toutes ces données parlent en faveur du EF qui doit amener une production de force intrinsèque plus grande pour un EMG mesuré plus petit. Il est donc très important que l'instructeur présentant une tâche de Fmax insiste pour créer un environnement plongeant le sujet dans un EF afin d'optimiser ses résultats.

L'explication de ces résultats se situe, selon les auteurs, dans l'optimisation de l'efficacité du recrutement et de la coordination entre muscle agoniste et antagoniste qui travaillent en synergie lors du EF. Lors d'un IF, le contrôle conscient du mouvement interfère avec la capacité à coordonner effectivement ses muscles et produire la Fmax lors de la flexion du coude.

Une autre étude portant sur les membres inférieurs lors d'un saut vertical maximal aboutit aux mêmes résultats : bien que la performance soit meilleure avec un EF, l'EMG des muscles responsables du saut est réduite. Cela est expliqué par la coordination neuromusculaire augmentée lors d'un EF (Wulf et al., 2010a).

Force sous-maximale. Dans l'étude de Marchant et al. (2011) qui traite des FA lors du développé-couché, les résultats indiquent qu'à 75 % de la Fmax individuelle (poids auxquels les sujets n'arrivent à faire qu'une seule répétition), les participants ayant reçu des consignes de EF arrivent à produire un plus grand nombre de répétition, jusqu'à l'épuisement, que ceux avec un IF.

La même étude de Marchant et al. (2011) portant sur des exercices de squat effectués à 75 % de la Fmax individuelle arrive aux mêmes conclusions que celles-ci-dessus.

Les mêmes observations sont faites lors d'une étude de Freedman et al. (2007) qui examine le système oral-facial lorsqu'il s'agit d'exécuter une tâche à 20 % de sa Fmax. Les sujets doivent appuyer sur un ballon, qui, grâce à la pression exercée par la bouche, repousse l'air à travers un appareil mesurant la pression exercée en fonction de la puissance avec laquelle l'air passe à travers l'appareil. Les résultats indiquent qu'à 20 % de leurs Fmax, le taux d'erreurs est inférieur pour le EF, ce qui plaide pour une plus grande précision du mouvement, mais également moins de variabilité lors de l'exécution.

Ces résultats semblent indiquer qu'un EF provoque des schémas d'activations neuromusculaires qui sont plus efficaces que ceux utilisés par un IF. Plus une tâche est exécutée à un pourcentage de la Fmax basse, plus il y a de variabilité entre les deux FA et plus il y a de différence de performance (mesurée en taux d'erreur) selon le focus. Cela est visible par la diminution du temps de préparation pour un mouvement voulu et une meilleure rétention et capacité de transfert vers d'autres tâches semblables (Marchant et al., 2011). Les mécanismes sur lesquels se basent ce genre de phénomène sont similaires à ceux de la Fmax où l'efficacité neuromusculaire est augmentée grâce à un EF (Lohse et al., 2010).

La rapidité. Pour des tâches de rapidité, telle la traçabilité d'une suite de chiffre sur un ordinateur avec une souris, le EF amène plus de progrès immédiats que l'IF lors du début de l'entraînement ainsi que des performances plus rapides lors du test de rétention ou de transfert, que cela concerne le temps d'initiation d'un mouvement ou sa réalisation. Même lorsque les conditions sont plus difficiles et qu'une direction du curseur est inversée pour le test de rétention (qui devient par conséquent un test de transfert), le EF permet un meilleur transfert, surtout lors des premiers essais du test de rétention (Carpenter et al., 2013).

Ces bénéfices du EF sont plus grands à la fin de l'entraînement et durant les premières phases du test de rétention ou de transfert. Avec plus de pratique, lors du test de rétention ou de transfert, les avantages du EF par rapport à un IF sont amoindris.

Cependant, les mécanismes sur lesquels se basent ces résultats, concernant des tâches de rapidité, ne sont pas encore bien compris et doivent encore faire l'objet de futures recherches (Carpenter et al., 2013).

Lors d'études sur la vitesse du coup de poing ainsi que sa force d'impact, réalisées par des boxeurs intermédiaires et experts, des résultats allant dans le même sens sont trouvés, indiquant ainsi qu'un EF permet un gain de rapidité et de force d'impact par rapport à la condition interne et de base, sans consigne. (Halperin et al., 2016a).

Cette étude sur les boxeurs est complétée par une autre (Halperin et al., 2016c) au cours de laquelle un boxeur de haut niveau peut, dans un premier temps, choisir une suite de mouvements et, dans un deuxième, une suite lui est imposée. Lors de la comparaison de ces deux séquences les mêmes différences en termes de rapidité et de force d'impact que dans l'étude mentionnée ci-dessus, apparaissent. Sur des amateurs, cette fois, les observations ne diffèrent pas.

L'explication de ces résultats est que lors du choix individuel de la séquence, aucun travail de réflexion n'est à apporter et l'enchaînement peut se dérouler plus rapidement, sans réflexion. Pour une suite de mouvements prédéfinis, la réflexion de la séquence va amener un délai.

2.4.3 Fatigue musculaire et mécanismes d'échec de tâche.

Fatigue musculaire. La fatigue musculaire se caractérise par une utilisation répétée et intense des muscles qui amène une diminution de la performance (Allen, Lamb, & Westerblad, 2008). De multiples mécanismes neuronaux et musculaires sont responsables de cette fatigue (Hunter, Duchateau, & Enoka, 2004). Cet état mène à la diminution de la F_{max} du muscle, ce qui empêche le système nerveux central de gérer les neurones moteurs responsables du muscle de manière adéquate. Les neurones moteurs répondent à la fatigue par une diminution de l'activa-

tion volontaire, ce qui est visible par une baisse de l'émission des signaux neuronaux - les potentiels d'actions - vers le muscle en question (Gandevia, 2001). D'autres phénomènes accompagnent cet état de fatigue : les changements de ions à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule musculaire ou encore les métabolites intracellulaires (Allen et al., 2008), la mauvaise perfusion des tissus ou la vidange des réserves de substrat énergétique (Cram & Criswell, 2011). Les causes de cette fatigue dépendent des exigences de la tâche : le temps et l'intensité de l'exercice, les muscles utilisés lors de la tâche et l'environnement physique (Hunter et al., 2004).

L'échec de tâche. Néanmoins, plus que la fatigue musculaire, ce sont les mécanismes qui causent l'échec d'une tâche durant une contraction soutenue et prolongée qui nous intéressent. Par exemple, les différences entre les contractions musculaire soutenues par des feedbacks orientés, soit vers la position soit vers la force, indiquent que le temps jusqu'à l'échec est significativement prolongé lorsque la tâche est soutenue par un feedback sur la force (Hunter et al., 2004; Lauber, Keller, Leukel, Gollhofer, & Taube, 2013; Lauber et al., 2012).

Dans une étude de Hunter (2003) où l'endurance des sujets lors d'une tâche fatigante de contraction isométrique du muscle responsable de la flexion du coude, à 20 % de sa Fmax, est analysée, chez la plupart des sujets l'endurance est prolongée lors des essais de la dernière session par rapport aux essais des deux sessions précédentes. Les contractions fatigantes sont caractérisées par l'augmentation de l'amplitude de l'EMG et par celle des signaux excitateurs durant la tâche, vers le muscle. Les sujets s'étant améliorés démontrent un niveau EMG similaire à l'épuisement, mais se réduisant au fil des sessions. Les sujets ne s'étant pas améliorés témoignent eux aussi d'une réduction de l'augmentation des signaux EMG. Leurs EMG restent toujours au-dessus de ceux des sujets s'étant améliorés. Le taux de déchargement vers le muscle est augmenté au début, durant les contractions, et se réduit, avec l'entraînement, durant les sessions.

2.4.4 Constrained action hypothesis. Wulf (2001) a émet une hypothèse « *Constrained action hypothesis* » afin d'expliquer la différence de performance entre un EF et un IF. Lors d'un IF la tendance est de créer des contraintes du bas vers le haut - c'est-à-dire du muscle vers le cerveau - qui interfèrent avec la régulation du haut vers le bas, réglant la coordination des programmes moteurs décidés auparavant. Il en résulte une performance motrice dégradée (Wulf & Su, 2007). Le problème d'un IF est que les programmes moteurs existants sont dérangés continuellement, en les réajustant de manière consciente, ce qui a comme finalité de dégrader notre performance, au lieu de la maintenir à un certain niveau.

Lors d'un EF, notre attention est dirigée sur l'effet du mouvement, sur l'environnement, ce qui doit permettre à notre système moteur de s'auto-organiser de manière naturelle et inconsciente et donc par conséquent de laisser s'autogérer les processus cérébraux automatisés, sans qu'aucune correction intentionnelle ne soit entreprise. Le résultat doit être un programme moteur qui travaille de manière optimisée et efficace (Magill & Anderson, 2013; Wulf, 2013).

Dans une étude confirmant cette hypothèse (Kal, van der Kamp, & Houdijk, 2013), les sujets assis sur une chaise doivent alternativement produire une extension-flexion d'une des deux jambes. Le degré d'automatisation - important lors d'un EF - est mesuré par le biais des coûts incombant à une double tâche (tâche motrice du pied combinée avec une tâche cognitive ou il fallait trouver le plus de mot commençant par la même lettre) ainsi que par d'autres paramètres tels l'EMG des muscles responsables du mouvement, de sa fluidité et de sa régularité. Un EF amène une exécution plus fluide et régulière, mesurable par la durée du mouvement plus courte sans toutefois changer l'activité musculaire mesurée par l'EMG. Le coût de double tâche indique qu'il est un peu plus haut avec le EF que l'IF, bien que la performance de la tâche motrice soit restée similaire lors de la double tâche ou de la tâche effectuée seule. Un IF détériore la performance cognitive surtout lorsque la flexion-extension est effectuée avec la jambe non-dominante.

Cette théorie est en concordance avec les différentes observations décrites plus haut (cf. 2.4 *Focus attentionnel interne versus focus attentionnel externe*). Par exemple celle résultant d'une augmentation de l'EMG lors d'une tâche de force telle le développé-couché, ou une tâche de rapidité où le temps d'initiation du mouvement et le temps pour l'effectuer est prolongé lorsque le sujet se focalise sur un IF.

Dès lors, cette hypothèse a été réutilisée dans beaucoup d'autres études, par exemple (Kal et al., 2013; McNevin, Shea, & Wulf, 2003; Wulf & Su, 2007) pour expliquer les bienfaits d'un EF par rapport à un IF.

2.4.5 Activation neuronale et focus attentionnel. Suite à la postulation de la « *Constrained action hypothesis* » d'autres scientifiques se sont plongés sur la question de l'activation neuronale durant différents FA afin de clarifier les processus neuronaux sous-jacents.

Dans une première étude de Binkofski et al. (2002) menée grâce à la méthode d'imagerie par résonance magnétique (IRM) du cerveau, la conclusion est que le cortex primaire moteur (M1) est activé de manière différente quand une tâche balistique est réalisée (écrire un U en l'air avec

son index) selon l'attention accordée à la tâche, qu'elle soit externe ou interne. La zone postérieure de M1 (appelé zone Brodmann 4p), par exemple, va être modulée différemment selon l'attention accordée à la tâche, tandis que la zone antérieure 4a ne le sera pas. Ceci ne prouve pas les différences en fonction des FA, mais démontre qu'un paramètre attentionnel est capable d'induire une modulation cérébrale différente.

Dans une autre étude de Rowe et al. (2002), dans laquelle le cortex préfrontal est considéré comme le centre de contrôle grâce à un mécanisme de sélection de l'attention de représentation neuronale, la connectivité entre les différentes zones corticales (cortex préfrontale, prémoteur et pariétal) est analysée par IRM, pour identifier leur activité selon l'attention qui est apportée à la tâche motrice. Il en résulte que si l'attention est portée vers la tâche motrice, la connectivité effective, entre le cortex préfrontal dorsal et le cortex prémoteur, augmente, mais diminue si l'attention se porte sur une tâche cognitive de recherche. Ces résultats suggèrent un rôle supramodal pour le cortex préfrontal dorsal dans la sélection de l'attention, qui opère à l'intérieur du système moteur tout comme dans les domaines sensoriels et mnémoniques.

Une fois les différences entre les deux types de focalisation de l'attention mieux établies, les recherches ont porté vers la compréhension des FA et des fondements neuronaux les soutenant. L'étude de Zentgraf et al. (2009) nous aide à mieux comprendre ces fondements grâce à une expérience menée sur une tâche motrice balistique durant laquelle une séquence de 16 touches (exécutée sur trois boutons par l'index, le majeur et l'annulaire) doit être apprise et reproduite en adoptant soit un EF soit un IF. L'EF encourage les sujets à se concentrer sur l'appui des touches tandis que l'IF dirige l'attention vers les muscles des doigts. Avant de débiter les mesures, on s'assure que la séquence a atteint un certain stade d'automatisation en la répétant 30 fois de suite sans faute. L'IRM permet de comprendre qu'un EF active le cortex primaire somatosensoriel, la région insulaire et M1 de manière plus forte qu'avec un IF. Les auteurs expliquent qu'un focus dirigé vers l'environnement (EF) permet d'augmenter les contributions tactiles vers les zones cérébrales somatosensorielles qui sont étroitement connectées à la zone motrice.

Une autre étude nous délivre des résultats similaires (Zimmermann et al., 2012). Les participants entraînés avec un IF, doivent changer celui-ci pour adopter un EF. Une augmentation de l'activation du cortex prémoteur (PMC) latéral gauche est alors constatée. L'activation serait due au rôle du PMC lors de la planification de l'action qui indique probablement une facilitation des programmes moteurs sélectionnés. À l'inverse, le changement d'un EF vers un IF augmente l'activation du cortex somatosensoriel gauche et du lobule intra-pariétal. Les auteurs penchent sur amplification de l'influence des informations affluentes vers le centre de traitement moteur.

Une étude récente menée par Kuhn et al. (2016) nous permet de mieux comprendre l'activité des réseaux inhibiteurs intracorticaux agissant au sein de M1 selon le FA adopté. L'expérience consiste en une contraction isométrique sous-maximale de l'index droit. Des subSMT et des stimulations doubles chocs sont délivrées afin d'évaluer et de comparer l'excitabilité de circuits inhibiteurs intracorticaux dans M1. L'expérience se déroule en plusieurs phases : dans les deux premières, les participants doivent tenir jusqu'à l'épuisement total (impossibilité de tenir le mouvement) un poids représentant 30 % de leur Fmax individuelle en adoptant un EF ou IF (de manière randomisée). La troisième et quatrième phase consiste à effectuer la même contraction isométrique mais à seulement 10 % de la Fmax. Durant cette contraction volontaire, de la subSMT et des stimulations doubles chocs sont délivrées sur M1.

