



**HAL**  
open science

# Etude de la modulation des interactions corticomusculaires et intermusculaires induite par l'entraînement de force maximale chez le sujet sain

Dimitri Elie

► **To cite this version:**

Dimitri Elie. Etude de la modulation des interactions corticomusculaires et intermusculaires induite par l'entraînement de force maximale chez le sujet sain. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Polytechnique Hauts-de-France; Institut National des Sciences Appliquées Hauts-de-France, 2021. Français. NNT : 2021UPHF0003 . tel-03385390

**HAL Id: tel-03385390**

**<https://uphf.hal.science/tel-03385390>**

Submitted on 19 Oct 2021

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

**Thèse de doctorat**  
**Pour obtenir le grade de Docteur de l'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE  
HAUTS-DE-FRANCE et de l'INSA HAUTS-DE-FRANCE**

**EN SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES  
- TRAITEMENT DU SIGNAL -**

**Présentée et soutenue par Dimitri ELIE**

**Le 19/01/2021, à VALENCIENNES**

**Ecole doctorale :**

Sciences Pour l'Ingénieur (ED SPI 072)

**Equipe de recherche, Laboratoire :**

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines  
(LAMIH – UMR 8201)

**ETUDE DE LA MODULATION DES INTERACTIONS CORTICOMUSCULAIRES  
ET INTERMUSCULAIRES INDUITE PAR L'ENTRAÎNEMENT DE FORCE  
MAXIMALE CHEZ LE SUJET SAIN**

**Président du jury**

- Colson, Serge. PU 74<sup>ème</sup>. Université Côte d'Azur.

**Rapporteurs**

- Colson, Serge. PU 74<sup>ème</sup>. Université Côte d'Azur.

- de Graaf, Jozina. MCF-HDR 74<sup>ème</sup>. Université Aix-Marseille.

**Examineurs**

- Duclay, Julien. MCF-HDR 74<sup>ème</sup>. Université Toulouse III, Paul-Sabatier.

- Simoneau-Buessinger, Emilie. PU 74<sup>ème</sup>. Université Polytechnique Hauts de France.

**Directeur de thèse**

- Barbier, Franck. PU 74<sup>ème</sup>. Université Polytechnique Hauts de France.

**Co-directeur de thèse :**

- Crémoux, Sylvain. MCF 74<sup>ème</sup>. Université Toulouse III, Paul Sabatier.

**Membre invité :**

- Ido, Ghassan. Médecin de Médecine Physique et de Rééducation. Centre hospitalier de Saint-Amand-Les-Eaux.







**Thèse de doctorat**  
**Pour obtenir le grade de Docteur de l'UNIVERSITÉ POLYTECHNIQUE**  
**HAUTS-DE-FRANCE et de l'INSA HAUTS-DE-FRANCE**

**EN SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES**  
**- TRAITEMENT DU SIGNAL -**

**Présentée et soutenue par Dimitri ELIE**

**Le 19/01/2021, à VALENCIENNES**

**Ecole doctorale :**

Sciences Pour l'Ingénieur (ED SPI 072)

**Equipe de recherche, Laboratoire :**

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH – UMR 8201)

**ETUDE DE LA MODULATION DES INTERACTIONS CORTICOMUSCULAIRES**  
**ET INTERMUSCULAIRES INDUITE PAR L'ENTRAÎNEMENT DE FORCE**  
**MAXIMALE CHEZ LE SUJET SAIN**

**Président du jury**

- Colson, Serge. PU 74<sup>ème</sup>. Université Côte d'Azur.

**Rapporteurs**

- Colson, Serge. PU 74<sup>ème</sup>. Université Côte d'Azur.

- de Graaf, Jozina. MCF-HDR 74<sup>ème</sup>. Université Aix-Marseille.

**Examineurs**

- Duclay, Julien. MCF-HDR 74<sup>ème</sup>. Université Toulouse III, Paul-Sabatier.

- Simoneau-Buessinger, Emilie. PU 74<sup>ème</sup>. Université Polytechnique Hauts de France.

**Directeur de thèse**

- Barbier, Franck. PU 74<sup>ème</sup>. Université Polytechnique Hauts de France.

**Co-directeur de thèse :**

- Crémoux, Sylvain. MCF 74<sup>ème</sup>. Université Toulouse III, Paul Sabatier.

**Membre invité :**

- Ido, Ghassan. Médecin de Médecine Physique et de Rééducation. Centre hospitalier de Saint-Amand-Les-Eaux.



*A ma grand-mère,*

*♪♪ River Flows in You ♪♪*





## RESUME

---

Les premières semaines d'entraînement conduisent à une augmentation rapide de la production de force maximale et/ou de la précision contrôle moteur. Ces adaptations comportementales sont supposées résulter d'adaptations neurophysiologiques puisque la structure musculaire reste inchangée. Ces adaptations neurophysiologiques pourraient être traduites par l'étude des mesures de cohérence corticomusculaire (CMC) et intermusculaire (IMC) qui désignent un niveau de corrélation entre l'activité oscillatoire du cortex moteur et musculaire. L'objectif de ce travail de thèse consiste à évaluer la reproductibilité et la modulation des mesures de cohérence préalablement lors d'un entraînement de force maximale (EFM) de 3 semaines ou d'un entraînement moteur de 4 jours. Au niveau comportemental, la production de force maximale était augmentée par l'EFM. Lors de contractions sous-maximales, la performance du contrôle moteur était améliorée par l'EFM et par l'entraînement moteur. Après l'EFM, les activations musculaires et la IMC étaient diminuées lors de contractions sous-maximales alors que les activations corticales restaient inchangées. Après l'entraînement moteur, la CMC était augmentée. Ces résultats suggèrent que les adaptations neurophysiologiques diffèrent selon le type d'entraînement. L'entraînement moteur amène une implication plus spécifique des structures corticales dans le contrôle de la contraction musculaire. Au contraire, l'EFM induit une réorganisation plus globale des commandes motrices contrôlant l'ensemble des activations musculaires. Les mesures de cohérence sont toutefois caractérisées par une reproductibilité peu satisfaisante en inter-session. En conclusion, ces méthodes doivent être réservées à des études de cohortes pour que ces marqueurs se révèlent pertinents afin de caractériser les adaptations neurophysiologiques dans les domaines sportif et/ou clinique.

**Mots Clés :** *Adaptations Neurophysiologiques, Entraînement de Force Maximale, Reproductibilité, Cohérence Electrophysiologique, Efficience du Contrôle Moteur*

## REMERCIEMENTS

---

Dans un premier temps, j'adresse mes remerciements à l'ensemble des membres du personnel du Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines, ma deuxième maison. Je ne vous citerai pas tous, vous êtes trop nombreux. Je garderai en mémoire toutes les rencontres, échanges, oreilles attentives qui ont pu faire de ces trois années, des années riches d'humanité. Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du jury pour avoir expertisé ce travail de thèse ainsi que pour avoir accepté de participer à sa soutenance.

Chacun le sait, aucune thèse n'est un fleuve tranquille, le parcours est sinueux et parfois glissant. Qui de mieux que les doyens pour nous guider sur ces sentiers ? C'est pourquoi j'ai choisi de remercier en premier lieu monsieur *Franck Barbier*, vice-président du Conseil de la Formation et de la Vie Etudiante de l'Université Polytechnique Hauts de France, ainsi que la directrice du département Sciences de l'Homme et du Vivant, madame *Emilie Simoneau-Buessinger*. D'aussi loin que je me souviens, leurs conseils et leur présence n'ont fait que de me mettre sur le bon chemin. Merci pour chacun des mots qui ont été prononcés ces huit dernières années. Je tiens également à remercier monsieur *Christophe Gillet*, pour toutes ces discussions enrichissantes ainsi que pour tous tes conseils au long de ces dernières années. Mes remerciements vont également à Monsieur Ghassan Ido ainsi qu'aux membres du plateau Technique de Rééducation Neurologique du centre hospitalier de Saint-Amand-Les-Eaux pour les moments d'échanges instructifs partagés. Je remercie également le centre hospitalier de Saint-Amand-Les-Eaux et la Région des Hauts de France pour la contribution financière sans laquelle ce travail de recherche n'aurait pas été possible.

La thèse est un voyage et tout voyage mérite un guide, un mentor. Pour ce voyage je pense avoir reçu le meilleur de tous. Ainsi, mes plus sincères et plus profonds remerciements vont à toi, Monsieur *Sylvain Cremoux*, papa de ce travail thèse. Au

premier plan, je remercie tes immenses qualités de chercheurs, ton sérieux et ton sang-froid. Au second plan, je remercie l'humain derrière le masque du chercheur. Beaucoup diront qu'il est important d'avoir un bon encadrant pour mener une thèse à maturité. Je rajouterai que l'humain, facteur d'incertitude et de variabilité rend le voyage beaucoup plus vivant. C'est envers l'humain derrière le masque pour qui je suis le plus redevable. J'ai longtemps cherché comment te remercier mais les mots ne viennent pas, alors je cherche encore.

L'homme ne voyage que très rarement seul, c'est pourquoi il était essentiel de remercier famille et amis, ceux qui m'ont accompagné lors de ces dernières années. Merci à mes amis : *Anis, Raton, Valentin, Vincent, Marco*, je remercie vos épaules qui m'ont parfois relevé du sol. Je vous remercie pour chaque verre, pour vos sourires et pour tous nos petits moments de décompression qui m'ont permis de tenir coûte que coûte toute ces années. *Laura Wallard*, il est certain pilier qui sont essentiel, je remercie ta franchise et ainsi que toutes les qualités dont tu as fait preuve et qui m'ont beaucoup aidé depuis ton arrivée.

Merci à ma famille : *Yohann, Océane* pour votre écoute et votre présence capitale à un tournant crucial de ma vie. *Maman, Thierry, Jean-Claude, Julien, Mathilde, ma petite grand-mère*, un **grand** merci pour vos encouragements qui m'ont fait beaucoup de bien. *Monique, Martine, Jean-Louis, Mathias, Julian, Colette, Stéphane*, pour les moments d'évasion partagés en famille lors de ces longues années. Mes enfants, *Auron, Wyatt et Ian*, votre présence était essentielle depuis le début du jeu. Vous êtes à la fois le passé, le moment présent et l'avenir. Croyez en vos rêves, n'ayez d'autre limite que celle que vous vous imposez. Merci à tous ceux que je n'ai pas cité, les mots ne pourront jamais traduire chaque pensée.

*Enfin, un grand merci à vous, ceux qui m'ont mis des bâtons dans les roues, ceux qui m'ont découragé. Merci à ceux qui m'ont fait croire que je n'y arriverai jamais. Vous avez, sans le savoir, contribué à être le plus puissant moteur de ma combativité.*



**CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES SPECIFIQUEMENT ASSOCIEES  
A CE TRAVAIL DE THESE**

---

**Communications dans des congrès nationaux**

**Elie, D.**, Desmyttere, G., Mathieu, E., Tallet, J., & Cremoux, S. (2018). Magnitude of the post-movement beta synchronization correlates with the variability of the ankle torque production. *Neurophysiologie Clinique*, 48(4), 226-227.

**Elie, D.**, Barbier, F., Ido, G., & Cremoux, S. (2020). Effect of Maximal Strength Training on Plantarflexion Torque Production and associated muscle activations. *XIX<sup>ème</sup> Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement Chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA), Nice*.

**Communications dans des congrès internationaux**

Cremoux, S., **Elie, D.**, Roving, C., Roving, H., Jochumsen, M., Haavik, H., & Niazi, I. K. (2018, October). Functional and Corticomuscular Changes Associated with Early Phase of Motor Training. In *International Conference on NeuroRehabilitation* (pp. 759-763).

**Elie, D.**, Barbier, F., Ido, G., & Cremoux, S. (2019). Is torque improvement specific to the trained condition during maximal strength training? *X<sup>ème</sup> Edition du Mardi des Chercheurs, Mons, Belgique*.

**Elie, D.**, Barbier, F., Ido, G., & Cremoux, S. (2020). Neuromuscular adaptations after a 3 weeks Maximal Strength Training. *25<sup>th</sup> European College of Sport Science (ECSS) – Seville, Espagne*.

**Article en soumission**

**Elie, D.**, Barbier, F., Ido, G., & Cremoux, S. (2020). Corticomuscular Coherence and Motor Control Adaptations after Maximal Strength Training. *European Journal of Applied Physiology*.

**CONTRIBUTION SCIENTIFIQUE NON-SPECIFIQUEMENT  
ASSOCIEE A CE TRAVAIL DE THESE**

---

**Article accepté**

Toumi A., Smart R., **Elie D.**, Bassement J., Leteneur S., Simoneau E., Jakobi J. (2020). Contribution of Achilles tendon mechanical properties to torque steadiness in transfemoral amputees. *Prosthetics & Orthotics International*.

# TABLE DES MATIERES

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>CADRE THEORIQUE</b> .....	<b>7</b>
<b>ENTRAÎNEMENTS DE FORCE</b> .....	<b>8</b>
<i>Objectifs des entraînements de force</i> .....	8
<i>Définition et moyens d'évaluation de la production de force</i> .....	10
<i>Caractéristiques techniques des entraînements de force</i> .....	13
<i>Contrôle moteur de l'action motrice</i> .....	17
<i>Spécificité des méthodes d'entraînement en force</i> .....	20
<b>ADAPTATIONS MUSCULAIRES INDUITES PAR L'ENTRAÎNEMENT DE FORCE</b> .....	<b>23</b>
<i>Augmentation de la masse musculaire</i> .....	23
<i>Adaptations musculaires</i> .....	26
<b>NEUROPHYSIOLOGIE DE LA COMMANDE MOTRICE</b> .....	<b>38</b>
<i>Mécanismes spinaux régulateurs de la commande motrice volontaire</i> .....	38
<i>La voie de la motricité volontaire</i> .....	42
<i>Mécanismes corticaux régulateurs de la commande motrice volontaire</i> ...	43
<b>MESURES DE COHERENCE ELECTROPHYSIOLOGIQUES</b> .....	<b>52</b>
<i>Interactions corticomusculaires et intermusculaires</i> .....	52
<i>Modulations des interactions corticomusculaires</i> .....	55
<i>Modulations des interactions intermusculaires</i> .....	60
<i>Reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques</i> .....	64
<b>PROBLEMATIQUE</b> .....	<b>69</b>
<b>CONTRIBUTIONS EXPERIMENTALES</b> .....	<b>75</b>
<b>CHAPITRE 1 : METHODOLOGIE GENERALE</b> .....	<b>79</b>
<i>Participants</i> .....	79
<i>Matériels</i> .....	80
<i>Dispositif expérimental</i> .....	82

<i>Sessions d'entraînement</i> .....	83
<i>Sessions d'évaluation</i> .....	88
CHAPITRE 2 : DOES A DAILY ADJUSTMENT OF THE TRAINING INTENSITY ALTERED TRAINING PERFORMANCES DURING MAXIMAL STRENGTH TRAINING? .....	92
CHAPITRE 3 : REPRODUCTIBILITE DES MESURES DE COHERENCE ELECTROPHYSIOLOGIQUES .....	103
CHAPITRE 4 : NEUROPHYSIOLOGICAL ADAPTATIONS AFTER A 3-WEEK MAXIMAL STRENGTH TRAINING .....	117
CHAPITRE 5 : FUNCTIONAL AND CORTICOMUSCULAR CHANGES ASSOCIATED WITH EARLY PHASE OF MOTOR TRAINING .....	153
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>165</b>
DISCUSSION DES PRINCIPAUX RESULTATS .....	166
LIMITES ET PERSPECTIVES .....	177
CONCLUSION GENERALE .....	179
<b>REFERENCES</b> .....	<b>182</b>
<b>ANNEXES</b> .....	<b>204</b>





## LISTE DES ABREVIATIONS

<b>1-RM</b>	Répétition maximale
<b>AE</b>	Erreur absolue
<b>CMC</b>	Cohérence corticomusculaire
<b>CMC<sub>α</sub></b>	Cohérence corticomusculaire en alpha
<b>CMC<sub>β</sub></b>	Cohérence corticomusculaire en bêta
<b>CSA</b>	Surface de section transversale
<b>Cz EGG</b>	Electrode EEG Cz
<b>EEG</b>	Electroencéphalographie
<b>EFM</b>	Entraînement de force maximale
<b>EMG</b>	Electromyographie
<b>ERD</b>	Désynchronisation corticale liée à l'événement
<b>ERS</b>	Resynchronisation corticale liée à l'événement
<b>GL</b>	Gastrocnémus Lateralis
<b>GM</b>	Gastrocnémus Medialis
<b>ICC</b>	Coefficient de corrélation intra-classe
<b>IMC</b>	Cohérence intermusculaire
<b>IRM</b>	Imagerie par résonance magnétique
<b>M1</b>	Cortex moteur
<b>MDC</b>	Minimal Detectable Change
<b>MdF</b>	Moment de force
<b>MEG</b>	Magnétoencéphalographie
<b>MI</b>	Membre inférieur
<b>MRCP</b>	Potentiels corticaux liés au mouvement
<b>MVC</b>	Contraction maximale volontaire
<b>MVIC</b>	Contraction maximale volontaire isométrique
<b>SO</b>	Soleus
<b>T<sub>0</sub></b>	Niveau de force initial
<b>TA</b>	Tibialis Anterior
<b>T<sub>i</sub></b>	Niveau de force actuel
<b>TS</b>	Triceps Surae
<b>VE</b>	Erreur variable



# **INTRODUCTION**

Les méthodes d'entraînement physique représentent un ensemble de procédures dont l'objectif est de développer ou de maintenir les capacités physiques et motrices des participants. Les plus anciennes traces écrites relatant l'origine des méthodes d'entraînement prennent leurs racines en Chine dès 2698 av J.-C. Les méthodes proposées consistaient en des séries d'exercices accompagnées d'une respiration correcte et étaient proposées comme des alternatives thérapeutiques (Martinescu., 2015). Par la suite les méthodes d'entraînement ont été reportées principalement à des fins d'éducation militaire et ont été rapidement perçues comme des moyens de construire un corps idéal synonyme de performance et favorisant les interactions psychosociales ainsi que l'hygiène de vie.

Plus récemment, l'investigation des différentes modalités d'entraînement à des fins d'optimisation sportive a mis en évidence la spécificité des procédures à stimuler des capacités physiques différentes (Glowacki et al., 2004). Les adaptations des procédures d'entraînements ont conduit à une nécessité d'optimisation méthodologique favorisant les gains de performances les plus importants et spécifiques possibles. Plus particulièrement, l'entraînement de force est une procédure efficace afin d'induire des adaptations précoces du système nerveux central alors que la physiologie musculaire reste inchangée lors de courte période d'entraînement (Carroll et al., 2011; Phillips, 2000). Cependant, aucun biomarqueur écologique ne permet de traduire ces adaptations sur le plan central. Sur le plan clinique, la stimulation de ces adaptations neurophysiologiques

représente un enjeu majeur dans la prise en charge précoce des pathologies neurologiques (Hendricks et al., 2002; Signal., 2014). Cependant, avant d'investir adaptations centrales induites par les méthodes de réadaptation, l'étude de la course temporelle de ces adaptations lors d'un entraînement chez le sujet sain s'impose.

Le cadre théorique de ce travail de thèse est séparé en quatre parties. La première partie s'attache à présenter les objectifs et les caractéristiques générales des entraînements de force ainsi que les moyens actuels permettant l'évaluation de la production de force. Dans ce chapitre, les adaptations induites par l'entraînement de force sur le plan comportemental sont détaillées. L'entraînement de force maximale semble être une méthode particulièrement efficace pour stimuler à court terme les adaptations neurophysiologiques (Hill et al., 2012; Fimland et al., 2010). En conséquence, cet entraînement de force pourrait représenter un paradigme expérimental pertinent afin de comprendre les mécanismes sous-jacents traduisant les adaptations du système nerveux central.

La deuxième partie du cadre théorique s'attache à décrire les adaptations musculaires induites par l'entraînement de force. Les adaptations structurelles musculaires, principalement expliquées par le mécanisme d'hypertrophie, n'interviennent qu'après une période d'environ quatre à huit semaines suivant l'initiation de l'entraînement chez le participant novice alors que de larges adaptations neurophysiologiques ont déjà été révélées (Frontera et al., 1988;

Phillips, 2000). Après avoir présenté le mécanisme d'hypertrophie, ce chapitre s'attachera à décrire les principales hypothèses de la littérature qui caractérisent les adaptations musculaires induites par les méthodes d'entraînement de force.

La troisième partie du cadre théorique traite de la neurophysiologie de la commande motrice en présentant la voie de la motricité volontaire ainsi que les principaux mécanismes régulateurs de la commande motrice volontaire. Les structures corticales et spinales coopèrent dans le contrôle de la régulation de l'action motrice (Duchateau & Baudry, 2014). Les mécanismes d'adaptation neurophysiologique induits par les procédures d'entraînement pourraient provenir d'une modification de la commande motrice volontaire, émise par les structures corticales, d'une altération de l'activité réflexe spinale, ou du contrôle cortical de la circuiterie réflexe spinale ( Duchateau & Baudry, 2014 ; Remaud et al., 2007).

Le contrôle cortical de l'action motrice peut être mis en évidence par les mesures de cohérence corticomusculaire qui quantifient le niveau de corrélation entre l'activité oscillatoire du cortex moteur et du muscle (Conway et al., 1995; Mima & Hallett, 1999; Ushiyama et al., 2012). La contraction musculaire induit également un couplage oscillatoire intermusculaire ce qui suggère l'origine d'une commande motrice commune envoyée vers les muscles effecteurs (Boonstra, 2013; Liu et al., 2019). La dernière partie du cadre théorique présente les interactions corticomusculaires et intermusculaires mises en jeu lors de la réalisation d'une action motrice volontaire. Les procédures d'entraînement

physique semblent conduire à une altération des mesures de cohérence électrophysiologiques chez l'athlète (Charissou et al., 2016; Dal Maso et al., 2017; Ushiyama et al., 2010). L'étude longitudinale des interactions corticomusculaires et intermusculaires lors d'entraînement de force permettrait de mieux comprendre les mécanismes d'adaptation neurophysiologique observés lors de la phase aigüe suivant l'initiation de l'entraînement de force.

A l'issue du cadre théorique, la problématique et la méthodologie générale de ce travail de thèse seront présentées. Les résultats issus de ce travail expérimental seront présentés dans quatre chapitres distincts s'intéressant à *i*) l'objectivisation des méthodes d'entraînement de force ; *ii*) la reproductibilité des mesures de cohérence corticomusculaire et intermusculaire ; *iii*) les adaptations corticales, musculaires et des interactions corticomusculaires et intermusculaires induites par l'entraînement de force. Le quatrième chapitre s'attache à investir les adaptations corticomusculaires induites par l'entraînement moteur. Enfin, une conclusion générale ainsi que les perspectives associées à ce travail de thèse seront présentées.





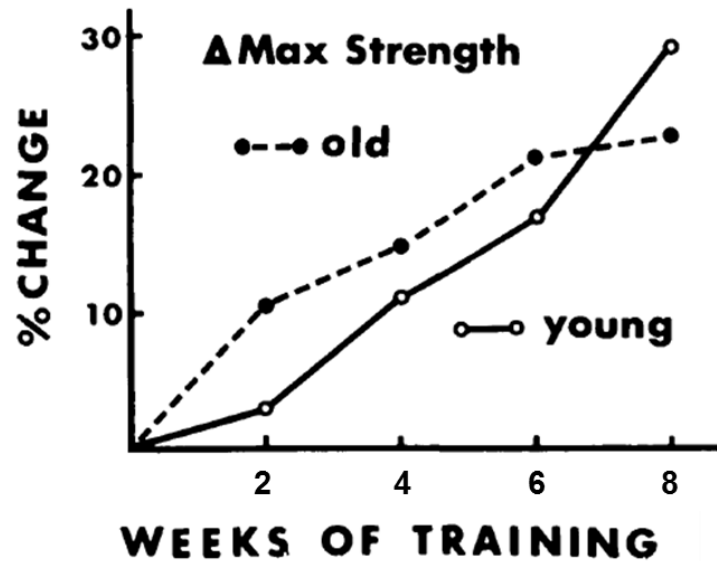
# **CADRE THEORIQUE**

## **ENTRAÎNEMENTS DE FORCE**

### *Objectifs des entraînements de force*

Les entraînements de force contemporains répondent à des objectifs de développement, de préservations ou de recouvrement de la force musculaire. Bien qu'étant apparentés à des disciplines sportives à part entière comme la force athlétique ou encore l'haltérophilie, les méthodes d'entraînements de force sont proposées comme des activités physiques complémentaires permettant l'optimisation de la performance sportive (Gamble, 2013; Lum & Barbosa, 2019). En effet, différents auteurs ont montré des transferts de gains de force dans les compétences sportives chez le footballeur et le cycliste (Lum & Barbosa, 2019; Suchomel et al., 2016) ou encore dans les activités de sprint et de saut (Rønnestad et al., 2008; Suchomel et al., 2016; Young, 2006).

L'efficacité des entraînements de force a été démontré pour développer rapidement les capacités de production de force chez le participant non-entraîné (Hakkinen et al., 1998; Kauffman, 1985; Moritani & Devries, 1980; Phillips, 2000) et chez la personne âgée (Kauffman, 1985; Keogh et al., 2007; Laidlaw et al., 1999; Tracy et al., 2004) lors de périodes d'entraînement inférieures à six semaines (*Fig.1*). Dans le milieu clinique, l'efficacité des entraînements de force est largement admise par la communauté scientifique. Ces entraînements sont tolérés par les participants (Signal, 2014) et permettent de recouvrir les altérations de production de force induites sous l'effet de différentes pathologies d'origine



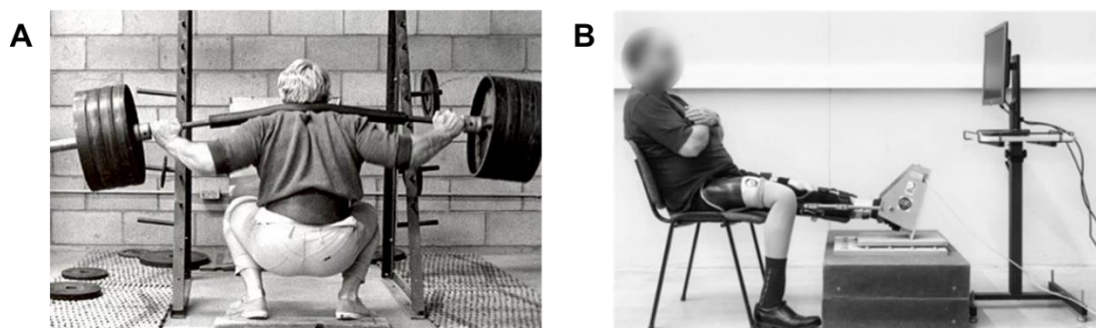
*Fig. 1 : Augmentation de la production de force (% de changement) en flexion du coude chez le jeune participant et chez la personne âgée après un entraînement de force de huit semaines (Emprunté et modifié de Moritani et al., 1980).*

neurologique (Olsen et al., 2013; Signal, 2014) ou encore traumatique (Smith et al., 2012; Willems et al., 2002). De manière similaire au domaine sportif, les entraînements de force en milieu clinique induisent également des transferts de compétences vers le plan fonctionnel se traduisant par des améliorations du pattern de marche ou encore de la qualité de vie (Damiano et al., 1995; Engsberg et al., 2006; Karpatkin et al., 2016; Wang et al., 2010, 2017). En conséquence, l'entraînement de force présente des intérêts à la fois dans le domaine sportif à des fins d'optimisation de performance mais également thérapeutique afin de recouvrir et pallier la perte des fonctions motrices.

## *Définition et moyens d'évaluation de la production de force*

La force musculaire désigne la capacité à générer une force contre une charge (Signal, 2014) et se traduit sur le plan biomécanique par la génération d'un moment de force (MdF) qui représente la capacité des muscles à faire mettre en rotation un segment corporel autour d'une articulation. Cette notion de force musculaire est directement corrélée à la surface de la section transversale (CSA) des muscles impliqués dans la mise en rotation. Néanmoins, le ratio entre force musculaire et CSA peut être altéré par des facteurs tels que l'âge, le sexe ou encore la spécialité sportive (Jones et al., 2008; Schoenfeld, 2010).

Les mesures de Répétition Maximale (1-RM) ou de Contraction Maximale Volontaire (MVC) représentent des moyens efficaces pour évaluer la force musculaire d'un individu (*Fig. 2*). Ces mesures permettent de quantifier les gains de force induits par les méthodes d'entraînement mais également les déficits de force musculaire caractéristiques de certaines pathologies (Hass et al., 2000; Signal, 2014; Simoneau-Buessinger et al., 2019). En conséquence, elles se



*Fig. 2 : (A) Illustration de la mesure de 1-RM au squat et de la mesure de MVC isométrique (B) autour de l'articulation de la cheville (emprunté et modifié de Toumi et al., 2019).*

révèlent comme des indicateurs des capacités fonctionnelles et représentent donc un enjeu majeur dans la caractérisation des troubles locomoteurs.

La mesure de 1-RM désigne la charge maximale (kg) pouvant être mobilisée de façon complète par un individu avec une technique correcte (Levinger et al., 2009). C'est une méthode simple, facile à mettre en place, peu coûteuse et pouvant être réalisée hors-laboratoire. Les mesures de 1-RM consistent à incrémenter progressivement la charge déplacée par le participant jusqu'à ce que celui échoue à compléter la répétition ou qu'il ne puisse plus effectuer le mouvement avec une technique correcte (Levinger et al., 2009). Différentes études proposent cette mesure de 1-RM comme un outil d'évaluation acceptable et répétable depuis le jeune participant (Faigenbaum et al., 2003; Levinger et al., 2009) jusqu'à la personne âgée (Shaw et al., 1995). En moyenne, avant d'obtenir une mesure de 1-RM, un participant effectue environ 6 essais (Shaw et al., 1995). Les mesures de 1-RM requièrent donc (i) des intensités de contractions maximales associées à des charges importantes et (ii) le maintien d'une technique correcte lors du mouvement, et pourraient être propices à l'apparition des blessures (Shaw et al., 1995) et de la fatigue (Chandler et al., 1997). L'utilisation de postures compensatrices pourrait également conduire à des surestimations des mesures de 1-RM et favoriser l'apparition de blessures ou de surentraînement (Adams et al., 2000).

Proposée comme une alternative à la mesure de 1-RM, la mesure de MVC est une procédure reproductible, simple et rapide à mettre en place (Hébert-Losier & Murray, 2020; Suchomel et al., 2016). Cette mesure consiste à quantifier le MdF maximal généré au niveau d'une articulation lors d'une contraction maximale volontaire (Sun et al., 2018; Toumi et al., 2015; Watanabe & Akima, 2009), à l'aide d'un dynamomètre. Pour le participant, la tâche consiste à développer le plus rapidement et le plus fortement possible une action musculaire contre l'outil de mesure (Selkowitz, 1985; Sidaway & Trzaska, 2005). Bien que les mesures de MVC soient régulièrement évaluées en condition isométrique (Cremoux et al., 2013; Hébert-Losier & Murray, 2020; Toumi et al., 2015), les dynamomètres isocinétiques permettent également l'acquisition de MVC lors de différents modes de contractions tels que le mode concentrique et excentrique (Chalard et al., 2020 ; Lee et al., 2018). La procédure de MVC peut être complétée par la présentation d'un feedback aux participants en affichant le MdF produit en temps réel. De manière surprenante ce feedback permet de maximiser d'environ 15% la production de force volontaire enregistrée en flexion plantaire (FP) chez le sujet sain (Toumi et al., 2016). La mesure de MVC ne requiert que quelques essais et ne semble pas conduire à une fatigue excessive (Suchomel et al., 2016) ce qui permet une réévaluation régulière de la force musculaire en opposition à la mesure de 1-RM. Les mesures de MVC semblent donc davantage pertinentes pour évaluer régulièrement la production de force maximale comparativement aux mesures de 1-RM.

## *Caractéristiques techniques des entraînements de force*

De manière générale, les entraînements de force se caractérisent par un ensemble de répétitions de mouvements mono-articulaires et/ou poly-articulaires, organisés en bloc de séries d'intensité variable et séparés par des temps de récupération. La répétition des contractions peut être exercée de manière concentrique, isométrique ou excentrique et s'effectue contre une charge représentant une intensité variable. Cette charge s'opposant à la contraction peut être représentée par différents dispositifs tels que la masse corporelle du pratiquant, des élastiques de type Theraband®, des charges libres de type haltères, des machines de musculation, ou encore par des dynamomètres isocinétiques (Signal, 2014, Sun et al., 2018).

Les entraînements de force sont exécutés à des intensités variables la plupart du temps définies en fonction de la mesure de 1-RM (Brzycki, 1993) ou encore en fonction de la mesure de MVC (Dragert & Zehr, 2011; Lee et al., 2018; Selkowitz, 1985). Cette intensité est généralement fixée entre 50 et 80% de 1-RM (Häkkinen et al., 2001; Young, 2006) ou de MVC (Lee et al., 2018; Tillin et al., 2011) bien que certains auteurs proposent d'atteindre des intensités proches du maximal (Dragert & Zehr, 2011; Hill et al., 2012; Hoff et al., 2007; Wang et al., 2010). Cependant, l'augmentation rapide de la force musculaire induite par les entraînements de force chez le novice impose une réévaluation régulière de la 1-RM (Frontera et al., 1988). Pour pallier ce problème, des études proposent d'évaluer la mesure de 1-RM préalablement à l'initiation de la procédure



d'entraînement puis d'ajuster l'intensité de l'entraînement subjectivement (Hill et al., 2012; Wang et al., 2010). Ces ajustements consistent à incrémenter la charge de 1,25 à 5 kg dès lors qu'un participant peut réaliser l'entièreté de la procédure d'entraînement en complétant l'ensemble des contractions musculaires. Ces méthodes d'adaptation semblent peu adaptées et peuvent conduire à une individualisation sous-optimale de la charge d'entraînement. Dans certains cas, une surestimation de la mesure de 1-RM pourrait conduire à un surentraînement qui conduirait à l'apparition de blessures (Barquilha et al., 2011). Au contraire, une sous-estimation de 1-RM pourrait réduire les gains de force espérés suite à l'initiation de l'entraînement. Différents auteurs ont donc proposé l'utilisation des dynamomètres dans les procédures d'entraînements afin d'évaluer facilement les capacités de production de force et de fixer l'intensité de l'entraînement en fonction de la MVC (Dodd et al., 2002; Engsberg et al., 2006).