Les résultats indiquent qu'avec un EF, les participants sont capables de tenir la contraction sous-maximale plus longtemps (le temps jusqu'à l'échec est prolongé). La subSMT induit une suppression de l'EMG plus importante et des SICI augmentés. Les auteurs en concluent que l'activité des circuits inhibiteurs agissant dans M1 peut être modulée instantanément selon le FA adopté.

Tâches biomécaniques identiques avec une activation neuronale différente. Dans une première étude de Lauber et collègues (2012) l'influence des feedbacks sur la performance et sur l'activité motrice corticale lors d'une tâche identique visuo-motrice est analysée. Le but de la tâche consiste en un appui à 30 % de la Fmax sur un appareil, en forme de C inversé et pliable, qui se place entre le pouce et l'index gauche, ou à l'atteinte de l'angle entre ces doigts, correspondant à l'intensité de contraction des 30 %. Les deux feedbacks montrés à l'écran sont soit un feedback visuel de la force produite soit un feedback positionnel de l'angle de l'articulation entre l'index et le pouce. Le temps jusqu'à l'échec (TJE) est mesuré durant ces contractions dirigées soit par la force soit par l'angulation de l'articulation. Les auteurs ont ainsi pu démontrer que le TJE est prolongé lors d'un feedback positionnel par rapport à un feedback de force. Dans un deuxième temps, pour évaluer l'excitabilité corticale selon le motif de la contraction, de la subSMT est appliquée pendant que les sujets effectuent des contractions à 20 % de la Fmax. La subSMT entraîne une suppression de l'EMG du FDI lors des deux tâches. Cette suppression est modulée plus fortement et dure plus longtemps lors d'une contraction dirigée par l'angulation de l'articulation par rapport à celle dirigée par la force. Les signaux EMG ne différant pas au repos, cela indique une activité corticale différente selon le feedback reçu. Les auteurs en concluent que le système nerveux central traite les informations positionnelles et de forces de manière différente. Cela serait soutenu par l'implication de circuits inhibiteurs dans

M1 qui sont plus fortement activés lors d'un feedback positionnel qu'avec un feedback sur la force.

Cette hypothèse est complétée par une autre étude du même auteur Lauber et al. (2013) sur les bases de la même tâche visuo-motrice, mais avec un design légèrement différent : les sujets sont partagés en deux groupes, le premier reçoit uniquement des feedbacks sur la position, le second uniquement sur la force. Néanmoins, le groupe qui reçoit uniquement des feedbacks positionnels croit recevoir des feedbacks sur leur force lors de la moitié des essais. Inversement, le groupe recevant des feedbacks sur la force croit recevoir des feedbacks sur la position lors de la moitié des essais. Les résultats indiquent que le TJE augmente quand les sujets croient recevoir un feedback sur la force exercée. Dans la deuxième partie de la même tâche, des subSMT sont appliquées sur M1 de tous les participants. Les résultats révèlent une augmentation de l'activité corticale lorsque les sujets pensaient recevoir des feedbacks sur la position, indiqués par une inhibition de l'EMG plus grande. Les auteurs en concluent que l'interprétation individuelle des feedbacks influence le comportement moteur et active un centre de contrôle neuronal différent selon le feedback de force ou positionnel.

3 Partie expérimentale

Comme expliqué dans la partie empirique précédente, l'état actuel des recherches indique des améliorations motrices quand un EF est privilégié par rapport à un IF. Le cerveau traite l'information attentionnelle de manière différente selon le FA adopté et active des voies neuromusculaires différentes (Kuhn et al., 2016; Zentgraf et al., 2009; Zimmermann et al., 2012). Cela est démontré lors de tâches de force, où l'EMG, une fois la Fmax atteinte, est inférieure et la production de force intrinsèque supérieure quand on applique un EF au lieu d'un IF (Lohse, 2012; Marchant et al., 2009). De plus, on sait qu'à des pourcentages de la Fmax réduite une plus grande précision est mise en évidence lors d'un mouvement en EF qu'en IF et plus de variabilité y est décelable (Marchant et al., 2011). Ceci est confirmé par les conclusions de Lauber et al. (2013; 2012) dans des expériences portant sur une tâche motrice identique avec des feedbacks différents. Le TJE est affecté par le choix du FA ainsi que le traitement de l'information neuronale. Bien qu'on sache mettre en évidence ces différences entre les FA, les mécanismes neurologiques sous-jacents sont encore peu compris et peu étudiés. Le but de cette étude est de voir si des FA différents peuvent moduler la SI immédiatement et de mieux comprendre les adaptations neurologiques qui en découlent. On présume que la SI et des mécanismes inhibiteurs comme les SICI induits par subSMT ont des mécanismes intracorticaux communs. L'avantage de notre étude est que les consignes données ne varient que très peu et la tâche visuo-motrice est identique pour les deux conditions. L'apport de la SMT permet de mesurer l'excitation cortico-spinale grâce aux PEM induits par SMT à différents moments (repos, prémoteur, phasique et tonique) de planification et de réalisation d'un mouvement balistique de l'index dans deux conditions distinctes (EF et IF). Lors de la partie comportementale de l'expérience (partie 1), on va essayer de comprendre quels sont les paramètres qui changent et comment ces déviations peuvent être expliquées. La cause en est-elle une meilleure synergie entre agoniste et antagoniste (Lohse et al., 2010) ou une coordination neuromusculaire augmentée (Wulf et al., 2010a) ? Dans la deuxième partie, avec l'application de la SMT, on va essayer de démontrer la modulation instantanée et adaptée de la SI lors de l'un ou l'autre FA. Cela en présumant que des FA distincts auront une influence directe sur la modulation corticale des circuits inhibiteurs dans M1 comme démontré chez Kuhn et al. (2016).

Dans la partie expérimentale ci-après, les démarches entreprises sont expliquées. La présentation des analyses des données vise à apporter une meilleure compréhension.

3.1 Méthode

3.1.1 Sujets. Quatorze sujets sains (3 femmes, 22-35 ans) participent à cette étude. Lors de la première partie sans SMT, les sujets sont placés aléatoirement dans deux groupes. Le premier groupe (n = 7) effectue d'abord le EF et ensuite le IF, le second (n = 7) l'inverse. La seconde partie ne contient plus que 12 participants, deux étant exclus, car ne satisfaisant pas aux exigences au niveau du timing de déclenchement du mouvement (phase prémotrice). Les 12 sujets restants sont ensuite testés avec la SMT. Tous les sujets sont exclusivement droitiers et signent, après la lecture du descriptif, une déclaration de consentement pour l'étude. Ils ne souffrent d'aucune maladie neurodégénérative ou de problème orthopédique. Aucune des participantes n'est enceintes au moment de l'expérience.

3.1.2 Mise en place. Pour les deux parties, les sujets sont assis, en position droite, sur une chaise ajustable pour un meilleur confort. Devant eux sont posés deux écrans, qui sont allumés seulement pour la deuxième partie avec la SMT. Le premier écran donne un feedback sur le signal de force du sujet ainsi que le palier à atteindre et les repères temporels de la contraction (cf. *Figure 6*). L'autre écran indique les EMG des muscles, à titre indicatif. Leur main est posée en pronation sur un coussin, de manière à pouvoir aisément appuyer sur le capteur de force avec leur index, sans devoir (trop) stimuler les muscles adjacents. Leur avant-bras droit du sujet repose de manière relâchée, sur la table afin de minimiser les effets de crispation et garantir une concentration augmentée envers le FA et une lucidité musculaire envers la tâche à effectuer. La force du FDI est quantifiée par une plateforme (AMTI MC3A-500, Watertown, MA, USA). Cela nous permet, dans un premier temps, de mesurer la Fmax du FDI des sujets et par la suite de mettre en évidence les différences entre les foci attentionnels au niveau de cette Fmax. Dans un second temps, lors de l'application de la SMT, le sujet peut voir les 10 % de Fmax et les ajuster si nécessaire grâce au feedback visuel de l'écran.

Design. Pour les deux parties de cette étude, le même groupe de sujets passe par les deux conditions différentes (repeated-mesures design) soit le EF et le IF. Dans un premier temps on mesure la Fmax des sujets en leur demandant d'appuyer 3 fois sur la plateforme sans aucun FA. Pour atteindre leur Fmax, les sujets doivent augmenter leur force graduellement, de zéro au maximum, en un délai de trois secondes dès l'audition d'un bip sonore. Les participants ne bénéficient d'aucun feedback quant à leur force durant tout le premier bloc. Leur valeur maximale nous sert à fixer le seuil de 10 % de la Fmax, force à laquelle les sujets doivent appuyer et maintenir la pression lors du second bloc de l'expérience. Lors du premier bloc, on compare

la Fmax lorsque les sujets reçoivent des instructions verbales relatives à un EF ou à un IF. Les séries sont séparées par une pause de 3 à 5 minutes. Les instructions relatives aux FA sont expliquées dans la partie : *Manipulations cognitives : instructions verbales*.

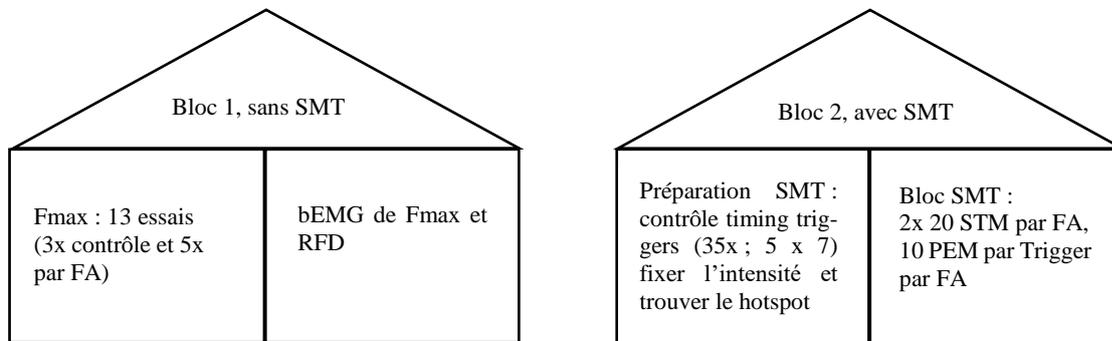


Figure 6. Schéma de l'expérience séparée en deux blocs. Le premier sans stimulation magnétique transcranienne (SMT), le deuxième avec. Dans le premier bloc, on analyse la Fmax sans condition ainsi qu'avec un FA ou l'autre. On analyse le background électromyogramme (bEMG) et la courbe de développement de la force (RFD) pour voir s'il y a une différence selon le FA. Dans le second bloc, les préparations SMT sont réalisées et on stimule finalement le sujet pour voir comment les muscles réagissent en fonction du timing de la stimulation (TRG) et du focus attentionnel adopté.

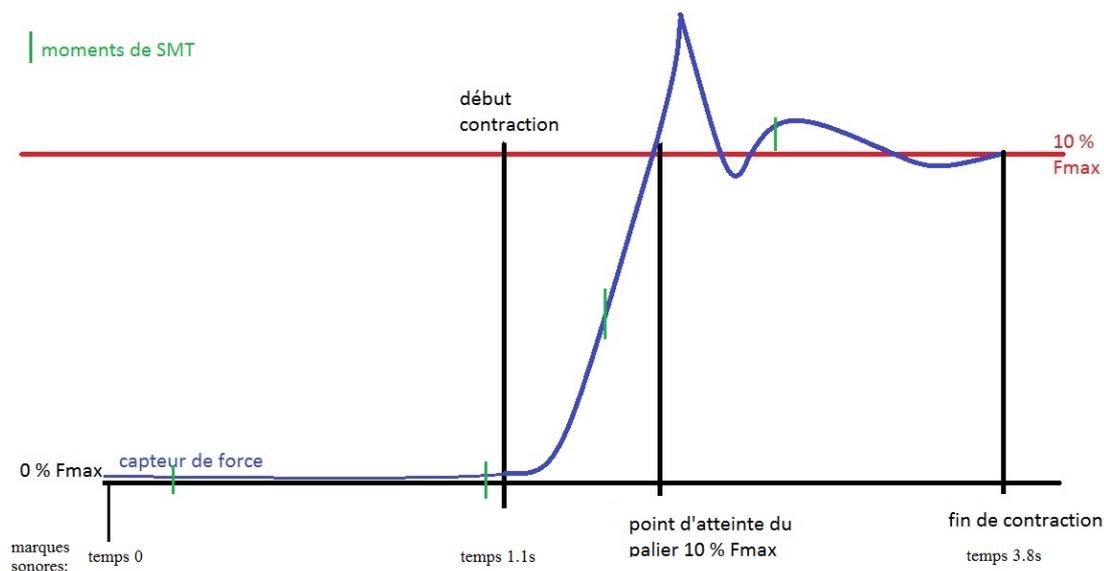


Figure 7. Schéma de la tâche motrice durant le second bloc de l'expérience. En bleu la courbe de développement de force d'un sujet. En rouge, les 10 % de la Fmax du sujet. En vert les 4 triggers (TRG) durant lesquels une stimulation peut être administrée. Les sujets ne savent jamais quand une stimulation leur sera administrée. En dessous figurent les marques sonores qui indiquent au sujet de se préparer (0), de débuter la contraction (1.1s) et de terminer la contraction (3.8s). Le but du sujet est de franchir ses 10 % entre les deux lignes verticales et de maintenir cette force jusqu'au bip final (3.8s).

Durant la seconde partie, la SMT est appliquée à différents moments (cf. Figure 7, en vert) lors de la réalisation de la tâche balistique motrice du FDI. Les stimulations supraSMT sont délivrées sur M1 à 140 % du seuil moteur de repos (supraSMT) de manière à induire une réponse musculaire. Les participants gardent le même ordre randomisé que lors du premier bloc. Des

impulsions sont dispensées lorsque le sujet ne fait rien (condition contrôle), se prépare à appuyer (phase prémotrice), appuie de manière phasique ou tonique sur le capteur de force en se concentrant et en adoptant un EF ou un IF. Ils peuvent à tout moment fixer l'écran en face d'eux pour avoir un feedback de la force exercée et du mouvement en rapport aux 10 % de la Fmax qu'ils doivent atteindre et maintenir.

Présentation des feedbacks du foci attentionnels. En ce qui concerne le premier bloc, durant l'appui balistique de l'index, aucun feedback concernant la force ne leur est donné. Ceci pour vérifier s'il y a des différences entre les essais de Fmax entre les deux conditions. L'instruction de la condition est donnée verbalement avant le bloc correspondant des cinq appuis. Lors du second bloc, une ligne rouge indique les 10 % de leur Fmax à atteindre et maintenir (cf. *Figure 7*, en rouge). Le premier bip signifie le début de l'essai. Les sujets se préparent à appuyer. Un deuxième bip leur indique le commencement de la contraction active et l'appuie avec le FDI. Un bref délai d'environ 100-150 ms, correspondant au temps de réaction d'un sujet, sert de marge pour coordonner la marque sonore et le mouvement du sujet. Le mouvement est maintenu jusqu'à l'audition de la double marque sonore (bip-bip) marquant la fin de la contraction. Le but est d'atteindre le plus rapidement possible les 10 % de la Fmax entre les deux lignes verticales (cf. *Figure 7*) pour que le timing des stimulations soit coordonné aux mouvements. Le sujet peut à tout moment bénéficier du feedback en temps réel sur l'écran et doit en même temps focaliser son attention selon la condition (EF ou IF).

Manipulations cognitives : instructions verbales. Les instructions peuvent avoir une certaine influence (Halperin et al., 2016b). Même des petits changements de quelques mots peuvent faire dévier l'attention. Pour assurer une reproductibilité, les mêmes consignes, au mot près, sont lues aux participants lors des deux blocs de l'expérience. De plus, lors des longues séries de SMT du second bloc, un rappel régulier de la condition est effectué (toutes les 30 secondes). Les deux types d'instructions données aux participants sont les suivantes :

Pour un *EF* : « applique de la pression sur la plateforme mesurant la force, pour que la ligne sur l'écran monte le plus vite possible entre les deux curseurs verticaux. »

Pour un *IF* : « contracte tes muscles du doigt de telle manière, que la ligne sur l'écran monte le plus vite possible entre les deux curseurs verticaux. »

3.1.3 Procédure.

Enregistrement EMG. Pour un enregistrement qualitatif de l'EMG, la peau est préparée comme décrit au paragraphe 2.3.2 *Préparation de la peau*. Des électrodes bipolaires de surface Ag/AgCl (Blue sensor P, Ambu, Bad Nauheim, Germany) sont placées sur la peau avec 1 cm

de distance entre elles, sur chaque muscle cible de la main droite soit le FDI, l'APB et l'ADM. Une électrode est aussi mise sur l'excroissance de l'os ulnaire de l'avant-bras droit, en guise de référence. Les enregistrements EMG sont amplifiés (avec un facteur 1000), filtrés avec un filtre passe-bande (Butterworth 10 – 1000 Hz) avec une fréquence d'échantillonnage à quatre kHz. Le filtre passe-bande aide à enlever l'offset de l'EMG dû aux artefacts provoqués par SMT. Toutes les données sont mesurées et enregistrées sur ordinateur en utilisant le programme IMAGO (Pfitec Biomedical Systems, Endingen, Germany) pour l'analyse hors-ligne.

SMT. Lors du second bloc, la SMT est appliquée sur M1 en utilisant le stimulateur MagVenture Pro stimulator (MagVenture Inc., Atlanta, GA, USA) avec une bobine de type figure-en-huit (MagVenture D-B80). Pour stimuler, il faut trouver la position idéale (hotspot) où après la stimulation une réponse dans le FDI ainsi que dans l'ADM de la main droite surviennent. La recherche du hotspot commence sur le milieu du crâne plus ou moins sur le vertex. Étape par étape, on éloigne la bobine du vertex jusqu'à l'obtention d'un PEM dans le FDI et l'ADM. La bobine est orientée de manière postéro-antérieure avec un angle latéro-médial d'environ 45°. Il est important de garder la bobine tangentiellement sur la région du scalp visée pour induire une réponse (Valero-Cabré et al., 2011). L'emplacement du hotspot est marqué grâce au système de neuronavigation (Polaris Optical Tracking Systems, NDI Medical, Waterloo, Canada). Grâce à ce système, une stimulation précise au même endroit de M1 peut donc être reproduite grâce à cette localisation de la bobine relative à la tête du sujet. Durant toute l'expérience, l'expérimentateur se concentre sur ces marques de neuronavigation pour une stimulation précise. Une fois le hotspot, il faut déterminer le seuil moteur de repos pour pouvoir trouver l'intensité idéale des stimulations. Le seuil moteur de repos est mesuré sans aucune activité EMG des muscles de la main droite (FDI, APB et ADM). Comme expliqué plus haut sous 2.2.5 *Seuils moteur*, il correspond à l'intensité la plus basse avec laquelle cinq sur dix stimulations consécutives provoquent un PEM autour des 50 μ V. Le seuil moteur de repos trouvé, l'intensité est multipliée par un facteur de 1.4.

3.1.4 Expérience 1, bloc sans SMT.

Fmax. Dans la première partie de l'expérience les différences concernant la Fmax de l'index (muscle FDI) avec un EF ou un IF sont mesurées. Lors de leurs trois premiers essais, la Fmax sans condition est mesurée. Ensuite, dans un ordre randomisé, cinq essais en EF ou en IF, suivis des cinq essais avec la deuxième condition sont réalisés. Les consignes induisant le EF incitent le sujet à se focaliser sur l'appui sur la plateforme de force. A l'inverse, avec un IF le sujet doit diriger sa concentration vers le muscle FDI. Des pauses de 3 à 5 minutes sont faites entre chaque

bloc d'appui, afin de ne pas induire un effet de fatigue, pouvant avoir un impact sur la Fmax. Les deux valeurs analysées pour cet exercice sont la moyenne des 5 Fmax pour l'une ou l'autre condition ainsi que la valeur maximale (le meilleur essai) selon le FA.

BEMG. Les données bEMG des trois muscles cibles, (FDI, l'APB et l'ADM) sont enregistrées afin de quantifier les différences excitatrices agissant sur un muscle selon la condition adoptée (EF vs IF) lors de l'appui du FDI. Toutes ces mesures sont effectuées lors des essais de la Fmax. Cela nous permet de comparer les bEMG des muscles durant un FA ou l'autre et d'apercevoir des différences afin de mieux comprendre le traitement des informations neuronales induisant une excitation ou inhibition dans M1.

RFD. La courbe de développement de la force Fmax est analysée en essayant de la fragmenter en différents paliers pour voir si l'augmentation graduelle diffère d'une condition à l'autre. Le plus petit palier comprend un intervalle de temps de 10ms, le plus grand 200ms.

3.1.5 Expérience 2, bloc avec SMT. Durant le second bloc, la SMT est appliquée sur les sujets à 140 % d'intensité de leur seuil moteur de repos. Ces stimulations sont déclenchées à différents moments de la tâche balistique du FDI, afin d'y mesurer des variations de SI. Ces différents timings de stimulation (Triggers [TRG]) correspondent à différentes phases du mouvement volontaire. Il y a un premier TRG de contrôle, où le muscle primaire est au repos. Un deuxième TRG lors de la phase prémotrice du muscle où beaucoup de SI est attendue d'après les recherches antérieures (Beck et al., 2008). Les deux derniers TRG (trois et quatre) influencent respectivement la phase phasique et la phase tonique de la contraction volontaire (cf. *Figure 5*, marques vertes). Ces quatre TRG sont déterminés parmi sept TRG initiaux. En effet, ceux amenant les réponses les plus importantes pour les phases prémotrice et phasique, par sujet, sont gardés. Les sujets effectuent ensuite 2 x 20 stimulations dans chaque condition (EF et IF). Les PEM de chaque muscle FDI, APB et ADM sont enregistrés pour pouvoir les analyser par leurs amplitudes PP et y déceler des différences de SI, selon les TRG et, surtout, selon les foci adoptés. De plus, les bEMG avant la SMT sont analysés pour s'assurer du niveau d'activité musculaire identique pour l'un ou l'autre FA. Des différences initiales (avant SMT) des bEMG influenceraient l'amplitude PP des PEM et ne reflèteraient pas le taux de SI. Les mêmes consignes de focalisation du bloc 1 sont conservées.

3.1.6 Analyse des données. Pour toute l'analyse des données, le programme R studio version 3.2.4 (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) est utilisé. Le seuil de significativité est fixé à $p \leq 0.05$. Toutes les données sont rapportées en moyenne \pm écart-type de la

moyenne. Avant de comparer les variables entre elles, une analyse de répartition de celles-ci est effectuée en utilisant le test de Shapiro-Wilk. Dans le second bloc, les signaux de l'EMG et des PEM sont traités avec le programme MATLAB (R2015b, MathWorks, Natick, MA).

Expérience 1, bloc sans SMT.

Fmax. Les deux moyennes des 5 F_{max} sont comparées entre la condition EF et IF grâce à un t -test de Student apparié pour y déceler des différences. Un autre t -test apparié est réalisé avec les moyennes du meilleur essai pour les deux conditions (EF et IF).

BEMG. Pour les bEMG, la moyenne des 5 essais de F_{max} par FA (EF et IF) sont comparés pour les trois muscles (FDI, APB et ADM). L'analyse du bEMG est faite grâce à la racine carrée moyenne (cf. *Racine carrée de la moyenne et filtration des données*). Un t -test apparié est ensuite appliqué pour nous permettre de constater des différences entre les deux foci selon le muscle.

RFD. Comme dans les deux cas précédents, une moyenne des valeurs EF et IF, englobant tous les participants, selon le FA, est effectuée pour chaque palier. Grâce à cela, un t -test apparié peut être réalisé pour comparer les deux FA par palier. L'objectif étant de voir si les participants augmentent de différente manière leur rfd lors d'un focus ou de l'autre.

Expérience 2, avec SMT. Une rANOVA (2 x 4) est réalisée afin de comparer les points suivants : l'effet de la variation du FA sur deux niveaux (EF et IF), l'effet du timing (TRG) de stimulation sur 4 niveaux (contrôle, TRG1 ; pré-moteur, TRG2 ; phasique, TRG3 ; et tonique, TRG4) et finalement l'interaction des effets couplés entre les FA et les TRG. Les analyses sont menées grâce aux PEM provoqués par SMT dans les trois muscles (APB, ADM et FDI). Le test de sphéricité de Mauchly est ensuite appliqué. En cas de significativité de celui-ci, les degrés de liberté sont corrigés avec la méthode de Greenhouse-Geisser. En cas d'interactions significatives entre les différents effets, soit au niveau des 4 TRG ou des interactions des effets couplés, un test post-hoc de correction Benjamini-Hochberg est appliqué.

Les mêmes analyses sont menées sur les bEMG des trois muscles pour s'assurer que le niveau d'activation initial dans les muscles ne diffère pas avant les stimulations. Cela dans le but d'avoir des différences dues uniquement aux PEM, reflétant l'état d'excitabilité corticale, et pas influencées par l'activation initiale différente dans les muscles.

3.2 Résultats

3.2.1 Expérience 1, bloc sans SMT

Fmax. En moyenne, les sujets obtiennent une Fmax significativement supérieure ($p \leq 0.01$) en considérant la moyenne des 5 Fmax lorsqu'ils adoptent un EF (38.44 ± 12.24 N) comparé à un IF (34.75 ± 13.65 N ; voir *Figure 8*). Les participants développent plus de force avec l'index lorsqu'ils reçoivent des instructions verbales relatives à un EF comparé à un IF.

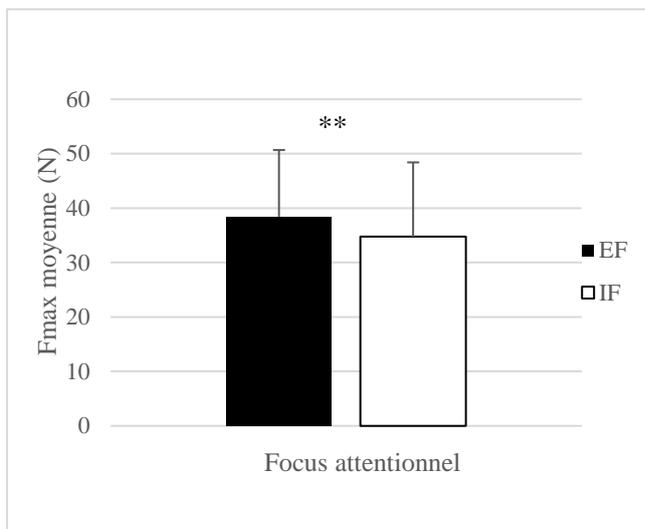


Figure 8. Le focus attentionnel externe (EF ; 38.44 ± 12.24 [N]) est significativement supérieur ($p = 0.002$) au focus attentionnel interne (IF ; 34.75 ± 13.65 [N]) quand il s'agit d'exercer une force maximale (Fmax) sous des conditions attentionnelles différentes. Les sujets ont un pic de force moyenne plus élevé sur 5 essais lors de la condition EF.

En ce qui concerne la Fmax absolue, un EF (43.98 ± 14.76 N) amène significativement ($p \leq 0.001$) un gain de force par rapport à un IF (38.35 ± 13.54 N ; voir *Figure 9*).

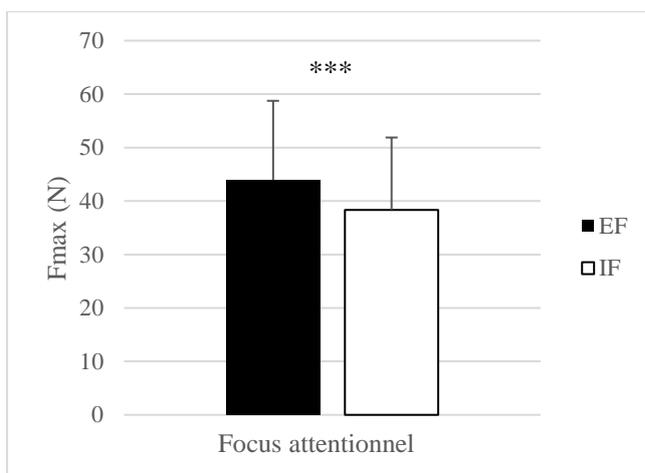


Figure 9. La condition de focalisation externe (EF ; 43.98 ± 14.76 N) est significativement supérieure ($p \leq 0.001$) par rapport à la condition de focalisation interne (IF ; 38.35 ± 13.54 N). Cela indique une force maximale (Fmax) plus élevée quand un EF est adopté.