Un grand nombre de procédures d'entraînement de force est proposé dans la littérature. Cependant, aucune recommandation standard n'a été proposée afin d'harmoniser les procédures d'entraînement (Toigo & Boutellier, 2006). Afin d'élaborer une procédure d'entraînement de force, quatre grandes caractéristiques doivent être considérées : le type de contraction, l'intensité de la contraction et enfin le nombre de répétition ainsi que les temps de repos accordés.

La littérature révèle que le mode de contraction isométrique pourrait conduire à un risque de blessure moins important et convenir davantage aux pathologies caractérisées par une mobilité réduite bien que les modes de contraction concentrique et excentrique puissent être également envisagés (Colson et al., 1999; Hortobagyi et al., 1996 ; Lum & Barbosa, 2019). En effet, la revue de littérature de Lum & Barbosa (2019) suggèrent l'entraînement de force dans des conditions isométriques, comme une alternative intéressante afin de diminuer le risque de blessure chez le pratiquant, mais également, comme une alternative de réadaptation chez le pratiquant en phase de récupération suite à une blessure.

L'intensité de la contraction musculaire et le nombre de contractions exigées par un entraînement de force sont fortement liés. En effet, différents auteurs (Brzycki, 1993; Shimano et al., 2006; Toigo & Boutellier, 2006) ont mis en évidence l'existence d'une relation entre le niveau d'intensité exigé par la charge à mobiliser et le nombre de répétition et de série pouvant être réalisées. C'est pourquoi, les différentes intensités de travail proposées par les entraînements de force, comprise entre 50 à 80 % de 1-RM ou de MVC (Dodd et al., 2002; Häkkinen et al., 2001; Young, 2006), nécessitent une adaptation du nombre de répétition, de série mais également des temps de récupération. Robinson et al. (1995) ont étudié l'effet du temps de récupération inter-séries accordé lors d'un entraînement de force à haute intensité de cinq semaines chez le participant non-entraîné. Les participants ont été répartis en trois groupes pour lesquels le temps

de récupération inter-séries était fixé à 30 s, 90 s et 180 s. Les résultats révèlent qu'un temps de récupération inter-séries de 180 s conduit à des gains de force supérieurs.

Enfin, les entraînements caractérisés par une intensité de contraction élevée conduisent à des gains de force significativement plus importants comparativement à une procédure d'entraînement conventionnelle (Heggelund et al., 2013 ; Lum & Barbosa., 2019). Ces procédures d'entraînement de force maximale (EFM), également connue sous l'appellation *Maximal Strength Trainings*, sont caractérisées par une intensité de contraction presque maximale associée à un faible nombre de répétitions et de séries. La procédure d'EFM consiste à réaliser un ensemble de 4 séries de 4 répétitions à une intensité généralement fixée à  $90 \pm 5$  % de 1-RM (Hill et al., 2012; Hoff et al., 2007; Wang et al., 2010). L'EFM est généralement répétée deux à trois fois par semaine (Fimland et al., 2010; Heggelund et al., 2013; Karpatkin et al., 2016; Wang et al., 2017) et conduit à des adaptations rapides des capacités de production de force. Ces augmentations de force musculaire ont été observées après seulement trois semaines d'entraînement chez le sujet sain (Tøien et al., 2018) et chez le patient (Fimland et al., 2010; Hill et al., 2012; Wang et al., 2010, 2017). Le *tableau 1* résume les caractéristiques techniques générales des entraînements de force conventionnels et de force maximale.

*Tab. 1 : Caractéristiques techniques des entraînements de force conventionnels et de force maximale (Fimland et al., 2010 ; Häkkinen et al., 2001 ; Karpatkin et al 2016 ; Wang et al., 2017 ; Young et al., 2006) :*

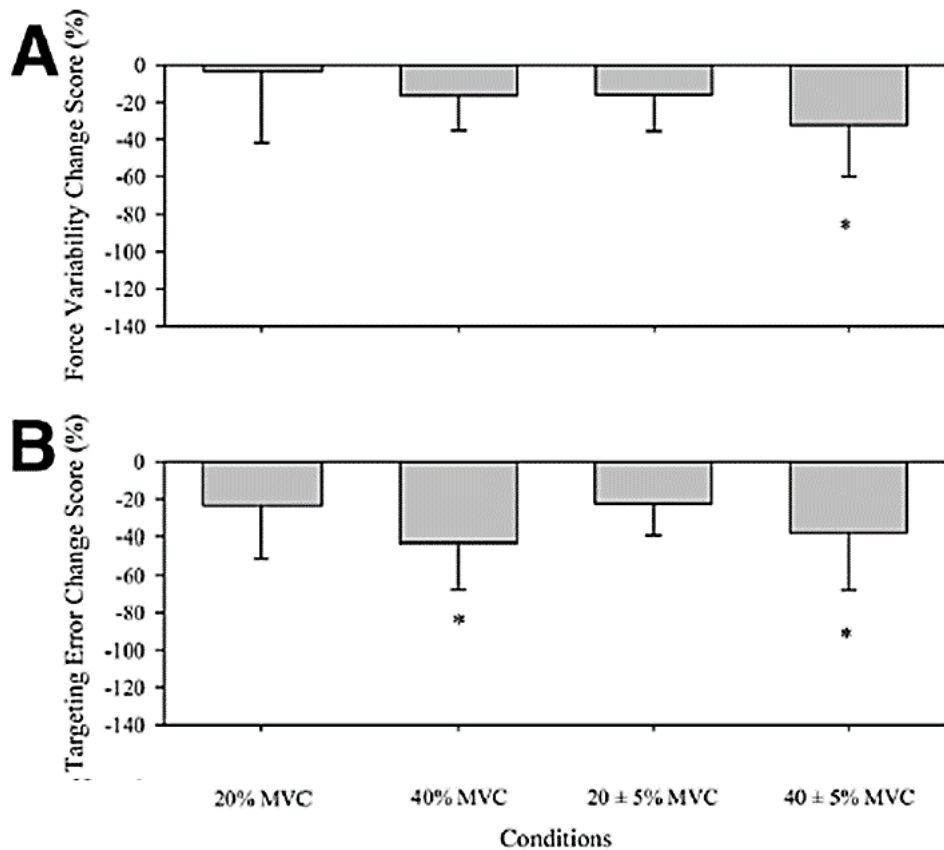
	<b>Intensité (% 1-RM ; % MVC)</b>	<b>Fréquence hebdomadaire</b>	<b>Nombre de séries</b>	<b>Nombre de répétition s</b>	<b>Temps de récupération (minutes)</b>
<b>Entraînements de force conventionnels</b>	50-80 %	2-3	1-5	8-12	1-3
<b>Entraînements de force maximale (EFM)</b>	85-95 %	2-3	3-5	1-5	3

### *Contrôle moteur de l'action motrice*

Le contrôle moteur représente l'ensemble des opérations nerveuses effectuées par les structures impliquées dans la réalisation d'une action motrice. Tout l'enjeu pour le système nerveux est de produire une réponse adaptée aux contraintes environnementales ou de la tâche à réaliser. En effet, le contrôle des tâches de base tel que le maintien de la posture ou encore une préhension manuelle implique la mise en jeu coordonnée d'un ensemble de groupes musculaires (Ting & Macpherson, 2005). En 1998, Schimdt et al., ont proposé d'étudier la précision et la variabilité d'une action motrice par la quantification respective de l'erreur absolue (AE) et de l'erreur variable (VE). Par la suite, l'AE et la VE ont été proposées afin d'étudier la précision et la stabilité de la production de force lors de contractions sous-maximales isométriques mesurées par un dynamomètre (Desmyttere et al., 2018). Dans cette étude, les auteurs ont proposé que les

paramètres de précision et de stabilité de la production de force pourraient traduire la performance du contrôle moteur, c'est-à-dire la capacité du système nerveux à produire une action motrice stable et précise. Bien que le contrôle de l'action motrice chez le participant sain permette la réalisation de mouvements fins et précis, un grand nombre de pathologies vont être directement impactées par une altération du contrôle de la motricité (Levin & Feldman, 1994; Raghavan et al., 2006; Willems et al., 2002). C'est pourquoi le contrôle de l'action motrice représente un enjeu important dans la prise en charge des patients présentant des altérations de la motricité.

Différents auteurs ont proposé l'entraînement de force comme un moyen d'améliorer la commande motrice. En effet, ces entraînements sont connus pour permettre l'augmentation de la force musculaire qui représente une composante important du contrôle moteur (Kauffman, 1985; Moritani & Devries, 1980). Différents travaux ont mis en évidence une amélioration de la stabilité de la production de force enregistrée lors de contractions sous maximales par un dynamomètre suite à l'initiation d'un entraînement de force (Hortobagyi et al., 2001; Keen et al., 1994; Keogh et al., 2007; Laidlaw et al., 1999). Cette amélioration de la stabilité de la production de force induite par l'entraînement de force est régulièrement associée à une amélioration de la précision de la production de force (Hortobagyi et al., 2001; Keogh et al., 2007) comme l'indique la *figure 3*. La possibilité d'une amélioration du contrôle moteur induite par



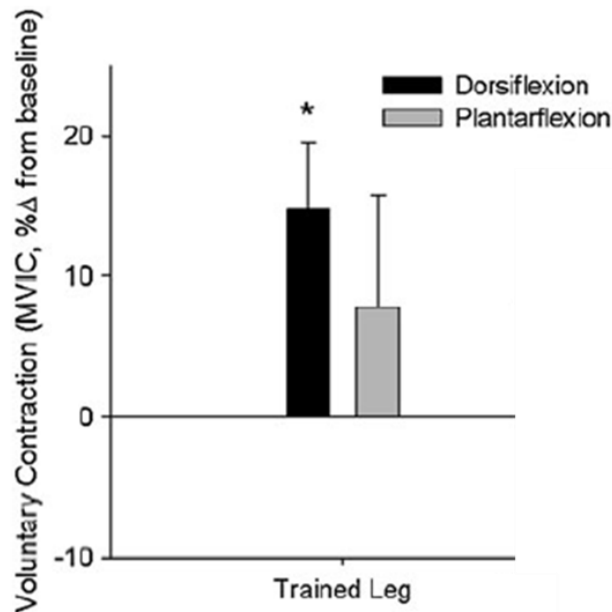
*Fig. 3 : Ecart de variabilité (A) et de précision (B) de la production de force en préhension manuelle entre un groupe entraîné en force et un groupe contrôle à différents niveaux de production de force sous-maximaux. Les écarts négatifs soulignent que le groupe entraîné en force est à la fois moins variable et plus précis comparativement au groupe contrôle. \* indique une différence significative entre le groupe expérimental et contrôle au niveau de force correspondant (emprunté et modifié de Keogh et al., 2007)*

l'entraînement de force est une perspective intéressante puisqu'elle permettrait de recouvrir les altérations du contrôle moteur induites par différentes pathologies (Levin & Feldman, 1994; Raghavan et al., 2006). En effet, la majeure partie des gestes de la vie quotidienne sont effectués à des niveaux de production de force sous maximaux (Hortobágyi et al., 2003; Hughes et al., 1996).

### *Spécificité des méthodes d'entraînement en force*

Les procédures d'entraînements adaptées en fonction de la 1-RM, c'est à dire impliquant l'utilisation de charges libres ou de machines de musculation, conduisent à des améliorations de force à la fois dans la direction du mouvement entraînée mais également dans la direction opposée (Jarić et al., 1995; Simoneau et al., 2006). En conséquence, les entraînements de force adaptés en fonction de la mesure de 1-RM semblent conduire à des augmentations de force plutôt générales que spécifiques.

Les entraînements adaptés en fonction de la MVC conduisent à des augmentations de force musculaire plus spécifiques à la direction du mouvement entraînée (*Fig. 4*). Plusieurs études s'intéressent à la direction de mouvement entraîné et aux caractéristiques des entraînements basés sur la MVC en condition isométrique, concentrique et excentrique. Les résultats révèlent des augmentations de MdF restreintes à la condition entraînée en flexion plantaire (Engsberg et al., 2006; Olsen et al., 2013), et en dorsiflexion (Dragert & Zehr, 2011; Engsberg et al., 2006). En conséquence, les entraînements adaptés en fonction de la MVC doivent être envisagés avec des séries d'exercices multiples lorsque l'objectif est d'induire des adaptations plus globales. D'un point de vue expérimental, ces entraînements spécifiques, basés sur la mesure de MVC, semblent davantage appropriés pour étudier de manière isolée les adaptations induites par l'entraînement de force. Les gains de production de force semblent plus importants lorsque la tâche



*Fig. 4 : Augmentation spécifique de la force musculaire après en entraînement de force en dorsiflexion réalisé sur un dynamomètre. L'augmentation de force est restreinte uniquement à la condition entraînée, i.e., en dorsiflexion. (Emprunté et modifié à Dragert et Zehr., 2011).*

d'évaluation et la tâche d'entraînement suivent la même procédure (Morrissey et al., 1995).

Par exemple, des études ont évalué les gains de MVC et de 1-RM suite à un entraînement de force ajusté en fonction de la 1-RM (Folland & Williams, 2007 ; Frontera et al., 1988). Les résultats révèlent que les gains de production de force obtenus par les mesures de 1-RM sont supérieurs aux gains obtenus par les mesures de MVC. L'ensemble de ces résultats suggèrent que les adaptations induites par les entraînements de force pourraient être spécifique à la tâche et à la condition entraînée, particulièrement pour les entraînements réalisés sur dynamomètre et adaptés en fonction de la MVC.



**Résumé :** *Sur le plan comportemental, les entraînements de force permettent à court terme une amélioration significative de la force musculaire associée à une amélioration du contrôle moteur de l'action motrice. La force musculaire peut être évaluée par le biais des mesures de 1-RM et de MVC. Les mesures de MVC semblent plus adaptées afin de réévaluer régulièrement la production de force des participants sans induire de fatigue musculaire excessive comparativement aux mesures de 1-RM. De plus, les entraînements adaptés en fonction de la mesure de MVC conduiraient à des adaptations spécifiques à la direction de mouvement entraînée et pourraient permettre d'investir de manière isolée les adaptations induites par les procédures d'entraînement. Différentes méthodes d'entraînements de force ont été proposées dans littérature, chacune comportant des modalités différentes mais aucune procédure standard n'a été proposée. Les méthodes d'EFM sont des entraînements réalisés à des intensités de contraction presque maximales et conduisent à des adaptations rapides et importantes des capacités de production de force. L'EFM semble être un paradigme expérimental pertinent afin d'investir les adaptations induites par les procédures d'entraînements.*

## **ADAPTATIONS MUSCULAIRES INDUITES PAR L'ENTRAÎNEMENT DE FORCE**

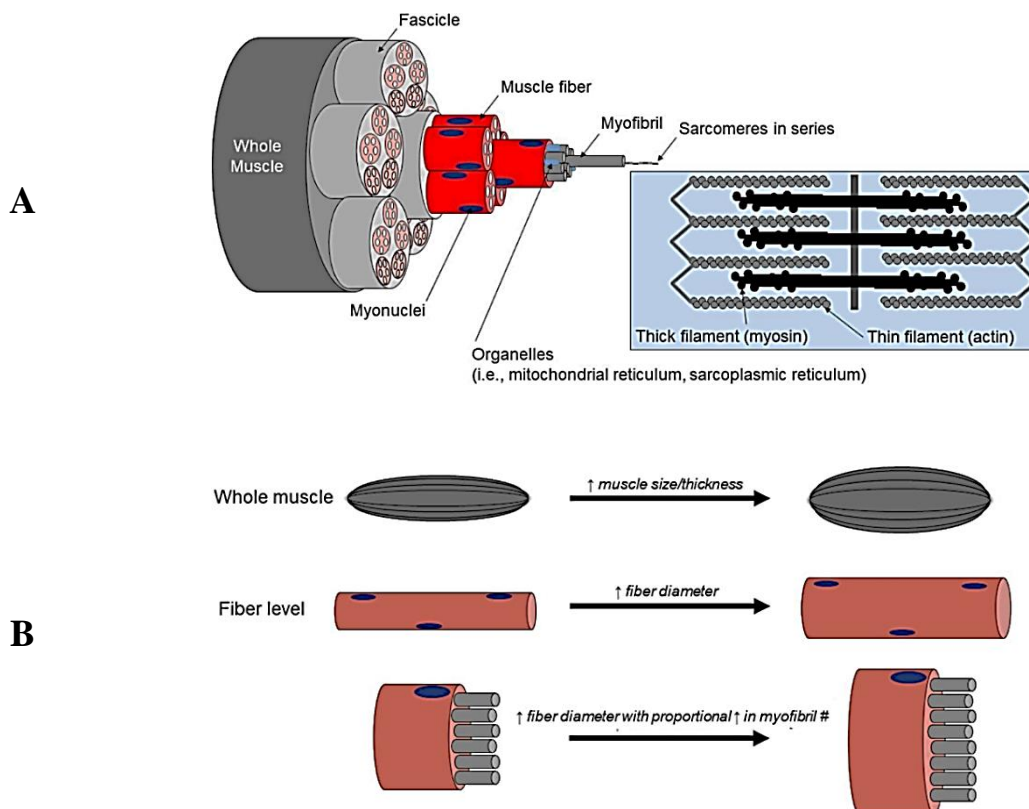
Les améliorations du contrôle moteur induites à court terme par les entraînements de force sont supposées refléter un ensemble d'adaptations musculaires et neurophysiologiques. Les deux premières parties de ce sous chapitre s'attachent à décrire les mécanismes d'augmentation de la masse musculaire et les adaptations neurophysiologiques associés aux méthodes d'entraînement de force. La dernière partie élargit la présentation aux adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement par imagerie mentale et au phénomène de cross-transfert qui suggère l'implication des structures centrales dans la mise en place des adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement de force.

### *Augmentation de la masse musculaire*

L'augmentation de la masse musculaire correspond à l'une des adaptations consécutives à la pratique des entraînements de force les plus décrits dans la littérature (Frontera et al., 1988; Moritani & Devries, 1980; Phillips, 2000). Sur le plan physiologique, un muscle squelettique est recouvert par une enveloppe de tissu conjonctif, appelée épimysium musculaire, qui contient l'ensemble des fibres musculaires ainsi que les structures vasculaires et nerveuses terminales (Haun et al., 2019). Chaque fibre musculaire est constituée d'un ensemble de myofibrilles qui contiennent un enchaînement longitudinal de sarcomères. Ces

sarcomères organisés en série contiennent l'ensemble des structures moléculaires responsables du phénomène de contraction musculaire, *i.e.*, générée par le déplacement des têtes de myosine par rapport aux filaments d'actine. La *figure 5A* propose une représentation schématique de l'organisation architecturale musculaire.

L'augmentation de la masse musculaire est principalement consécutive à deux types de phénomènes différents : l'hypertrophie ou l'hyperplasie musculaire ; bien qu'une augmentation de la part représentative des tissus vasculaires et conjonctifs intramusculaires peut également conduire à une augmentation de la masse musculaire (MacDougall et al., 1984). L'hyperplasie musculaire



*Fig. 5 : Représentation schématique de l'architecture musculaire (A) et du mécanisme d'hypertrophie musculaire (B) par augmentation du nombre de myofibrilles (emprunté et modifié de Haun et al., 2019).*

correspond à une augmentation du nombre de fibres musculaires (Schoenfeld, 2010) alors que l'hypertrophie musculaire correspond à une augmentation du nombre de myofibrilles et de sarcomères qui sont ajoutés en série et en parallèle des structures déjà existantes (Paul & Rosenthal, 2002; Schoenfeld, 2010; Tesch & Larsson, 1982). L'hypertrophie musculaire induite par les procédures d'entraînement de force conduit à des augmentations significatives de la surface de section transversale (CSA) et donc du volume musculaire (*Fig. 5B*) qui sont évaluées par les mesures d'imagerie de résonance magnétique (IRM), par échographie ultrasonore ou encore par des relevés de mesures anthropométriques (Folland & Williams., 2007; Haun et al., 2019). L'hypertrophie musculaire serait impliquée dans les mécanismes d'augmentation de la force musculaire (Andersen & Aagaard, 2000; Frontera et al., 1988; Toigo & Boutellier, 2006). Le phénomène d'hyperplasie peut également conduire à une tendance à l'augmentation de la CSA mais en proportion limitée comparativement au phénomène d'hypertrophie (Folland & Williams, 2007; MacDougall et al., 1984; Schoenfeld, 2010). Cependant, le mécanisme d'hyperplasie est largement remis en question et pourrait bien être influencé par le facteur génétique (Haun et al., 2019; MacDougall et al., 1984; Schoenfeld, 2010).

Lors des premières semaines suivant l'initiation d'une procédure d'entraînement en force chez le participant non-entraîné (Frontera et al., 1988; Kauffman, 1985; Tøien et al., 2018), de grandes augmentations de force musculaire ont été mises en évidence sans aucune augmentation de la masse musculaire (Phillips, 2000;

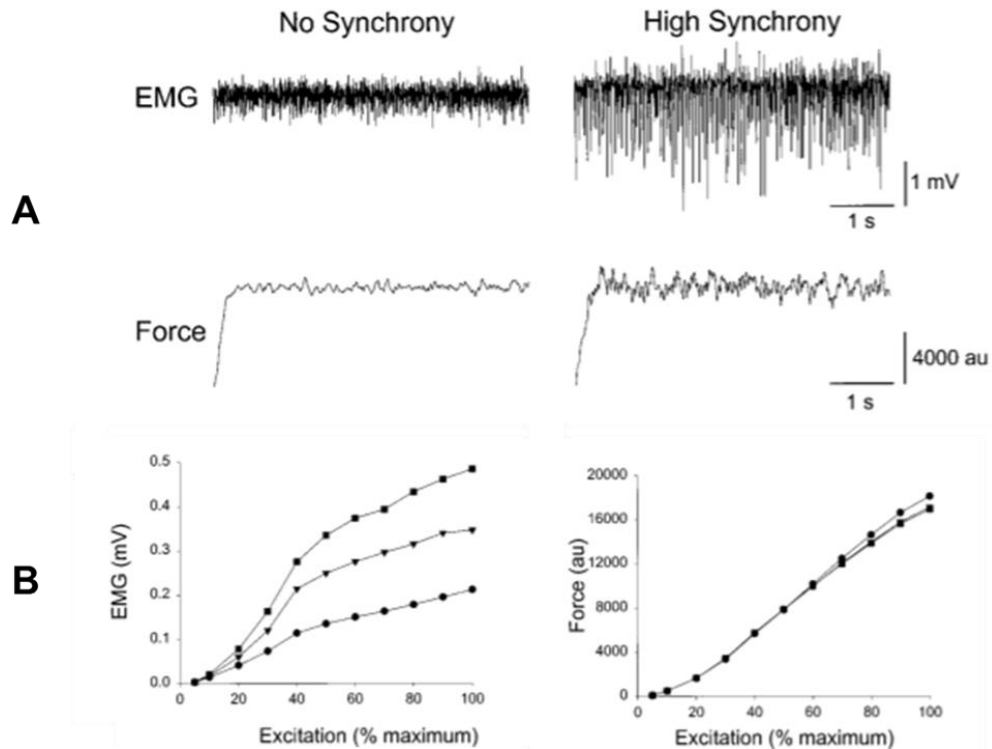
Schoenfeld, 2010). En effet, les premières augmentations significatives de masse musculaire ne peuvent être relevées qu'après 4 à 8 semaines d'entraînement (Folland & Williams, 2007; Frontera et al., 1988; Moritani & Devries, 1980; Phillips, 2000). Ces résultats ont conduit les auteurs à formuler l'hypothèse d'une origine centrale, *i.e.*, spinale et/ou supraspinale expliquant les adaptations induites dans la phase aigüe suivant l'initiation d'un entraînement de force. Ces gains de force à court terme sont supposés refléter un ensemble d'adaptations neurophysiologiques. Cette période d'entraînement précédant l'augmentation de masse musculaire apparaît donc particulièrement adaptée pour investiguer et comprendre les mécanismes d'adaptations neurophysiologiques à l'entraînement (Folland & Williams, 2007; Phillips, 2000).

### *Adaptations musculaires*

Une première hypothèse formulée par les auteurs consistait à expliquer l'augmentation de la production de force par une amélioration de la synchronisation des unités motrices. Une unité motrice est constituée d'un ensemble de fibres musculaires du même type et innervées par un même motoneurone alpha (Duchateau et al., 2006). Lors de la réalisation d'une action musculaire, les différentes unités motrices agonistes sont recrutées progressivement avec l'augmentation de l'intensité de la contraction (Duchateau et al., 2006). Le potentiel de synchronisation des unités motrices peut être impacté

par des facteurs tels que le type de contraction musculaire (Semmler, 2002), la fatigue ou la douleur (Duchateau et al., 2006) ou encore par l'expertise (Semmler & Nordstrom, 1998). Par exemple, l'athlète entraîné en force cumulant plusieurs années de pratique présente une synchronisation des unités motrices plus importante lors de contractions sous-maximales comparativement à des participants non-entraînés (Duchateau et al., 2006; Folland & Williams, 2007; Semmler & Nordstrom, 1998). A court terme, des résultats suggèrent qu'un entraînement de force de 4 semaines amène une augmentation de la production de force sans modifier la synchronisation des unités motrices (Duchateau et al., 2006; Kidgell et al., 2006). Une étude de simulation de données (Yao et al., 2000) suggère qu'une meilleure synchronisation des unités motrices, quelle que soit l'intensité de la contraction, conduirait à augmenter l'amplitude du signal électromyographique (EMG) sans modifier le niveau de production de force (*Fig. 6*). De plus l'augmentation de la synchronisation des unités motrices conduirait également à davantage de fluctuations dans la production de force (Yao et al., 2000). En conséquence, l'hypothèse d'une amélioration de la synchronisation des unités motrices induite par l'entraînement de force semble être écartée.

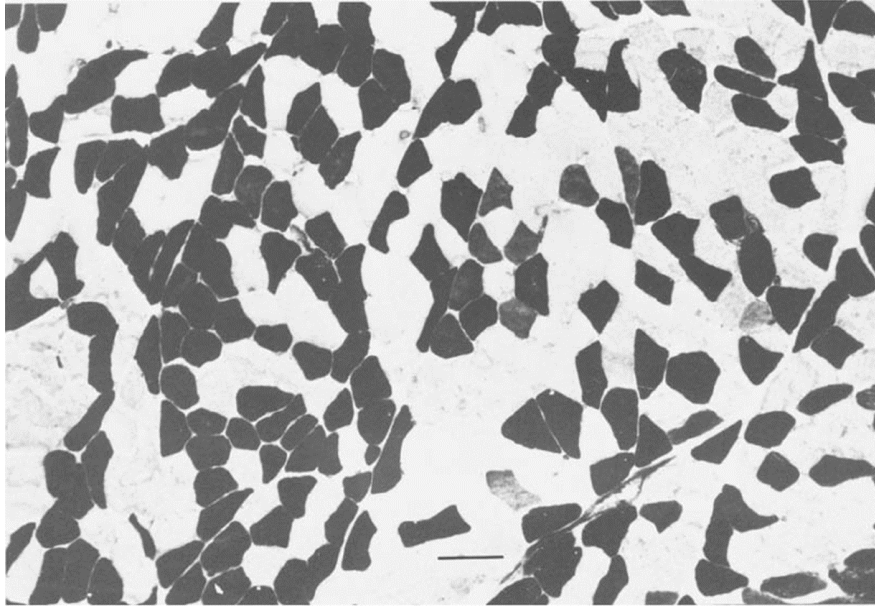
Une autre hypothèse alternative permettant d'expliquer l'augmentation précoce et importante de la force musculaire lors de courtes périodes d'entraînement chez le novice consiste en une modification de la distribution des fibres musculaires. Sur le plan physiologique, la réalisation d'une action motrice implique le recrutement



*Fig.6 : (A) Simulation typique d'une activité électromyographique non-synchronisée et hautement synchronisée et leur production de force associée. (B) Relation entre le niveau d'excitation musculaire et l'amplitude du signal EMG ainsi que la production de force associée (emprunté à Yao et al., 2000).*

des fibres musculaires. Pour de faibles intensités de contraction, les fibres de type I contribuent principalement à la réalisation de l'action motrice alors que les fibres musculaires de type II interviennent avec l'augmentation de l'intensité de la contraction musculaire (Fig. 7; Beltman et al., 2004).

La distribution des fibres de type I et II est conditionnée par des facteurs génétiques (Simoneau & Bouchard, 1995), par la fonction des muscles investigués (Nygaard & Sanchez, 1982) mais également par la fréquence des stimuli nerveux reçus au niveau musculaire (Simoneau & Bouchard, 1995). Cette distribution du type de fibre peut être modifiée par un basculement des fibres de type I vers les



*Fig. 7 : Biopsie musculaire typique obtenue au niveau du biceps brachial d'un participant sain. Les fibres musculaires de type I (lentes) et II (rapides) apparaissent respectivement en blanc et en noir (emprunté à Nygaard et Sanchez., 1982).*

fibres de type II et réciproquement (Lieber, 1986). Une fréquence d'influx à dominante lente conduit à un basculement des fibres de type II vers le type I. Au contraire, une dominance d'influx de type rapide ou une diminution importante des influx lents (immobilisation) conduit à un basculement des fibres de type I vers le type II (Lieber, 1986). L'expertise sportive conduit à une modification de la distribution des fibres I et II. En effet, les marathoniens présentent davantage fibres musculaires de type I alors que les athlètes de force présentent au contraire davantage de fibres musculaires de type II, dites rapides, comparativement aux participants non-entraînés (Prince et al., 1976; Tesch & Larsson, 1982). Cette modification de la typologie des fibres musculaires peut être observée après quelques semaines d'entraînement. En effet, une augmentation du nombre de fibres de type II a été observée à partir de huit semaines d'entraînement



en force maximale (EFM; Adams et al., 1993; Folland & Williams, 2007; Häkkinen et al., 2001; Kraemer et al., 1995) et semble être concurrente avec l'apparition de l'augmentation de la masse musculaire. Ces résultats suggèrent donc que la discipline sportive, conduit à une spécialisation de la fibre musculaire à des fins d'optimisation de la performance (Andersen & Aagaard, 2000) mais l'hypothèse d'une altération de la typologie des fibres musculaires lors de période d'entraînement inférieure à huit semaines pourrait être écartée.

Chez le novice, l'augmentation de la force musculaire lors de courtes périodes d'entraînement est supposée refléter une augmentation de l'activation volontaire des muscles agonistes. L'activité musculaire peut être quantifiée par l'acquisition du signal EMG. L'activité EMG augmente avec l'intensité de la contraction dans des conditions isométriques (Holtermann et al., 2005; Scaglioni et al., 2002; Watanabe & Akima, 2009). Cependant l'activité EMG pouvant être quantifiée lors de contractions volontaires maximales isométriques (MVIC) ne représente pas le potentiel maximal d'activation EMG du muscle investigué (Remaud et al., 2007). En effet, la supplémentation d'une stimulation électrique au niveau musculaire permet de déterminer le niveau d'activation EMG maximal qu'un participant pourrait théoriquement atteindre. Cette supplémentation électrique permet une augmentation significative de la force musculaire générée lors d'une mesure de MVIC en stimulant l'ensemble des fibres musculaires simultanément (Remaud et al., 2007; Scaglioni et al., 2002). Cette réserve d'activation

musculaire est supposée être une source des adaptations neurophysiologiques permettant l'augmentation de la force musculaire lors de courtes périodes d'entraînement. En effet, des auteurs ont suggéré que l'entraînement de force pourrait conduire à une augmentation de l'activation volontaire du muscle agoniste qui serait traduite par un rapprochement de l'activation EMG maximale volontaire vers le potentiel d'activation maximal théorique du muscle obtenu par supplémentation électrique. Bien que cette hypothèse soit confirmée par certains auteurs (Fimland et al., 2010; Mason et al., 2019; Reeves et al., 2004; Scaglioni et al., 2002), elle est également rejetée par certains auteurs (Harridge et al., 1999; Holtermann et al., 2005). Toutefois, Harridge et al. (1999) ont entraîné à la fois les muscles agonistes et antagonistes, agissant respectivement pour ou contre la production du MdF net, ce qui pourrait conduire à des adaptations plus générales. Tandis que Holtermann et al. (2005) ont fait réaliser deux séances d'entraînement par jour aux participants, induisant probablement un niveau de fatigue qui pourrait influencer les résultats (Mademli & Arampatzis, 2008). Les études en faveur de l'amélioration de l'activation volontaire maximale agoniste relèvent des augmentations significatives de l'activation EMG volontaire précoce, c'est-à-dire à partir de 3 semaines d'entraînement (Fimland et al., 2010; Folland & Williams, 2007; Reeves et al., 2004; Scaglioni et al., 2002; Tillin et al., 2011; Tøien et al., 2018) à la fois chez le participant sain (*Fig. 8*) et chez le patient neurologique. En conséquence, l'entraînement de force semble être une procédure efficace pour induire une augmentation du niveau d'activation volontaire agoniste associée à

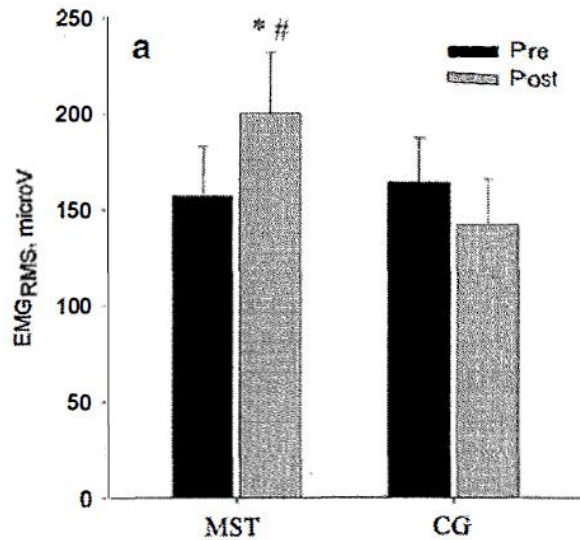


Fig. 8 : Modulation de l'activation EMG au niveau du muscle Gastrocnémien Latéral lors de MVC isométriques en flexion plantaire pour un groupe entraîné en force maximale (MST) et un groupe contrôle (CG). Cette augmentation significative chez le groupe MST était associée à une augmentation de la force musculaire développée en flexion plantaire (Emprunté à Fimland et al., 2010).

une augmentation de la force musculaire (Folland & Williams, 2007; Mason et al., 2019; Tøien et al., 2018).