BEMG. Le bEMG, durant les Fmax, est plus petit ($p = 0.028$) dans le muscle APB lorsque les sujets utilisent un EF (0.06 ± 0.05 mV) comparé à un IF (0.08 ± 0.08 mV ; voir *Tableau 2* et *Figure 10*). Dans les deux autres muscles (ADM et FDI), aucune différence significative n'apparaît.

Tableau 2

Le background électromyogramme (bEMG) des différents muscles lors des essais de force maximale (Fmax)

Muscle	ADM		APB		FDI	
	EF	IF	EF	IF	EF	IF
Mean \pm SEM	0.037	\pm 0.039	\pm 0.060	\pm 0.084	\pm 0.364	\pm 0.330
	0.018	0.024	0.053	0.075	0.235	0.217
<i>p</i> -value	0.606		0.028		0.141	

Note. Données des trois muscles analysés : l'abductor pollicis brevis (APB), l'abductor digiti minimi (ADM) et le first dorsal interosseus (FDI) pour la condition de focalisation externe (EF) et la condition interne (IF). Les données en millivolts affichent la moyenne (mean) \pm la moyenne de l'écart type (SEM). L'unique muscle démontrant une interaction significative est l'APB ($p = 0.028$).

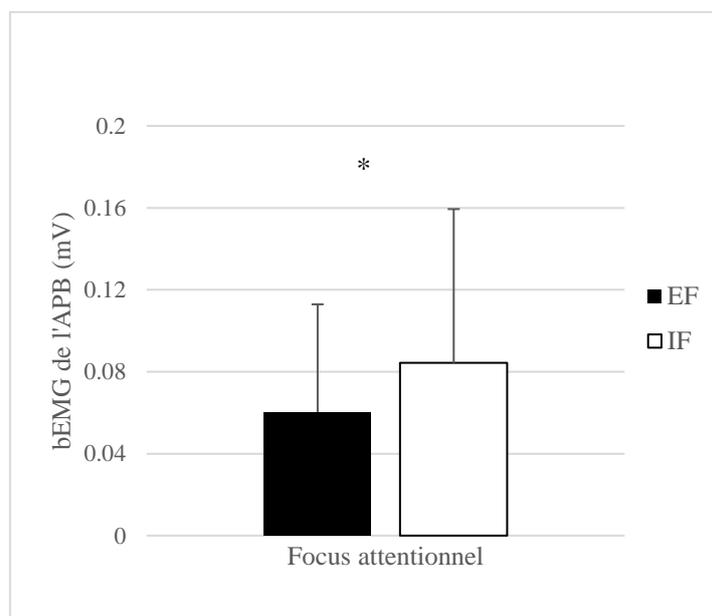


Figure 10. Le background électromyogramme (bEMG) en millivolts (mV) du muscle abductor pollicis brevis (APB) est le seul significativement différent ($p = 0.028$) lors d'un focus attentionnel externe (EF) qu'un focus attentionnel interne (IF).

RFD. L'analyse du développement de la courbe de force ne nous permet pas d'obtenir des données significatives excepté pour le premier palier de 0-10ms (cf. *Tableau 3*).

Tableau 3
Courbe de développement de force (rate of force development [RFD])

Paliers (ms)	Conditions (EF vs IF)	Mean \pm SEM	p-values
0-10	EF	72.46 \pm 44.75	0.017*
	IF	47.57 \pm 26.58	
0-30	EF	79.83 \pm 62.87	0.109
	IF	54.54 \pm 34.38	
0-50	EF	94.95 \pm 83.58	0.136
	IF	62.60 \pm 41.60	
0-100	EF	113.83 \pm 95.51	0.105
	IF	74.04 \pm 53.38	
0-200	EF	95.61 \pm 66.88	0.180
	IF	73.66 \pm 60.70	
0-peak	EF	63.35 \pm 46.83	0.373
	IF	52.64 \pm 34.34	
peak-T1	EF	183.99 \pm 124.50	0.164
	IF	142.56 \pm 124.50	
Peak-T2	EF	156.35 \pm 119.80	0.215
	IF	118.74 \pm 81.06	
Peak-T3	EF	135.56 \pm 100.81	0.225
	IF	104.54 \pm 77.68	
Peak-T4	EF	221.91 \pm 115.85	0.135
	IF	180.70 \pm 93.25	

Note. Ce tableau est divisé en paliers indiqués sur la première ligne. Les valeurs (en Newtons/seconde) sont représentées en moyennes (mean) \pm la moyenne de l'écart type (SEM) de tous les sujets par palier et par condition attentionnelle (focus externe (EF) vs focus interne (IF)). Dans la dernière ligne figurent les représentations des valeurs *p*. Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$. Le premier palier est le seul à être significativement différent lors d'une condition attentionnelle ou l'autre. Une attention particulière lui sera accordée dans la discussion.

3.2.2 Expérience 2, bloc avec SMT

PEM des muscles adjacents. Les PEM des muscles adjacents sont présentés dans l'ordre suivant : l'effet de la condition (EF vs IF), l'effet du timing (TRG) et finalement les effets couplés de l'interaction entre le focus et le timing. Les PEM reflètent l'état d'excitabilité corticale due à la SMT.

APB. L'analyse des effets des foci sur les PEM n'indique pas de relation significative pour l'APB $F((1,11) = 3.75, p = 0.07, \eta^2 = 0.002)$. L'analyse de l'effet des timings sur les PEM démontre des différences significatives $F((1.92,21.15) = 9.31, p = 0.0014, \eta^2 = 0.09)$. Ces différences entre les TRG, calculées par le test post-hoc de Benjamini-Hochberg, sont représentées dans le *Tableau 4*. Les interactions entre les effets couplés (FA et timings de stimulation) révèlent des différences significatives $F((3,33) = 7.19, p \leq 0.001, \eta^2 = 0.01)$. Ces différences sont consultables dans la *Figure 11* ainsi que dans le *Tableau 5*.

Tableau 4

Différences entre les différents triggers (TRG) lors des potentiels évoqués moteur (PEM) de l'APB

	TRG2	TRG3	TRG4
TRG1	0.001***	0.047*	0.001***
TRG2		0.112	0.001***
TRG3			0.001***

Note. Les différences entre les différents timings de stimulation (TRG 1-4) du muscle abductor pollicis brevis (APB) calculées avec un test post-hoc Benjamini-Hochberg (BH). Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p . Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

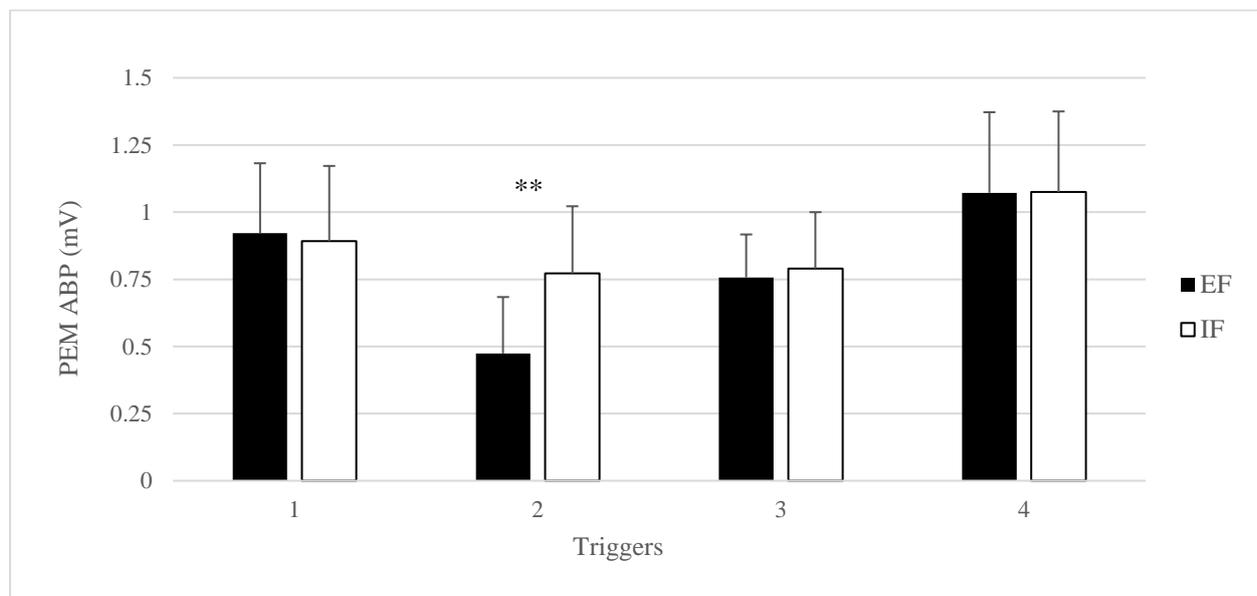


Figure 11. Les potentiels évoqués moteur (PEM) en millivolts (mV) du muscle abductor pollicis brevis (APB) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4). On constate une relation significative entre le trigger 2 EF et IF ($p = 0.005$).

Tableau 5

Différences entre les foci attentionnels et les triggers (TRG) lors de potentiels évoqués moteur (PEM) de l'APB

	EF1	EF2	EF3	EF4	IF1	IF2	IF3
EF 2	0.002**						
EF3	0.104	0.219					
EF4	0.009**	0.002**	0.035*				
IF1	0.47	0.005**	0.219	0.004**			
IF2	0.010**	0.005**	0.983	0.005**	0.426		
IF3	0.178	0.046*	0.158	0.031*	0.390	0.459	
IF4	0.032*	0.002**	0.035*	0.463	0.008**	0.008**	0.031*

Note. Un focus externe (EF) et un focus interne (IF) sont les deux conditions. Les chiffres suivant la condition correspondent à l'instant de la stimulation (TRG ; 1-4). Il y a beaucoup de différences significatives entre les conditions et les TRG. Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p évaluée par le test post-hoc Benjamini-Hochberg du muscle abductor pollicis brevis (APB). Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

ADM. L'analyse de l'influence des FA adoptés sur les valeurs PEM de l'ADM n'indiquent aucune interaction significative $F((1,11) = 0.75, p = 0.41, \eta^2 = 0.0013)$. Les effets des différents timings de stimulation sur les PEM ne démontrent pas non plus d'interactions significatives $F((1.53,16.87) = 0.439, p = 0.6, \eta^2 = 0.004)$. Les effets couplés entre la condition de focalisation et le timing de stimulation ne démontrent pas de significativité. Les valeurs obtenues sont les suivantes $F((1.65,18.18) = 0.88, p = 0.41, \eta^2 \leq 0.001)$. La Figure 12 donne un aperçu de ces effets entre les conditions couplées aux triggers.

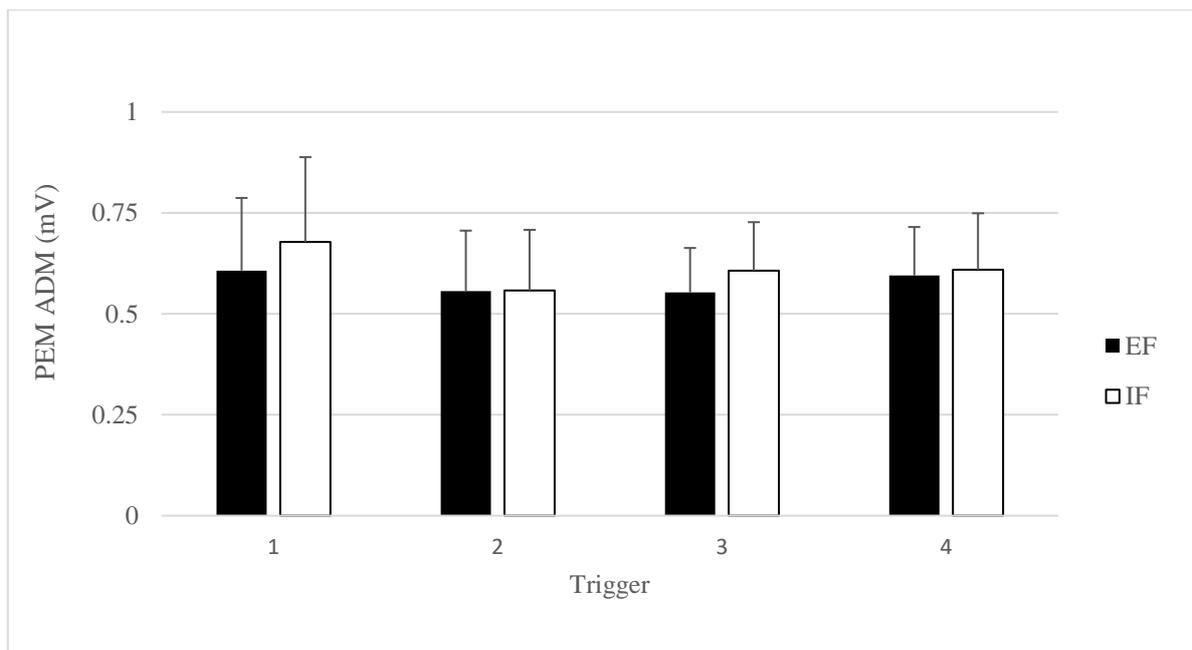


Figure 12. Les potentiels évoqués moteur (PEM) en millivolts (mV) du muscle abductor digiti minimi (ADM) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4).

PEM du muscle primaire. Dans cette partie concernant uniquement le FDI, qui est le muscle primaire (agoniste) de la tâche, l'analyse des effets de focalisation, des effets des différents timings de stimulation ainsi que des effets couplés entre la condition de focalisation et le timing de stimulation sont analysés à travers les PEM.