La création d'un moment de force (MdF) résulte de la somme des MdF agonistes, qui contribuent à la réalisation du mouvement, et des MdF antagonistes, qui s'opposent au mouvement (Billot et al., 2010; Billot et al., 2011; Hansen et al., 2002). Les muscles antagonistes sont supposés agir à des fins de protection et de stabilisation de l'articulation mais également à des fins de coordination du mouvement (Baratta et al., 1988; Kellis, 1998; Latash, 2018). Le relâchement précoce du muscle antagoniste est une autre hypothèse proposée pour expliquer les augmentations rapides de force musculaire observées lors des premières semaines d'entraînement de force. Ce relâchement peut être mis en évidence par

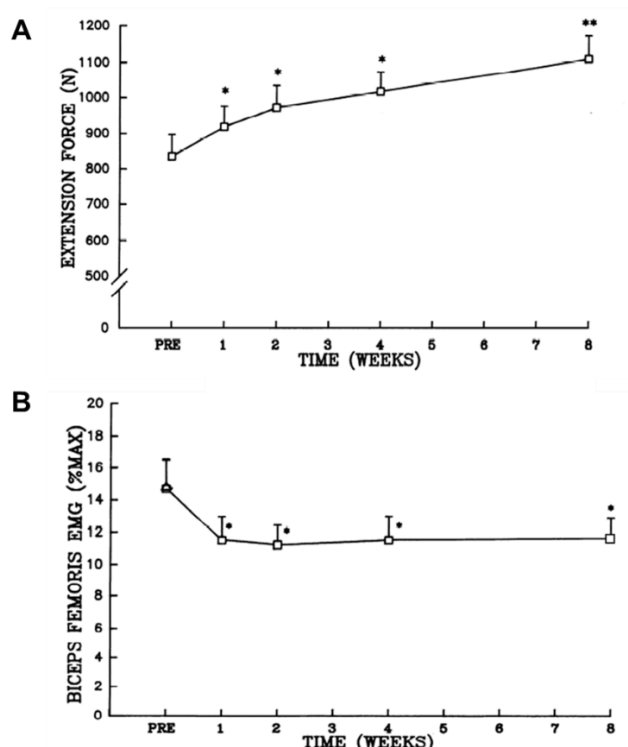


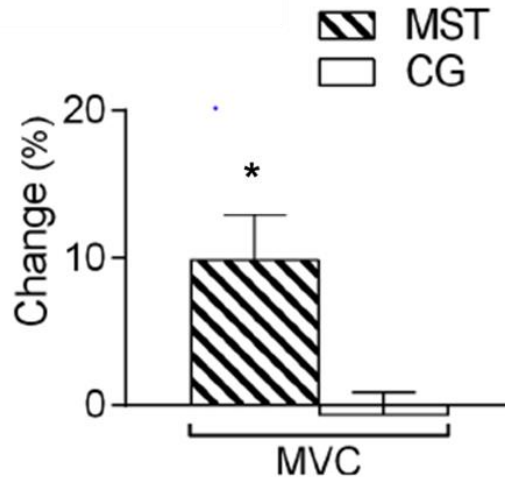
Fig. 9 : (A) Augmentation de la force musculaire en extension de genou (N), (B) associée au relâchement du muscle biceps fémoral (%EMG) lors des huit premières semaines suivant l'initiation d'un entraînement de force en extension de genou (emprunté et modifié de Carolan et Cafarelli., 1992). \* et \*\* représentent respectivement une différence comparativement à l'évaluation PRE et comparativement à toutes les autres évaluations. Emprunté à Carolan & Cafarelli., (1992).

une diminution de l'activité EMG du muscle antagoniste (Carolan & Cafarelli, 1992). Cependant, cette hypothèse d'un relâchement antagoniste suite à l'initiation d'un entraînement de force est encore largement discutée (Evetovich et al., 2001 ; Hortobagyi et al., 1996). En effet, différents auteurs ont suggéré un relâchement précoce du muscle antagoniste (Carolan & Cafarelli, 1992; Folland et al., 2007; Hakkinen et al., 1998; Remaud et al., 2007) à partir de 1 semaine suivant l'initiation d'un entraînement de force (Fig.9).

D'autres études ne révèlent aucune modification des activités musculaires antagonistes suite à l'initiation d'un entraînement de force (Aagaard et al., 2002;

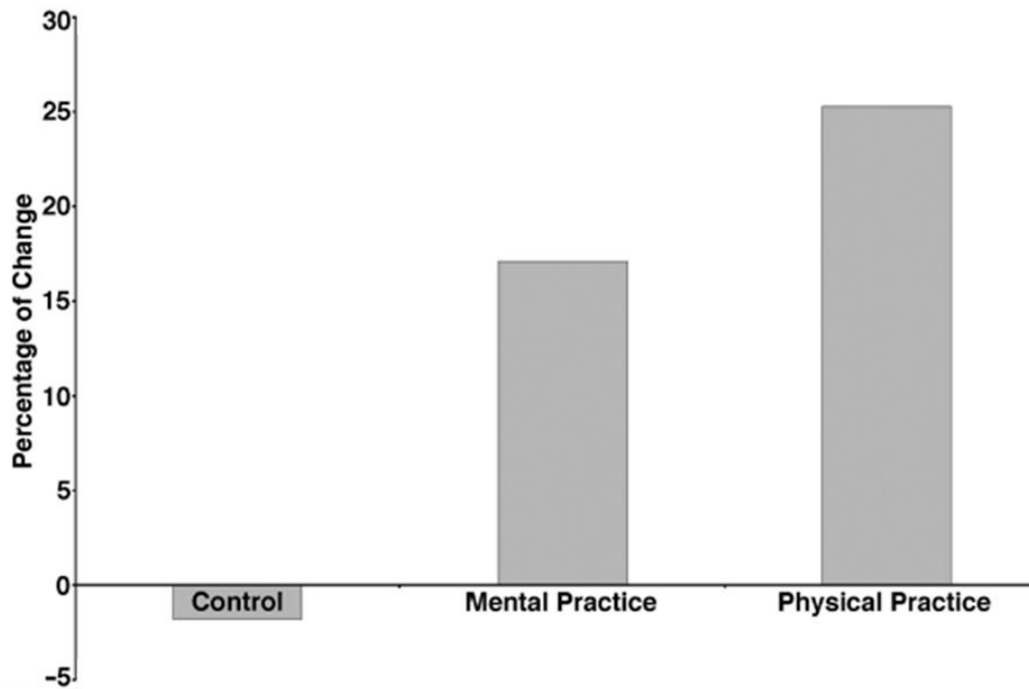
Reeves et al., 2004). Pour ces études, les méthodes d'entraînements étaient basées sur des charges libres ou des machines de musculation et les évaluations étaient réalisées sur un dynamomètre. Cependant, Morrissey et al., (1995) révèlent que les adaptations induites par les procédures d'entraînement peuvent être fonction de la tâche d'entraînement et suggèrent la nécessité d'une concordance entre les tâches d'entraînement et d'évaluation. C'est pourquoi, dans ces études, un relâchement antagoniste pourrait avoir été masqué par les différentes tâches d'entraînement et d'évaluation.

D'autres travaux suggèrent une origine plus centrale des adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement de force. En effet, l'entraînement d'un groupe musculaire localisé au niveau d'un membre permet également d'augmenter de manière significative la production de force du même groupe musculaire au niveau du membre homologue non-entraîné (*Fig.10* ; Carolan & Cafarelli, 1992; Sun et al., 2018; Tøien et al., 2018). Ces phénomènes de Cross Transfert (CT) sont concomitants avec une augmentation de l'activation volontaire maximale du muscle homologue controlatéral (Lee et al., 2009; Shima et al., 2002; Tøien et al., 2018). Par ailleurs, une diminution de l'activité EMG antagoniste a également été relevée au niveau du côté non-entraîné (Carolan & Cafarelli, 1992). Ces phénomènes de CT pourraient s'expliquer par un contrôle supraspinal des activations musculaires agonistes et antagonistes.



*Fig. 10 : Changement (%) de la force musculaire développée en flexion plantaire au niveau du membre non-entraîné pour un groupe entraîné en EFM (MST) et pour un groupe contrôle (CG). Cette augmentation de force musculaire était accompagnée d'une augmentation de l'activation volontaire des fléchisseurs plantaire du membre non-entraîné (emprunté et modifié à Tøien et al., 2018).*

L'entraînement de force par imagerie mentale permet également d'augmenter la force musculaire (Folland & Williams, 2007). Par exemple, Sidaway et Trzaska en 2001, ont relevé une augmentation significative du MdF enregistré en dorsiflexion suite à un entraînement de force en imagerie mentale. Les groupes entraînés en imagerie mentale et en pratique physique présentaient tous deux une augmentation des capacités de production de force, bien que le groupe entraîné physiquement présentait une augmentation plus importante de la production de force en dorsiflexion (*Fig. 11*). Une autre étude souligne les bénéfices de l'imagerie mentale (Lebon et al., 2010). Cette étude met en place un entraînement de force de 6 semaines chez deux groupes. Le groupe expérimental réalise l'entraînement physiquement et réalise également des séances d'imagerie mentale pendant les phases de repos alors que le groupe contrôle ne réalise que



*Fig. 11 : Pourcentage de changement de force musculaire après un entraînement de force de 4 semaines pour un groupe contrôle (Control), un groupe entraîné en imagerie mentale uniquement (Mental Practice) et un groupe entraîné physiquement (Physical Practice). Emprunté à Sidaway et Trzaska., 2005.*

l'entraînement physique. Le groupe expérimental de cette étude présente une amélioration de la force musculaire plus importante que le groupe contrôle. L'ensemble de ces résultats suggèrent et renforcent l'hypothèse que les adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement de force pourraient être sous contrôle du système nerveux central.

**Résumé :** De manière générale, bien que les adaptations neurophysiologiques induites à court terme par les entraînements de force aient été largement étudiées, leur origine reste assez méconnue. Lors de périodes d'entraînement en force de moins de quatre semaines, aucune modification de la physiologie musculaire n'a pu être observée. Cependant, une augmentation de la force musculaire, un relâchement antagoniste et une augmentation de l'activation volontaire du muscle agoniste ont pu être mis en évidence dans la période aiguë suivant l'initiation de l'entraînement de force. De manière surprenante, ces adaptations étaient retrouvées à la fois du côté entraîné mais également du côté non-entraîné et étaient associées à une meilleure efficacité du contrôle moteur. L'ensemble de ces résultats suggèrent une origine centrale des adaptations neurophysiologiques induites à court terme par les procédures d'entraînement de force. L'hypothèse de cette origine supraspinale est également confortée par les méthodes d'entraînement de force par imagerie mentale qui permettent également une augmentation de la production de force alors qu'aucun entraînement physique n'est proposé.



## NEUROPHYSIOLOGIE DE LA COMMANDE MOTRICE

La naissance d'une commande motrice volontaire résulte de l'activation des structures corticales impliquées dans la réalisation du mouvement. Le cortex moteur, l'aire motrice supplémentaire et le cortex pré-moteur travaillent en association (Goldberg, 1985; Mazurek & Schieber, 2017) pour moduler l'activité des motoneurones *alpha*, localisés au niveau spinal, qui innervent les organes musculaires effecteurs. Au niveau spinal, l'activité des motoneurones alpha est modulée par les circuits reflexes qui permettent d'ajuster rapidement l'activité des muscles agonistes et antagonistes (Remaud et al., 2007). Dans un premier temps, ce chapitre s'attache à décrire les mécanismes spinaux régulateurs de la commande motrice volontaire ainsi que leurs altérations sous l'effet des procédures d'entraînement en force. Par la suite, la voie de la motricité volontaire et les mécanismes corticaux régulateurs de la commande motrice volontaire seront présentés ainsi que leurs altérations sous l'effet des procédures d'entraînement en force.

### *Mécanismes spinaux régulateurs de la commande motrice volontaire*

La moelle épinière fait partie du système nerveux central et représente la voie de communication entre les structures corticales et la périphérie. La moelle épinière constitue le siège des circuits réflexes qui interviennent dans la régulation des activations musculaires agonistes et antagonistes (Hultborn, 1972; Remaud et al.,

2007). D'un point de vue physiologique, l'activité réflexe est rendue possible par la présence d'interneurones excitateurs et inhibiteurs localisés au niveau de la corne antérieure de la moelle épinière (Fig. 12). Le réflexe d'inhibition réciproque est caractérisé par une stimulation des afférences sensorielles de type *Ia* par les fuseaux neuromusculaires des muscles agonistes. En réponse à cette stimulation, les motoneurones *alpha* des muscles agonistes et antagonistes sont respectivement stimulés et inhibés. Le réflexe myotatique inverse consiste en une stimulation des afférences sensorielles *Ib* par l'intermédiaire des organes tendineux de golgi des muscles agonistes. En réponse à cette stimulation, l'activité des motoneurones *alpha* des muscles agonistes est inhibée alors que l'activité des motoneurones *alpha* des muscles antagonistes est stimulée (Remaud et al., 2007).

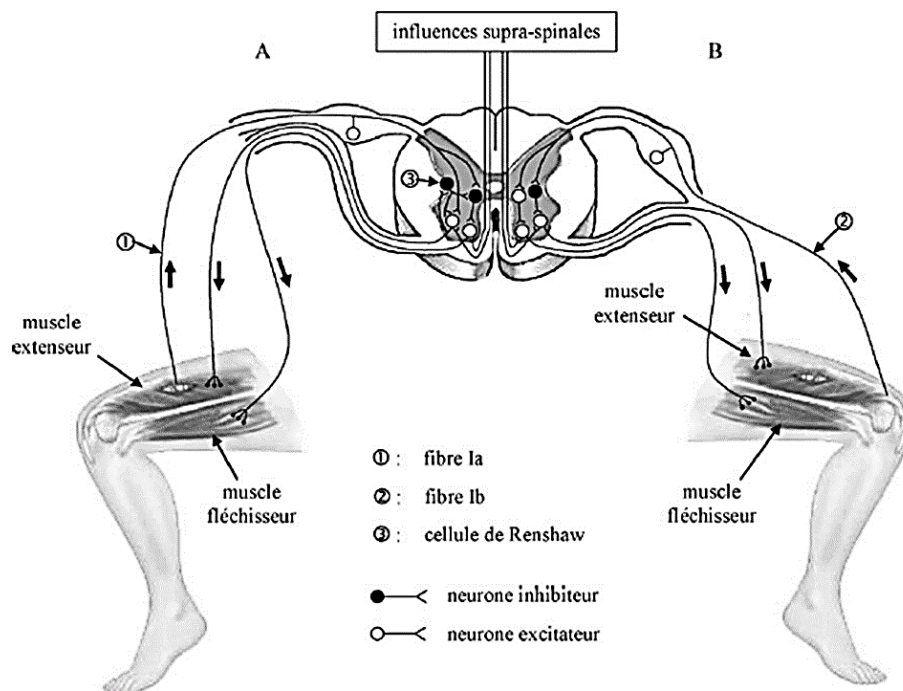


Fig. 12 : (A) Réflexe d'inhibition réciproque et (B) myotatique inverse (emprunté à Remaud et al., 2007).

L'activation musculaire antagoniste peut également être ajustée au niveau spinal par l'intermédiaire des cellules de Renshaw. En effet, une partie des fibres des motoneurones *alpha* présentent des ramifications vers les cellules de Renshaw qui inhibent à la fois le muscle agoniste et les inhibiteurs des muscles antagonistes, on parle alors de double inhibition (Hultborn., 1972 ; Remaud et al., 2007). L'ensemble de ces circuits reflexes permettent la régulation des activations musculaires au niveau spinal (Remaud et al., 2007).

L'augmentation de l'activation volontaire des muscles agonistes (Reeves et al., 2004 ; Fimland et al., 2010 ; Tøien et al., 2018 ; Helgerud et al., 2020) et le relâchement des muscles antagonistes (Carolan et Cafarelli., 1992 ; Reeves et al., 2004 ; Remaud et al., 2007) induit par les entraînements de force pourraient être en partie expliqués par une altération des réflexes spinaux (Scaglioni et al., 2002 ; Fimland et al., 2010 ; Tøien et al., 2018 ; Mason et al., 2019 ; Helgerud et al., 2020), notamment du réflexe d'inhibition réciproque (Remaud et al., 2007). L'entraînement de force conduit une augmentation de la réponse réflexe (H-reflex) obtenue par stimulation électrique sous maximale au niveau du nerf moteur (Holtermann et al., 2007; Lagerquist et al., 2006) après trois semaines d'entraînement (*Fig. 13*). Cette augmentation de la réponse réflexe obtenue par stimulation électrique induite par l'entraînement est supposée refléter à la fois

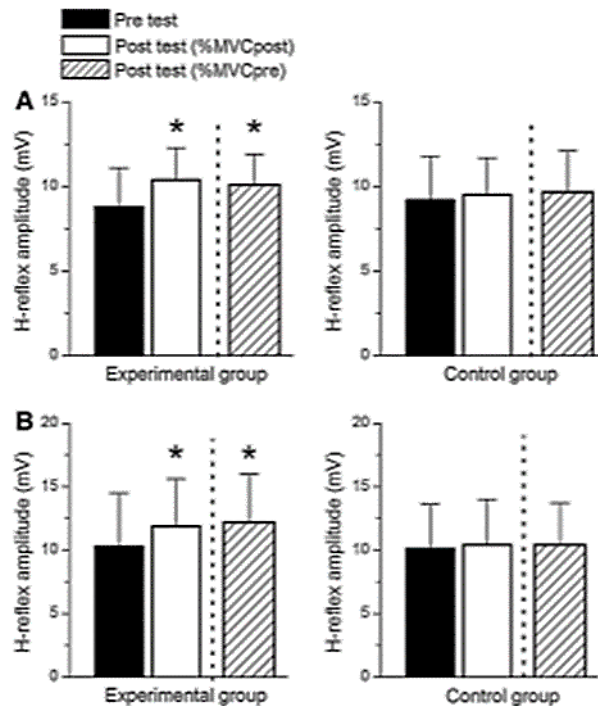


Fig. 13 : Augmentation de la réponse reflexe H, obtenue au niveau du muscle Soleus par stimulation électrique, enregistrée à 20% (A) et 60% (B) de MVC en flexion plantaire avant (noir) et après trois semaines d'entraînement de force (blanc et hachuré). Les barres blanches et hachurées représentent un niveau de contraction de 20 % (A) et 60% (B) de la MVC respectivement enregistrée à l'évaluation pre- et post-test. Emprunté à Holtermann et al., (2007).

l'augmentation de l'excitabilité spinale ainsi qu'une réduction des mécanismes d'inhibitions pre- et post-synaptique (Aagaard et al., 2002).

Le complexe agoniste-antagoniste contribue à la coordination du mouvement et pourrait intervenir dans la régulation de la production de force (Baratta et al., 1988; Kellis, 1998; Latash, 2018). Ce complexe agoniste-antagoniste est supposé être régulé par les structures spinales (Duclay et al., 2011; Remaud et al., 2007) mais également par les structures supraspinales (Dal Maso et al., 2017 ; Holtermann et al., 2007). L'amélioration du contrôle moteur induite par les procédures d'entraînement de force pourrait donc provenir d'une adaptation du

contrôle spinale et/ou supraspinale du complexe agoniste-antagoniste. Cette hypothèse d'un contrôle supraspinal est renforcée par le phénomène de cross transfert (CT) ainsi que par les adaptations induites par l'entraînement de force par imagerie mentale qui sont observées à la fois au niveau du membre entraîné mais également au niveau du membre non-entraîné (Carolan et Cafarelli., 1992 ; Shima et al., 2002 ; Lee et al., 2009 ; Tøien et al., 2018).

### *La voie de la motricité volontaire*

D'un point de vue anatomique, les structures corticales et spinales sont reliées de façon directe et indirecte (Gazzaniga et al., 2000; Lemon, 2008; Lohia & McKenzie, 2020). La voie cortico-spinale représente les projections directes des structures corticales vers les structures spinales. Cette voie cortico-spinale est composée des axones issus du cortex moteur primaire, de l'aire motrice supplémentaire et du cortex somatosensoriel. Environ 85 à 90 % des axones de la voie cortico-spinale, croisent la ligne médiane au niveau de la décussation pyramidale et descendent le long du faisceau cortico-spinal latéral pour aller se projeter sur les motoneurones alpha ipsilatéraux au niveau des cornes ventrales de la moelle épinière. Au niveau de la décussation pyramidale, 10 à 15 % des axones du faisceau cortico-spinal ne croisent pas la décussation pyramidale et descendent vers les étages inférieurs le long du faisceau cortico-spinal antérieur (*Fig. 14*). Des travaux admettent l'existence d'une commande commune, appelée

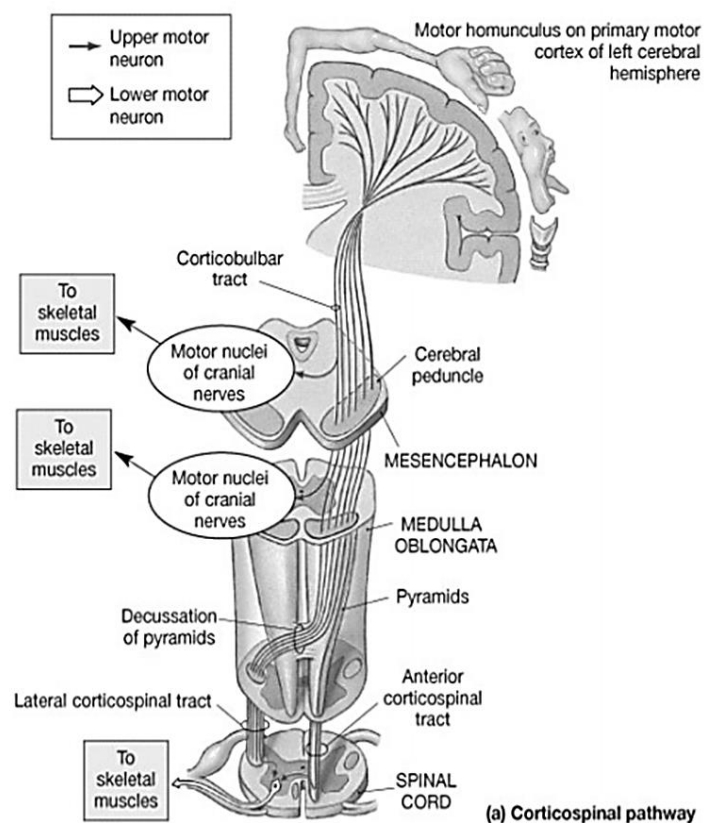


Fig. 14 : Représentation schématique de la distribution des fibres corticospinales. Les axones issus du cortex moteur descendent vers le tronc cérébral et croise pour une partie la ligne médiane au niveau de la décussation pyramidale puis descendent le long du faisceau corticospinal antérieur ou latéral vers les cornes ventrales de la moelle épinière (emprunté à Azulay, J.P ; cours de Troubles Moteur Centraux 2017-2018).

« Common Drive », par laquelle les structures supraspinales contrôleraient simultanément les groupes musculaires agonistes et antagonistes (Semmler et al., 2013 ; Boonstra, 2013).

### *Mécanismes corticaux régulateurs de la commande motrice volontaire*

Le cortex moteur (M1) est une structure dédiée à l'exécution de la commande motrice. Cette structure est située au niveau du gyrus précentral, juste en avant de

scissure de Rolando qui le sépare du cortex somatosensoriel en arrière (Gazzaniga et al., 2000). Le M1 s'étend depuis la scissure longitudinale vers la scissure latérale de manière symétrique pour les deux hémisphères cérébraux. En avant, le M1 est séparé du cortex pré-moteur et de l'aire motrice supplémentaire qui interviennent dans la représentation et la planification de l'action motrice (Goldberg, 1985; Mazurek & Schieber, 2017). La substance grise, qui recouvre la superficie du M1 et qui contient les neurones moteurs, peut être décomposée en une couche superficielle et une couche profonde. La couche profonde, contient les axones des neurones moteurs du faisceau corticospinal qui se projettent sur les motoneurones alpha localisés au niveau de la moelle épinière.

De manière intéressante, le neurologue canadien Penfield, remarque en 1937 que des stimulations électriques du gyrus central provoquent des contractions musculaires très localisées au niveau du côté controlatéral (Penfield & Rasmussen, 1950). En effet, la distribution des neurones moteurs au niveau du M1 suit une organisation typique (somatotopique) où chaque partie du corps peut être représentée schématiquement (*Fig. 15*). La distribution des aires est fonction de la complexité motrice allouée aux différentes régions corporelles. Ainsi la surface correspondant au contrôle du pouce est comparable à la surface dédiée au contrôle de l'ensemble du membre inférieur.

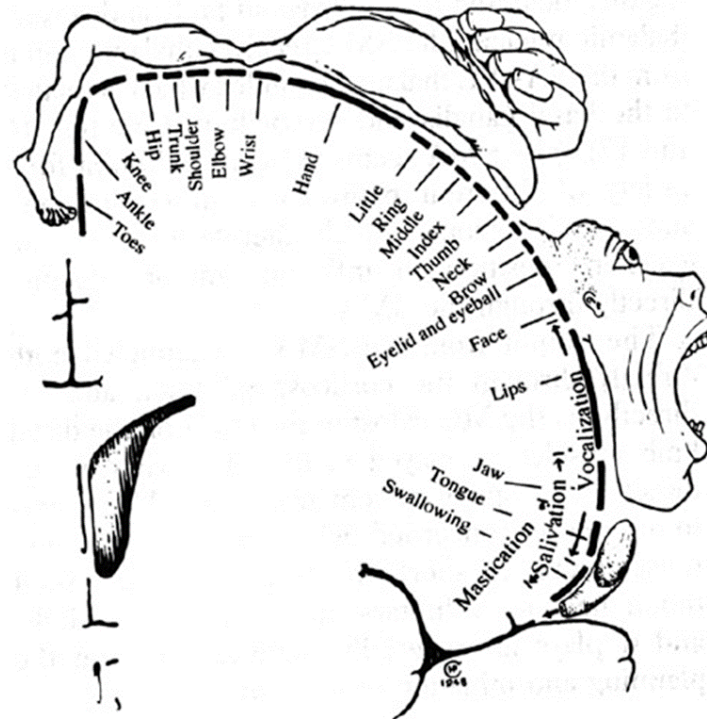


Fig. 15 : Organisation somatotopique du cortex moteur emprunté à *medecine.unige.ch*.

D'un point de vue électrophysiologique, la naissance d'une commande motrice peut être mise en évidence par électroencéphalographie (EEG). Ces dispositifs d'acquisition non-invasifs permettent la quantification de l'activité électrique corticale par le biais d'un bonnet muni d'électrodes directement placées sur le cuir chevelu d'un participant. Chaque électrode enregistre non seulement l'activité électrique générée orthogonalement et émise par un pool de neurones sous-jacent mais enregistre également une large contribution du signal électrique issue de différentes zones du cortex (Delorme & Makeig, 2004; Tucker et al., 1994). Les dispositifs d'acquisition du signal EEG offrent une bonne résolution temporelle associée à une faible résolution spatiale comparativement aux méthodes d'IRM fonctionnel (Carroll et al., 2011; Tucker et al., 1994).



Différents auteurs ont mis en évidence une modulation de la puissance spectrale caractéristique de l'action motrice autour des bandes de fréquence *Alpha* (~10 Hz) et *Béta* (~20 Hz) au niveau du M1 lors de la réalisation d'une action motrice (Fig. 16; Aoh et al., 2019; Pfurtscheller & Aranibar, 1979; Pfurtscheller & Aranibar, 1980). Cette diminution de la puissance spectrale, appelée désynchronisation corticale liée à l'évènement (Event-Related-Desynchronisation - ERD) a été mise en évidence comparativement à des périodes de repos précédant l'action motrice.

A l'arrêt de l'action motrice, l'activité corticale au niveau du cortex sensorimoteur est caractérisée par une augmentation de la puissance spectrale dans la bande de fréquence *Béta* (Event-Related-Synchronisation ; ERS) toujours comparativement à des périodes de repos précédant l'action motrice

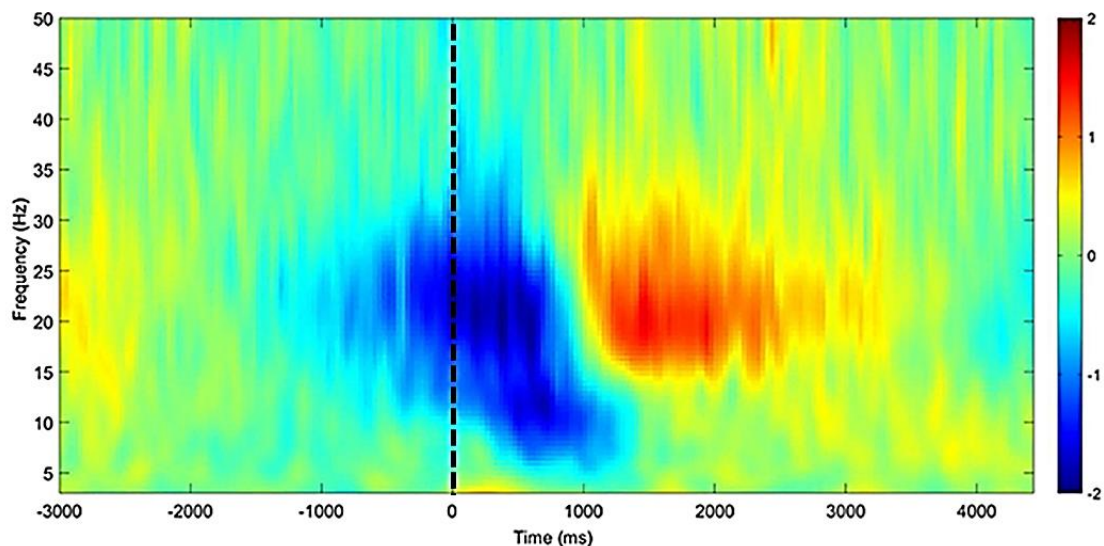


Fig. 16 : Représentation typique temps fréquence de l'activité corticale enregistrée au niveau du cortex moteur lors d'une contraction en extension du poignet. L'initiation du mouvement est représentée par la ligne verticale en pointillés. La diminution de la puissance spectrale en Béta (ERD, en bleu) précède l'action motrice et perdure jusqu'à l'arrêt de la contraction. La resynchronisation spectrale en Béta (ERS, en rouge) apparaît à l'arrêt de l'action motrice (emprunté et modifié de Aoh et al., 2019).

(Pfurtscheller, 1992; Pfurtscheller & da Silva., 1999, 1999; Pfurtscheller & Neuper, 1994).

L'ERD dans la bande de fréquence *Bé*ta est supposée refléter l'activation du M1 lors de la planification et la transmission de la commande motrice vers les organes musculaires effecteurs (Aoh et al., 2019; Pfurtscheller & da Silva., 1999; Toro et al., 1994). L'ERD peut être mise en évidence environ une seconde avant l'initiation de la commande motrice et perdure tout le long de la contraction aussi bien lors d'une contraction réelle ou par imagerie mentale (Bai et al., 2008; Jeon et al., 2011). Le rôle de l'ERS reste discuté dans la littérature (Cassim et al., 2001). Certains auteurs ont suggéré que l'ERS pourrait refléter la désactivation active du M1 à l'arrêt de la commande motrice (Pfurtscheller et al., 1992; Pfurtscheller et al., 1999; Sallard et al., 2014). Cette hypothèse est soutenue notamment par le fait que le M1 est moins excitable pendant la phase d'ERS (Chen et al., 1999; Chen et al., 1998). De plus, l'ERS apparait de façon similaire à une contraction réelle lors d'un mouvement par imagerie mentale (Bai et al., 2008 ; Jeon et al., 2011), ce qui conforte l'hypothèse que l'ERS serait attribuée à une désactivation de M1. Une autre hypothèse propose que l'ERS reflète l'intégration des informations sensorimotrices. Cette hypothèse est confortée par différents travaux qui ont mis en évidence l'apparition de l'ERS après une mise en mouvement passive (Cassim et al., 2001; Degardin et al., 2009) ou encore sous l'influence de stimulations électriques cutanées ou nerveuses (Degardin et al., 2009; Houdayer et al., 2006).

D'autres travaux se sont également intéressés à la modulation des mesures d'ERD et d'ERS sous l'influence du niveau de force. Les résultats révèlent que les mesures d'ERD et d'ERS sont significativement augmentées en association avec l'augmentation du niveau de force atteints lors de contractions sous maximales isométriques (Fig. 17; Cremoux et al., 2013; Pfurtscheller & da Silva., 1999).

Pour atteindre des niveaux de force plus important le M1 désynchronise davantage son activité oscillatoire ce qui suggère une activation plus importante (Cremoux et al., 2013; Ruas et al., 2016). Une activation corticale du M1 plus importante est associée à une activation EMG agoniste plus importante lors de contractions

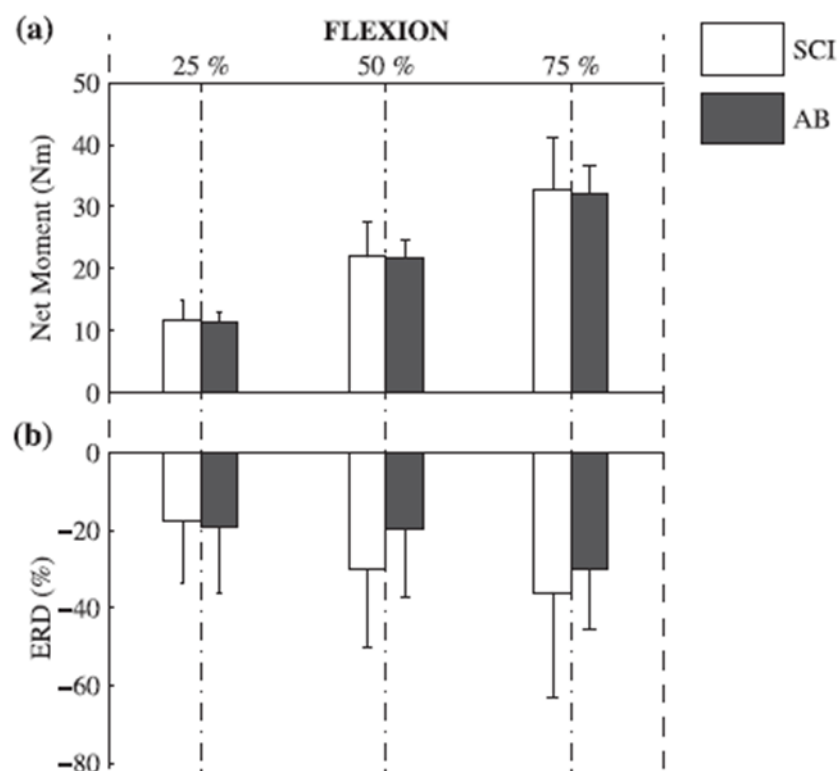


Fig. 17 : Relation entre le MdF (N.m) atteint lors de contractions isométriques sous maximales en flexion du coude (a) et la désynchronisation corticale (%) localisée au niveau du cortex moteur (b). Les moments de force les plus importants sont caractérisés par une désynchronisation corticale plus importante (Emprunté à Cremoux et al., 2013).

isométriques en flexion plantaire (do Nascimento et al., 2005). L'ensemble de ces résultats suggèrent que la modulation de l'activité oscillatoire du M1 par le biais des mécanismes d'ERD(S) permettrait le contrôle, la régulation et l'arrêt de l'action motrice volontaire au niveau cortical.