FDI. L'analyse des effets de la focalisation sur les PEM ne révèle pas d'interaction significative $F((1,11) = 0.01, p = 0.92, \eta^2 \leq 0.001)$. Les effets des différents triggers sur les PEM permettent de mettre en évidence une significativité, correspondant à $F((2.04,22.40) = 12.61, p \leq 0.001, \eta^2 = 0.16)$. Les indications des différents seuils de significativité des triggers figurent dans le *Tableau 6*. Les effets couplés de la focalisation attentionnelle et du timing de stimulation ne révèlent aucune interaction significative par leur PEM $F((3,33) = 2.82, p = 0.054, \eta^2 = 0.005)$. La *Figure 13* démontre ces effets couplés. Les représentations des valeurs p sont consultables dans les *Tableau 7*.

Tableau 6

Différences entre les différents triggers (TRG ; 1-4) lors de la mesure des potentiels évoqués moteur (PEM) du FDI

	TRG2	TRG3	TRG4
TRG1	0.007**	0.001***	0.001***
TRG2		0.001***	0.001***
TRG3			0.001***

Note. Les différences entre les différents timings de stimulation (TRG 1-4) du first dorsal interosseus (FDI) calculées avec un test post-hoc Benjamini-Hochberg (BH). Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p . Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

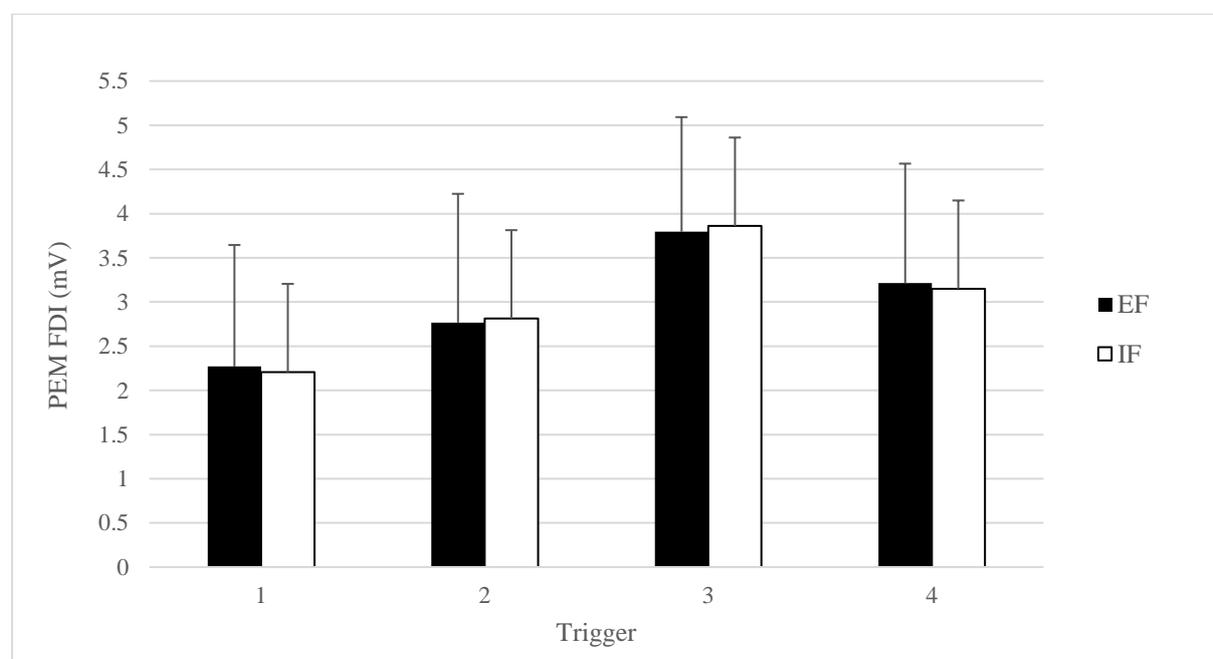


Figure 13. Les potentiels évoqués moteur (PEM) en millivolts (mV) du muscle first dorsal interosseus (FDI) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4).

Tableau 7

Différences entre les foci attentionnels et les triggers (TRG) lors des potentiels évoqués moteur (PEM) du FDI

	EF1	EF2	EF3	EF4	IF1	IF2	IF3
EF 2	0.122						
EF3	0.009**	0.015*					
EF4	0.020*	0.017*	0.038*				
IF1	0.275	0.083	0.009**	0.015*			
IF2	0.087	0.387	0.015*	0.020*	0.051		
IF3	0.009**	0.012*	0.413	0.020*	0.009**	0.012*	
IF4	0.035*	0.038*	0.034*	0.156	0.020*	0.045*	0.017*

Note. Un focus externe (EF) et un focus interne (IF) sont les deux conditions. Les chiffres suivant la condition correspondent à l'instant de la stimulation (TRG ; 1-4). Il y a beaucoup de différences significatives entre les conditions et les TRG. Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p évaluée par le test post-hoc Benjamini-Hochberg sur le first dorsal interosseus (FDI). Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

BEMG des muscles adjacents. La partie suivante concerne les bEMG analysés pour l'APB et l'ADM. Les mêmes analyses que pour les PEM sont effectuées : les effets des deux niveaux de focalisation (EF vs IF), les effets des différents timings de stimulation sur 4 niveaux et finalement les effets couplés entre les conditions et les différents timings. Les bEMG sont analysés pour s'assurer que le niveau initial d'activation des muscles avant la SMT sont semblables lors de toutes les conditions. Ceci pour exclure des différences des PEM dues aux bEMG différents avant la tâche et mettre en évidence l'excitabilité corticale différente après les SMT.

APB. L'analyse des FA et leurs effets sur les bEMG ne révèle aucune interaction significative $F((1,11) = 2.29, p = 0.16, \eta^2 = 0.004)$. De même pour les timings de stimulation lors de l'analyse des bEMG $F((1.32,14.52) = 0.87, p = 0.40, \eta^2 = 0.02)$ ainsi que pour les interactions entre les effets couplés (condition et trigger) $F((1.56,17.17) = 0.66, p = 0.49, \eta^2 = 0.002)$. Les détails des interactions des effets couplés sont relevés dans la *Figure 14*.

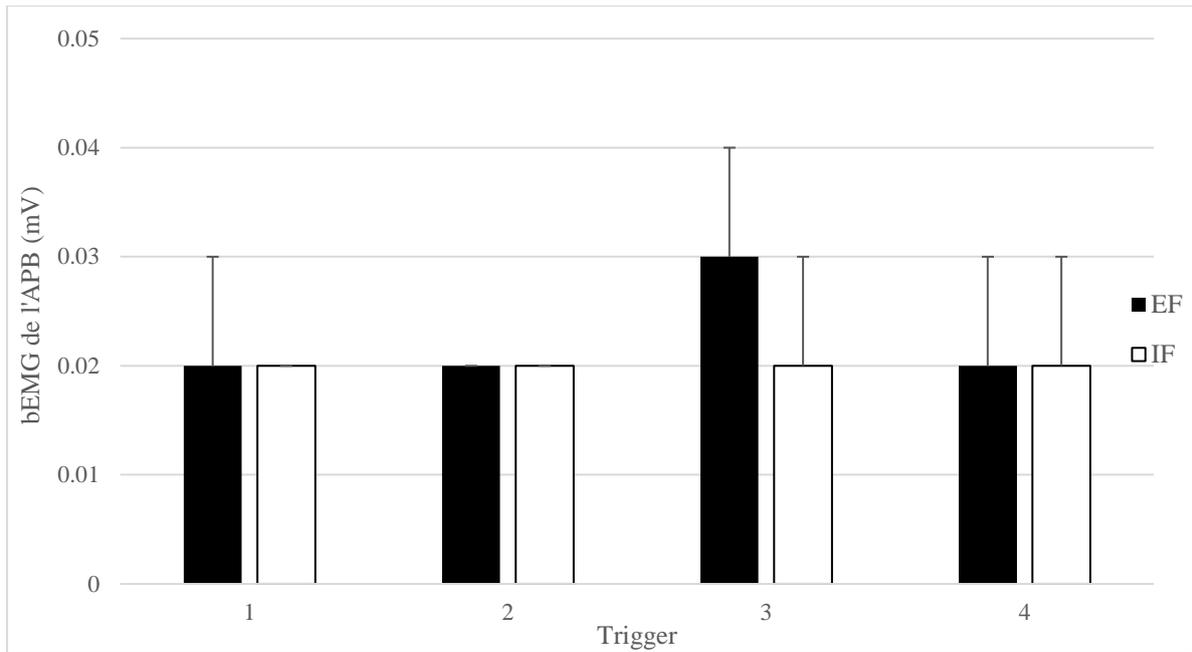


Figure 14. Les background électromyogrammes (bEMG) en millivolts (mV) du muscle abductor pollicis brevis (APB) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4).

ADM. L'analyse des bEMG de l'ADM ne permet pas de mettre en évidence des différences significatives au niveau des effets des conditions de focalisation $F((1,11) = 0.01, p = 0.92, \eta^2 \leq 0.001)$. Les bEMG lors de l'interaction des différents timings de stimulation ne démontrent aucune significativité $F((3,33) = 0.95, p = 0.43, \eta^2 = 0.003)$. Les effets couplés entre les conditions de FA et les TRG ne sont pas non plus significatifs $F((1.26,13.81) = 1.33, p = 0.28, \eta^2 = 0.007)$. Les détails des interactions des effets couplés sont consultables dans la Figure 15.

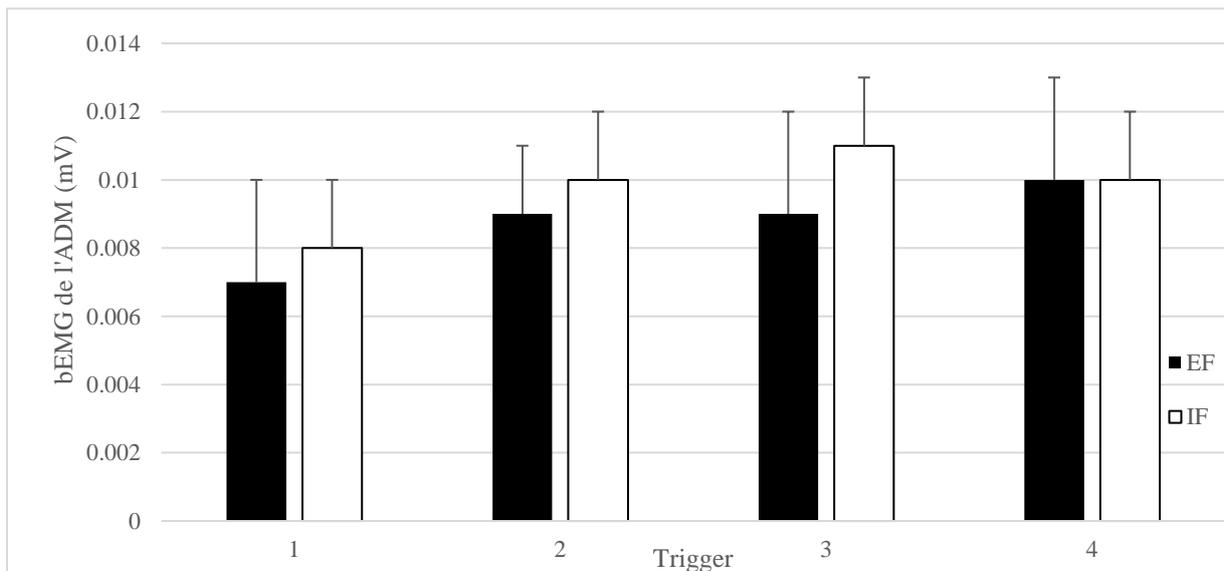


Figure 15. Les background électromyogrammes (bEMG) en millivolts (mV) du muscle abductor digiti minimi (ADM) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4).

BEMG du muscle primaire. Dans la partie suivante les bEMG du muscles agoniste FDI sont analysés avant l’application de la SMT. Les analyses portent sur : les effets des deux niveaux de focalisation (EF vs IF), les effets des quatre différents timings de stimulation et finalement les effets couplés entre les conditions et les différents timings de stimulation.

FDI. Les effets des deux différentes conditions de focalisation ne démontrent aucune interaction significative $F((1,11) = 1.78, p = 0.21, \eta^2 \leq 0.001)$. Les effets des différents timings de stimulation en revanche démontrent des différences significatives de l’ordre de $F((1.49,16.42) = 14.37, p \leq 0.001, \eta^2 = 0.29)$ (cf. *Tableau 8*). Les effets couplés (conditions et timings de stimulation) ne permettent pas de mettre en évidence des différences significatives $F((3,33) = 1.36, p = 0.27, \eta^2 = 0.0017)$. Plus d’informations sur les taux de significativité sont notées dans la *Figure 16* et le *Tableau 9*.

Tableau 8

Différences entre les différents triggers (TRG ; 1-4) lors de la mesure des background électromyogrammes (bEMG) du FDI

	TRG2	TRG3	TRG4
TRG1	0.019*	0.001***	0.001***
TRG2		0.001***	0.003**
TRG3			0.001***

Note. Les différences entre les différents timings de stimulation (TRG 1-4) du first dorsal interosseus (FDI) calculées avec un test post-hoc Benjamini-Hochberg (BH). Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p . Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

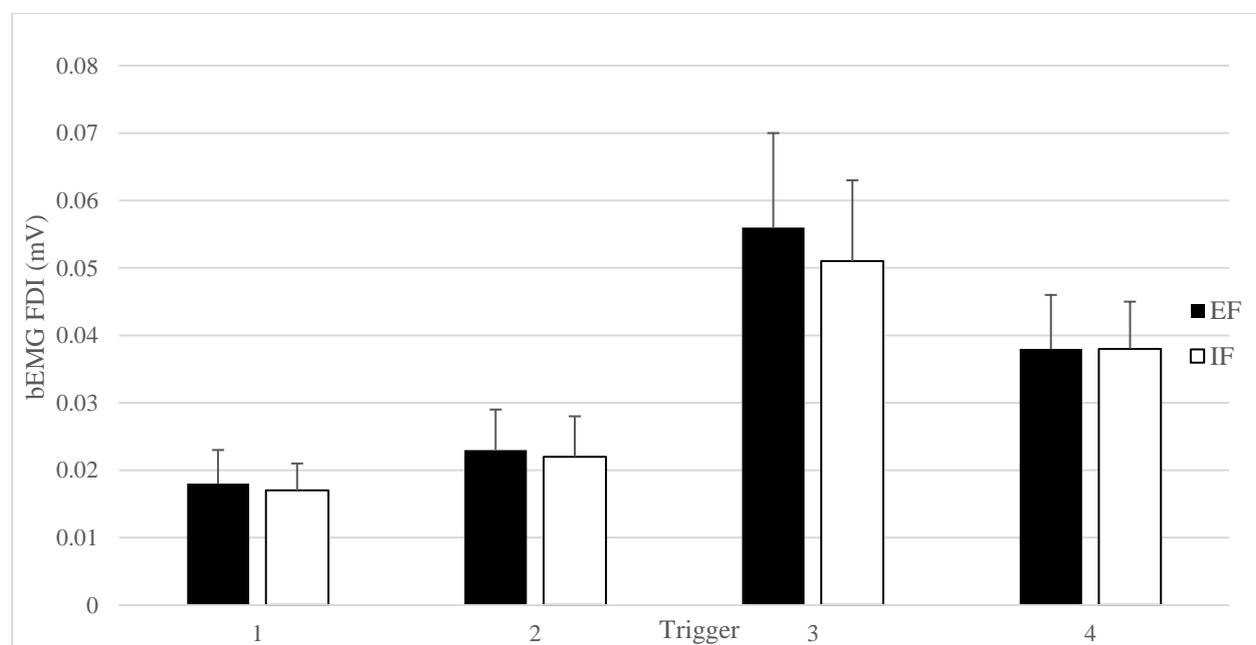


Figure 16. Les background électromyogrammes (bEMG) en millivolts (mV) du muscle first dorsal interosseus (FDI) selon la condition de focalisation (externe[EF] vs interne [IF]) et selon les triggers (TRG ; 1-4).

Tableau 9

Différences entre les foci attentionnels et les triggers (TRG) lors des background électromyogrammes (bEMG) du FDI

	EF1	EF2	EF3	EF4	IF1	IF2	IF3
EF2	0.227						
EF3	0.008**	0.011*					
EF4	0.008**	0.035*	0.010**				
IF1	0.295	0.155	0.008**	0.008**			
IF2	0.096	0.272	0.010**	0.035*	0.076		
IF3	0.008**	0.008**	0.221	0.008**	0.008**	0.008**	
IF4	0.009**	0.080	0.010**	0.403	0.008**	0.091	0.008**

Note. Un focus externe (EF) et un focus interne (IF) sont les deux conditions. Les chiffres suivant la condition correspondent à l'instant de la stimulation (TRG ; 1-4). Il y a beaucoup de différences significatives entre les conditions et les TRG. Les données du tableau sont des représentations de la valeur de significativité p évaluée par le test post-hoc Benjamini-Hochberg (BH) sur le first dorsal interosseus (FDI). Les seuils de significativité correspondent à : * pour $p \leq 0.05$; ** pour $p \leq 0.01$ et *** pour $p \leq 0.001$.

4 Discussion

L'étude menée évalue le timing de la SI et les adaptations des modulations corticales en réponse à un FA interne ou externe. Cela dans tous les muscles analysés : l'APB, l'ADM et le FDI. Cette étude est dans la continuité de celle de Kuhn et collègues (2016) ayant mis en évidence différentes adaptations neurologiques instantanées dans le muscle agoniste FDI, modulées par les circuits inhibiteurs intracorticaux, lors d'un EF par rapport à un IF. Le but de cette étude est de voir si les adaptations neurologiques, soutenues par les FA et les circuits inhibiteurs intracorticaux, sont instantanément modulées lors de la SI. La modulation instantanée de la SI permettrait de la rapprocher des circuits inhibiteurs intracorticaux, les deux partageant des mécanismes communs et permettant de moduler différemment la réponse musculaire lorsqu'un EF est privilégié par rapport à un IF.

4.1 La focalisation attentionnelle différente modifie-t-elle la performance ?

4.1.1 La Fmax. La première partie de l'expérience démontre des différences lors de la mesure de la Fmax entre un EF et un IF, les sujets atteignant des Fmax absolues plus élevées ainsi que des moyennes de pics de force supérieurs lors de la condition EF. Cela confirme les connaissances actuelles sur le EF induit par des instructions verbales résumées dans la partie : *2.4 Focus attentionnel interne versus focus attentionnel externe*. L'analyse de l'adoption d'un FA lors d'une tâche de Fmax se révèle concordante à ce que la littérature scientifique indique. Une Fmax supérieure est atteinte plus facilement et avec moins d'efforts si les sujets bénéficient d'un EF. Cela n'est pas exclusif à des mouvements précis des doigts comme dans cette étude.

D'autres parties du corps analysées rapportent les mêmes faits, durant des tâches des extrémités corporelles comme des sauts verticaux (Wulf & Dufek, 2009; Wulf et al., 2010a) ou des flexions du coude provoquées par le biceps brachii (Marchant et al., 2009).

Cet avantage de EF n'est pas exclusif à la Fmax. Il se retrouve pour des tâches à un certain pourcentage de la Fmax. C'est pour cette raison que les coaches, entraîneurs, rééducateurs ou athlètes doivent mettre en avant les conditions attentionnelles externe et surveiller leur feedback pour qu'il soit inducteur d'une condition de focalisation externe et permette ainsi un niveau de performance optimal. Cela évite à l'athlète d'interférer dans le traitement cortical et neuronal du mouvement. Aussi, l'EF permet aux programmes neuronaux d'être traités automatiquement, sans interférence, ce qui est bénéfique à la fluidité et la précision de la gestuelle. Les contractions entre agonistes et antagonistes sont optimisées, ce qui augmente le rendement moteur du mouvement exercé et diminue les dépenses énergétiques (Lohse et al., 2010; Marchant, 2011). Un IF, à l'opposé, interfère avec les mécanismes de traitement neuronaux agissant de la tête vers le bas et dérange la contraction musculaire idéalisée, diminuant ainsi la performance (cf. 2.4.4 *Constrained action hypothesis*). Wulf (2013) décrit cela en expliquant que l'IF agit comme un déclencheur autorégulé (traduit de l'anglais : self-invoking trigger) qui active le système neuronal et provoque une détérioration de la performance en y interférant d'une certaine manière.

4.1.2 Les bEMG. L'analyse des bEMG lors de la Fmax de notre expérience est faite pour analyser le niveau d'excitation dans les muscles lors d'un EF ou un IF. Les résultats des bEMG démontrent une réduction de l'activité des muscles des doigts lors d'un EF par rapport à un IF. Cela concorde avec la littérature scientifique comme l'étude à Lohse et al. (2010) ou Vance et al. (2004) où les bEMG sont réduits avec un EF. Dans le cadre de cette étude, le niveau d'excitation des muscles antagonistes : l'APB et l'ADM sont inhibés. Le FDI est l'unique muscle qui présente un bEMG plus important avec un EF qu'avec un IF, bien que cela ne reflète aucune significativité. Lohse et collègues (2011) ainsi que Sugawara et collègues (2012) suggèrent que l'activation du FDI, étant le muscle principal et agoniste de la tâche, n'est pas influencée par la focalisation attentionnelle.

Cela peut s'expliquer par une facilitation du mouvement de l'agoniste. Le sujet sachant qu'un appui du FDI est exécuté, une préparation intracorticale du mouvement peut avoir lieu pour moduler l'excitabilité corticale idéalement en réponse au signal de départ (Zimmermann et al., 2012). Comme démontré par Beck et Hallett (2010), la facilitation d'un muscle agoniste est

délectable lors de la phase prémotrice de l'EMG, ce qui permet au muscle d'optimiser sa contraction tandis que les muscles adjacents sont inhibés, n'ayant pas de part active, pour moduler une réponse musculaire optimale à la tâche.

Les taux d'excitation des deux muscles non-actifs mesurés lors de la tâche sont différents. Ces taux d'inhibition s'expliquent par la distance les séparant du muscle primaire actif. Les muscles plus éloignés du FDI témoignent de moins de SI que les muscles plus rapprochés. D'autres facteurs influencent les signaux EMG, car la modulation de la SI lors d'une tâche de Fmax est diminuée par rapport à des tâches qui ont des taux de force en dessous de la Fmax (Beck & Hallett, 2010).

4.1.3 RFD Son analyse n'amène pas de preuves de l'influence de la condition de focalisation sur la performance. Les sujets développent leur force de manière plus ou moins identiques avec un EF ou un IF excepté lors des premières millisecondes de l'appui. Ce premier palier, qui est le seul à démontrer des différences significatives entre les deux conditions, mesure la force développée durant les dix premières millisecondes. Cet effet significatif n'est pas représentatif, car la mesure a été effectuée dans un laps de temps trop court. Le moindre décalage du mouvement des sujets sur le bip sonore décale ou sort les sujets de ce premier palier. En plus, les sujets développent une habitude à la tâche au bout de quelques essais, ce qui influe sur leur concentration et leur permet de prévoir le futur mouvement, les sortant du cadre de ce premier palier. Cela se répercute sur l'analyse finale de la RFD. Ce manque de représentativité et de signifiante entre les paliers et les conditions de focalisation nous permet de dire qu'il n'y a pas de différence dans l'évolution de la force.

4.2 L'activité cérébrale est-elle modifiée par une focalisation attentionnelle différente ?

Dans la littérature, les premiers à se plonger sur le contrôle neuronal influencé par un FA sont Binkofski et al. (2002) grâce à leur étude appuyée par l'IRMf. La conclusion de leur étude indique que M1 est activé de manière différente selon le FA, quand une tâche balistique (dessiner une figure en forme de U en l'air avec l'index) est effectuée. La zone postérieure de M1 est activée différemment selon le FA tandis que la zone antérieure ne l'est pas. Mais plus qu'analyser l'activité cérébrale, cette étude démontre pour la première fois que l'attention a un impact sur M1. Zimmermann et al. (2012) analysent par la suite l'effet du changement de FA et son influence sur le cortex cérébral grâce à l'IRMf. Deux groupes sont faits, chacun entraînant uniquement un FA. Lors de la phase évaluative, l'autre FA non-entraîné est testé. Des

différences au niveau du cortex prémoteur latéral gauche peuvent être constatées au sein du groupe ayant appris la focalisation interne et ayant dû reproduire un EF lors de l'évaluation. A l'inverse l'apprentissage avec un EF et l'évaluation de l'autre focus démontre une activation augmentée du cortex primaire somatosensoriel gauche ainsi que du lobule intra-pariétal. Cela démontre une différence de traitement entre les deux conditions. Les auteurs avancent l'hypothèse que l'activation est due au rôle du PMC lors de la planification de l'action. Ce dernier peut amener une facilitation des programmes moteurs sélectionnés en comparaison de l'amplification des affluences somatosensorielles vers le centre de traitement moteur amené par un entraînement du IF. Cependant la construction de cette étude peut être mise en doute. En effet aucune indication ne peut être tirée des résultats obtenus car les différences peuvent aussi bien être attribuées au changement d'un FA qu'au changement d'un état d'entraînement par rapport à un FA non entraîné. Dans une autre étude de Zentgraf et al. (2009) menée grâce à l'IRMf, les participants doivent taper une séquence sur un clavier. Les participants se concentrent soit sur les mouvements des doigts (IF) soit sur l'appui des touches (EF). Les résultats démontrent qu'avec un EF, le cortex primaire somatosensoriel, la région insulaire et M1 sont activés d'une manière plus prononcée. L'hypothèse que les auteurs en tirent est qu'une augmentation des contributions tactiles vers les zones cérébrales somatosensorielles, qui sont étroitement connectées à la zone motrice, a lieu lors d'un EF mais pas lors d'un IF. Cependant cette étude comporte également ses limites. Les sujets n'effectuent pas les deux FA durant la même session (between group design) et chaque sujet doit donc en réaliser uniquement un. On ne peut pas exclure des différences initiales inter-sujets, qui influencent la conclusion de cette étude. C'est pour cette raison que dans le cadre de notre étude, nous avons choisi un design intra-sujets, où tous les sujets effectuent les deux conditions de focalisation. De cette manière on exclut tout risque que les différences inter-sujets proviennent de leurs antécédents. Dans une dernière étude précédant notre expérience, Kuhn et al. (2016) analysent l'activité des circuits inhibiteurs intracorticaux dans M1 lors d'une contraction sous-maximale du FDI. Les conclusions indiquent une plus grande activité des circuits inhibiteurs intracorticaux de type GABA-A lorsqu'un EF est adopté. Dans notre expérience, les sujets reçoivent des SMT à simple choc sur M1 du côté contralatéral. Les SMT déclenchent des PEM qu'on mesure. Les bEMG, étant semblables entre les différents essais, nous permettent d'exclure des différences des PEM dues aux niveaux initiaux d'excitation différents dans les muscles. Les différences entre les PEM et bEMG nous fournissent une preuve du traitement supra-spinal, et non seulement musculaire, de la contraction des muscles.

Cette contraction est optimisée selon la condition de focalisation adoptée. Les taux de SI différents mesurés dans l'APB en fonction du timing de la SMT et du FA indiquent une modulation instantanée de la réponse musculaire ajustée.

4.3 Les modulations différentes de la SI

4.3.1 Variations des PEM.

PEM des muscles adjacents. Les PEM sont analysés en fonction de la condition attentionnelle appliquée et du timing d'administration de la SMT par rapport au mouvement du muscle principal, le FDI. Cela dans le but d'y identifier des taux de SI différents. Pour mettre en évidence des taux élevés de SI, une tâche de force réduite (10 % Fmax) du FDI est choisie. En effet la littérature nous indique qu'à des taux de 10 % de la Fmax, le plus de SI est mesurable tandis qu'à 40 % de la Fmax du FDI, aucune SI n'est mesurable (Beck et al., 2009a). L'APB, le muscle le plus proche du FDI, démontre des taux de SI plus hauts que l'ADM, relativement éloigné du FDI. Cela concorde avec la littérature scientifique qui explique que la proximité des muscles adjacents par rapport au muscle principal de la tâche influe sur le taux de SI produit (Beck et al., 2008). L'ADM dans cette étude, est choisi en tant que muscle de contrôle. L'APB démontre des taux de SI différents selon le timing lors duquel la SMT est appliquée. Des différences significatives sont révélées lors des phases d'initiation du mouvement du FDI correspondant à la phase prémotrice et la phase phasique de la contraction par rapport aux phases de contrôle et tonique de la contraction. Cela correspond à la littérature scientifique indiquant une augmentation de la SI lors des phases prémotrices et phasiques de la contraction (Beck & Hallett, 2010; Beck et al., 2008). L'analyse des PEM de l'APB lors des effets couplés entre les conditions de focalisation et les timings de SMT permet de mettre en évidence des différences supplémentaires à celles expliquées par les timings de SMT. Un EF permet une modulation de la réponse de SI de l'APB qui est augmentée par rapport à un IF. Cela se voit dans la taille réduite des PEM lors de la condition EF lors de la SMT prémotrice par rapport à la condition IF lors de la même SMT. Cela confirme l'hypothèse d'une modulation intracorticale instantanée de la SI quand un EF est adopté par rapport à un IF.