Peu d'études ont investi de manière longitudinale la modulation des activations corticales induites par l'entraînement de force avec les techniques d'acquisition EEG. Des travaux récents ont suggéré que l'entraînement de force pourrait induire une adaptation de l'activité corticale. Les athlètes de force présentent des activations corticales plus importantes comparativement à des athlètes d'endurance (Dal Maso et al., 2012). Les auteurs relevaient une activation moins importante des muscles antagonistes chez l'athlète de force lors de contractions sous-maximales isométriques en flexion du genou comparativement à l'athlète d'endurance. Ces résultats indiquent que les procédures d'entraînement pourraient induire des adaptations centrales spécifiques qui seraient fonction de la discipline sportive. Les athlètes cumulaient plusieurs années de pratique et ces résultats ne renseignent pas sur l'évolution temporelle des adaptations centrales induites dans la période aiguë suivant l'initiation d'un entraînement de force chez le novice. Une autre étude révèle une réduction de l'activité corticale dans les trois premières semaines suivant l'initiation d'un entraînement de force pour réaliser une tâche sous maximale d'extension de genou avec une charge constante de 18kg (Falvo et al., 2010). Les auteurs ont alors indiqué que pour réaliser la tâche

expérimentale, le niveau d'activation du M1 était diminué après l'entraînement ce qui suggère une meilleure efficacité corticale. Ce résultat souligne que les procédures d'entraînement pourraient conduire à des adaptations centrales à court terme dans la période aiguë suivant l'initiation de l'entraînement de force.

***Résumé :** La génération de la commande motrice volontaire s'effectue principalement au niveau du M1. Cette commande motrice est transmise le long des voies corticospinales de la motricité volontaire vers les motoneurones alpha localisés au niveau de la moelle épinière qui assurent le relais de la commande motrice jusqu'aux organes musculaires effecteurs. La commande motrice peut être mise en évidence par les techniques non-invasives d'acquisition du signal de surface EMG et EEG. La génération d'une commande motrice est précédée par une désynchronisation corticale du cortex moteur qui indique l'activation d'un pool de neurones sous-jacents. Cette activité électrique est transmise jusqu'aux muscles effecteurs de l'action motrice et se caractérise au niveau musculaire par une bouffée d'activation EMG. Le contrôle de la contraction musculaire est supposé être assuré à la fois par l'activité réflexe au niveau spinal mais également par les structures supraspinales. L'entraînement de force permettrait à la fois un relâchement du muscle antagoniste et une amélioration du niveau d'activation musculaire volontaire lors de la phase aigüe suivant l'initiation de l'entraînement. Ces adaptations pourraient être expliquées par une optimisation de l'efficacité corticale, une amélioration de la communication cerveau-muscle mais également par une adaptation de la commande commune agonistes-agoniste et/ou agoniste/antagoniste ainsi que par une altération des mécanismes réflexes au niveau spinal. Malheureusement, considérées de manière indépendante, les activités électrophysiologiques corticales et musculaires ne permettent pas de refléter cette communication corticomusculaire.*

## MESURES DE COHERENCE ELECTROPHYSIOLOGIQUES

### *Interactions corticomusculaires et intermusculaires*

L'étude de la communication corticomusculaire représente un enjeu important afin de comprendre les mécanismes de contrôle, de régulation et d'adaptation de la commande motrice. L'étude écologique de ces mécanismes est rendue possible par les mesures de cohérence corticomusculaire (CMC) et intermusculaire (IMC). Conway et al., (1995) avaient suggéré que la mesure de CMC pourrait être le reflet de l'implication des neurones du cortex moteur à la fois dans la génération et dans le contrôle de l'action motrice. Proposée dans les années 1990, la mesure de CMC consiste à normaliser le spectre fréquentiel commun (cross-spectrum) aux signaux électrophysiologiques obtenus par magnétoencéphalographie (MEG) ou EEG et EMG par le spectre fréquentiel individuel (auto-spectrum) de chaque signal. Le processus de calcul se formalise par l'équation suivante :

$$Coh_{c1,c2}(f) = \frac{|S_{c1c2}(f)|}{S_{c1c1}(f) \cdot S_{c2c2}(f)}$$

où  $S_{c1c2}(f)$  représente le cross-spectrum des signaux EEG et EMG à chaque fréquence ( $f$ ) que contient le signal et où  $S_{c1c1}(f)$  et  $S_{c2c2}(f)$  représentent les auto-spectrum respectifs des signaux EEG et EMG à chaque fréquence ( $f$ ) que contient le signal.

La détermination du spectre fréquentiel des signaux était obtenue par une transformée de Fourier. L'expression des mesures de cohérence est caractérisée par des valeurs comprises entre 0 et 1. Une valeur proche de 1 indique une forte cohérence entre les deux signaux alors qu'une valeur nulle ou proche de 0 indique une absence de cohérence. Afin d'estimer la significativité des valeurs de cohérence calculées, Rosenberg et al. (1989) ont proposé d'ajuster le seuil de significativité selon l'équation suivante :

$$CL_{\gamma} = 1 - \left[1 - \frac{\gamma}{100}\right]^{\frac{1}{1-n}}$$

où  $CL$  désigne le seuil de significativité au-dessus duquel les valeurs de cohérences sont considérées significatives, où  $\gamma$  représente le niveau de significativité, généralement fixé à 0.05 et où  $n$  désigne le nombre d'essais de l'échantillon de données.

Cependant, cette méthode de calcul est fortement impactée par les caractéristiques non-stationnaire des signaux électrophysiologiques enregistrés (Bigot et al., 2011 ; Lachaux et al., 2002). De plus, un grand nombre d'essais était requis afin de permettre l'identification de la CMC. Différents travaux ont donc proposé une nouvelle méthode directement basée sur une décomposition temps-fréquence des signaux EEG et EMG (Bigot et al., 2011 ; Lachaux et al., 2002 ; Zhan et al., 2006). Bigot et al., (2011) ont proposé une analyse statistique afin d'estimer la



significativité des valeurs basée sur la définition d'un seuil statistique qui est fonction à la fois des valeurs propres des signaux mais également du nombre d'essais caractérisant l'échantillon de données. La sensibilité de la mesure est considérée comme acceptable et permet l'identification de la CMC à partir de seulement quelques essais de mesure. Bien que surpassant certaines limites caractéristiques des anciennes méthodes de quantification de la CMC, la méthode de Bigot et al., (2011) reste toutefois sensible au nombre d'essai caractérisant l'échantillon de données (Charissou, 2018). Une attention particulière devrait être adoptée pour conserver un nombre d'essai similaire lors des phases de prétraitements du signal EEG (*Cf. Annexe 1 & 2*).

Les mêmes méthodes de quantification de la cohérence peuvent être utilisées pour quantifier la cohérence intermusculaire (IMC). La IMC est supposée refléter la commande commune émise depuis les neurones pyramidaux du cortex moteur vers les organes musculaires par le biais des motoneurones alpha (Boonstra, 2013 ; Liu et al., 2019). Une étude suggère que la IMC pourrait être un indicateur de la synchronisation intermusculaire (Laine & Valero-Cuevas, 2017). A la différence du signal EEG, le traitement classique du signal EMG implique généralement une rectification en valeur absolue (Shiavi et al., 1998 ; Desmyttere et al., 2018). Cependant des études ont mis en évidence que ce procédé de rectification du signal EMG était néfaste à l'identification des zones significatives de CMC et de IMC (McClelland et al., 2012 ; Neto & Christou, 2010). En conséquence, ces auteurs proposent de ne pas rectifier le signal EMG lors des calculs de cohérence.

### *Modulations des interactions corticomusculaires*

L'activité oscillatoire corticale dans la bande de fréquence *Béta* (~20 Hz) est significativement corrélée avec l'activité oscillatoire EMG des muscles agonistes et antagonistes enregistrée au niveau du membre controlatéral lors d'une contraction sous maximale isométrique (Bayram et al., 2015; Conway et al., 1995; Desmyttere et al., 2018; Lattari et al., 2010; Liu et al., 2019; Mima & Hallett, 1999). Une augmentation du niveau de production de force conduit à une augmentation de la magnitude de la CMC en *Béta* lors de contraction sous-maximales isométriques (Mima et al., 1999 ; Lattari et al., 2010 ; Bayram et al., 2015 ; Desmyttere et al., 2018 ; Liu et al., 2019). Cependant, pour des niveau de force importants, à partir de 40% de MVIC, la CMC significative est retrouvée pour des fréquences plus élevées, autour de 40 Hz (Lattari et al., 2010; Ushiyama et al., 2012).

Les interactions corticomusculaires semblent également être modifiées en fonction de la phase de production de force (Desmyttere et al., 2018; Masakado & Nielsen, 2008). Dans ces études, les valeurs de CMC quantifiées lors des phases de montée et de descente en force sont significativement moins importantes que les valeurs de CMC retrouvées en phase de maintien de force. Relevons tout de même que le niveau de force atteint pendant les phases de montée et de descente est inférieur au niveau atteint lors de la phase de maintien (Desmyttere et al.,

2018 ; Masakado et Nielsen., 2008). Cet effet en phase de la contraction pourrait donc également refléter un effet du niveau de force.

Desmyttere et al. (2018) suggèrent également une relation entre la magnitude de la CMC dans la bande fréquence *Béta* (~20 Hz) et la performance du contrôle moteur. Dans cette étude, la précision et la stabilité de la production de force, qui représentent la performance du contrôle moteur, étaient respectivement évaluée par l'erreur absolue (AE) et par l'erreur variable (VE) lors de contractions en flexion plantaire isométriques à 20% de MVIC. L'AE et la VE étaient modulées en association avec la magnitude de la CMC au niveau du muscle antagoniste. D'autres auteurs suggèrent que la mesure de CMC pourrait être modulée avec la difficulté de la tâche motrice, particulièrement lorsque la tâche expérimentale implique davantage de précision dans la production de force (Kristeva et al., 2007; Kristeva-Feige et al., 2002).

La présence d'une interaction corticomusculaire significative dans la bande de fréquence *Alpha* (~10 Hz) a été mise en évidence par certains auteurs (Cremoux et al., 2017; Mehrkanoon et al., 2014; Raethjen et al., 2002). Plus précisément, Cremoux et al. (2017) ont mis en évidence une relation entre la magnitude de la CMC en *Alpha* et le niveau de coactivation musculaire chez un groupe de participants sains et chez un groupe de participants présentant des lésions de la moelle épinière. De manière intéressante, les participants présentant des lésions de la moelle épinière étaient caractérisés par une coactivation plus importante et

une magnitude de CMC *Alpha* plus faible comparativement au groupe contrôle. Cette modulation de la magnitude en *Alpha* pourrait refléter le contrôle cortical de la circuiterie spinale, particulièrement au niveau du réflexe d'inhibition réciproque.

Très peu d'études ont investies les modulations des mesures de CMC sous l'effet de l'entraînement. Cependant, des études révèlent que la spécialité sportive conduit à des altérations spécifiques des interactions corticomusculaires. En effet, les danseurs et les sportifs de force présentent des valeurs de CMC plus faible comparativement à des participants non-entraînés lors de tâches de contractions isométriques à 30% de MVIC au niveau du membre inférieur (Ushiyama et al., 2010). Ce résultat suggère une adaptation de la commande motrice induite par la discipline sportive (Fig. 18). Dal Maso et al. (2017) ont également mis en

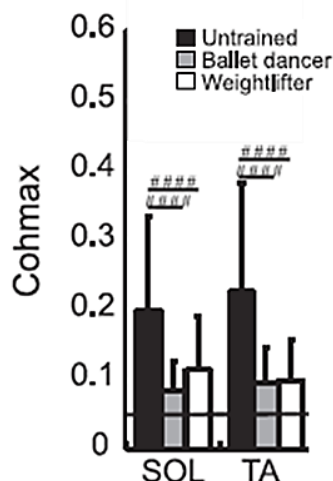


Fig. 18 : Magnitude maximale de la CMC dans la bande de fréquence Béta lors de contractions sous-maximales à 30% de MVIC en flexion plantaire au niveau du muscle Soleus (SOL) et en dorsiflexion au niveau du muscle Tibialis Anterior (TA) chez un groupe de participants non-entraînés, un groupe de danseurs et un groupe d'haltérophiles. Le groupe de participants non-entraînés présente une magnitude de la CMC plus élevée comparativement au groupe de danseurs et d'haltérophiles (emprunté et modifié de Ushiyama et al., 2010).

évidence une altération de la mesure de CMC en fonction de la discipline sportive. Ces auteurs ont comparé les modulations de la magnitude de la CMC chez un groupe d'experts de force et un groupe d'experts en endurance lors de contractions isométriques en flexion et en extension du coude (Fig. 19). Les résultats révèlent que le groupe entraîné en force présente une magnitude de CMC plus élevée au niveau de l'antagoniste comparativement au groupe entraîné en endurance.

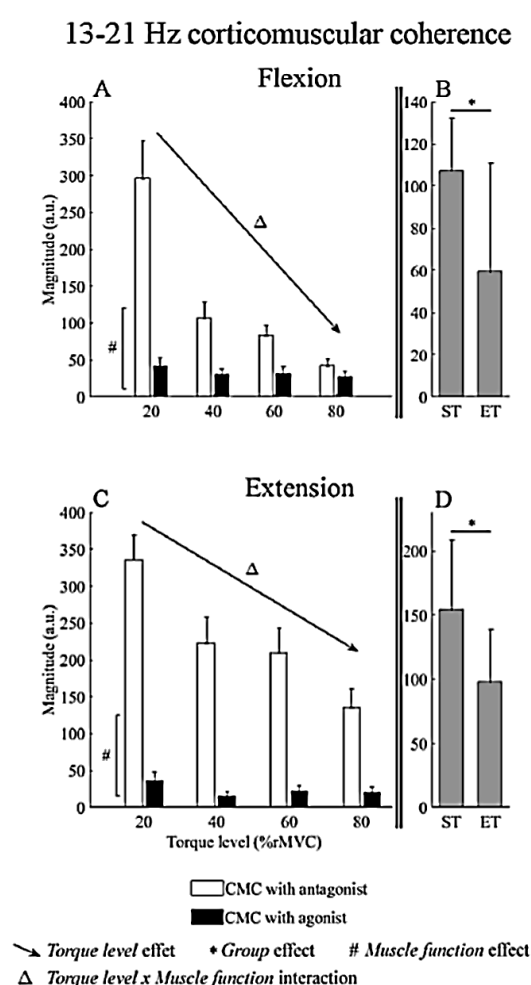


Fig. 19 : Magnitude moyenne de la CMC en Béta enregistrée en flexion (A) et en extension du coude (C) en fonction du niveau de force (%) pour un groupe expert de force (ST) et un groupe expert d'endurance (ET). Comparaison des magnitudes moyennes de la CMC en Béta pour les groupes experts de force et d'endurance sans distinction du niveau de force en flexion (C) et en extension (D). Les participants experts de force présentent des magnitudes de CMC plus importantes comparativement aux participants experts d'endurance (C, D). Emprunté et modifié de Dal Maso et al., (2017).

L'entraînement de force est connu pour induire un relâchement antagoniste (Baratta et al., 1988; Dal Maso et al., 2012; Mullany et al., 2002). Dal Maso et al., (2017) ont donc suggéré que ces altérations spécifiques à la spécialité sportive pourraient refléter la régulation corticale des muscles antagonistes. Les procédures d'entraînement peuvent toutefois conduire à une amélioration de la précision et de la stabilité de la production de force (Hortobagyi et al., 2001). De fait, l'altération de la CMC induite par l'entraînement de force (Dal Maso et al., 2017 ; Ushiyama et al., 2010) pourraient également refléter une relation entre la magnitude de la CMC et la performance du contrôle moteur (Desmyttere et al., 2018).

Les mesures de CMC pourraient représenter une alternative écologique permettant d'évaluer la commande motrice volontaire en milieu clinique (Kristeva et al., 2007 ; Lattari et al., 2010 ; Boonstra., 2013 ; Liu et al., 2019). Différentes études ont mis évidence des altérations de la CMC chez le patient neurologique comparativement au participant sain (Cremoux et al., 2017; Fang et al., 2009; Larsen et al., 2017; Liu et al., 2019; Rossiter et al., 2013). Ces altérations de la CMC chez le patient neurologique pourraient être impliquées dans la perte des fonctions motrices et pourraient être recouvertes par les procédures d'entraînement de motricité fine associées à des stimulations électriques nerveuses (Pan et al., 2018). Cependant, l'étude de l'évolution temporelle des modulations de la CMC induite par l'entraînement chez le participant sain

s'impose avant de caractériser les adaptations corticomusculaires en milieu clinique. A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'évolution temporelle des modulations des mesures de CMC induite dans la phase aigüe suivant l'initiation d'un entraînement de force.

### *Modulations des interactions intermusculaires*

De même que pour les mesures de CMC, des interactions intermusculaires significatives sont retrouvées dans les bandes de fréquence *Alpha*, *Béta* et *Gamma* lors de contractions musculaires statiques et dynamiques (Charissou, 2018; Lee et al., 2014; Walker et al., 2019; Wang et al., 2015). Contrairement à la mesure de CMC, la sensibilité de la mesure de IMC sous l'influence du niveau de force produit est méconnue. Une seule étude a manipulé le niveau de force produit lors de contractions sous-maximales isométriques (Walker et al., 2019). Cette étude investiguait les modulations de la IMC après un entraînement de force de 14 semaines chez le jeune participant et chez la personne âgée. Les auteurs ont étudié trois niveaux de production de force différents, *i.e.*, 20%, 70% et 100% de MVIC, mais n'ont pas comparé statistiquement les valeurs de IMC enregistrées à ces différents niveaux de production de force. La magnitude de la IMC semble augmenter avec le niveau de production de force pour les deux populations expérimentales (*Fig. 20*). Ces résultats pourraient indiquer une possible influence du niveau de force sur les mesures de IMC.

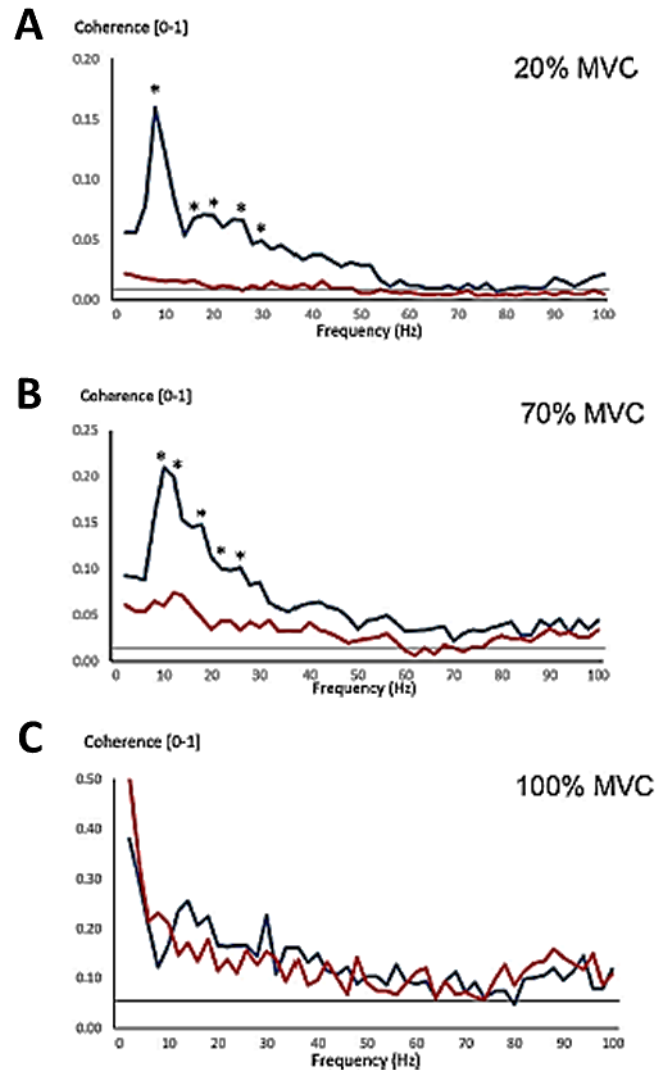


Fig. 20 : Magnitude de la IMC enregistrée lors de contractions en extension de genou à 20 % (A), 70 % (B) et 100% de MVC (C) chez un groupe de participants jeunes (ligne bleu) et chez un groupe de personnes âgées (ligne rouge). La magnitude de la IMC semble augmenter avec l'augmentation du niveau de force. Emprunté à Walker et al., (2019).

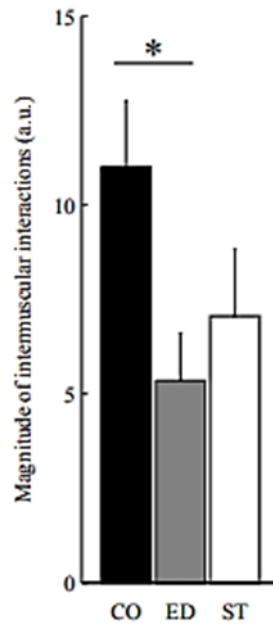
La mesure de IMC peut être altérée selon la tâche expérimentale à réaliser (Lee et al., 2014 ; Laine et Valero-cueva., 2017 ; Walker et al., 2019) ou encore en fonction des muscles investigués (Lee et al., 2014). Par exemple, les mesures de IMC obtenues au niveau de différentes paires de muscles de la main diffèrent (Laine et Valero-cueva., 2017) ce qui suggèrent une synergie musculaire différente selon la fonction des muscles. Ce résultat a été retrouvés pour d'autres



paires de muscles proximaux et distaux (Semmler et al., 2013). Enfin, différents auteurs ont mis en évidence une augmentation des mesures de IMC sous l'effet de la fatigue musculaire induite par une tâche expérimentale (Semmler et al., 2013 ; Wang et al., 2015 ; Charissou et al., 2016).

Une étude récente a étudié l'effet d'un entraînement de force de 14 semaines sur la modulation de la IMC dans les bandes de fréquence *Alpha*, *Béta* et *Gamma* chez le participant jeune et chez le participant âgé (Walker et al., 2019). Les résultats révèlent que la IMC diminue en *Béta* pour un niveau de contraction représentant 20% de MVIC chez le groupe de participants jeunes. Le groupe de participants jeunes présente également une augmentation de la magnitude de la IMC dans la bande de fréquence *Gamma* pour un niveau de contraction représentant 70% de MVIC. Le groupe de personnes âgées avait diminué sa IMC dans la bande fréquence *Alpha* pour le même niveau de force. Ces résultats indiquent que l'altération de la mesure de IMC par l'entraînement en force pourrait être conditionnée par le type de population étudiée.

Une autre étude compare les modulations de la magnitude de la IMC chez un groupe entraîné en force, un groupe entraîné en endurance et un groupe contrôle non-entraîné (Charissou et al., 2016). Dans cette étude, les athlètes ont cumulé au moins cinq années de pratique intensive au sein de leur discipline. Les résultats révèlent que le groupe contrôle présente une IMC en *Béta* significativement plus



*Fig. 21 : Magnitude de la IMC dans la bande de fréquence Béta lors de contractions maximales isométriques en extension de genou chez un groupe d'athlètes d'endurance (ED), de force (ST) et chez un groupe contrôle (CO) non-entraîné. Le groupe non-entraîné présente une magnitude de la IMC plus importante comparativement aux athlètes d'endurance. Emprunté et modifié de Charissou et al., (2016).*

élevée comparativement au groupe entraîné en endurance (Fig. 21). Comparativement au groupe entraîné en force, le groupe contrôle présente une tendance à avoir une IMC plus élevée. Ce résultat est à prendre avec précaution puisque les facteurs d'adaptations physiologiques et morphologiques induit par les procédures d'entraînement de force et d'endurance différent (Glowacki et al., 2004; Ortega et al., 2002; Vila-Chã & Falla, 2016).

De manière similaire aux mesures de CMC, aucune étude ne semble s'être intéressée à l'évolution temporelle des modulations des mesures de IMC dans la phase aiguë suivant l'initiation de l'entraînement en force. Des études ont suggéré une altération des mesures de IMC chez le patient neurologique comparativement

au participant sain (Cremoux et al., 2018; Fisher et al., 2012; Larsen et al., 2017). Chez le patient caractérisé par une lésion incomplète de la moelle épinière, la IMC semble augmenter en association avec une récupération des capacités motrice (Norton & Gorassini, 2006) après un entraînement de marche sur tapis. Ce résultat suggère que la IMC pourrait traduire la capacité des méthodes d'entraînement à induire des adaptations.

### *Reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques*

En 2019, Liu et al., relève dans une revue de littérature, le manque de reproductibilité de la mesure de CMC. A notre connaissance, uniquement trois études ont investi la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014). Ces études ont évalué la reproductibilité des mesures de cohérence par l'intermédiaire des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) et de minimum detectable change (MDC), c'est-à-dire le changement minimum à observer afin qu'une différence significative ne puisse pas être attribuable à la variabilité de la mesure (Darter et al., 2013; Koo & Li, 2016; McGraw & Wong, 1996). Les résultats révèlent que les mesures de cohérence étaient caractérisées par une reproductibilité test-retest faible à bonne en association à un MDC supérieur à 66% (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014). En conséquence, ces résultats pourraient suggérer une interprétation

peu confiante de la modulation des mesures de cohérence, particulièrement lors de protocoles de suivi longitudinaux. Ces études se sont intéressées à des contractions dynamiques (Gennaro et Bruin., 2020 ; Van Asseldonk et al., 2014). Les contractions dynamiques sont connues pour induire des déplacements musculaires sous-cutanés ainsi que pour étirer la surface de la peau située sous les électrodes de surface qui favorisent l'apparition d'artefacts liés au mouvement au niveau du signal EMG (de Talhouet & Webster, 1996). La faible reproductibilité des mesures de cohérence observée dans la littérature (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014) pourrait en partie être expliquée par ces artefacts liés au mouvement. L'étude de la reproductibilité des mesures de cohérence lors de contractions isométriques pourrait permettre de s'affranchir de ces artefacts liés au mouvement. A notre connaissance, aucune étude n'a investi la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques lors de contractions sous-maximales isométriques.

L'ensemble de ces résultats suggère que les mesures de cohérence pourraient être satisfaisantes pour évaluer les adaptations neurophysiologiques chez un ensemble de participants lors de suivit longitudinaux mais semblent peu adaptées afin d'évaluer la modulation des mesures de cohérence chez un unique participant en milieu clinique.



**Résumé :** *Les mesures de cohérence corticomusculaires et intermusculaires sont supposées refléter respectivement l'implication du cortex moteur dans le contrôle et la réalisation de l'action motrice et la part de commande commune transmise par le cortex moteur vers les muscles contributeurs de l'action motrice. Les méthodes de calcul, qui comportaient certaines limitations, ont été optimisées et permettent une identification des interactions corticomusculaires et intermusculaires. Ces mesures semblent être altérées chez le patient neurologique qui est également caractérisé par une altération de la motricité. De récents travaux ont suggéré que ces mesures de cohérence électrophysiologiques étaient altérées par les procédures d'entraînement en comparant des populations d'athlètes et des participants non-entraînés. Aucune étude n'a cependant investi l'évolution temporelle des interactions corticomusculaires et intermusculaires induite dans la période aigüe suivant l'initiation de l'entraînement de force. En conséquence, les interactions corticomusculaires et intermusculaires pourraient représenter des marqueurs écologiques permettant la caractérisation des adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement de force. Cependant, la reproductibilité des mesures de cohérence corticomusculaire et intermusculaire lors de contractions isométrique reste inconnue.*



# **PROBLEMATIQUE**



Les entraînements de force ont été développés afin de recouvrir ou d'optimiser les capacités de production de force des pratiquants. Ces entraînements de force conduisent à des adaptations rapides principalement lors de la phase aigüe suivant l'initiation de la procédure. Ces adaptations se traduisent par une augmentation des capacités de production de force maximale (Hakkinen et al., 1998; Kauffman, 1985; Moritani & Devries, 1980; Phillips, 2000), une augmentation de l'activation volontaire agoniste (Fimland et al., 2010; Folland & Williams, 2007; Reeves et al., 2004; Scaglioni et al., 2002; Tillin et al., 2011; Tøien et al., 2018), un relâchement antagoniste (Carolan & Cafarelli, 1992; Reeves et al., 2004) ainsi que par une optimisation du contrôle moteur lors de la production de force (Hortobagyi et al., 2001; Keen et al., 1994; Keogh et al., 2007; Laidlaw et al., 1999) lors de la période aigüe suivant l'initiation de la procédure d'entraînement de force. Ces adaptations sont également mises en évidence du côté non-entraîné par la procédure d'entraînement physique (Carolan & Cafarelli, 1992; Lebon et al., 2010; Lee et al., 2009; Shima et al., 2002; Sidaway & Trzaska, 2005; Sun et al., 2018; Tøien et al., 2018). Les adaptations induites dans la phase aigüe suivant l'initiation de l'entraînement de force sont supposées être principalement des adaptations d'origine neurophysiologique, c'est-à-dire contrôlées par les structures spinales et/ou corticales (Folland & Williams, 2007). Bien qu'une large gamme d'entraînement ait été proposé dans la littérature, les gains de production de force maximale volontaire les plus rapides et les plus importants sont observés particulièrement pour les entraînements caractérisés par une haute intensité de

contraction associée à un faible nombre de répétitions (Heggelund et al., 2013). Ces entraînements, appelés conventionnellement *Maximal Strength Trainings* (Heggelund et al., 2013; Hill et al., 2012; Tøien et al., 2018; Wang et al., 2017), représentent un paradigme expérimental particulièrement pertinent et ont été utilisés dans le cadre de ce travail de thèse afin d'identifier les marqueurs physiologiques qui pourraient permettre de traduire les adaptations neurophysiologiques induites par l'entraînement.

La réalisation d'une action motrice est précédée d'une activation du cortex moteur. Cette activation est révélée par une diminution (désynchronisation) suivie d'une augmentation (resynchronisation) de la puissance spectrale principalement dans la bande de fréquence *Béta* du signal EEG enregistrées au-dessus du cortex moteur (Pfurtscheller, 1992; Pfurtscheller & Aranibar, 1979). Cette activité, générée au niveau du cortex moteur, est supposée être transportée via les voies cortico-spinale de la motricité volontaire vers les muscles agonistes et antagonistes. Le contrôle des activations agonistes et antagonistes est supposé être contrôlé à la fois par les structures spinales et corticale afin d'assurer des fonctions de stabilisation et de protection de l'articulation (Kellis, 1998; Remaud et al., 2007) et de régulation de la précision et de la stabilité de la production de force (Gribble et al., 2003; Remaud et al., 2007). Au niveau cortical, l'entraînement en force semble conduire à une adaptation des activations corticales. Chez le participant non-entraîné l'activation corticale nécessaire pour réaliser une tâche

sous maximale d'intensité absolue constante semble diminuée après quelques semaines d'entraînement (Falvo et al., 2010). Chez le l'athlète de force, l'entraînement semble conduire à une désynchronisation corticale plus importante comparativement au sportif d'endurance (Dal Maso et al., 2012), ce qui suggère des adaptations de la commande motrice spécifiques à la procédure d'entraînement.

Les interactions corticomusculaires mais également intermusculaires peuvent être quantifiées par les mesures de cohérence électrophysiologiques (Bigot et al., 2011; Conway et al., 1995; Halliday et al., 1995; Liu et al., 2019; Mima & Hallett, 1999; Rosenberg et al., 1989). De récents travaux ont suggéré la relation entre les mesures de cohérence corticomusculaire et la performance du contrôle moteur de l'action motrice (Desmyttere et al., 2018). De manière surprenante, ces mesures de cohérence électrophysiologiques semblent être altérées par les procédures d'entraînement chez l'athlète et chez le patient neurologique caractérisé par des troubles de la motricité à la fois dans la bande de fréquence *Alpha* (~10 Hz) mais également dans la bande de fréquence *Béta* (~20 Hz) (Charissou et al., 2016; Cremoux et al., 2017; Fang et al., 2009; Larsen et al., 2017; Liu et al., 2019). Ces altérations ont été observées chez les patients neurologiques, les sportifs de force ainsi que chez les danseurs comparativement aux participants sains ou non-entraînés. Ces résultats ont été corroborés par des altérations spécifiques à la discipline sportive des mesures de cohérence chez les sportifs de force

comparativement aux sportifs d'endurance (Dal Maso et al., 2017). Ces résultats suggèrent que les adaptations induites par les procédures d'entraînement pourraient être traduites par les mesures de cohérence électrophysiologiques, bien que leur reproductibilité reste à vérifier.

L'objectif de ce travail de thèse était *i)* de caractériser la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques et *ii)* d'investir la capacité de l'entraînement de force maximale à induire des adaptations neurophysiologiques qui pourraient également être traduites par des altérations des mesures de cohérence électrophysiologiques. Sur le plan comportemental, nous avons supposé que l'entraînement de force maximale de trois semaines en flexion plantaire permettrait d'induire à la fois une amélioration des capacités de production de force maximale et de la performance du contrôle moteur à des niveaux de production de force sous-maximaux. Sur le plan musculaire, nous avons supposé que l'entraînement de force maximale pourrait conduire à un relâchement précoce du muscle antagoniste associé à une diminution de l'activation musculaire agoniste pour réaliser une tâche d'intensité constante représentant un niveau de départ initial. Sur le plan central, nous avons également supposé que ces adaptations pourraient être associées à des altérations des mesures de désynchronisations corticales et de cohérence électrophysiologiques principalement dans les bandes de fréquence *Alpha* et *Béta*.