PEM du muscle primaire. Le FDI est le muscle primaire, agoniste de la tâche. C'est pour cette raison qu'il ne réagit pas de la même manière aux SMT. Au contraire des muscles adjacents, qui sont inhibés, il est facilité pour permettre une modulation de l'excitation supra-spinale, favorisant une contraction adaptée à la tâche. Cette facilitation se passe en même temps que l'inhibition des muscles environnants, durant les phases prémotrice et phasique de la contraction. Ces différences sont visibles entre les différents timings de stimulation SMT du FDI. A noter

que le taux de facilitation entre les phases prémotrice et phasique est significativement différent, reflétant l'adaptation de la contraction différente selon le timing de stimulation.

BEMG. Les bEMG analysés nous permettent d'exclure des différences entre les PEM dues à une excitation initiale différente dans les muscles. Cela nous garantit, par les variations de la taille des PEM, des différences de traitement cérébrale en réponse au timing de stimulation et au FA adopté. Cela dans le but de moduler une co-contraction idéale entre agoniste et antagoniste favorisée par leur excitation contrastée (Beck et al., 2008; Sohn & Hallett, 2004). Cela permet de conforter notre hypothèse de modulation instantanée du taux de SI en réponse à une SMT durant la phase prémotrice ou phasique de la contraction, qui est augmentée lors d'un EF par rapport à un IF.

4.3.2 Lien entre les SICI et la SI. Une question ouverte après ces analyses est de savoir si un lien existe entre la SI et les SICI. D'après l'étude de Kuhn et al. (2016) qui explique une modulation augmentée des SICI dans M1 en réponse à de la SMT doubles chocs et un EF, ces deux mécanismes partagent des similitudes. Cependant, toutes les études n'indiquent pas une augmentation des SICI en parallèle à une augmentation de la SI. Sohn et Hallett (2004) ne lient pas ces deux phénomènes. Cela peut être dû au timing des SMT, qui est appliqués uniquement une fois que le mouvement du muscle principal du FDI est déclenché. Comme le soutient la littérature scientifique, les taux de SI augmentent lors de la phase prémotrice et phasique (Beck et al., 2008). Il est donc possible que les paramètres de SMT ne soient pas choisis idéalement pour démontrer une modulation différente des SICI. D'autres études confirment l'augmentation de la SI en parallèle à l'augmentation de SICI (Beck et al., 2008; Stinear & Byblow, 2004). Notre étude, quant à elle, démontre des différences de modulation corticales par la variation de la taille des PEM, qui couplés aux différences dues à la condition de focalisation différente, apportent la preuve de la modulation instantanée de la SI. Les SICI n'étant pas mesurés dans notre expérience, il est difficile de les mettre en lien avec cette modulation différente des PEM. Cependant, grâce à l'étude de Kuhn et al (2016) démontrant des variations instantanées des SICI lorsqu'un EF est adopté, un lien entre la SI qui est modulée instantanément et les SICI qui le sont aussi, peut exister. L'étude de Heise et al. (2013) démontre une réduction des SICI au repos chez des personnes âgées. Ces personnes ne sont plus capables de moduler idéalement la réponse à une tâche par les SICI, ce qui se traduit par une précision du mouvement diminuée. Bien que cette étude ne prenne pas en compte les FA, une baisse de performance est liée à un taux de SICI diminué au repos. Comme un EF apporte une augmentation de la performance, il

est possible que les SICI favorise cette optimisation de la performance par une inhibition des muscles adjacents.

4.4 Limitations et recherches futures

Les différences entre les PEM des différents muscles apportent la preuve d'un traitement cortical différent lors d'un EF par rapport à un IF, la prochaine étape pourrait concerner l'analyse par IRMf des aires corticales actives lors d'une tâche motrice balistique avec différents FA. Cela permettrait de déterminer si l'activité corticale est différente avec un EF ou un IF. De la spectroscopie proche par infrarouge (de l'anglais : functional near infrared spectroscopy ; fNIRS) pourrait aussi nous permettre d'élargir nos connaissances sur la SI et voir les modulations cérébrales instantanées. L'implication d'aire corticale, comme le lobe préfrontal, pourrait être évaluée à travers la fNIRS.

En ce qui concerne notre expérience, une différenciation plus claire de feedback (au niveau de la distance entre les deux FA) pourrait être apportée si les sujets, lors du EF, se concentraient sur la vague qu'ils produisent à l'écran, en appuyant sur le capteur de force au lieu de la focalisation externe directe sur le capteur. Ou, d'une autre manière, éviter la surcharge d'attention comme décrite chez Wulf (2013) en simplifiant (ou enlevant) le feedback visuel de l'écran pour que le sujet se concentre uniquement sur le FA reçu. Ceci pourrait se faire par une petite lampe s'allumant une fois le sujet ayant atteint ses 10 % de Fmax. Bien qu'à travers cette étude un pas de plus ait été fait vers la compréhension de mécanismes neuronaux corticaux agissant sur un FA plutôt qu'un autre, les connaissances doivent encore être approfondies. D'autres études similaires seront nécessaires pour confirmer et étendre les connaissances actuelles sur la SI et éventuellement y créer des liens avec les SICI.

5 Conclusion

Notre étude est la deuxième en ligne après celle à Kuhn et al. (2016) analysant l'effet des instructions verbales attentionnelles (EF vs IF) et utilisant des feedbacks de traitement neuronal en utilisant un design intra-sujets (repeated measures design). La différence entre ces deux études et que dans notre étude on analyse principalement les muscles adjacents alors que Kuhn et al. (2016) analysent uniquement le muscle primaire actif. La focalisation externe, amenée par des manipulations cognitives : consignes verbales et feedbacks, nous permet de démontrer une Fmax absolue supérieure, une moyenne de pic de force supérieure et un bEMG réduit lors du EF par rapport au IF. La SMT a ensuite permis de renforcer l'hypothèse de base proposant une modulation corticale instantanée et différente de la SI, selon le timing de stimulation en rapport au mouvement du FDI, et selon le FA adopté. Cela conforte l'idée proposée par Zentgraf et al. (2009) et Kuhn et al. (2016) qu'un EF, amené par des instructions verbales, est organisé et intégré différemment dans le système nerveux central basé sur les différences de traitement neuronal dans M1. Il est fort possible que ces différences soient à l'origine des écarts de performance mesurés lors de la Fmax. Le traitement différent des informations au sein de M1 se retrouve dans les variations des tailles des PEM, amenés par la SMT, mesurées dans les muscles. Cela nous permet de voir que selon la proximité d'un muscle et le temps de stimulation différentes quantités de SI sont décelables d'un muscle à l'autre (Beck et al., 2008). Un pas supplémentaire a été fait pour prouver un lien entre les SICI et la SI. Les deux sont modulés dans le cortex et réagissent à l'adoption d'un FA de manière instantanée. Il est donc très vraisemblable que les deux mécanismes partagent des similitudes et influent l'un sur l'autre. Finalement, dans un contexte de réhabilitation, pour des patients DFM par exemple, il serait assurément profitable de mener les patients à l'adoption d'un EF, ce qui leur permettrait de moduler instantanément et plus précisément le geste en inhibant d'autres muscles et favorisant une co-contraction optimisée entre agoniste et antagoniste.

6 Déclaration personnelle et plagiat

Déclaration personnelle. Je soussigné certifie avoir réalisé le présent travail de façon autonome, sans aide illicite quelconque. Tout élément emprunté littéralement ou mutatis mutandis à des publications ou à des sources inconnues, a été rendu reconnaissable comme tel.

Date : Fribourg, 1. Mars 2017

Signature :

Plagiat. Je soussigné reconnais que le présent travail est une partie constituante de la formation en Sciences du Mouvement et du Sport à l'Université de Fribourg. Je m'engage donc à céder entièrement les droits d'auteur - y compris les droits de publication et autres droits liés à des fins commerciales ou bénévoles - à l'Université de Fribourg.

La cession à tiers des droits d'auteur par l'Université est soumise à l'accord du (de la) sous-signé-e uniquement.

Cet accord ne peut faire l'objet d'aucune rétribution financière.

Date : Fribourg, 1. Mars 2017

Signature :

7 Remerciements

J'aimerais, en premier lieu, sincèrement remercier mon conseiller Yves-Alain Kuhn pour le temps, la motivation, le soutien, la patience et les encouragements qu'il m'a accordés tout au long de ce travail. Sans oublier les nombreuses heures passées au laboratoire lors de la prise des mesures. Une pensée aussi au département de science et motricité de l'université de Fribourg m'ayant soutenu tout au long de cette expérience. J'aimerais également remercier tous les gens m'ayant aidé à faire ce travail de par leur investissement pour mon expérience ou autres gestes ayant contribué au bon déroulement de ce travail. Finalement je remercie mon cher père qui a passé beaucoup de temps à la relecture et correction de ce travail.

8 Bibliographie

- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287-332. doi:10.1152/physrev.00015.2007
- Angelucci, A., Levitt, J. B., & Lund, J. S. (2002). Anatomical origins of the classical receptive field and modulatory surround field of single neurons in macaque visual cortical area V1. *Prog Brain Res*, 136, 373-388.
- Barker, A. T., Jalinous, R., & Freeston, I. L. (1985). Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet*, 1(8437), 1106-1107.
- Beck, S., & Hallett, M. (2010). Surround Inhibition is modulated by task difficulty. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 121(1), 98. doi:10.1016/j.clinph.2009.09.010
- Beck, S., & Hallett, M. (2011). Surround inhibition in the motor system. *Experimental Brain Research*, 210(2), 165-172. doi:10.1007/s00221-011-2610-6
- Beck, S., Richardson, S. P., Shamim, E. A., Dang, N., Schubert, M., & Hallett, M. (2008). Short intracortical and surround inhibition are selectively reduced during movement initiation in focal hand dystonia. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 28(41), 10363-10369. doi:10.1523/JNEUROSCI.3564-08.2008
- Beck, S., Schubert, M., Richardson, S. P., & Hallett, M. (2009a). Surround inhibition depends on the force exerted and is abnormal in focal hand dystonia. *Journal of Applied Physiology*, 107(5), 1513-1518. doi:10.1152/jappphysiol.91580.2008
- Beck, S., Shamim, E. A., Piro, R. S., Schubert, M., & Hallett, M. (2009b). Inter-hemispheric inhibition is impaired in mirror dystonia. *The European journal of neuroscience*, 29(8), 1634-1640. doi:10.1111/j.1460-9568.2009.06710.x
- Binkofski, F., Fink, G. R., Geyer, S., Buccino, G., Gruber, O., Shah, N. J., . . . Freund, H.-J. (2002). Neural Activity in Human Primary Motor Cortex Areas 4a and 4p Is Modulated Differentially by Attention to Action. *Journal of Neurophysiology*, 88(1), 514-519.
- Blakemore, C., Carpenter, R. H., & Georgeson, M. A. (1970). Lateral inhibition between orientation detectors in the human visual system. *Nature*, 228(5266), 37-39.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6), 1023-1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Butler, J. E., Larsen, T. S., Gandevia, S. C., & Petersen, N. T. (2007). The nature of corticospinal paths driving human motoneurons during voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 584(2), 651-659. doi:10.1113/jphysiol.2007.134205
- Carpenter, S. K., Lohse, K. R., Healy, A. F., Bourne Jr, L. E., & Clegg, B. A. (2013). External focus of attention improves performance in a speeded aiming task. *Journal of Applied Research in Memory and Cognition*, 2(1), 14-19. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jarmac.2012.11.002>
- Chen, R. (2004). Interactions between inhibitory and excitatory circuits in the human motor cortex. *Exp Brain Res*, 154(1), 1-10. doi:10.1007/s00221-003-1684-1
- Chen, R., Cros, D., Curra, A., Di Lazzaro, V., Lefaucheur, J. P., Magistris, M. R., . . . Ziemann, U. (2008). The clinical diagnostic utility of transcranial magnetic stimulation: report of an IFCN committee. *Clin Neurophysiol*, 119(3), 504-532. doi:10.1016/j.clinph.2007.10.014
- Chen, R., & Hallett, M. (1998). Focal dystonia and repetitive motion disorders. *Clinical orthopaedics and related research*, 351, 102-106.
- Chiviacowsky, S., Wulf, G., & Ávila, L. T. G. (2013). An external focus of attention enhances motor learning in children with intellectual disabilities. *Journal of Intellectual Disability Research*, 57(7), 627-634. doi:10.1111/j.1365-2788.2012.01569.x

- Chiviawsky, S., Wulf, G., & Wally, R. (2010). An external focus of attention enhances balance learning in older adults. *Gait & Posture*, 32(4), 572-575. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.004>
- Clarys, J. P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Sesboüé, B., & Cattrysse, E. (2012). Les aléas de l'électromyographie de surface dans l'appréciation du mouvement. *Science & Sports*, 27(5), 265-273. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.scispo.2012.04.008>
- Conte, A., Gilio, F., Iezzi, E., Frasca, V., Inghilleri, M., & Berardelli, A. (2007). Attention influences the excitability of cortical motor areas in healthy humans. *Exp Brain Res*, 182(1), 109-117. doi:10.1007/s00221-007-0975-3
- Cram, J. R., & Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*: Jones & Bartlett Learning.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- Emanuel, M., Jarus, T., & Bart, O. (2008). Effect of Focus of Attention and Age on Motor Acquisition, Retention, and Transfer: A Randomized Trial. *Physical Therapy*, 88(2), 251-260. doi:10.2522/ptj.20060174
- Fasoli, S. E., Trombly, C. A., Tickle-Degnen, L., & Verfaellie, M. H. (2002). Effect of Instructions on Functional Reach in Persons With and Without Cerebrovascular Accident. *American Journal of Occupational Therapy*, 56(4), 380-390. doi:10.5014/ajot.56.4.380
- Freedman, S. E., Maas, E., Caligiuri, M. P., Wulf, G., & Robin, D. A. (2007). Internal Versus External: Oral-Motor Performance as a Function of Attentional Focus. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 50(1), 131-136. doi:10.1044/1092-4388(2007/011)
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725-1789.
- Gentner, R., & Classen, J. (2006). Modular organization of finger movements by the human central nervous system. *Neuron*, 52(4), 731-742. doi:10.1016/j.neuron.2006.09.038
- Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* (pp. Ch. 0). Rijeka: InTech.
- Hallett, M. (2007). Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*, 55(2), 187-199. doi:10.1016/j.neuron.2007.06.026
- Halperin, I., Chapman, D. W., Martin, D. T., & Abbiss, C. (2016a). The effects of attentional focus instructions on punching velocity and impact forces among trained combat athletes. *Journal of Sports Sciences*, 1-8. doi:10.1080/02640414.2016.1175651
- Halperin, I., Chapman, D. W., Martin, D. T., Abbiss, C., & Wulf, G. (2016b). Coaching cues in amateur boxing: An analysis of ringside feedback provided between rounds of competition. *Psychology of Sport and Exercise*, 25, 44-50. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.psychsport.2016.04.003>
- Halperin, I., Chapman, D. W., Martin, D. T., Lewthwaite, R., & Wulf, G. (2016c). Choices enhance punching performance of competitive kickboxers. *Psychological Research*, 1-8. doi:10.1007/s00426-016-0790-1
- Heise, K.-F., Zimerman, M., Hoppe, J., Gerloff, C., Wegscheider, K., & Hummel, F. C. (2013). The Aging Motor System as a Model for Plastic Changes of GABA-Mediated Intracortical Inhibition and Their Behavioral Relevance. *The Journal of Neuroscience*, 33(21), 9039-9049. doi:10.1523/jneurosci.4094-12.2013
- Hendry, S. H., & Jones, E. G. (1981). Sizes and distributions of intrinsic neurons incorporating tritiated GABA in monkey sensory-motor cortex. *J Neurosci*, 1(4), 390-408.