## **CONTRIBUTIONS EXPERIMENTALES**

*Les chapitres suivants s'attachent à décrire la méthodologie expérimentale proposée ainsi que les différentes contributions expérimentales issues de ce travail de thèse. Le protocole repose sur une expérimentation longitudinale de quatre semaines concomitante avec un entraînement de force maximale EFM isométrique de trois semaines, spécifiquement développé pour renforcer la flexion plantaire chez le participant sain. Quatre sessions expérimentales ont permis de combiner l'acquisition des MdF et l'acquisition des activités EMG et EEG. Ces activités ont été enregistrées lors de contractions isométriques maximales et à deux niveaux de force sous-maximaux autour de l'articulation de la cheville du membre inférieur dominant. Après deux évaluations contrôles, les participants ont suivi l'EFM à raison de trois séances d'entraînement par semaine. Cet entraînement était réalisé sur le même dispositif utilisé pour les évaluations expérimentales.*

*A l'issue de la présentation de la méthodologie générale, quatre contributions expérimentales sont présentées. La première contribution propose de mettre en œuvre l'EFM en utilisant un dynamomètre afin d'une part, de fixer l'intensité de l'entraînement en fonction de la MVIC et d'autre part, de quantifier objectivement la bonne réalisation de l'EFM par les participants. La deuxième contribution présentée examine la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques lors de contractions sous-maximales isométriques. La troisième étude présentée dans ce chapitre a pour objectif de mettre en évidence*

*les adaptations neurophysiologiques induites par l'EFM. Ces adaptations sont évaluées à la fois au niveau comportemental et musculaire mais également au niveau central. Les adaptations comportementales sont étudiées en analysant les capacités de production de force maximale, ainsi que la précision et la stabilité de la production de force sous-maximale. Au niveau musculaire, ces adaptations sont évaluées grâce aux mesures d'activations musculaires. Au niveau central, les adaptations sont étudiées via l'analyse des mesures d'ERD, de CMC et de IMC. La quatrième étude n'est pas directement liée à ce protocole expérimental. Cette étude, issue d'une collaboration entre l'Université Polytechnique Hauts de France et le département des Sciences et Technologies de la Santé de l'Université d'Aalborg (Danemark), a pour objectif l'analyse des modulations de la mesure de cohérence corticomusculaire et du contrôle moteur induites par un entraînement moteur de quatre jours chez le participant sain.*





# CHAPITRE 1 : METHODOLOGIE GENERALE

---

## *Participants*

Le protocole expérimental associé à ce travail de thèse a été conduit sur un groupe de treize hommes sains ( $27.6 \pm 6.7$  ans ;  $1.77 \pm 0.04$  m ;  $76.0 \pm 9.9$  kg). Les participants ont été sélectionnés pour leur caractère de novice en entraînement de force du membre inférieur (MI). La latéralité du MI, évaluée à l'aide du test de Chapman (Chapman et al., 1987), révèle qu'un seul participant était gaucher. Un questionnaire général a permis de vérifier le bon état de santé des participants à chaque nouvelle participation. En accord avec la convention d'Helsinki, les participants ont signé un formulaire de consentement et ont été informés des éventuels risques et bénéfices liés à cette expérimentation – celle-ci a été approuvée par le Comité éthique local de l'Université Polytechnique Hauts de France. Les participants ne présentaient ni de troubles neurologiques ni musculosquelettiques du MI. Onze participants ont réalisé l'ensemble des sessions expérimentales et d'entraînements. Deux participants n'ont pas réalisé l'ensemble des sessions d'évaluation et d'entraînement. En conséquence, leurs données n'ont pas été incluses dans ce travail de thèse.

## *Matériels*

L'acquisition et l'enregistrement des signaux de production de moments de force (MdF) ont été réalisés à l'aide d'un ergomètre de cheville (Toumi et al., 2015). Ce dispositif permet l'enregistrement des composantes tridimensionnelles de forces et de MdF générées autour de l'articulation de la cheville lors de contractions isométriques en flexion-plantaire (FP) et en flexion-dorsale (FD) en chaîne ouverte. Ce dynamomètre permet de s'affranchir des compensations induites par les segments proximaux par le biais d'un système de roulements à billes placé sous le dispositif et permet donc une quantification précise des MdF générés autour de l'articulation de la cheville. La caractérisation biomécanique et physiologique de l'articulation de la cheville représente un enjeu majeur afin de caractériser les capacités fonctionnelles des sujets et particulièrement celles des patients (Boorman et al., 1996; Simoneau-Buessinger et al., 2019). En effet, les muscles de la cheville sont connus pour être sollicités notamment dans le contrôle de la posture ainsi que dans la locomotion humaine (Hashish et al., 2015; Hébert-Losier & Murray, 2020; Neptune et al., 2001). Ce dynamomètre, développé par Toumi et al., en 2015, a été utilisé dans le cadre de ce travail de thèse à la fois pour évaluer (sessions d'évaluation) et pour renforcer (sessions d'entraînement) les capacités de production de force des sujets au niveau de l'action motrice de la FP.

Les participants étaient assis sur un banc incliné et fermement attachés au niveau du tronc et du bassin afin de minimiser les déplacements indésirables. L'axe de rotation de la cheville a été soigneusement placé en regard de l'axe de rotation du dynamomètre et le MI dominant était fermement scratché au niveau de la cuisse, de la jambe, de la cheville et des articulations métatarsophalangiennes (Toumi., et al., 2015) pour maintenir la position du MI tout au long des sessions d'évaluation et d'entraînement.

Un système EEG (TMSi, Oldenzaal, The Netherlands) a été utilisé pour enregistrer les activités électrophysiologiques musculaires et corticales lors des sessions d'évaluation. Ce système comporte soixante-quatre voies EEG et quatre voies EMG. Le placement du bonnet EEG était réalisé en accord avec le *10-20 Positioning System* (Jasper, 1958) et l'électrode de référence était placée au niveau de la tête de l'ulna du membre supérieur gauche. Une fois le placement du bonnet EEG contrôlé par l'expérimentateur, une solution hydro-conductible (NUPREP) a été introduite dans chaque électrode afin de régler l'impédance du scalp entre 10 et 30 ohms. Les quatre voies EMG ont été utilisées pour enregistrer les activités électromyographiques du muscle *Tibialis Anterior* (TA), principal responsable de la FD et du muscle *Triceps Surae*, composé des muscles *Gastrocnémius Medialis* (GM), *Gastrocnémius Lateralis* (GL) et *Soleus* (SO), qui sont les principaux responsables de la FP (Desmyttere et al., 2018 ; Simoneau et al., 2007). La préparation de la peau et le placement des électrodes EMG ont été réalisés en

accord avec les recommandations du *SENIAM* (Hermens et al., 2000). Le remplacement des électrodes au cours du suivi longitudinal a été assuré par des marques effectuées au marqueur sur la peau des participants lors de la première visite. Ces marques étaient régulièrement contrôlées et rafraichies si nécessaire. L'ensemble de ces systèmes d'acquisition ont été synchronisés par un trigger digital envoyé depuis un ordinateur vers l'amplificateur EEG. La fréquence d'échantillonnage a été réglée à 2048 Hz.

### *Dispositif expérimental*

Les participants ont été placés dans une salle expérimentale tamisée. L'inclinaison du banc était réglée à 110° et l'angle entre le pied et la jambe était réglé en position neutre (Toumi et al., 2015). Un écran d'ordinateur était placé à hauteur du regard environ 1.50 m en avant des participants. La luminosité de cet écran était ajustée afin de ne pas induire d'inconfort visuel lié au contraste avec l'obscurité de l'environnement. La durée totale de ce protocole de suivi longitudinal était de quatre semaines. La première (PRE) et la deuxième évaluation (CTR) ont été réalisées avec une semaine d'intervalle pendant laquelle les participants devaient maintenir leur niveau d'activité habituel. La troisième session (MID) et la quatrième session d'évaluation (POST) étaient respectivement réalisées après une semaine d'entraînement puis à la fin des trois semaines d'entraînement. Une période minimale de récupération de quarante-huit heures était strictement



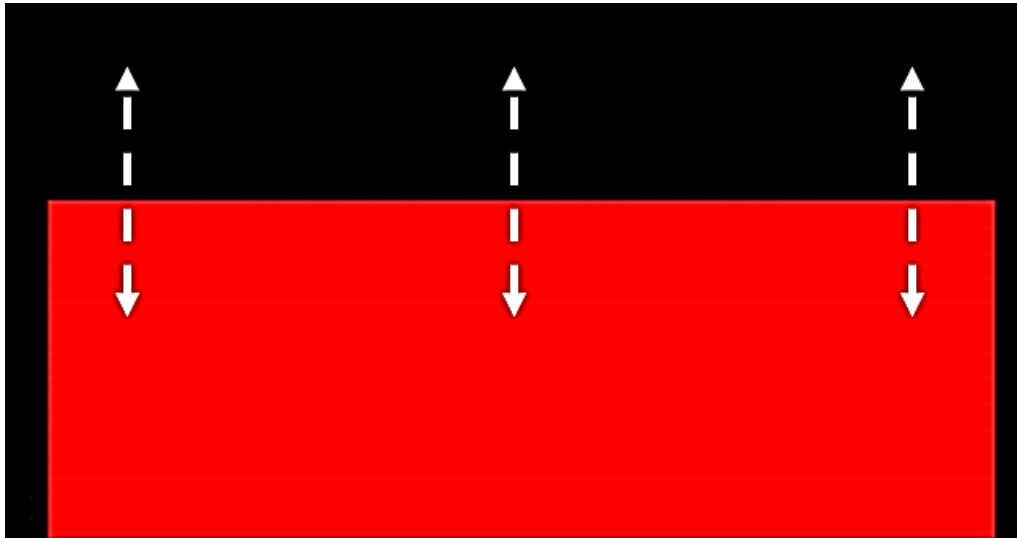
*Fig. 22 : Représentation du dispositif expérimental*

respectée entre les sessions d'évaluation et d'entraînement (Hass et al., 2000). Les sessions entraînements étaient réalisées uniquement sur le MI dominant sur trois journées successives incluant au minimum vingt-quatre heures de repos (Olsen et al., 2013). La *figure 22* représente le dispositif expérimental.

### *Sessions d'entraînement*

Les participants ont réalisé neuf sessions d'entraînement, réparties sur trois semaines à raison de trois entraînements consécutifs par semaine. Afin d'automatiser la procédure d'entraînement, une interface informatique a préalablement été développée à l'aide de Matlab (R2015b Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA). La durée d'un entraînement était d'environ vingt-cinq minutes. Les participants ont reçu pour consigne de réaliser préalablement un échauffement libre d'une durée de cinq minutes avant chaque session

d'entraînement. Une fois les participants installés dans le dispositif expérimental, une mesure de contraction maximale volontaire isométrique (MVIC) en FP de cinq secondes a été réalisée et pour laquelle les participants étaient fortement encouragés à produire le MdF maximal le plus rapidement possible. Un feedback visuel représentant le MdF développé en temps réel était projeté sur l'écran d'ordinateur sous la forme d'un histogramme libre de toute information parasite (*Fig. 23*). Le début et la fin de la contraction étaient indiqués automatiquement par un indicateur sonore. Le placement du MI non-dominant était laissé libre au sol alors que les bras devaient être placés en croix sur la poitrine. La MVIC était déterminée en temps réel comme étant la moyenne la plus élevée d'une fenêtre glissante de deux secondes parcourant l'ensemble de la contraction (Desmyttere et al., 2018). Cette mesure de MVIC a été utilisée afin de fixer l'intensité de l'entraînement à  $90 \pm 5$  % de la MVIC (Hill et al., 2012 ; Wang et al., 2017) et était réévaluée à chaque nouvelle session d'entraînement dans les mêmes conditions.



*Figure 23 : Présentation du feedback projeté à l'écran pendant les mesures de MVIC. L'histogramme présenté aux participants se déplaçait vers le haut ou vers le bas respectivement lorsque la production de force augmentait ou diminuait.*

Les participants ont ensuite réalisé quatre séries comportant chacune quatre répétitions de sept secondes en FP uniquement sur le MI dominant. La *Figure 24* représente l'organisation temporelle de ce protocole de suivi longitudinal (**A**), l'organisation typique d'une séance d'entraînement (**B**) ainsi qu'une production de force typiquement enregistrée lors d'une contraction isométrique réalisée à l'entraînement (**C**). A chaque répétition, un feedback visuel représentant le Mdf développé en temps réel en FP était présenté à l'écran et une bande grise horizontale représentait l'intensité de la cible à atteindre. Les limites inférieure et supérieure de cette bande représentaient respectivement 85 et 95 % de MVIC (*Fig. 24C*). Un signal sonore indiquait le début d'une contraction et les participants étaient fortement encouragés à rapidement déplacer la courbe du Mdf à l'intérieur de la bande grise et à maintenir le niveau de contraction le plus longtemps possible



jusqu'à disparition du feedback. Entre chaque répétition, dix secondes de repos étaient accordées et le feedback était rafraîchi. Une période de récupération automatique de trois minutes était imposée aux participants à la fin d'une série (Robinson et al., 1995).

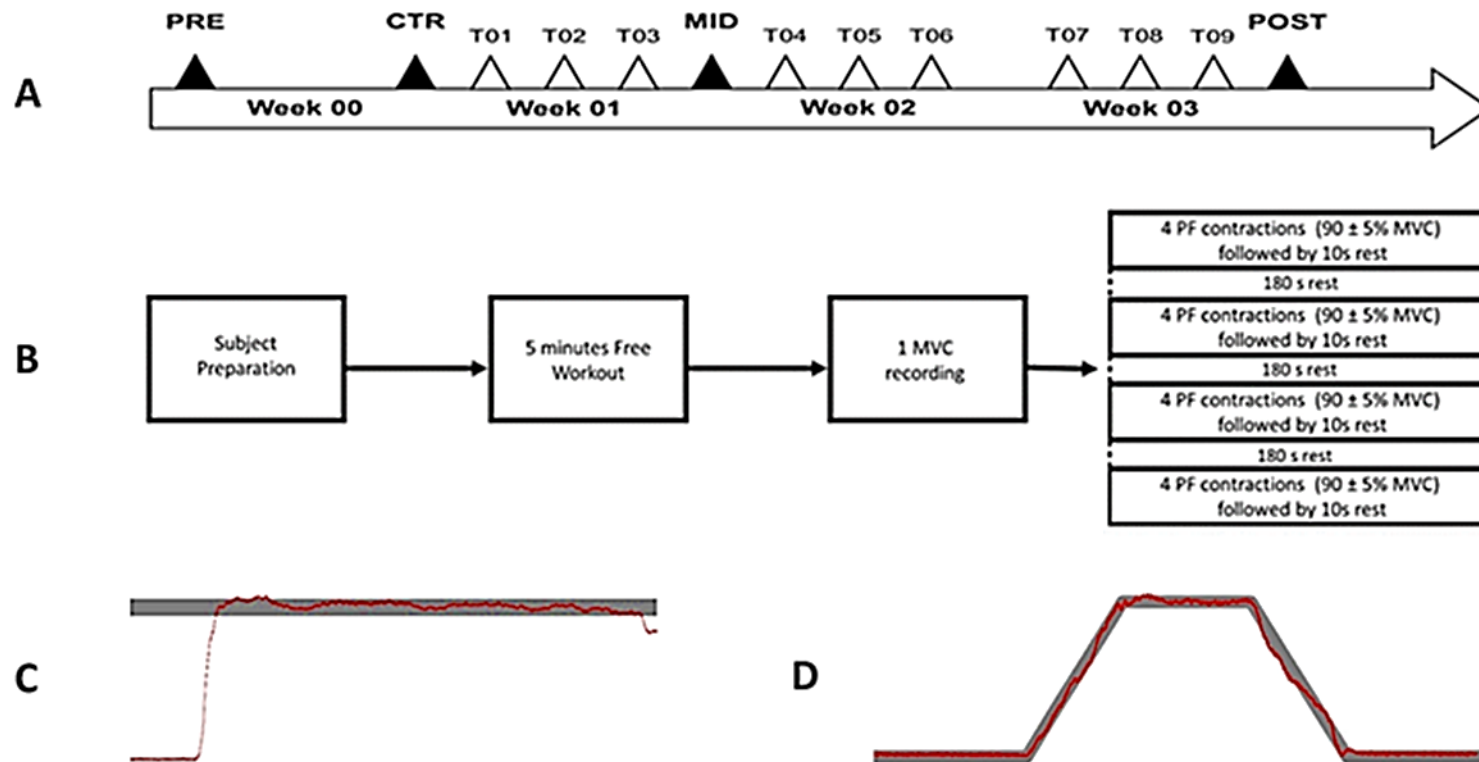


Fig. 24 : (A) Organisation temporelle du suivi longitudinal incluant les sessions d'évaluation (PRE, CTR, MID et POST ; triangles noirs) et les sessions d'entraînement (T ; triangles blancs). (B) Organisation générale d'une séance d'entraînement. (C) Représentation typique du feedback de MdF projeté en temps réel (N.m; ligne rouge) et de la ligne cible (barre grise) en fonction du temps (s) lors d'une contraction à l'entraînement. (D) Représentation typique du feedback de MdF projeté à l'écran (N.m; ligne rouge) en fonction du temps (s) pendant une contraction sous-maximale lors des sessions d'évaluation.

### *Sessions d'évaluation*

Une interface a été préalablement développée afin d'automatiser les sessions d'évaluation à l'aide du logiciel de calcul numérique Matlab (R2015b Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA). Quatre sessions d'évaluation ont été réalisées. La durée totale d'une session expérimentale était d'environ deux heures.

A chaque session expérimentale, les participants ont réalisé un échauffement libre de cinq minutes. Une fois les participants installés dans le dispositif expérimental, deux mesures d'enregistrement EEG de deux minutes – l'une avec les yeux ouverts et l'autre avec les yeux fermés – ont été réalisées. Cette méthode permet de s'assurer de la bonne qualité de l'ensemble des signaux par la mise en évidence d'oscillations dans les basses fréquences (Barry et al., 2007).

Immédiatement après ces enregistrements, trois mesures de MVIC de cinq secondes ont été réalisées en FP et FD dans les mêmes conditions que pour la MVIC réalisée à l'entraînement. L'ordre de présentation de ces mesures de MVIC était randomisé et deux minutes de repos étaient accordées entre chaque mesure.

Les participants ont ensuite réalisé trois séries de vingt contractions isométriques en FP uniquement sur le MI dominant. Afin d'identifier les adaptations induites par l'EFM au niveau d'une production de force absolue constante (Falvo et al., 2010), deux niveaux de force ont été proposés aux participants. Le niveau de force à atteindre était aléatoirement réglé à 20% de la MVIC enregistrée à l'évaluation PRE et à 20% de la MVIC enregistrée à l'évaluation actuelle (CTR ; MID ;

POST). En conséquence, toutes les contractions réalisées à l'évaluation PRE représentaient 20% de MVIC. Bien que nous avons supposé que l'EFM conduirait à une augmentation de la production de force maximale, le niveau de force réglé à 20% de la MVIC enregistré à l'évaluation PRE représenterait un niveau d'effort absolu constant tout au long de l'expérimentation alors que l'intensité relative du niveau de force réglé à 20% de la MVIC du jour resterait inchangée. Chaque contraction comportait une phase de repos de cinq secondes, suivit d'une phase de montée en force linéaire de trois secondes, d'une phase stable de contraction de quatre secondes, d'une phase de relâchement linéaire de trois secondes et enfin d'une phase de repos de cinq secondes (*Fig. 24D*).

Pour chaque essai, les participants devaient suivre une courbe projetée sur l'écran de la manière la plus précise possible. L'épaisseur de la courbe représentait  $\pm 0.5$  % de la MVIC associée. Les participants avaient également reçu pour consigne de communiquer uniquement en cas d'inconfort et de cligner des yeux préférentiellement dans les phases de repos. A l'issue d'une série, le participant pouvait choisir de prendre un temps de repos de trois minutes ou de poursuivre sur une nouvelle série. Lors de ces mesures de production de force sous-maximales, le placement des membres supérieurs et du MI non-dominant était laissé libre. Les MdF développés ainsi que les activités EMG et EEG ont été enregistrés simultanément lors de ces contractions isométriques sous-maximales.

A l'issue de ces trois séries, les participants ont à nouveau réalisé trois mesures de MVIC randomisées en FP afin de tester l'effet de fatigue induit par la tâche expérimentale<sup>1</sup>. Ces mesures ont été réalisées dans les mêmes conditions que pour les MVIC précédemment enregistrées.

<sup>1</sup> Le test de Shapiro-Wilk a révélé que la distribution de ces MVIC n'était pas normale ( $p \geq 0.038$ ) pour l'évaluation CTR. En fonction de la distribution de l'échantillon, des t-tests de comparaison appariés de Student ou de Wilcoxon ont été réalisés afin de comparer les MVIC recueillies avant et après la tâche expérimentale à chaque évaluation. Les résultats révèlent que les MVIC réalisées avant et après l'évaluation PRE étaient significativement différentes ( $t_{10} = 2.281$  ;  $p = 0.046$ ). Aucune autre différence significative n'a été relevée. Cette différence statistique pourrait révéler un effet de fatigue induit par la tâche expérimentale. Cependant, lors de l'initiation de la procédure expérimentale, des difficultés ont été rencontrées pour maintenir le MI à l'intérieur du dynamomètre pour trois participants. Ces participants étaient caractérisés par une MVIC diminuée après la réalisation de la tâche expérimentale à l'évaluation PRE. C'est pourquoi, nous supposons que cette différence pourrait être attribuable à un problème de matériel plutôt qu'à un réel effet de fatigue bien que cette différence puisse également être attribuable à un effet de découverte de la tâche expérimentale.



## **CHAPITRE 2 : DOES A DAILY ADJUSTMENT OF THE TRAINING INTENSITY ALTERED TRAINING PERFORMANCES DURING MAXIMAL STRENGTH TRAINING?**

---

*Part on an article submitted to European Journal of Applied Physiology.*

### **INTRODUCTION**

Maximal Strength trainings (MST) are trainings specifically designed to quickly develop strength production in a short period of time. Basically, MST consist in 4 or 5 sets of 4 to 5 movement repetitions performed at nearly maximal intensity, three times a week using body-building devices. Maximal intensity is assessed with one-repetition maximum (1-RM) test. Most of the time, the training intensity is set to  $90 \pm 5\%$  of the 1-RM (Hoff et al., 2007; Karpatkin et al., 2016). Previous studies reported that strength increases as soon as 3weeks of MST (Fimland et al., 2010; Tøien et al., 2018). Therefore, a regular adaptation of MST intensity is needed to optimize strength gains. The 1-RM test is however difficult to achieve regularly because of the fatigue effect induced by the procedure (Niewiadomski et al., 2008). Consequently, the intensity of the MST is subjectively adjusted (Hill et al., 2012; Wang et al., 2010), *e.g.*, as soon as the participant entirely performed one training session without contraction failure, the weight is increased from 1.25 to 5 kg. Adapting the intensity of the MST this way may however be suboptimal as maximal force production vary over time. A good alternative to 1-RM could be to evaluate the daily maximal torque developed during Maximal Voluntary

Isometric Contraction (MVIC). MVIC is a fast and reliable procedure (Suchomel et al., 2016) where one participant has to develop as quickly and strongly as possible the maximum joint torque against a dynamometer device (Lee et al., 2018; Vila-Chã & Falla, 2016). It requires as few as 3 trials (Desmyttere et al., 2018) and do not lead to excessive fatigue allowing to consider daily maximal strength production evaluation to adjust training intensity. To our knowledge, no study strictly investigated MVIC-based MST, however several studies investigated regular strength training based on MVIC and reported significant torque improvement in healthy people (Dragert & Zehr, 2011; Lee et al., 2018; Selkowitz, 1985) and cerebral palsy patients (Stackhouse et al., 2007). The training performances, *i.e.*, the quantification of appropriate training execution, is subjectively control during 1-RM-based trainings while MVIC-based trainings could represent a good alternative to objectively monitoring the training performances.

This study aimed to evaluate if a daily adaptation of training intensity based on the MVIC can optimize MST. The MVIC was evaluated at the beginning of each training session to objectively adjust the daily training intensity. During the training sessions, training performances were quantified with Relative Training Intensity (RTI) and Effective Time (ET), that respectively are the average torque production during the training sessions expressed as MVIC percentage and the



time spend over the lower threshold level. We expected that the daily MVIC would increase over time without altering training performance.

## **METHOD**

### ***Data processing***

The net torque recorded during training sessions was 10-Hz low-pass filtered using 4<sup>th</sup> order, zero lag butterworth filter (Cremoux et al., 2013). The MVIC was defined as the highest average of a 2-s sliding window ran over the entire period of contraction. Modulation of training MVICs were respectively expressed as percentage of the first training session (T01).

Two training characteristics were quantified to objectively control the accuracy of the training: Effective Time over 85% of MVIC (ET) and Relative Training Intensity (RTI). The ET was defined as the time spent above 85% MVIC, *i.e.*, the lowest threshold of the training level. The ET was quantified for each contraction and averaged over training session. The RTI was defined as the highest average torque of a 2-s sliding window ran over the entire period of contraction normalized by daily MVIC. The RTI was quantified for each contraction and averaged over training session.

### ***Statistical analysis***

Statistical analysis was performed using JASP Computer software (JASP Version 0.10.0; 2018). Normality of the distribution was assessed with Shapiro-Wilk test. MVIC were normally distributed ( $p \geq 0.082$ ). A repeated measures ANOVA (T01, T02, T03, T04, T05, T06, T07, T08, T09) on *Training time* was conducted on the training MVIC. ET and RTI data were not normally distributed (all  $p < 0.001$  to 0.975). A non-parametric Friedman ANOVA with repeated measures on *Training time* was conducted on the ET and the RTI.

If a significant effect was found, non-directional paired *t*-tests (or equivalent non-parametric Conover's post hoc tests) were used to compare each factor and Cohen's *d* was reported where applicable.

### ***Results***

The ANOVA revealed a significant effect of *Training time* on the MVIC produced in PF ( $F_{8,80} = 13.34$ ;  $p < 0.001$ ;  $\varepsilon = 0.574$ ;  $\eta^2_p = 0.572$ , all  $|d|$  ranging from 0.140 to 2.367). The *figure 25.A* shows the overall modulations of the MVIC in PF throughout the training sessions. Significant modulations of the MVIC revealed by Conover post-hoc test are summarized into the *table 2* as a percentage of change between the different training sessions.

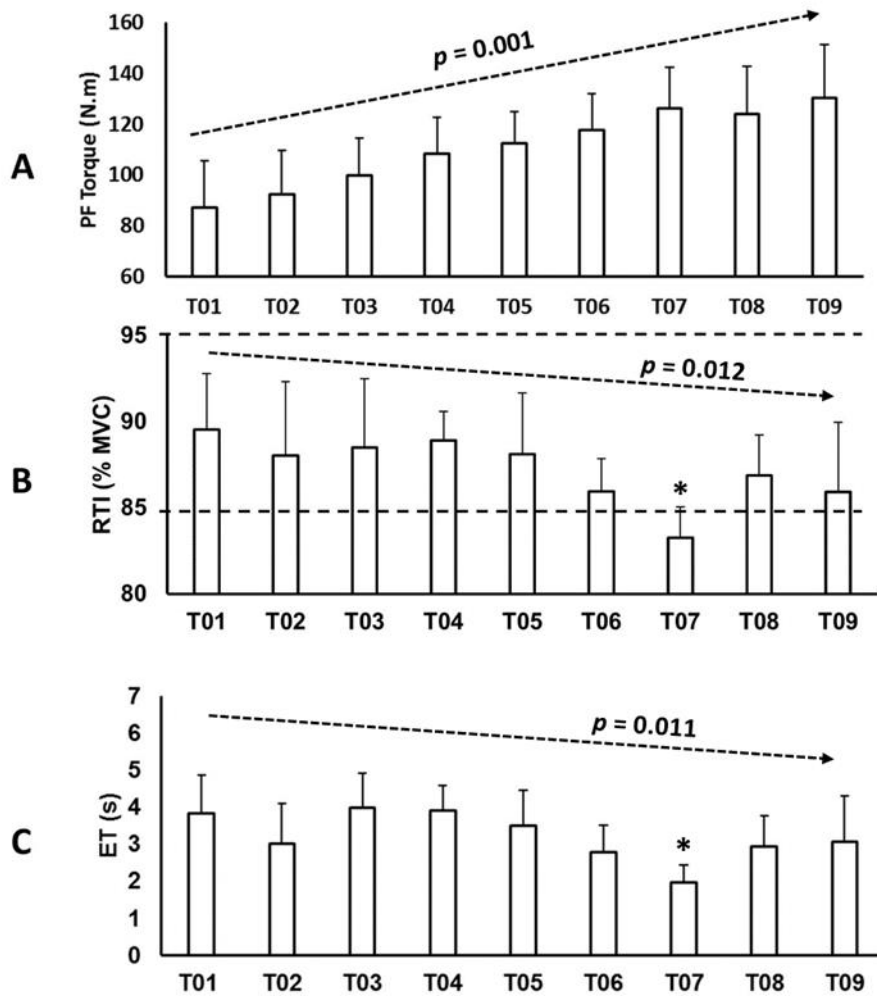


Fig. 25: (A) Average torque (N.m) during MVIC in PF, (B) Relative Training Intensity (RTI; % MVC), and (C) Effective Time (ET; s). All variables were recorded during the nine training sessions and include all participants. Error bars represent 95% confidence interval. Dashed lines in B represent the thresholds of training level ( $90 \pm 5\%$ ) and \* indicates significant RTI and ET difference in comparison from T01 to T05 training sessions.

The Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Training time* on the RTI ( $X^2 = 19.59$ ;  $df = 8$ ;  $p = 0.012$ ). Conover's post hoc test revealed that T07 was significantly different than T01 to T05 (all  $p$  ranging from 0.001 to 0.014). Except for T07 ( $83.24 \pm 1.81\%$ ), RTI was over than 85% for all training sessions (Fig 25.B). Mean RTI was  $87.23 \pm 1.28\%$  including all trials. The Friedman ANOVA

Table 2: Average ( $\pm$  95% confidence interval) percentage changes comparison in plantarflexion torque during training sessions.

	<b>T01</b>	<b>T02</b>	<b>T03</b>	<b>T04</b>	<b>T05</b>	<b>T06</b>	<b>T07</b>	<b>T08</b>
<b>T02</b>	8.32 $\pm$ 11.14							
<b>T03</b>	19.59 $\pm$ 13.92	13.27 $\pm$ 18.63						
<b>T04</b>	30.45 $\pm$ 15.08	23.77 $\pm$ 19.78	10.18 $\pm$ 10.28					
<b>T05</b>	38.15 $\pm$ 19.59	30.51 $\pm$ 25.56	14.76 $\pm$ 8.33	5.65 $\pm$ 9.74				
<b>T06</b>	42.49 $\pm$ 17.60	33.32 $\pm$ 18.41	19.17 $\pm$ 7.36*	10.60 $\pm$ 12.63	4.85 $\pm$ 8.05			
<b>T07</b>	52.27 $\pm$ 16.30*	43.38 $\pm$ 19.78*	28.37 $\pm$ 9.77*	17.73 $\pm$ 8.36*	13.04 $\pm$ 10.13	8.73 $\pm$ 10.65		
<b>T08</b>	48.10 $\pm$ 15.72*	37.76 $\pm$ 13.86*	26.33 $\pm$ 13.70*	16.03 $\pm$ 13.52	11.72 $\pm$ 13.70	6.40 $\pm$ 11.78	-1.75 $\pm$ 8.07	
<b>T09</b>	54.61 $\pm$ 15.93*	45.03 $\pm$ 16.68*	30.99 $\pm$ 9.57*	20.75 $\pm$ 11.50	16.06 $\pm$ 12.64	10.77 $\pm$ 10.06	2.31 $\pm$ 5.16	5.63 $\pm$ 8.02

\* indicates significant torque difference in between training sessions.

revealed a significant effect of *Training time* on the ET ( $X^2 = 19.81$ ;  $df = 8$ ;  $p = 0.011$ ). Conover's post hoc test revealed that T07 was significantly different than T01 to T05 ( $p \leq 0.001$ ). Averaged ET was  $3.22 \pm 0.33$  s including all training sessions (fig 25.C). Table 3 summarizes the RTI and ET modulation throughout the training procedure.

*Table 3: Average ( $\pm$  95% confidence interval) Relative Training Intensity (RTI, % MVIC) and Effective Time (ET, s) computed throughout the training procedure.*

	T01	T02	T03	T04	T05	T06	T07	T08	T09
<b>RTI</b>	89.53	88.03	88.48	88.91	88.11	85.94	83.24	86.88	85.90
	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
<b>(%MVIC)</b>	3.26	4.30	4.00	1.67	3.56	1.90	1.81*	2.35	4.05
	3.84	3.02	3.98	3.92	3.51	2.80	1.97	2.95	3.08
<b>ET (S)</b>	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$	$\pm$
	1.03	1.08	0.93	0.67	0.96	0.73	0.45*	0.83	1.23

*\* indicates significant difference in comparison from T01 to T05 training sessions.*

## DISCUSSION

The current training included a day-by-day adjustment of the training intensity according to the daily MVIC. MVIC is a fast and reliable procedure (Suchomel et al., 2016) where one participant has to develop as quickly and strongly as possible the maximum joint torque against a dynamometer device (Lee et al., 2018; Vila-Chã & Falla, 2016). It requires as few as 3 trials and do not lead to excessive fatigue allowing to consider daily maximal strength production evaluation to adjust training intensity. Although several studies investigated regular strength training based on MVIC and demonstrated significant torque improvement in healthy people (Dragert & Zehr, 2011; Lee et al., 2018; Lum & Barbosa, 2019; Selkowitz, 1985; Sidaway & Trzaska, 2005) and cerebral palsy patients (Stackhouse et al., 2007), no study strictly investigated MVIC-based MST.

Overall, our results revealed that the torque produced in plantarflexion significantly increased over time while the training performance remained unaltered.

The design of our MVIC-based MST brought additional information regarding the training completion through the evaluation of daily MVIC, RTI and ET. To our knowledge, only one previous study (Sun et al., 2018) aimed to objectively quantify the training completion of a MVIC-based training. In this study, the authors evaluated the number of maximal contractions successfully maintained more than 3s during the training. Unfortunately, the authors did not evaluate the absolute torque intensity nor the relative training intensity reached by participants, which may be variable during the training. The present study proposed RTI and ET as two objective markers to assess the training accuracy. As expected, while torque production increased throughout the training procedure, the day-by-day adjustment of the training intensity did not remarkably alter RTI and ET, suggesting no training changes for the participants when attempting to maintain the lower threshold intensity. However, during the three weeks of training, the seventh training session revealed a significant decrease of ET and RTI. These results should underline the participants' difficulties to reach and maintain the threshold level at the beginning of the third training week while the PF-MVIC continuously increased. Indeed, although non-significant, a first decrease of the daily MVIC was also noted at the eighth training session in comparison to the

seventh training session. However, the RTI and ET reached during the eighth training went back up to the expected levels. Therefore, RTI and ET could be good markers of fatigue and may be used to adjust the recovering period following the training. In practice, the advent of low-cost transportable dynamometer could expand MVIC-based trainings performed in both laboratory and home environment (Sun et al., 2018).

## **CONCLUSION**

This study proposed an original and adaptive maximal-strength training to quickly increase ankle strength production. Objective markers of the training accuracy were introduced and appeared to be sensitive to the fatigue induced by the training procedure. These results could be helpful for coaches to optimize strength production for athletes and to objectively control the training completion. A regular strength evaluation appears beneficial to optimize maximal-strength training. However, coaches will have to combine MVIC-based MST to other, more functional, exercises to transfer strength gains in sport performance. Further investigations will be needed to investigate the long-term strength changes induced by such MVIC-based MST.

**Résumé** : Cette étude proposait d'évaluer l'influence d'une adaptation journalière de l'intensité de l'entraînement en fonction de la MVIC sur la performance à l'entraînement. Afin de quantifier la performance à l'entraînement, deux variables ont été introduites, la RTI et l'ET, qui représentent respectivement l'intensité moyenne exprimée en fonction de la MVIC et le temps moyen maintenu au-dessus de l'intensité minimale requise lors des contractions réalisées à l'entraînement. Les résultats révèlent que suite à l'adaptation journalière de l'intensité de l'entraînement, la MVIC augmente tout au long de la période d'entraînement. Les marqueurs de performance de l'entraînement proposés semblent sensibles à la fatigue induite par la procédure d'entraînement. Bien que les performances lors de l'entraînement sont diminuées et inférieures aux attentes lors du 7<sup>ème</sup> entraînement, la procédure expérimentale semble correctement réalisée par les participants. La RTI et l'ET pourraient représenter des marqueurs intéressants afin de quantifier la bonne réalisation des procédures d'entraînement basées sur la MVIC et afin d'ajuster l'intensité de l'entraînement dès lors qu'un participant ne parviendrait plus à réaliser la tâche expérimentale. La méthode proposée semble indiquer que l'EFM représente une perspective intéressante pour induire des adaptations neurophysiologiques se traduisant par une augmentation rapide et importante de la production de force maximale.





# **CHAPITRE 3 : REPRODUCTIBILITE DES MESURES DE COHERENCE ELECTROPHYSIOLOGIQUES**

---

## **INTRODUCTION**

Le contrôle central des activations musculaires peut être quantifiée par la cohérence corticomusculaire (CMC ; Halliday et al., 1995 ; Bigot et al., 2011) et intermusculaire (IMC ; Semmler et al., 2013 ; Jaiser et al., 2016 ; Charissou et al., 2016) qui mesurent l'intensité de la corrélation entre les spectres de signaux EEG et EMG. La reproductibilité d'une mesure peut être évaluée par l'intermédiaire des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) et de minimum detectable change (MDC), c'est-à-dire le changement minimum à observer afin qu'une différence significative ne puisse pas être attribuable à la variabilité de la mesure (McGraw et Wong., 1996 ; Darter et al., 2013 ; Koo et Li., 2020). Des études révèlent que les mesures de cohérence sont caractérisées par une reproductibilité test-retest faible à bonne en association à un MDC supérieur à 66% (Pohja et al., 2005 ; Van Asseldonk et al., 2014 ; Gennaro et Bruin., 2020). Cependant, ces études se sont intéressées à des contractions dynamiques et aucune étude ne s'est intéressée à la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques lors de contractions isométriques.

L'objectif de cette contribution consiste à caractériser la reproductibilité test-retest des mesures de cohérence électrophysiologiques en intra et en inter-session

lors de contractions isométriques sous-maximales en flexion plantaire (FP) par la quantification des ICC et de MDC.

## **METHODE**

### *Traitement de données*

L'ensemble des analyses a été conduit sur Matlab (R2015b Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA).

### *Pré-traitement des données*

Avant toute analyse, les signaux EEG ont été filtrés à l'aide d'un filtre butterworth bandpass (3-100 Hz) d'ordre 4, sans déphasage temporel et examinés visuellement à l'aide de la toolbox EEGLAB (Delorme & Makeig, 2004). Les voies EEG artéfactées ont été éliminées lors de la référence moyenne du signal. Après l'inspection visuelle, les essais contenant des artefacts musculaires et/ou oculaires ont été exclus des analyses ultérieures. En moyenne,  $25.80 \pm 1,32$  essais ont été conservés pour chaque niveau de force et à chaque évaluation (*Cf. Annexe 1 & 2*).

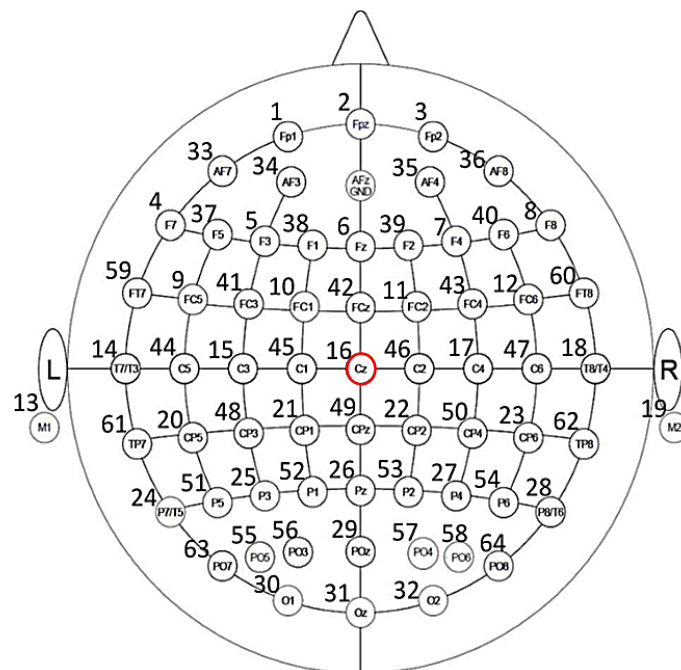
### *Moments de force sous-maximaux*

Les signaux de moments de force (MdF) enregistrés ont été filtrés à l'aide d'un filtre Butterworth low pass d'ordre 4, sans déphasage avec une fréquence de coupure de 10 Hz (Cremoux et al., 2013 ; Shiavi et al., 1998). Afin de vérifier que

les différents niveaux de production de force étaient comparables, les MdF nets ont été quantifiés au niveau d'une période d'intérêt de 3 secondes centrée sur la phase de stable de la contraction (8.5s à 11.5s) indépendamment, pour chaque évaluation et pour chaque niveau de force.

### *Quantification de la CMC et de la IMC*

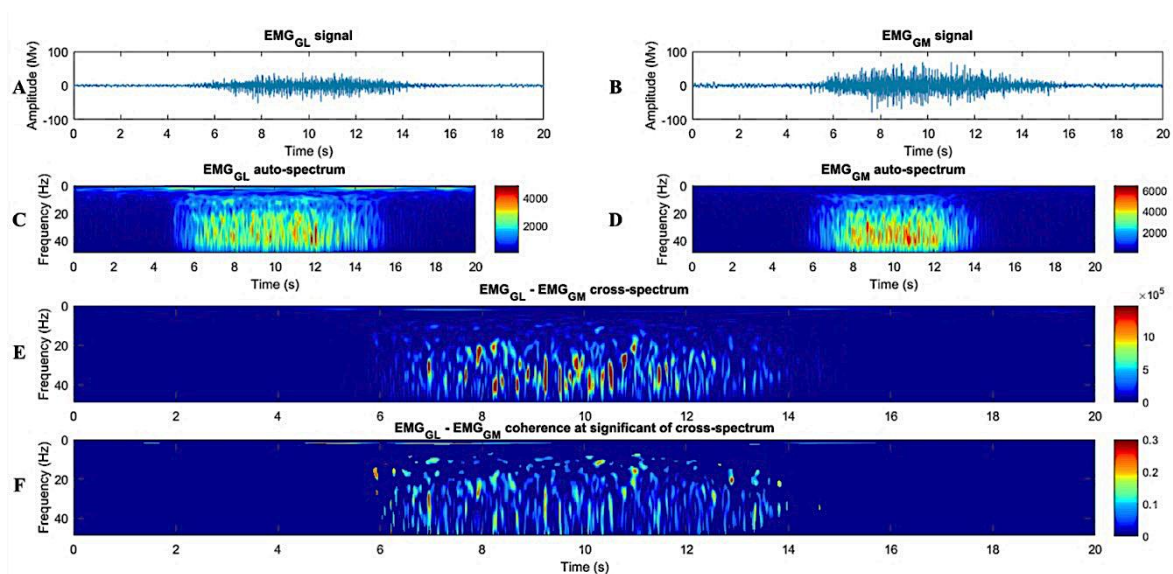
Pour le traitement de la CMC et de la IMC, l'auto-spectrum de chaque signal EMG et de l'électrode Cz (Cz EEG ; Fig. 26 ; Desmyttere et al., 2018) / EMG et le cross-spectrum des signaux EMG et Cz EEG / EMG ont été quantifiés dans le domaine temps-fréquence à l'aide de la toolbox WaveCrossSpec Matlab pour



*Fig. 26 : Représentation schématique de la position des électrodes du bonnet EEG. L'électrode Cz, localisée en rouge, est située au regard de la zone du cortex moteur impliquée dans le contrôle des muscles des membres inférieurs.*

l'analyse de la cohérence des ondelettes (*Fig. 27* ; Bigot et al., 2011 ; Grinstead et al., 2004). Le nombre d'ondelettes a été fixé à 7 avec une fréquence comprise entre 0,05 Hz et 48,61 Hz par pas de 0,45 Hz (Cohen, 2019).

La magnitude de la CMC et de la IMC a été calculée respectivement pour chaque muscle et pour chaque paire de muscles sur la période d'intérêt dans les bandes de fréquences *Alpha* (8-13 Hz) et *Béta* (13-31 Hz). Les valeurs fixées à zéro, qui désignaient une corrélation non significative entre les signaux EEG et EMG ou EMG et EMG, ont été détectées sur le cross-spectrum des ondelettes (Bigot et al., 2011 ; Lachaux et al., 2002 ; Zhan et al., 2006). La magnitude de la CMC a été quantifiée pour le *Tibialis Anterior* (CMC<sub>TA</sub>) et pour le *Triceps Surae* (CMC<sub>TS</sub>) en moyennant la magnitude de la CMC des muscles *Gastrocnémius Medialis*



*Fig. 27 : Enregistrement typique des activités électromyographiques (EMG) des muscles (A) Gastrocnémius Lateralis (GL) et (B) Gastrocnémius Medialis (GM) obtenues au cours de la procédure expérimentale. Auto-spectrum des ondelettes des signaux EMG des muscles GL (C) et GM (D). (E) Cross-spectrum des ondelettes et (F) magnitude de la cohérence intermusculaire (GL-GM) des ondelettes entre les signaux dans le domaine temps-fréquence.*

(GM), *Gastrocnemius Lateralis* (GL) et *Soleus* (SO) indépendamment pour chaque niveau de force et à chaque évaluation. La magnitude de la IMC pour chaque paire de muscle (GM-GL ; GM-SO ; GL-SO ; TA-GM ; TA-GL ; TA-SO) a été quantifiée indépendamment pour chaque niveau de force et à chaque évaluation.

### *Reproductibilité des mesures de cohérence*

La reproductibilité des mesures de CMC et de IMC a été évaluée en inter-session (PRE ; CTR) et intra-session (T<sub>0</sub> ; T<sub>i</sub>) par la quantification du ICC (model : 2, k) indépendamment pour les bandes de fréquences *Alpha* et *Béta*. Les mesures d'ICC ont été quantifiées selon l'équation suivante (McGraw et Wong., 1996) :

$$ICC(2, k) = \frac{MS_R - MS_E}{MS_R + \frac{MS_C - MS_E}{n}}$$

où MS<sub>R</sub> et MS<sub>C</sub>, désigne respectivement l'erreur quadratique moyenne pour les lignes et pour les colonnes, et où MS<sub>E</sub> et n désigne respectivement l'erreur quadratique moyenne et le nombre de mesures. La reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques a été classée et interprétée (Koo et Li., 2016) selon les valeurs d'ICC comme faible (0.5 < ICC), modérée (0.5 ≤ ICC < 0.75), bonne (0.75 ≤ ICC < 0.9) et excellente (ICC ≥ 0.90).

Le MDC avec un niveau de confiance à 95% ( $MDC_{95}$ ) a été quantifié pour évaluer le changement minimum détectable des mesures de CMC et de IMC en intra-session et inter-session indépendamment dans les bandes de fréquences *Alpha* et *Béta*. Les mesures de  $MDC_{95}$  ont été quantifiées selon l'équation suivante (Dontje et al., 2018; Villepinte et al., 2019) :

$$MDC_{95} = 1.96 * \sqrt{2} * SEM$$

$$SEM = \sqrt{\sigma^2_{intra} + \sigma^2_{residuelle}}$$

où SEM désigne l'erreur standard de mesure et où  $\sigma^2_{intra}$  et  $\sigma^2_{residuelle}$  désigne respectivement la variance des différences interindividuelles entre les test-retests et la variance résiduelle des différences intra et interindividuelles obtenue à partir d'une ANOVA à mesures répétées. Le  $MDC_{95}$  a été exprimé en pourcentage de variation ( $\%MDC_{95}$  ; Van Asseldonk et al., 2014) pour chaque combinaison inter et intra-session.

### *Analyse statistique*

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel JASP Computer (JASP Team (2020). JASP (Version 0.12.2) [Computer software]).

La normalité de la distribution a été évaluée avec le test de Shapiro-Wilk. Le test de Shapiro-Wilk a révélé que les MdF sous maximaux enregistrés au niveau de

force  $T_0$  à l'évaluation CTR n'étaient pas normalement distribués ( $p = 0.043$ ). Une analyse de t-tests appariés de *Student* ou de *Wilcoxon* selon la distribution des données a été conduite sur les MdF sous-maximaux enregistrés à chaque évaluation (PRE ; CTR) et à chaque niveau de force ( $T_0$  ;  $T_i$ ) et le seuil de significativité était fixé à  $p = 0.05$ .

## RESULTATS

L'analyse statistique de t-tests appariés n'a révélé aucun effet de l'évaluation ou du niveau de force pour les MdF nets enregistrés ( $\|t_{10}\| \geq 0.182$  ;  $p \geq 0.091$ ). Le MdF net atteint par les participants était de  $17.93 \pm 1.58$  N.m en moyenne pour chaque évaluation et chaque niveau de force.

L'ensemble des ICC et des %MDC<sub>95</sub> associés aux différentes comparaisons des mesures de CMC et de IMC en inter et intra-session sont respectivement représentés dans le *tableau 4 et 5*.

Dans la bande fréquence *Alpha*, les mesures de CMC ont démontré une reproductibilité faible à modérée en intra-session ( $0.45 \leq ICC \leq 0.73$  ;  $58.57 \% \leq$

*Tab. 4 : Reproductibilité intra et inter-session des mesures de CMC dans les bandes de fréquence Alpha et Béta.*

		Intra-session				Inter-session			
		PRE		CTR		$T_0$		$T_i$	
		ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>
Alpha	CMC <sub>TS</sub>	0.73	70.87	0.61	58.57	0.48	72.98	0.55	77.22
	CMC <sub>TA</sub>	0.72	132.28	0.45	109.82	0.06	102.64	0.78	88.66
Béta	CMC <sub>TS</sub>	0.93	39.01	0.83	53.44	0.88	47.57	0.83	52.06
	CMC <sub>TA</sub>	0.74	91.88	0.84	73.02	0.35	105.14	0.93	59.21



$\%MDC_{95} \leq 132.28 \%$ ) et une reproductibilité faible à bonne en inter-session ( $0.06 \leq ICC \leq 0.78$  ;  $72.98 \% \leq \%MDC_{95} \leq 132.28 \%$ ). Dans la bande fréquence *Béta*, les mesures de CMC ont démontré une reproductibilité modérée à excellente en intra-session ( $0.74 \leq ICC \leq 0.93$  ;  $39.01 \% \leq \%MDC_{95} \leq 91.88 \%$ ) et une reproductibilité faible à excellente en inter-session ( $0.35 \leq ICC \leq 0.93$  ;  $47.57 \% \leq \%MDC_{95} \leq 105.14 \%$ ).

Dans la bande fréquence *Alpha*, les mesures de IMC ont démontré une reproductibilité faible à excellente en intra-session ( $0.45 \leq ICC \leq 0.99$  ;  $40.84 \leq \%MDC_{95} \leq 532.41$ ) et en inter-session ( $0.06 \leq ICC \leq 0.96$  ;  $190.98 \% \leq \%MDC_{95} \leq 630.57 \%$ ). Dans la bande fréquence *Béta*, les mesures de IMC ont démontré

Tab. 5 : Reproductibilité intra et inter-session des mesures de IMC dans les bandes de fréquence Alpha ( $\alpha$ ) et Béta ( $\beta$ ).

	Intra-session				Inter-session			
	PRE		CTR		T <sub>0</sub>		T <sub>i</sub>	
	ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>	ICC	%MDC <sub>95</sub>
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> GL-GM</b>	0.72	104.51	0.45	80.74	0.06	196.30	0.78	260.10
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> GL-SO</b>	0.99	124.88	0.99	82.67	0.64	619.56	0.64	630.57
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> GM-SO</b>	0.98	104.74	0.99	124.57	0.89	232.45	0.90	190.98
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> TA-GL</b>	0.97	108.57	0.99	72.51	0.85	365.28	0.73	516.44
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> TA-GM</b>	0.99	81.49	0.99	40.84	0.96	219.52	0.96	188.14
<b>IMC<sub><math>\alpha</math></sub> TA-SO</b>	0.81	172.11	0.54	532.41	0.31	576.44	0.96	174.73
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> GL-GM</b>	0.97	82.22	0.93	66.04	0.24	269.18	0.54	214.23
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> GL-SO</b>	0.98	83.23	0.99	64.49	0.64	262.90	0.62	229.99
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> GM-SO</b>	0.96	86.30	0.93	75.04	-0.17	313.54	-0.87	321.32
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> TA-GL</b>	0.99	59.77	0.98	95.91	0.96	129.32	0.97	107.63
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> TA-GM</b>	0.68	75.04	0.96	147.61	0.66	334.11	0.97	293.78
<b>IMC<sub><math>\beta</math></sub> TA-SO</b>	0.96	74.72	0.91	163.40	0.49	196.48	0.66	197.33

une reproductibilité modérée à excellente en intra-session ( $0.72 \leq ICC \leq 0.99$  ;  $59.77 \% \leq \%MDC_{95} \leq 163.40 \%$ ) et une reproductibilité faible à excellente en inter-session ( $-0.87 \leq ICC \leq 0.97$  ;  $107.63 \% \leq \%MDC_{95} \leq 334.11 \%$ ).

## **DISCUSSION**

L'objectif de cette contribution était d'investir la reproductibilité intra et inter-session des mesures de cohérence électrophysiologiques. Les résultats ne révèlent aucune différence significative entre les différents MdF sous-maximaux enregistrés en FP ce qui suggèrent que ces MdF sont comparables. La reproductibilité des mesures de cohérences électrophysiologiques est variable, de faible à excellente, à la fois en intra et en inter-session ( $-0.87$  ;  $ICC$  ;  $0.99$ ). Bien que la reproductibilité en intra-session semble acceptable ( $0.45$  ;  $ICC$  ;  $0.99$ ), la reproductibilité inter-session semble d'avantage variable ( $-0.87$  ;  $ICC$  ;  $0.97$ ). Ces résultats sont en accord avec les études qui ont évalué la reproductibilité des mesures cohérence lors de contractions dynamiques en inter-session (Gennaro et Bruin., 2020 ; Pohja et al., 2005 ; Van Asseldonk et al., 2014). Dans ces études, les auteurs avaient reporté une reproductibilité inter-session faible à bonne ( $-0.44$  ;  $ICC$  ;  $0.76$ ) lors de contractions dynamiques en condition de marche. Nos résultats, suggèrent que l'investigation des mesures de cohérence électrophysiologiques pourrait être plus adaptée dans le cas de contractions isométriques comparativement à des contractions dynamiques.

Les mesures de MDC permettent d'estimer un niveau de changement minimal nécessaire afin d'observer une différence significative qui ne serait pas attribuable à la variabilité de la mesure (McGraw et Wong., 1996 ; Darter et al., 2013 ; Koo et Li., 2020). Dans la présente étude, les %MDC<sub>95</sub> associés aux mesures de cohérence électrophysiologiques impliquaient de larges changements afin d'observer une différence significative qui ne serait pas attribuable à la variabilité de la mesure ( $40.84 \% \leq \%MDC_{95} \leq 630.57 \%$ ). Ce résultat est en accord avec les études précédentes évaluant la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques (Van Asseldonk et al., 2014 ; Gennaro et Bruin., 2020). Dans ces études les auteurs ont quantifié le %MDC<sub>95</sub> lors de contractions dynamiques lors d'une tâche de marche et les résultats suggéraient la nécessité d'observer des modulations importantes des mesures de cohérence (65 % ; %MDC<sub>95</sub> ; 3257 %) afin qu'une différence significative ne puisse pas être attribuable à la variabilité de la mesure. Cependant, les %MDC<sub>95</sub> associés aux mesures de cohérence électrophysiologiques sont parfois supérieurs à 100%. Les valeurs de cohérence sont positives par défaut et différentes études ont mis en évidence une diminution des mesures de cohérence induite par l'entraînement (Charissou et al., 2016 ; Dal Maso et al., 2017 ; Ushiyama et al., 2010). En conséquence, pour obtenir une modulation de cohérence significative qui ne serait pas attribuable à la variabilité de la mesure, le %MDC<sub>95</sub> imposerait alors un passage à des valeurs négatives de cohérence, ce qui est mathématiquement impossible. De fait, l'interprétation des modulations des mesures de cohérence

électrophysiologiques sont à considérer avec précaution, particulièrement lorsque les tâches sont réalisées en inter-session.

## **CONCLUSION**

L'analyse de la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques suggère une interprétation peu robuste des résultats inter-sessions. En effet, ces mesures de cohérence sont caractérisées par une reproductibilité variable associée à un MDC parfois supérieur à la moyenne. Ces mesures pourraient néanmoins être utiles dans le domaine clinique et/ou sportif afin d'évaluer les adaptations neurophysiologiques bien que des travaux complémentaires soit préalablement nécessaires afin de caractériser la reproductibilité des mesures de cohérence électrophysiologiques chez le patient. Ces mesures de cohérence semblent adaptées à l'étude de cohortes de participants mais une optimisation des méthodes de quantification pourrait s'avérer nécessaire afin d'interpréter des modulations de la magnitude de la cohérence en inter-session chez un unique participant.

**Résumé :** *L'objectif de cette contribution était d'investir la reproductibilité des mesures de cohérence corticomusculaire (CMC) et intermusculaire (IMC) lors de contractions sous-maximales isométriques en flexion-plantaire. La reproductibilité a été investie par la quantification des coefficients de corrélation intra-classe (ICC) indépendamment pour la CMC et pour la IMC dans les bandes de fréquences Alpha et Béta. Le Minimum Detectable Change (MDC) avec un niveau de confiance à 95 %, qui représente un niveau de changement minimal à observer afin qu'une différence significative ne puisse pas être attribuable à la variabilité de la mesure, a été quantifié et exprimé en fonction de la magnitude moyenne des mesures de cohérence. Les résultats révèlent que la reproductibilité des mesures de CMC et de IMC est variable, de faible à excellente selon les muscles investigués et la bande fréquence. Les MDC semblent indiquer que des changements supérieurs à la moyenne des mesures sont nécessaires afin d'identifier une différence significative qui ne serait pas attribuable à la variabilité des mesures. De manière générale, ces résultats suggèrent une interprétation peu robuste des modulations des mesures de cohérence électrophysiologiques, notamment dans le cadre de protocole de suivit longitudinaux.*



# CHAPITRE 4 : NEUROPHYSIOLOGICAL ADAPTATIONS AFTER A 3-WEEK MAXIMAL STRENGTH TRAINING

---

*Submitted to European Journal of Applied Physiology.*

## INTRODUCTION

This study aims to evaluate the neurophysiological adaptations induced by a 3-week Maximal Strength training (MST) in novice participants. Motor adaptations to training were evaluated with regular quantification of the maximal torque production, but also with the accuracy and stability of the torque production during submaximal contractions to detect any changes in motor control. Due to the specificity of the training procedure used in our experiment, *i.e.*, MST, we expected a sharp increase in maximal torque production. We hypothesized that these motor adaptations would be associated with better motor control, *i.e.*, less variability of the torque production during submaximal contractions. At the muscle level, agonist and antagonist muscle activations were quantified. We hypothesized overall decrease of muscle activations, particularly we expected main adaptation with antagonist muscle. At the central level, the cortical activations, the corticomuscular and intermuscular coupling changes were respectively quantified using the Event-Related-Desynchronisation (ERD), corticomuscular (CMC) and intermuscular coherence (IMC). We hypothesized overall decrease of the ERD associated to decrease in *Beta*-band CMC and IMC after the MST .



## **MATERIALS AND METHOD**

### *Data processing*

Data analysis was performed using Matlab (R2015b Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA).

### *Preprocessing*

Prior to any analysis, EEG signals were 3-100-Hz bandpass filtered using 4<sup>th</sup> order, zero lag butterworth filter and visually scrutinized to remove bad channels from the average-reference using EEGLAB toolbox (Delorme & Makeig, 2004). Each trial was then inspected and trials containing muscle and/or blink artifacts were excluded from all subsequent analysis. On average  $26.09 \pm 1.30$  trials were kept all torque levels and evaluations combined (*Cf. Annexe 1 & 2*).

### *Net ankle torque processing*

The net torque was 10-Hz low-pass filtered using 4<sup>th</sup> order, zero lag butterworth filter (Cremoux et al., 2013). Both plantarflexion (PF) and dorsiflexion (DF) Maximal Voluntary Isometric Contractions (MVICs) were defined as the highest average of a 2-s sliding window ran over the entire period of contraction. The best MVIC out of the 3 trials was selected for the subsequent analyses. Modulation of MVICs was respectively expressed as percentage of PRE evaluation.

For submaximal contractions, the net torque was quantified over a 3-s period of interest centered on the trial (8.5s to 11.5s) independently for each torque level during PRE, CTR, MID and POST evaluations. In addition, the percentage torque was quantified independently for each torque level over the period of interest by normalizing the net torque by the daily MVIC. The absolute error and variable error of the torque were quantified independently for each torque level over the period of interest and normalized by their respective MVIC.

#### *Muscle activation*

Raw EMG signals recorded during MVIC and submaximal contractions were 10-400 Hz bandpass filtered, full-wave rectified and 9-Hz low-pass filtered to obtain the linear envelop (Shiavi et al., 1998). All filters were 4<sup>th</sup> order, zero lag butterworth filter. Each EMG signal was normalized to its maximal EMG value obtained when used as agonist during MVIC. Normalized EMG were averaged over the period of interest.  $EMG_{TS}$  was obtained by averaging normalized EMG from GM, GL and SOL.  $EMG_{TA}$  and  $EMG_{TS}$  were quantified for each trial and averaged over evaluation session independently for each torque level.

#### *Event Related Desynchronisation, corticomuscular and intermuscular coherence*

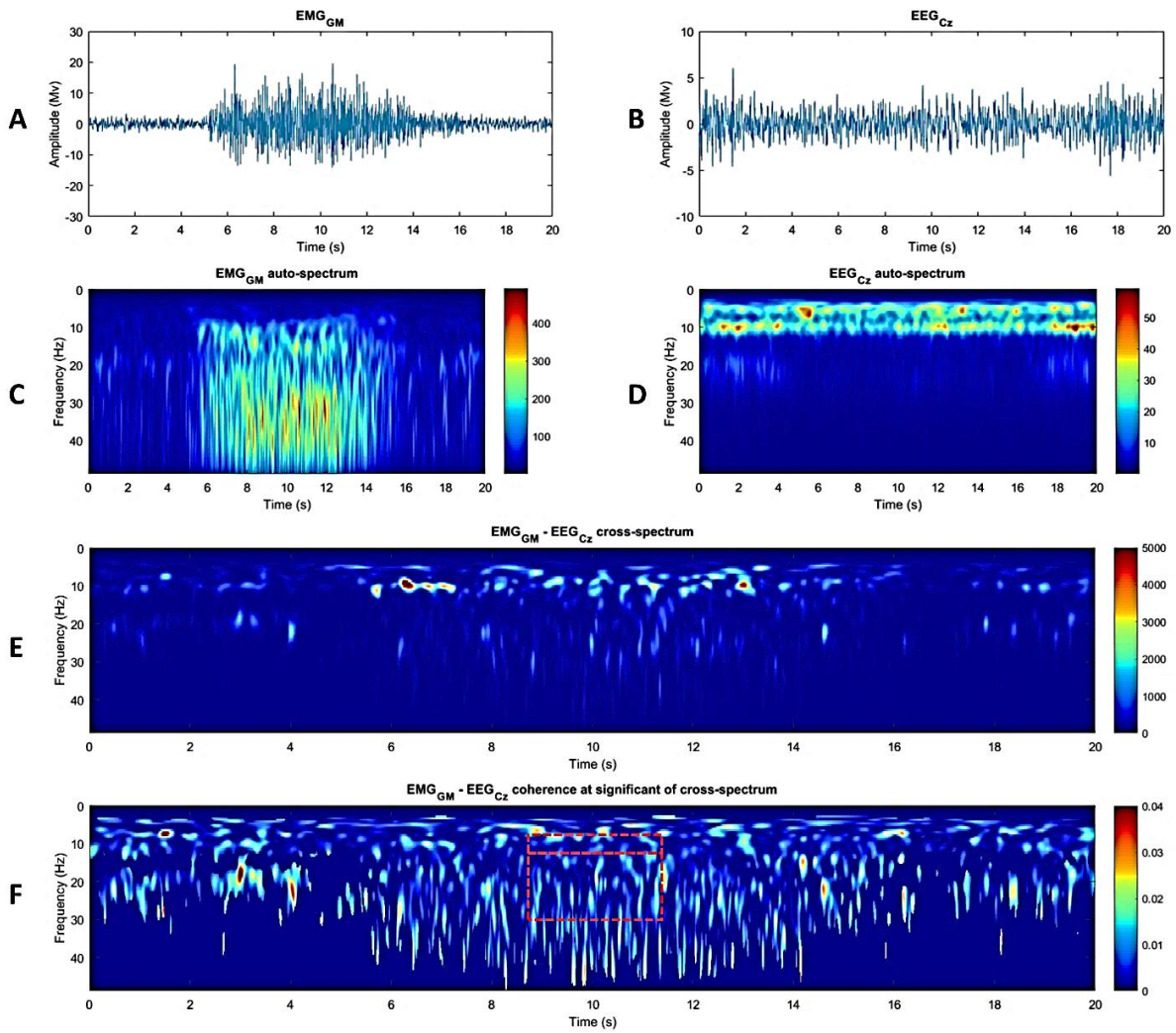
The ERD, corresponding to the cortical activation, was quantified from the Cz-

EEG electrode in the *Beta* frequency band (13-31 Hz) over the period of interest using the following equation (Desmyttere et al., 2018; Jochumsen et al., 2017) :

$$ERD (\%) = 100 \times \frac{(A - R)}{R}$$

where R and A represent the mean of the spectral power respectively over a 1-s rest period at the beginning of each trial and over the period of interest. The ERD was quantified independently for each evaluation session and each torque level.

Raw EEG and EMG signals were 3-100-Hz bandpass and 47-53-Hz notch filtered using 4<sup>th</sup> order, zero lag butterworth filter (Desmyttere et al., 2018). EEG channels identified as bad during preprocessing were excluded from the EEG average-reference. For coherence processing, the auto-spectrum of each EMG (*Fig. 28.A, 28.C*) and Cz EEG (*Fig. 28.B, 28.D*; Desmyttere et al., 2018) signal and the cross-spectrum between each EMG and Cz EEG signal (*Fig. 28.E*) were quantified in the time-frequency domain using the WaveCrossSpec Matlab toolbox for wavelet coherence analysis (Bigot et al., 2011; Grinsted et al., 2004). Wave number was set at 7 with frequency ranging from 0.05 Hz to 48.61 Hz in 0.45 Hz step (Cohen, 2019). The magnitude of the CMC and IMC was computed over the period of interest in the *Alpha* (8-13 Hz) and *Beta* (13-31 Hz) frequency bands with values set to zero where non-significant correlation in between Cz EEG and EMG signals was detected on the wavelet cross-spectrum (Bigot et al., 2011). The magnitude



*Fig. 28: Typical recording of (A) Gastrocnemius Medialis (GM) electromyographic (EMG) and (B) Cz electroencephalographic (EEG) activities obtained during the experimental procedure. Wavelet auto-spectra of the GM EMG (C) and Cz EEG (D) signals. (E) Wavelet cross-spectrum and (F) wavelet-magnitude squared coherence between GM EMG and Cz EEG signals in time frequency domain. The red rectangles delimit the Alpha (8-13 Hz) and Beta (13-31 Hz) frequency band over the period of interest.*

of the CMC for the TS was obtained by averaging the magnitude of the CMC in between Cz and GM, GL and SOL muscles (CMC<sub>TS</sub>) independently for each evaluation and torque level. The magnitude of the IMC was quantified for each muscle pairs independently for each evaluation and torque level.

### *Statistical Analysis*

Statistical analysis was performed using JASP Computer software (JASP Team (2020). JASP (Version 0.12.2) [Computer software]). Normality of the distribution was assessed with Shapiro-Wilk test.

Shapiro-Wilk test revealed that the MVIC in PF, the  $EMG_{TA}$ , the IMC, the ERD, the average net torque, AE and the VE were not normally distributed.