- Holtzheimer, P. E., & McDonald, W. (2014). *A Clinical Guide to Transcranial Magnetic Stimulation*: Oxford University Press.
- Humphrey, D. R. (1986). Representation of movements and muscles within the primate precentral motor cortex: historical and current perspectives. *Fed Proc*, 45(12), 2687-2699.
- Hunter, S. K., Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2004). Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. *Exerc Sport Sci Rev*, 32(2), 44-49.
- Hunter, S. K., & Enoka, R. M. (2003). Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *J Appl Physiol (1985)*, 94(1), 108-118. doi:10.1152/jappphysiol.00635.2002
- Jueptner, M., Stephan, K. M., Frith, C. D., Brooks, D. J., Frackowiak, R. S., & Passingham, R. E. (1997). Anatomy of motor learning. I. Frontal cortex and attention to action. *J Neurophysiol*, 77(3), 1313-1324.
- Kakar, C., Zia, N., Sehgal, S., & Khushwaha, S. (2013). Effect of external and internal focus of attention on acquisition, retention, and transfer phase of motor learning in Parkinson's disease. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 31(2), 88-94. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.hkpj.2013.02.001>
- Kal, E. C., van der Kamp, J., & Houdijk, H. (2013). External attentional focus enhances movement automatization: A comprehensive test of the constrained action hypothesis. *Human Movement Science*, 32(4), 527-539. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2013.04.001>
- Kandel, E. (2000). *Principles of Neural Science*. Fourth Edition: McGraw-Hill Education.
- Kang, S. Y., Hallett, M., & Sohn, Y. H. (2012). Synchronized finger exercise reduces surround inhibition. *Clinical Neurophysiology*, 123(11), 2227-2231. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2012.04.019>
- Kang, Y., Endo, K., & Araki, T. (1991). Differential connections by intracortical axon collaterals among pyramidal tract cells in the cat motor cortex. *The Journal of Physiology*, 435, 243-256.
- Kassavetis, P., Saifee, T. A., Sadnicka, A., Pareés, I., Kojovic, M., Rothwell, J. C., & Edwards, M. J. (2012). Adaptation of surround inhibition in the human motor system. *Experimental Brain Research*, 222(3), 211-217.
- Keller, A. (1993). Intrinsic synaptic organization of the motor cortex. *Cereb Cortex*, 3(5), 430-441.
- Keller, M., Lauber, B., Gottschalk, M., & Taube, W. (2015). Enhanced jump performance when providing augmented feedback compared to an external or internal focus of attention. *Journal of Sports Sciences*, 33(10), 1067-1075. doi:10.1080/02640414.2014.984241
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG*. Scottsdale, Arizona 85254: Noraxon INC. USA.
- Kuhn, Y. A., Keller, M., Ruffieux, J., & Taube, W. (2016). Adopting an external focus of attention alters intracortical inhibition within the primary motor cortex. *Acta Physiologica*, n/a-n/a. doi:10.1111/apha.12807
- Landers, M., Wulf, G., Wallmann, H., & Guadagnoli, M. (2005). An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with Parkinson's disease who have a fall history. *Physiotherapy*, 91(3), 152-158. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2004.11.010>
- Latash, M. L. (2012). *Fundamentals of Motor Control* *Fundamentals of Motor Control*. San Diego: Academic Press.
- Lauber, B., Keller, M., Leukel, C., Gollhofer, A., & Taube, W. (2013). Specific interpretation of augmented feedback changes motor performance and cortical processing. *Experimental Brain Research*, 227(1), 31-41. doi:10.1007/s00221-013-3482-8

- Lauber, B., Leukel, C., Gollhofer, A., & Taube, W. (2012). Time to Task Failure and Motor Cortical Activity Depend on the Type of Feedback in Visuomotor Tasks. *PLoS One*, 7(3), e32433. doi:10.1371/journal.pone.0032433
- Lohse, K. R. (2012). The influence of attention on learning and performance: Pre-movement time and accuracy in an isometric force production task. *Human Movement Science*, 31(1), 12-25. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.001>
- Lohse, K. R., & Sherwood, D. E. (2011). Defining the Focus of Attention: Effects of Attention on Perceived Exertion and Fatigue. *Frontiers in Psychology*, 2, 332. doi:10.3389/fpsyg.2011.00332
- Lohse, K. R., Sherwood, D. E., & Healy, A. F. (2010). How changing the focus of attention affects performance, kinematics, and electromyography in dart throwing. *Human Movement Science*, 29(4), 542-555. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.001>
- Lohse, K. R., Sherwood, D. E., & Healy, A. F. (2011). Neuromuscular Effects of Shifting the Focus of Attention in a Simple Force Production Task. *Journal of Motor Behavior*, 43(2), 173-184. doi:10.1080/00222895.2011.555436
- Magill, R., & Anderson, D. (2013). *Motor Learning and Control: Concepts and Applications: Tenth Edition*: McGraw-Hill Higher Education.
- Marchant, D. C. (2011). Attentional Focusing Instructions and Force Production. *Frontiers in Psychology*, 1. doi:10.3389/fpsyg.2010.00210
- Marchant, D. C., Greig, M., Bullough, J., & Hitchen, D. (2011). Instructions to Adopt an External Focus Enhance Muscular Endurance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(3), 466-473. doi:10.1080/02701367.2011.10599779
- Marchant, D. C., Greig, M., & Scott, C. (2009). Attentional Focusing Instructions Influence Force Production and Muscular Activity During Isokinetic Elbow Flexions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(8), 2358-2366. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b8d1e5
- McKay, B., & Wulf, G. (2012). A distal external focus enhances novice dart throwing performance. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 10(2), 149-156. doi:10.1080/1612197X.2012.682356
- McNevin, N. H., Shea, C. H., & Wulf, G. (2003). Increasing the distance of an external focus of attention enhances learning. *Psychological Research*, 67, 22-29.
- Merton, P. A., & Morton, H. B. (1980). Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature*, 285(5762), 227.
- Mink, J. W. (1996). The basal ganglia: focused selection and inhibition of competing motor programs. *Prog Neurobiol*, 50(4), 381-425.
- Papegaaij, S. (2016). *Age-related changes in neural control of posture*. Groningen: Rijksuniversiteit Groningen.
- Park, S. H., Yi, C. W., Shin, J. Y., & Ryu, Y. U. (2015). Effects of external focus of attention on balance: a short review. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(12), 3929-3931. doi:10.1589/jpts.27.3929
- Perez, M. A., & Cohen, L. G. (2008). Mechanisms underlying functional changes in the primary motor cortex ipsilateral to an active hand. *J Neurosci*, 28(22), 5631-5640. doi:10.1523/jneurosci.0093-08.2008
- Perkins-Ceccato, N., Passmore, S. R., & Lee, T. D. (2003). Effects of focus of attention depend on golfers' skill. *Journal of Sports Sciences*, 21(8), 593-600. doi:10.1080/0264041031000101980
- Petersen, N. T., Butler, J. E., Marchand-Pauvert, V., Fisher, R., Ledebt, A., Pyndt, H. S., . . . Nielsen, J. B. (2001). Suppression of EMG activity by transcranial magnetic stimulation in human subjects during walking. *J Physiol*, 537(Pt 2), 651-656.

- Porter, J. M., Anton, P. M., & Wu, W. F. W. (2012). Increasing the distance of an external focus of attention enhances standing long jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(9), 2389-2393. doi:10.1519/JSC.0b013e31823f275c
- Prince, D. A., & Wilder, B. (1967). Control mechanisms in cortical epileptogenic foci*: "surround" inhibition. *Archives of Neurology*, 16(2), 194-202. doi:10.1001/archneur.1967.00470200082007
- Rossi, S., Hallett, M., Rossini, P. M., & Pascual-Leone, A. (2009). Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clin Neurophysiol*, 120(12), 2008-2039. doi:10.1016/j.clinph.2009.08.016
- Rossini, P. M., Barker, A. T., Berardelli, A., Caramia, M. D., Caruso, G., Cracco, R. Q., . . . et al. (1994). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 91(2), 79-92.
- Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L. G., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., . . . Ziemann, U. (2015). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. *Clin Neurophysiol*, 126(6), 1071-1107. doi:10.1016/j.clinph.2015.02.001
- Rotenberg, A., Horvath, J. C., & Pascual-Leone, A. (2014). *Transcranial magnetic stimulation*: Springer.
- Rothwell, J. C. (1997). Techniques and mechanisms of action of transcranial stimulation of the human motor cortex. *J Neurosci Methods*, 74(2), 113-122.
- Rowe, J., Friston, K., Frackowiak, R., & Passingham, R. (2002). Attention to Action: Specific Modulation of Corticocortical Interactions in Humans. *Neuroimage*, 17(2), 988-998. doi:<http://dx.doi.org/10.1006/nimg.2002.1156>
- Sohn, Y. H., & Hallett, M. (2004). Surround inhibition in human motor system. *Exp Brain Res*, 158(4), 397-404. doi:10.1007/s00221-004-1909-y
- Stinear, C. M., & Byblow, W. D. (2004). Impaired modulation of intracortical inhibition in focal hand dystonia. *Cereb Cortex*, 14(5), 555-561. doi:10.1093/cercor/bhh017
- Sugawara, K., Tanabe, S., Higashi, T., Suzuki, T., Tsurumi, T., & Kasai, T. (2012). Functional plasticity of surround inhibition in the motor cortex during single finger contraction training. *Neuroreport*, 23(11), 663-667. doi:10.1097/WNR.0b013e3283556522
- Valero-Cabré, A., Pascual-Leone, A., & Coubard, O. A. (2011). La stimulation magnétique transcrânienne (SMT) dans la recherche fondamentale et clinique en neuroscience. *Revue Neurologique*, 167(4), 291-316. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.neurol.2010.10.013>
- Vance, J., Wulf, G., Töllner, T., McNevin, N., & Mercer, J. (2004). EMG Activity as a Function of the Performer's Focus of Attention. *Journal of Motor Behavior*, 36(4), 450-459. doi:10.3200/JMBR.36.4.450-459
- Walchli, M., Ruffieux, J., Bourquin, Y., Keller, M., & Taube, W. (2016). Maximizing Performance: Augmented Feedback, Focus of Attention, and/or Reward? *Med Sci Sports Exerc*, 48(4), 714-719. doi:10.1249/mss.0000000000000818
- Wenkeler, V., Stoppel, C., Hassa, T., Dettmers, C., & Schoenfeld, A. (2009). Neural correlates of internal versus external focussing of attention during movement execution and learning. *Klin Neurophysiol*, 40(01), P373. doi:10.1055/s-0029-1216232
- Wulf, G. (2007). *Attention and Motor Skill Learning*: Human Kinetics.
- Wulf, G. (2013). Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 6(1), 77-104. doi:10.1080/1750984X.2012.723728

- Wulf, G., & Dufek, J. S. (2009). Increased Jump Height with an External Focus Due to Enhanced Lower Extremity Joint Kinetics. *Journal of Motor Behavior*, 41(5), 401-409.
- Wulf, G., Dufek, J. S., Lozano, L., & Pettigrew, C. (2010a). Increased jump height and reduced EMG activity with an external focus. *Human Movement Science*, 29(3), 440-448. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2009.11.008>
- Wulf, G., McNevin, N. H., & Shea, C. H. (2001). The automaticity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 54A, 1143-1154.
- Wulf, G., Shea, C., & Lewthwaite, R. (2010b). Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Medical Education*, 44(1), 75-84. doi:10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x
- Wulf, G., & Su, J. (2007). An External Focus of Attention Enhances Golf Shot Accuracy in Beginners and Experts. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78(4), 384-389. doi:10.1080/02701367.2007.10599436
- Zentgraf, K., Lorey, B., Bischoff, M., Zimmermann, K., Stark, R., & Munzert, J. (2009). Neural Correlates of Attentional Focusing during Finger Movements: A fMRI Study. *Journal of Motor Behavior*, 41(6), 535-541. doi:10.3200/35-08-091
- Ziemann, U. (2004). TMS and drugs. *Clin Neurophysiol*, 115(8), 1717-1729. doi:10.1016/j.clinph.2004.03.006
- Zimmermann, K. M., Bischoff, M., Lorey, B., Stark, R., Munzert, J., & Zentgraf, K. (2012). Neural Correlates of Switching Attentional Focus during Finger Movements: An fMRI Study. *Frontiers in Psychology*, 3, 555. doi:10.3389/fpsyg.2012.00555