An ANOVA with repeated measures on *Evaluation time* (PRE, CTR, MID, POST) was conducted for MVIC in DF. Equivalent non-parametric Friedman ANOVA was conducted for MVIC in PF.

A two-way repeated measures ANOVA on *Evaluation time* (PRE, CTR, MID, POST) x *Torque level* ( $T_0$ ,  $T_i$ ) was conducted on the normalize net torque,  $EMG_{TS}$  and the magnitude of CMC. Equivalent non-parametric Friedman ANOVA on (4 *Evaluation time* x 2 *Torque level*) was conducted independently for each muscle pairs on the IMC, the ERD, the  $EMG_{TA}$ , AE, VE, and net torque recording over the period of interest.

A non-parametric Friedman ANOVA on *Evaluation time* (PRE, CTR, MID, POST) x *Torque level* ( $T_0$ ,  $T_i$ ) x *Muscle pair* (GL-GM; GL-SO; GM-SO) was conducted on the magnitude of the agonist-agonist IMC. Equivalent non-parametric Friedman ANOVA on *Evaluation time* x *Torque level* x *Muscle pair* (TA-GM; TA-SO; TA-GL) was conducted on the magnitude of the agonist-antagonist IMC.

Huynh-Feldt correction for degree of freedom was used where applicable and  $\tilde{\epsilon}$  values are reported. If a significant effect was found, non-directional paired t-tests (or equivalent non-parametric Conover's post hoc tests) were used to compare each factor and Cohen's  $d$  was reported where applicable. The significance level was set at  $p = 0.05$  and Bonferonni-Dunn correction was applied where applicable.

## RESULTS

### *Torque production during Maximal Voluntary Isometric Contractions*

In plantarflexion, the Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* on the maximal torque produced ( $X^2 = 28.64$ ;  $df = 3$ ;  $p \leq 0,001$ ). The maximal torque produced during PRE and CTR evaluations was not significantly different ( $t_{10} = 0.433$ ;  $p = 1.000$ ). All other comparisons were significantly different (all  $|t_{10}| < 11.691$ , all  $p < 0.001$ ). In comparison to PRE, the MVIC increased by  $27.97 \pm 10.96$  % for MID, and  $54.01 \pm 22.97$  % for POST evaluation. In comparison to MID, the MVIC increased by  $19.03 \pm 9.26$  % for POST evaluation. The *figure 29* depicts the modulation of MVIC in PF throughout the evaluation sessions.

In dorsiflexion, no significant effect was revealed on the MVIC ( $F_{3,30} = 0.039$ ;  $p = 0.961$ ;  $\tilde{\epsilon} = 0.662$ ;  $\eta^2 p = 0.004$ , all  $|d| \leq 0.126$ ). The average torque produced during MVIC in DF was  $39.66 \pm 2.83$  N.m across all evaluation sessions.

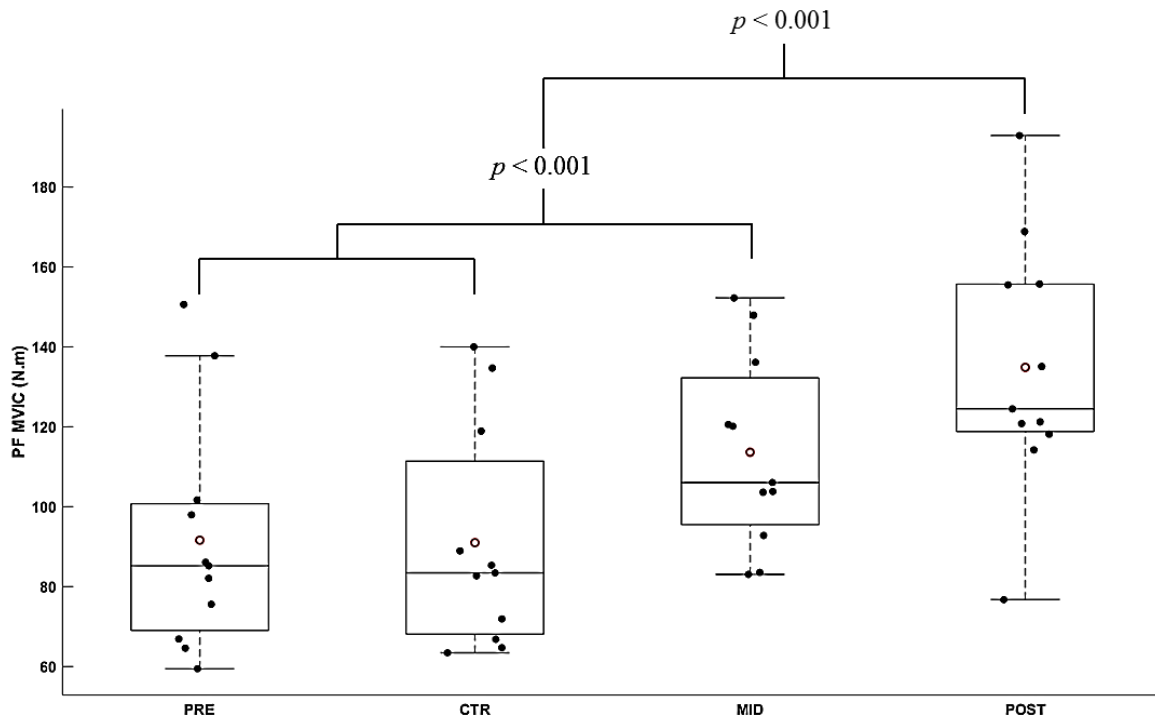


Fig. 29: Average torque during MVIC in PF (N.m) according to the evaluation session (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior edge and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points. Black dots represent individual participant performance.

### Torque production during submaximal contractions

The Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* ( $X^2=31.532$ ;  $df=3$ ;  $p < 0,001$ ) and *Torque level* ( $X^2=4.160$ ;  $df=1$ ;  $p=0,041$ ) on the net torque. Conover's post-hoc test revealed no significant difference (all  $|t_{10}| \geq 0.628$ ,  $p \geq 0,724$ ) in between submaximal torque computed over PRE and CTR evaluations and over MID and POST evaluations. All other comparisons were significantly different ( $|t_{10}| \geq 4.240$ ,  $p < 0,001$ ). The torque level performed at 20% of  $T_0$  averaged  $17.79 \pm 3.26$  N.m,  $18.04 \pm 3.34$  N.m,  $18.17 \pm 3.38$  N.m and  $18.29 \pm 3.40$  N.m while it increased at  $T_i$  from to  $17.96 \pm 3.34$  N.m,  $17.93 \pm 3.16$

N.m, to  $22.57 \pm 2.90$  N.m and  $26.74 \pm 3.67$  N.m respectively for PRE, CTR, MID and POST evaluation.

The ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* ( $F_{3,30} = 36.436$ ;  $p < 0.001$ ;  $\tilde{\xi} = 0.791$ ;  $\eta^2p = 0.785$ ), *Torque level* ( $F_{3,30} = 23.773$ ;  $p < 0.001$ ;  $\eta^2p = 0.704$ ) and an interaction of *Evaluation time* x *Torque level* ( $F_{3,30} = 36.436$ ;  $p < 0.001$ ;  $\tilde{\xi} = 0.791$ ;  $\eta^2p = 0.785$ ) on the percentage torque. Post-hoc comparisons revealed no significant difference in between the different percentage torque at  $T_i$ . Percentage torque at  $T_0$  computed over MID and POST were significantly different to all others conditions ( $|t_{10}| \geq 3.930$ , all  $p \leq 0,006$ ). The *figures 30* and *31* depict respectively the overall modulation of the net torque and percentage torque throughout submaximal contractions of the evaluation sessions.



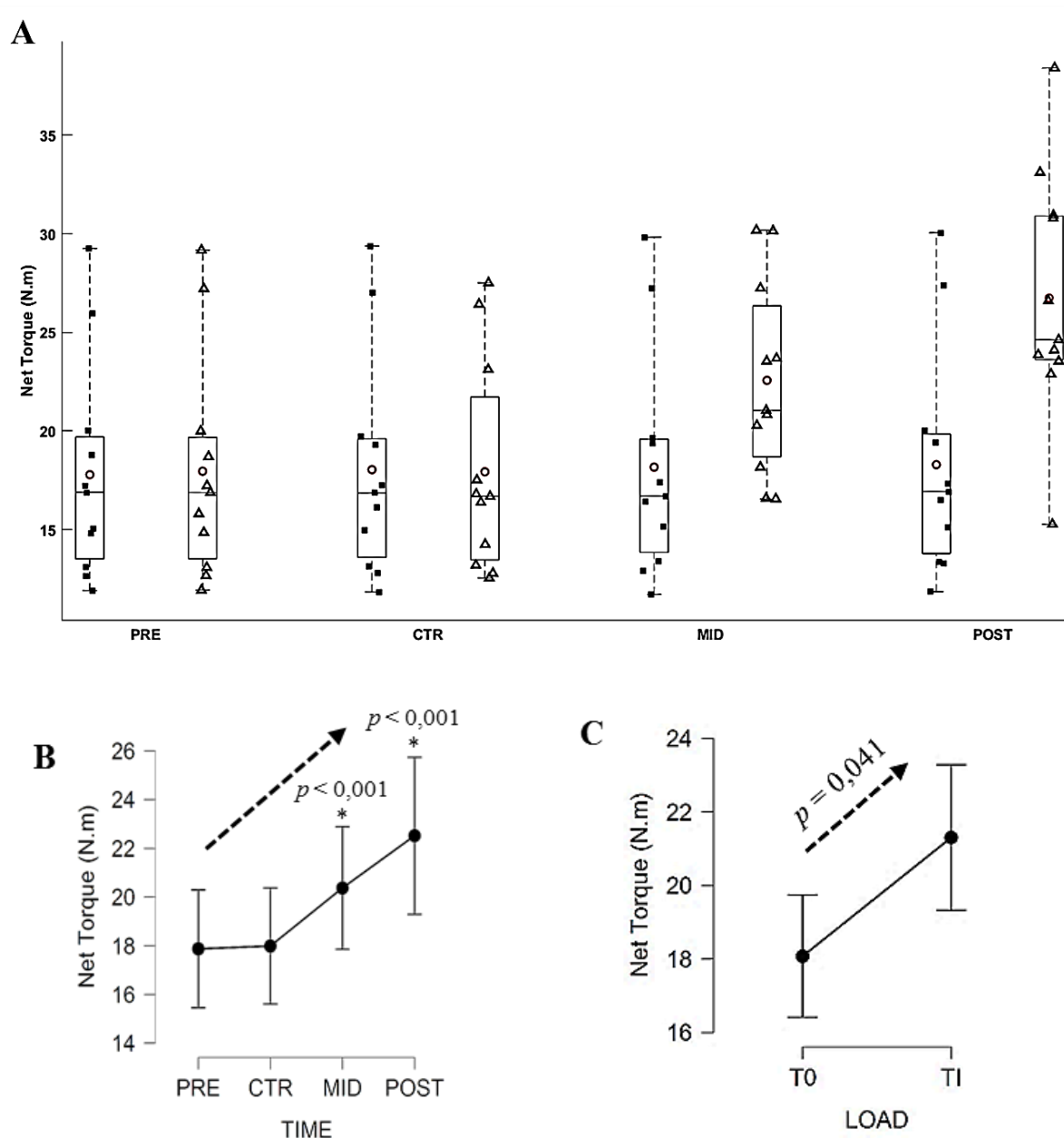


Fig. 30: (A) Average net torque (N.m) during submaximal contractions computed according to the torque levels, T0 (black square) and Ti (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) Average net torque (N.m) during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C). \* significantly different from PRE and CTR evaluation.

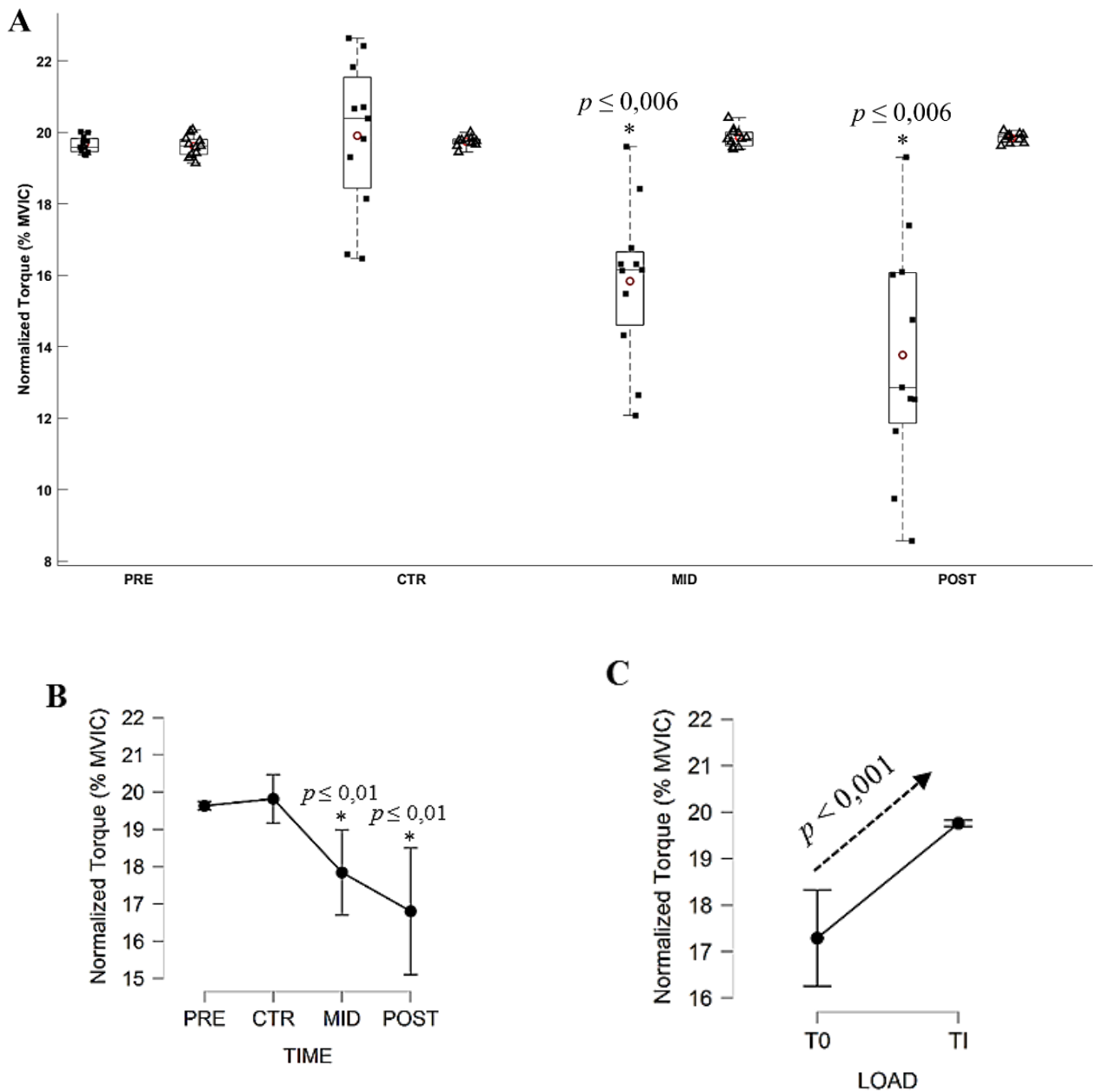


Fig. 31: (A) Average normalized torque (N.m) during submaximal contractions computed according to the torque levels, T0 (black square) and Ti (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) Average normalized torque (N.m) during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C). \* significantly different to all others conditions.

*Accuracy and variability of the torque production during submaximal contraction*

The Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* ( $X^2=28.299$ ;  $df = 3$ ;  $p < 0,001$ ) on the AE. Conover's post-hoc test revealed no significant difference ( $|t_{10}| = 0.531$ ,  $p = 1.000$ ) in between the AE computed during CTR and MID evaluation session. All other comparisons were significantly different (all  $|t_{10}| \geq 0.531$ , all  $p \leq 0.02$ ). Averaged AE across the two torque levels decreased from  $0.69 \pm 0.12$  %,  $0.52 \pm 0.07$  %,  $0.51 \pm 0.09$  % to  $0.43 \pm 0.08$  % respectively for PRE, CTR, MID and POST evaluations.

The Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* on the VE ( $X^2= 36.818$ ;  $df = 3$ ;  $p < 0,001$ ). Conover's post-hoc test revealed no significant difference in between the VE computed during PRE and CTR ( $|t_{10}| = 2.255$ ,  $p = 0.163$ ) and in between MID and POST ( $|t_{10}| = 1.921$ ,  $p = 0.352$ ) evaluations. All other comparisons were significantly different (all  $|t_{10}| \geq 3.840$ , all  $p \leq 0.002$ ). Averaged VE across the two torque levels decreased from  $0.50 \pm 0.09$  %,  $0.40 \pm 0.06$  %,  $0.32 \pm 0.04$  % to  $0.29 \pm 0.04$  % respectively for PRE, CTR, MID and POST evaluation. The *figures 32 and 33* depict respectively the modulation of the AE and VE throughout the evaluations.

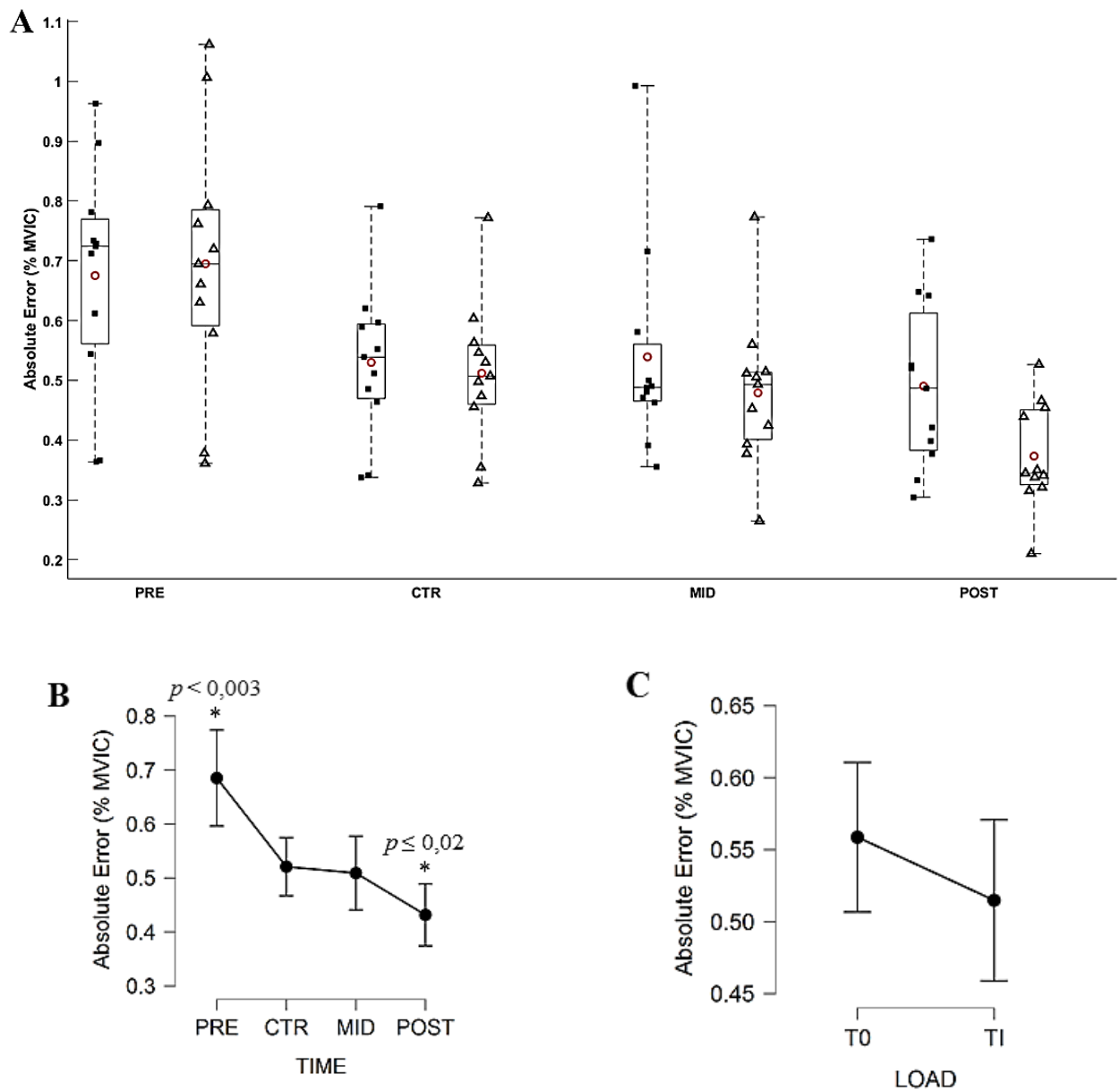


Fig. 32: (A) Absolute Error (AE; % MVIC) during submaximal contractions computed according to the torque levels, T0 (black square) and Ti (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) AE during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C). \* significantly different to all others conditions.

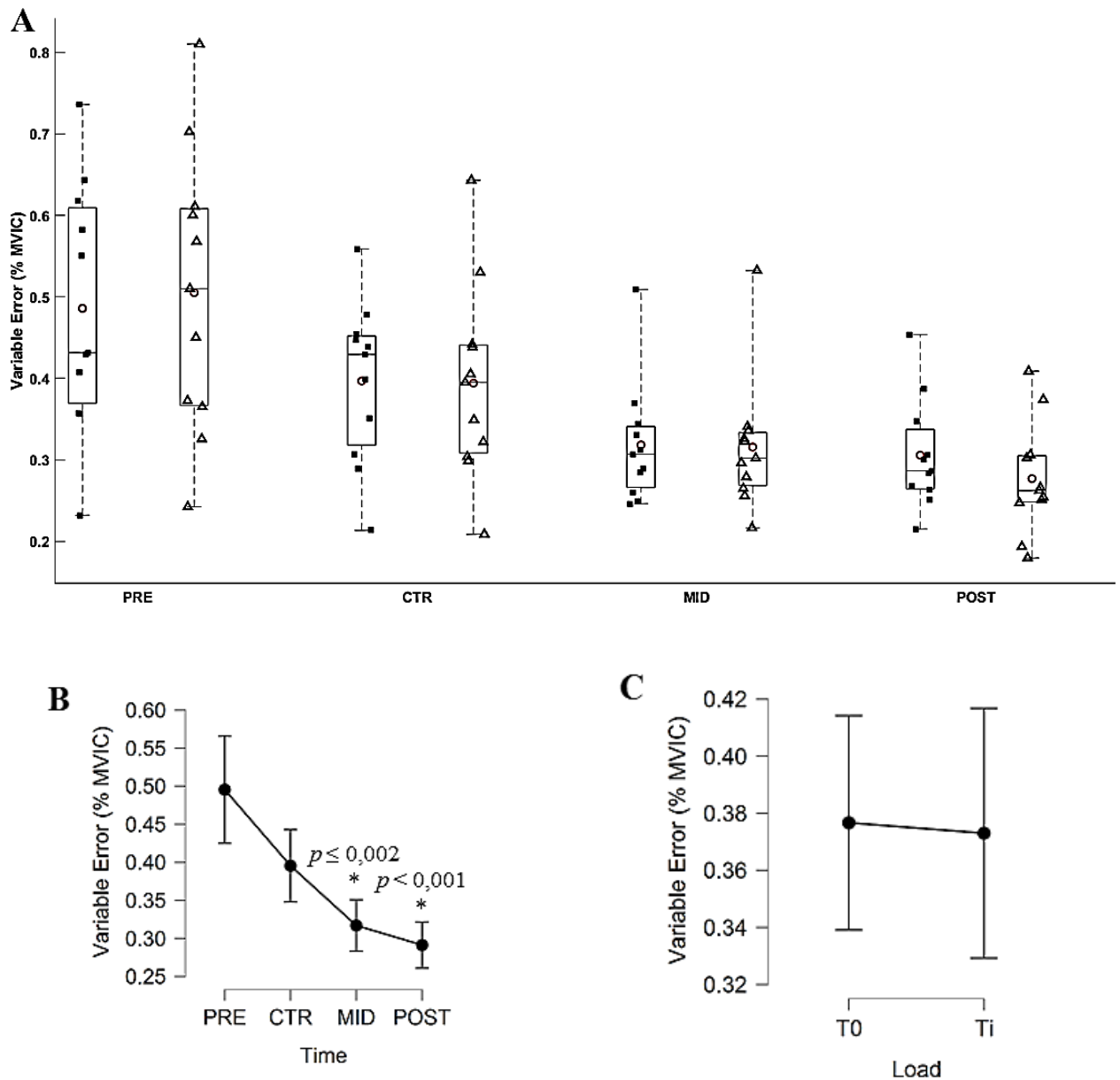


Fig. 33: (A) Variable Error (VE; % MVIC) during submaximal contractions computed according to the torque levels, T0 (black square) and Ti (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) VE during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C). \* significantly different from PRE and CTR evaluation.

### *Muscle activation*

The ANOVA revealed a significant effect of *Torque level* ( $F_{3,30} = 10.745$ ;  $p = 0.008$ ;  $\eta^2p = 0.518$ ) and an interaction of *Torque level* x *Evaluation time* ( $F_{3,30} = 18.586$ ;  $p < 0.001$ ;  $\tilde{\xi} = 0.788$ ;  $\eta^2p = 0.650$ ) on the  $EMG_{TS}$ . At  $T_0$ , post-hoc test revealed that  $EMG_{TS}$  decreased at POST evaluation in comparison to PRE evaluation ( $F_3 = 5.616$ ,  $p = 0.004$ ).  $EMG_{TS}$  was lower at  $T_0$  in comparison to  $T_i$  at MID and POST evaluations (all  $|t_{10}| \geq 3.785$ , all  $p$  ranging from  $< 0.001$  to  $0.028$ ).

The Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation time* ( $X^2 = 7.831$ ;  $df = 3$ ;  $p = 0,050$ ) and *Torque level* ( $X^2 = 3.896$ ;  $df = 1$ ;  $p = 0,048$ ) on the  $EMG_{TA}$ . Conover's post-hoc test revealed no significant difference in between evaluations (all  $|t_{10}|$  ranging from  $0.001$  to  $2.483$ ,  $p \geq 0.092$ ).  $EMG_{TA}$  computed over  $T_0$  decreased from  $4.73 \pm 1.92$  %,  $3.89 \pm 1.48$  %,  $3.08 \pm 1.41$  %, to  $2.65 \pm 1.44$  % respectively for PRE, CTR, MID and POST evaluations.  $EMG_{TA}$  at  $T_i$  averaged  $4.68 \pm 1.83$  %,  $3.92 \pm 1.37$  %,  $3.69 \pm 1.41$  % and  $3.87 \pm 1.58$  % respectively for PRE, CTR, MID and POST evaluations. The *figures 34* and *35* depict respectively the  $EMG_{TS}$  and  $EMG_{TA}$  throughout evaluations.

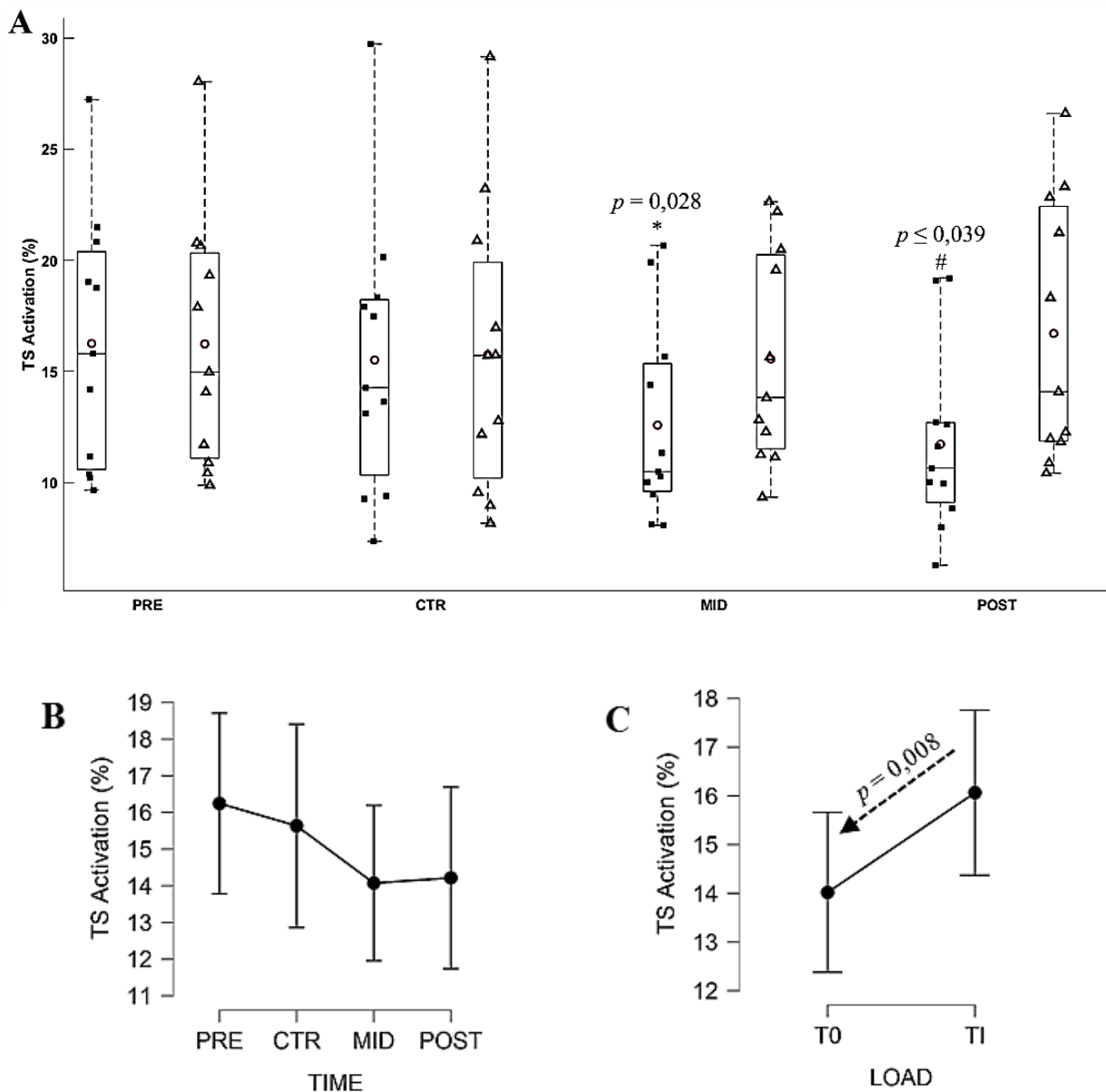


Fig. 34: (A) Average  $EMG_{TS}$  during submaximal contractions computed according to the torque levels,  $T_0$  (black square) and  $T_i$  (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) VE during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C). \* significant difference in comparison to  $T_i$  torque level recording at MID evaluation. # significant difference in comparison to  $T_0$  and to  $T_i$  torque level respectively recording at PRE and POST evaluation.

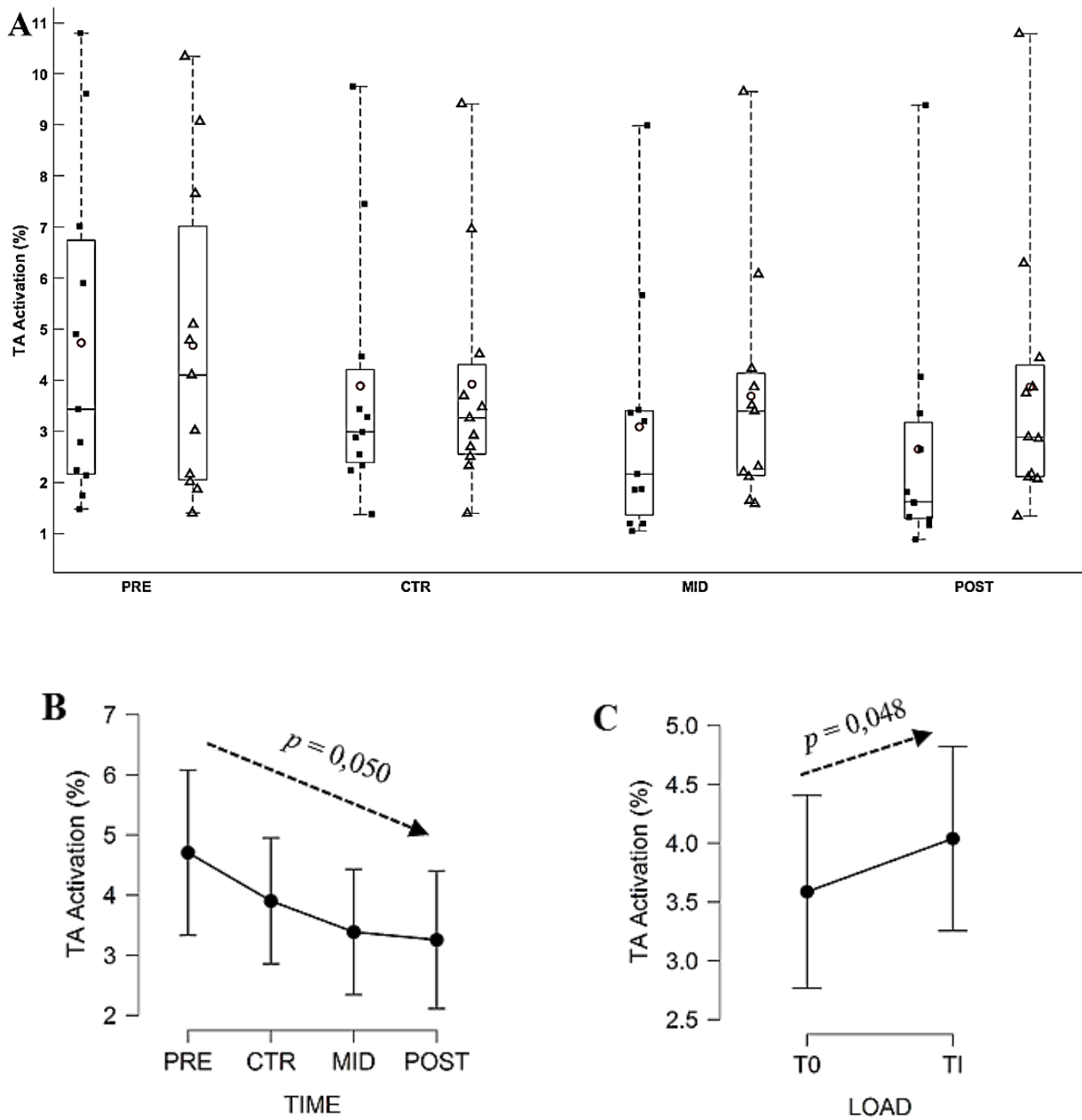


Fig. 35: (A) Average  $EMG_{TA}$  during submaximal contractions computed according to the torque levels,  $T_0$  (black square) and  $T_i$  (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) VE during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C).



### *ERD and CMC magnitude*

The Friedman ANOVA did not revealed any significant effect of *Evaluation Time* ( $X^2 = 5.000$ ;  $df = 3$ ;  $p = 0.172$ ) and *Torque level* ( $X^2 = 0.017$ ;  $df = 1$ ;  $p = 0.895$ ) on the ERD. On average ERD was  $-32.90 \pm 2.63$  % across all torque level and evaluation sessions. The *Figure 36* depict the ERD throughout evaluations.

The ANOVA did not revealed any significant effect of *Evaluation time* ( $F_{8,80} \geq 0.111$ ;  $p \geq 0.057$ ;  $\varepsilon \geq 0.623$ ;  $\eta^2p \geq 0.011$ ;  $-0.26 \leq d \leq 0.93$ ) and *Torque level* ( $F_{8,80} \geq 0.018$ ;  $p \geq 0.156$ ;  $\varepsilon = 1.000$ ;  $\eta^2p \geq 0.002$ ;  $-0.49 \leq d \leq 0.46$ ) on the  $CMC_{TS}$  and  $CMC_{TA}$ . On average  $CMC_{TA}$  was  $0.039 \pm 0.002$  A.U and  $0.036 \pm 0.002$  A.U and  $CMC_{TS}$  was  $0.041 \pm 0.002$  A.U and  $0.034 \pm 0.002$  A.U respectively for *Alpha* and *Beta* bands across all torque level and evaluations. The *figures 37* and *38* depict respectively the  $CMC_{TS}$  and  $CMC_{TA}$  throughout evaluations.

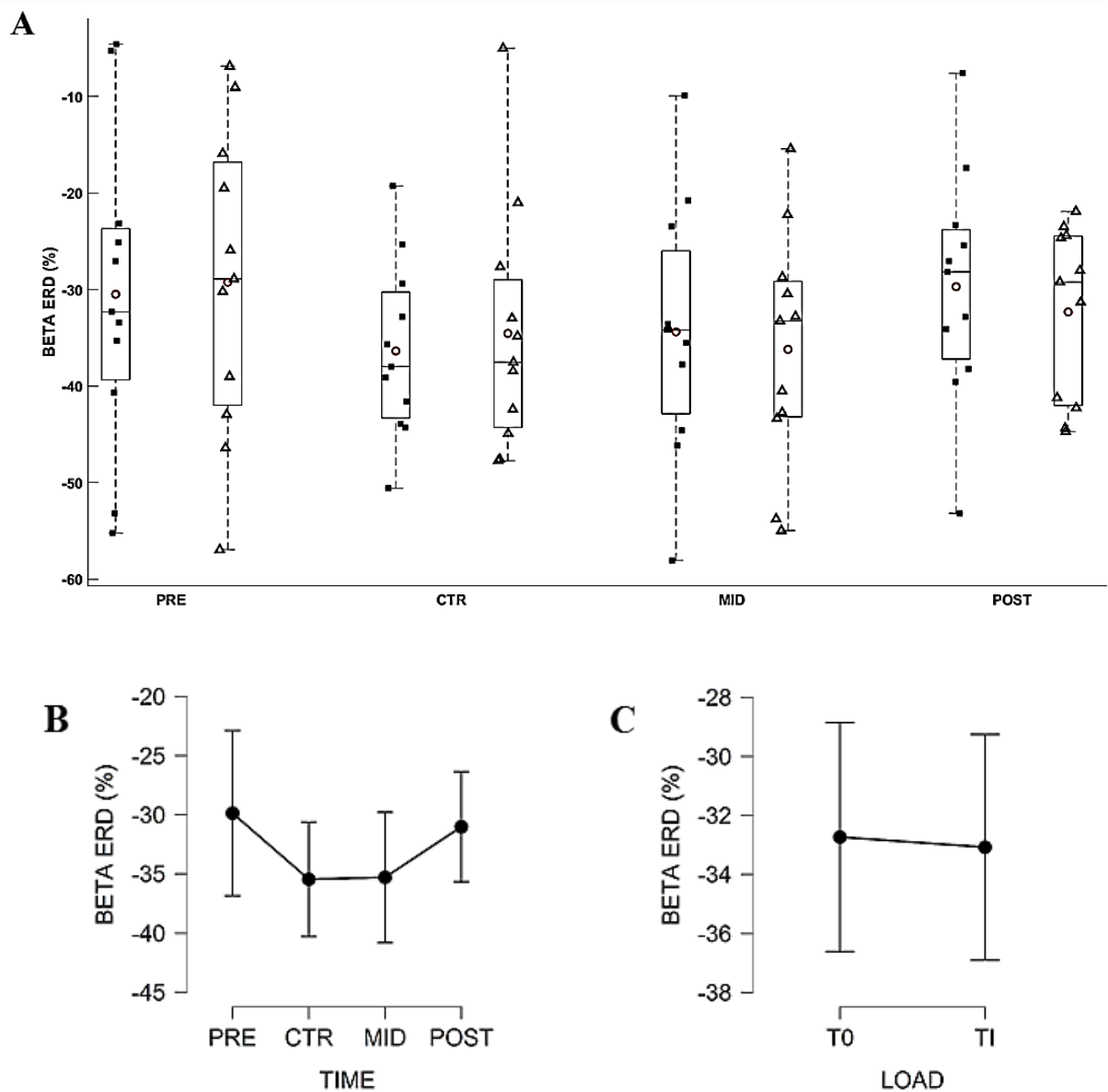


Fig. 36: (A) Average ERD during submaximal contractions computed according to the torque levels, T0 (black square) and Ti (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) ERD during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C).

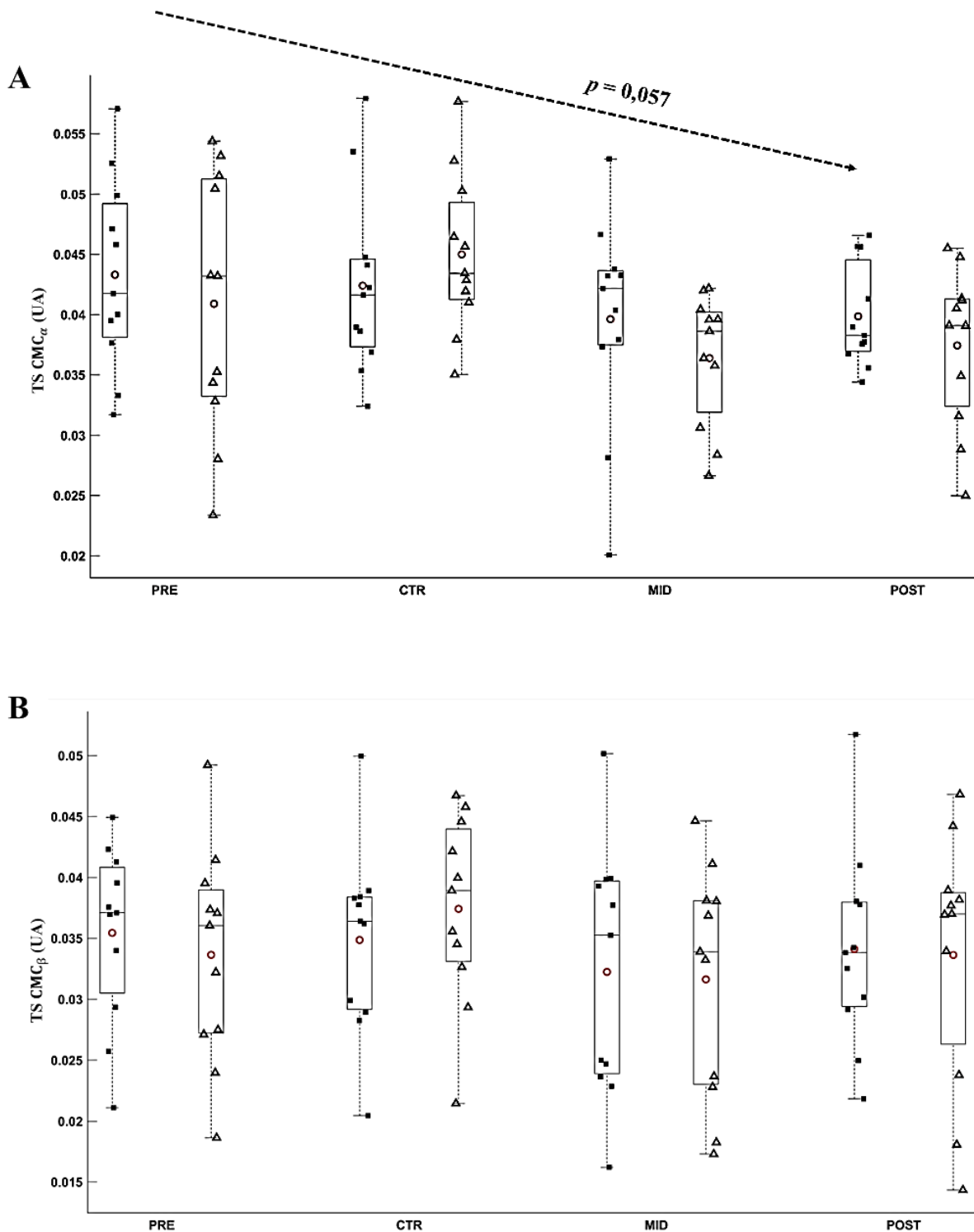


Fig. 37: Average  $CMC_{TS}$  across Alpha (A) and Beta (B) frequency band according to the torque level,  $T_0$  (black square) and  $T_i$  (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior edge and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points. Black dots represent individual participant performance.

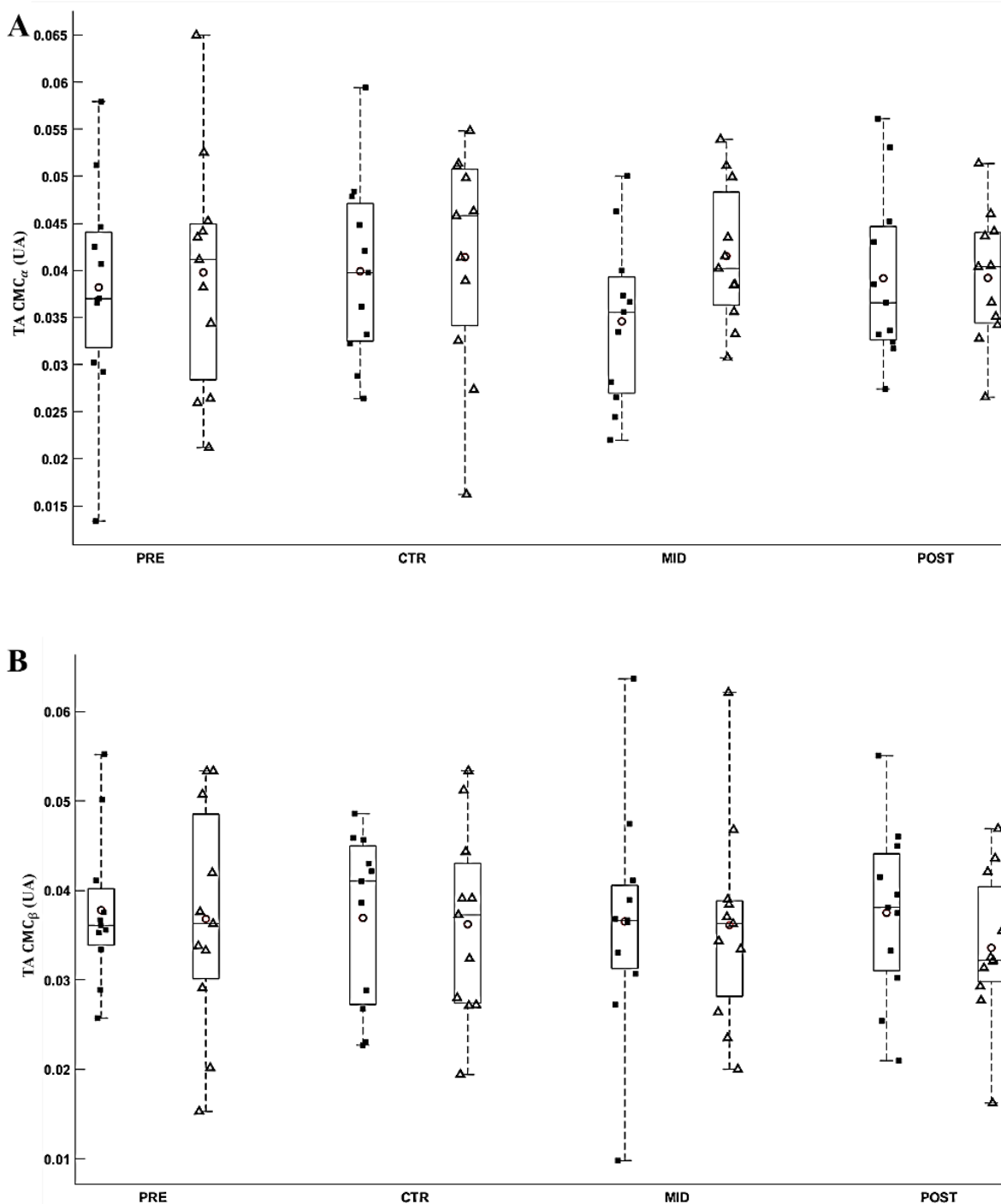


Fig. 38: Average  $CMC_{TA}$  across Alpha (A) and Beta (B) frequency band according to the torque level,  $T_0$  (black square) and  $T_i$  (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior edge and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points. Black dots represent individual participant performance.

### *IMC Magnitude*

The three-way Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Muscle pair* on the agonist-agonist IMC in the *Alpha* ( $X^2 = 7.879$ ;  $df = 2$ ;  $p = 0.019$ ) and *Beta* frequency bands ( $X^2 = 6.609$ ;  $df = 2$ ;  $p < 0.001$ ) and on the agonist-antagonist IMC in the *Beta* band ( $X^2 = 9.032$ ;  $df = 2$ ;  $p = 0.011$ ). Conover's post-hoc analysis revealed no significant difference on the IMC magnitude in between muscle pairs ( $t_{251} \geq 0.400$ ;  $p \geq 0.18$ ).

To independently investigate the IMC alterations induced by the MST, a two-way Friedman ANOVA (*Evaluation time* x *Torque level*) was also conducted on each muscle pair.

The two-way Friedman ANOVA revealed a significant effect of *Evaluation Time* on the IMC magnitude of the GM-GL ( $X^2 = 8.844$ ;  $df = 3$ ;  $p = 0.031$ ) and TA-SO ( $X^2 = 13.558$ ;  $df = 3$ ;  $p = 0.004$ ) muscle pairs in the *Beta* band. Conover's post-hoc analysis revealed no significant difference ( $t_{10} \geq 0.186$ ;  $p \geq 0.695$ ) in between evaluations on the IMC magnitude of the GM-GL and TA-SO muscle pairs. The *Figure 39* and *40* depict respectively the IMC modulation of the GM-GL and TA-SO muscle pairs throughout evaluations.

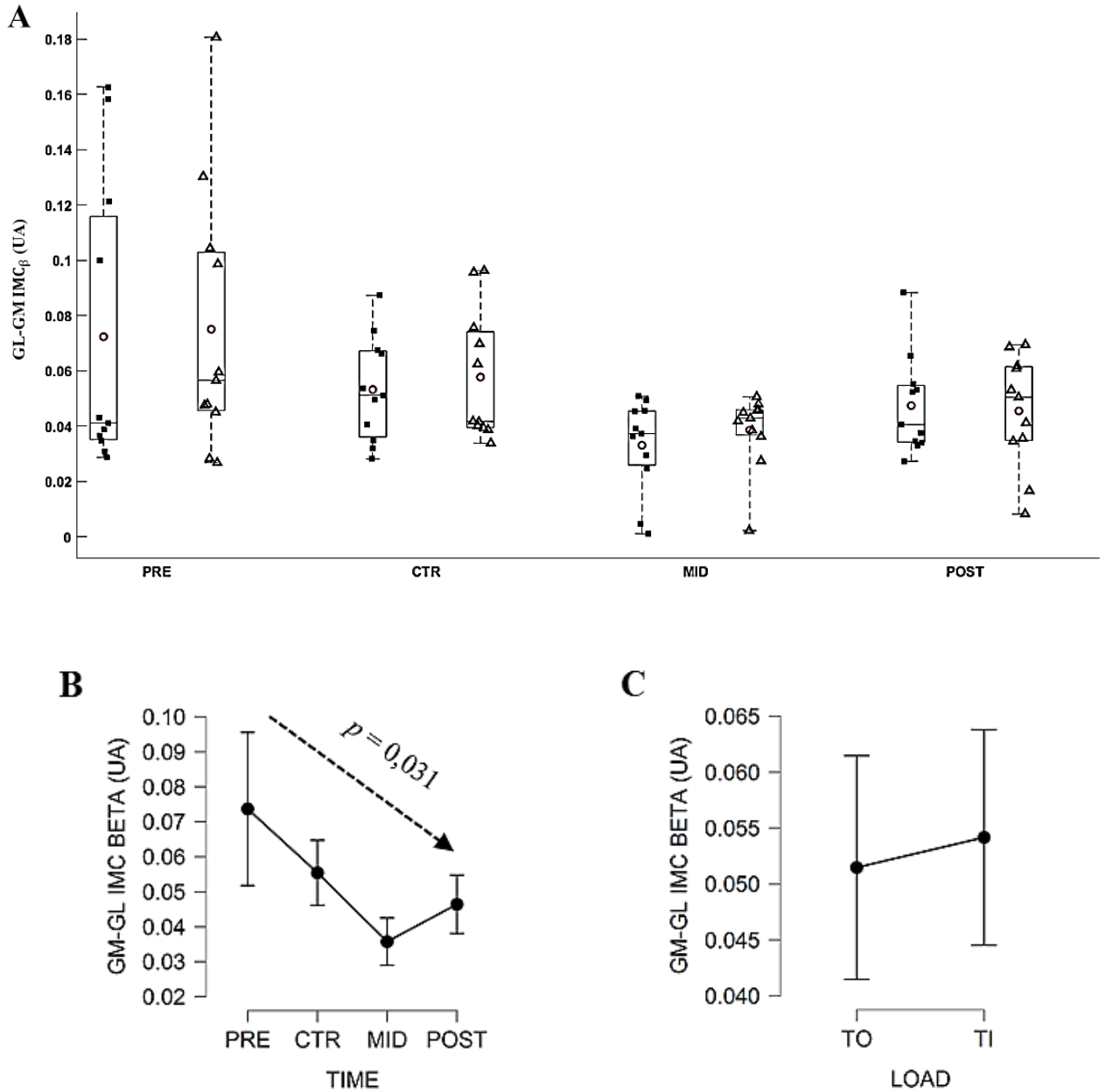


Fig. 39: (A) Average GM-GL IMC across the Beta band during submaximal contractions computed according to the torque levels, T<sub>0</sub> (black square) and T<sub>i</sub> (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) GM-GL IMC during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C).

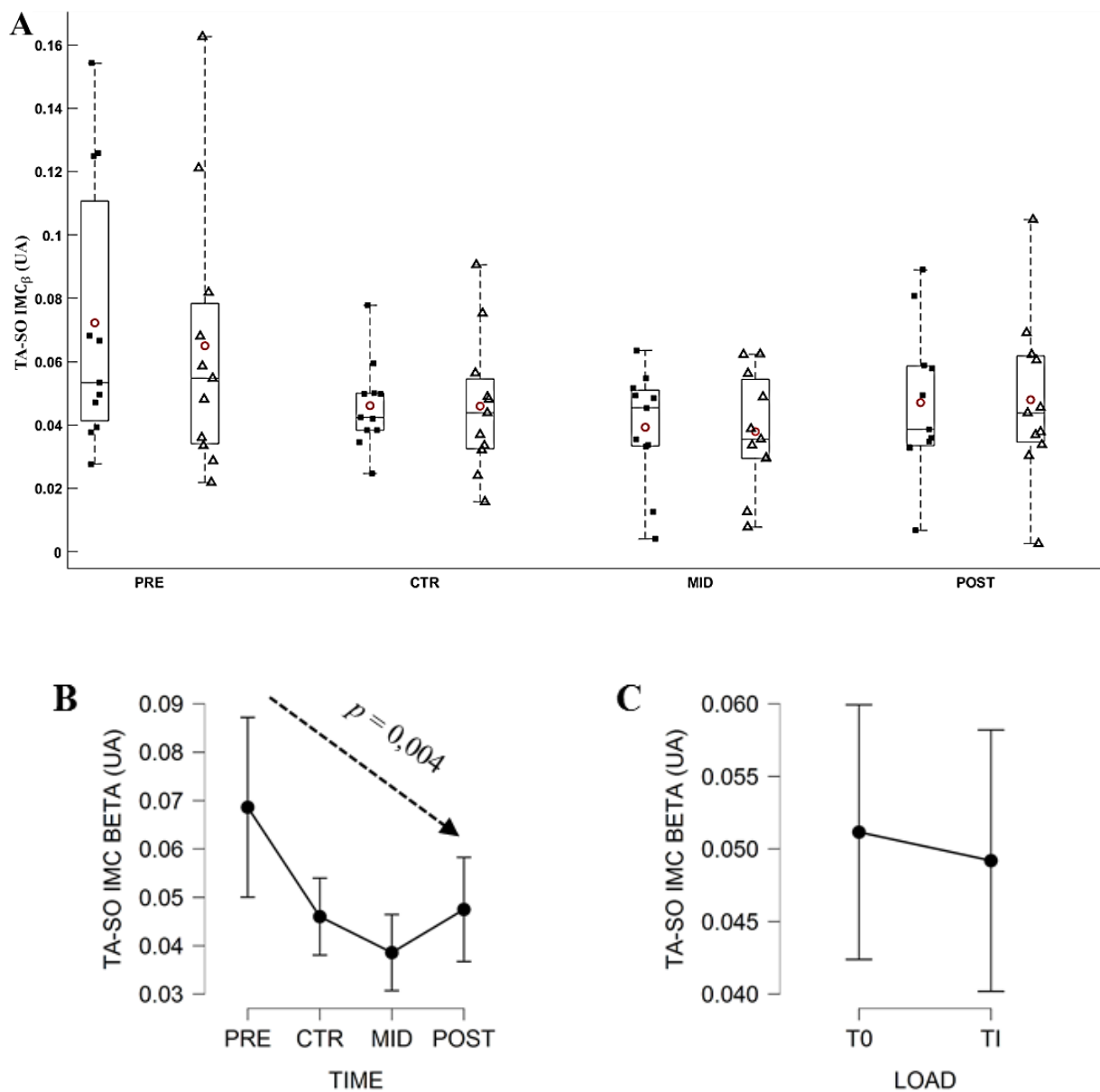


Fig. 40: (A) Average TA-SO IMC across the Beta band during submaximal contractions computed according to the torque levels,  $T_0$  (black square) and  $T_i$  (white triangle), and evaluation sessions (PRE, CTR, MID, POST sessions). Each whiskers box indicates mean (red circle) and median (horizontal line). The inferior and superior edge of the box indicates the 25<sup>th</sup> and 75<sup>th</sup> percentile respectively. Black dots represent individual participant performance. (B) TA-SO IMC during submaximal contractions computed according to evaluation sessions and (C) to the torque levels. Error bars represent the most extreme and non-outlier data points (A) and 95% confidence intervals (B, C).

## DISCUSSION

This study evaluated the neurophysiological adaptations induced by a 3-week MST specifically designed to strengthen ankle plantarflexion. Overall, the results revealed that the maximal torque produced in plantarflexion significantly increased over time while no torque increase was revealed in dorsiflexion, i.e., in the opposite “movement direction”. This result demonstrates that our MST was very specific to the trained condition. During submaximal contractions, the accuracy and the variability of the torque production, the muscles activities and the IMC recording across GL-GM and TA-SO muscle pairs were decreased throughout the training. However, the ERD and the CMC remained unaltered by the training procedure. These results are discussed in details in the subsequent sections.

### *Muscle and torque adaptations are noticeable as soon as one week of MST*

Maximal torque produced significantly increased throughout the training in plantarflexion only. This result corroborates previous findings showing MST efficiency to quickly increase strength production (Hill et al., 2012; Hoff et al., 2007; Wang et al., 2017) and extend the ST specificity to the movement direction (Engsberg et al., 2006; Olsen et al., 2013) and task performed (Morrissey et al., 1995) to MST. Interestingly, at MID evaluation, maximal torque was already significantly increased in comparison to the PRE evaluation. To our knowledge,



no study assessed the strength increase as soon as the first week of MST. It is unlikely that this result is related to the discovery of the experimental task since no torque difference was revealed in between the PRE and CTR evaluations. Previous studies revealed that acute strength increase observed in MST are mainly driven by neuromuscular adaptations (Fimland et al., 2010; Tøien et al., 2018). The relatively short MST period allow us to assume that the increase in strength production should reflect neurophysiological adaptations rather than muscle mass adaptations (Phillips, 2000).

These neurophysiological adaptations are also noticeable during submaximal contractions. The  $EMG_{TS}$  significantly decreased over time concurrently with the decrease of the percentage torque at initial torque level (i.e. similar torque production) while it remained constant at when contractions were performed at constant percentage torque level (i.e. increased torque production throughout evaluation). Also, and as suggested by previous study (Carolan & Cafarelli, 1992; Dal Maso et al., 2012; Remaud et al., 2007), the  $EMG_{TA}$  decreased throughout the MST completion for both initial and daily torque level. In addition,  $EMG_{TA}$  activations were significantly different in between the initial and daily torque level as the training progresses. This latter result is corroborated by many studies which evidenced the increase of the antagonist activation as the level of effort increase (Kellis, 1998). Taken together, these results suggest a decrease of the relative effort to reach the initial torque level and no change into the relative effort to reach

the daily torque level. To our knowledge, no study investigated as such the level of effort to reach constant torque representing the initial level of performance. However, previous finding reported the effectiveness of MST to enhance work economy (Heggelund et al., 2013), mechanical efficiency (Hoff et al., 2007) and walking performance (Karpatkin et al., 2016) which represent submaximal torque intensity during daily activities. These results highlight the effectiveness of MST to decrease level of effort to reach submaximal torque and the associated decreased in antagonist activity.

*Motor control of submaximal contractions is improved by MST*

As a consequence of MVC torque increase, the difference in between the initial and daily submaximal torque levels significantly increased throughout the experimental procedure. This was both highlighted with the torque increase at submaximal daily torque level and percentage torque decrease at submaximal initial torque level.

As expected, the AE and the VE were decreased throughout the experimental procedure at both daily and initial torque level. Although the training procedure had not started, the AE decreased in between PRE and CTR evaluations. Noteworthy is that both  $EMG_{TS}$  and  $EMG_{TA}$  remained unaltered in between PRE and CTR evaluations, suggesting that the increased accuracy in CTR evaluation may be a consequence of the discovery of the experimental procedure. The AE

remained unaltered at the MID evaluation session in comparison to CTR then decreased again at POST evaluation. These results suggest that, after initial adaptation to the experimental procedure, the adaptation of the torque accuracy induced by the MST may take time to be fully efficient as results only shows significant improvements after 3 weeks. Previous findings report increase in force accuracy at submaximal force level induce by ST procedure (Hortobagyi et al., 2001; Keogh et al., 2007). These results suggested that the increase in force accuracy could be transferred over daily task which could be executed at low submaximal force level. However, the trainings lasted 6 and 10 weeks and no evaluation sessions were performed during the training completion. The current study brings additional information about the acute changes in the accuracy of the torque production after ST initiation and extend these results into MST although part of these changes could be attributable to the discovery the experimental task. The VE computed over the period of interest only decreased after the first week of MST. According to previous findings, the force variability should have continuously decreased over time as soon as 1 week (Laidlaw et al., 1999) and throughout the ST initiation (Tracy et al., 2004). After the completion of the ST period, Tracy et al., 2004, reported additional decrease in the force variability. However, their training lasted 4 weeks, *i.e.* one week longer than the current MST, which could explain the constant VE after the MST completion. Therefore, taking into account the large increase in the PF MVIC at POST evaluation, the constant

VE does not suggest change into the motor control efficiency. These results could highlight the acute effectiveness of the MST to increase the motor control efficiency by enhancing both accuracy and variability of the torque production over different submaximal torque levels.

Overall, MST procedure could represent an interesting alternative to increase the motor control efficiency and decrease both the level of effort and the antagonist muscle activity to achieve submaximal torque production.

#### *MST induced adaptations at the central level*

In the present study, the cortical activations, quantifying by the ERD, remained unaltered by the MST procedure in contraction with our hypothesis. However, previous study reported cortical alterations induced by a 3-week conventional strength training procedure (Falvo et al., 2010). In this study, the cortical activations were evaluated by the Movement-related Cortical Potentials (MRCP), which represented an alternative way to investigate cortical activation, and the experimental task consisted of submaximal leg extensions with constant load of approximately 18 kg. The results revealed that the MRCP recording during submaximal leg extensions decreased following the training period. Falvo et al., (2010) suggested that the decrease of the MRCP represent a reduction of the cortical activation for submaximal contractions. These results suggest that ERD could be less sensitive in comparison to MRCP. Moreover, the ERD remained

unchanged despite the decrease of the initial percentage torque level. Previous studies reported that ERD increased concurrently with the increase of the torque production (Cremoux et al., 2013; Pfurtscheller & da Silva., 1999). These results suggest that the difference in between the torque levels could be not sufficiently important to altered the ERD. Overall, these results suggest that MST could represent an interesting way enhance the motor command send by the M1 to achieve submaximal torque production as the torque increase without ERD alterations.

In contradiction with our hypothesis, our MST procedure failed to alter the CMC magnitude despite the torque and muscle adaptations, although some studies reported CMC alterations induced by different training procedure (Dal Maso et al., 2017; Ushiyama et al., 2010). These authors reported CMC alterations in a ST expert population in comparison to endurance trained experts or ballet dancers accounting for, at least, 3 years of practice. However, other studies reported significant modulation of CMC magnitude associated to lower force error and steadiness (Lattari et al., 2010), with few days of motor training (Cremoux et al., 2019), suggesting the relationship in between CMC magnitude and fine motor control task. Our results could indicate that the current experimental procedure was not sufficiently fine to alter CMC magnitude and that, despite the large torque and muscle adaptations induced by the MST procedure, the associated neuromuscular adaptations may need more time to be quantified with CMC.

Our results revealed significant IMC for each muscle pairs according to the hypothesis of a common drive send by the M1 to the muscles contributing to the motor action (Boonstra., et al., 2013; Liu et al., 2019). The three-way ANOVA (*Evaluation time x Torque level x Muscle pair*) revealed a significant *Muscle pair* according to previous studies (Semmler et al., 2013; Laine et Valero-Cueva., 2017). In these studies, a specific muscle pair alteration was reported. This result suggest that IMC should be investigate independently for each muscle pair. Therefore, in the present study, we proposed to investigate the alteration of the IMC independently for each muscle pair by the two-way ANOVA (*Evaluation time x Torque level*). The results revealed that the IMC decreased throughout the training completion in the *Beta* band for the GM-GL and TA-SO muscle pairs. These results are in accordance with previous studies evidenced that training procedure could induced IMC alterations (Charissou et al., 2016; Walker et al., 2019). Charissou et al., (2016) evidenced that athletes presented lower IMC magnitude in comparison to untrained participants. Walker et al., (2019) evidenced IMC induced alterations after a 14-week strength training in young untrained participants. In this study the IMC was decreased after the training completion during 20 % MVIC knee extension in the *Beta* band. Our results bring additional information suggesting that IMC alterations are noticeable as soon as 3-week of training in association with motor control adaptations suggesting that IMC could represent and effective marker to investigate neurophysiological adaptations. The IMC could also reflect the intermuscular synchronization

(Boonstra., et al., 2013; Liu et al., 2019). Previous finding reported that the increase in motor unit synchronization increase the force fluctuation suggesting that a reduction of motor unit synchronization could decrease the force variability (Yao et al., 2000). Consequently, our results suggest the extension of the results of Yao et al. (2000) to the level of intermuscular synchronization. Taking together, these results suggest that the M1 could dissociated the control of the agonist-agonist and agonist-antagonist muscle pairs to improve the motor control efficiency.

## **CONCLUSION**

This study proposed an original and adaptive maximal-strength training to quickly increase ankle strength production. The training intensity was adjusted day-by-day using the daily MVIC. Results showed acute torque increase only in plantarflexion without change in dorsiflexion suggesting specific adaptations induced by short-term MST. Objective markers of the motor control as VE and AE significantly decreased over time. The relative level of effort to reach initial torque level was decreased as well as antagonist muscle activation for initial and daily torque level. Nevertheless, in contradiction with our hypothesis, no modulations of the ERD and of the magnitude of the CMC were revealed although both significant agonist and antagonist CMC were reported. In association with the motor control improvement, IMC was decreased throughout the MST

completion suggesting that IMC could represent an interesting marker to investigate neurophysiological adaptations induced by training procedures at the central level. Further investigations are needed to investigate the long-term neurophysiological adaptations induced by such MVIC-based MST. Likewise, our results need to be expanded as MVIC-based MST may be promising into clinical environment to enhance motor control efficiency and to decrease antagonist muscle activation.





**Résumé :** Cette étude traite des adaptations comportementales, musculaires et centrales induites par l'EFM de trois semaines spécifiquement développé afin de renforcer la FP isométrique. Les adaptations comportementales ont été évaluées par l'intermédiaire de la production de force maximale et de la performance du contrôle moteur à deux niveaux de production de force sous-maximaux. Les adaptations musculaires ont été évaluées par l'intermédiaire des activations EMG des muscles agonistes et antagoniste. Au niveau central, ces adaptations ont été investies par les mesures d'ERD, de CMC et de IMC. Les résultats révèlent que l'EFM proposé semble efficace pour améliorer la production de force maximale ainsi que la performance du contrôle moteur à différents niveaux de production de force sous-maximaux. Au niveau musculaire, les activations EMG agonistes étaient diminuées pour atteindre un niveau de force absolu qui représentait le niveau de performance initiale et l'activation antagoniste était également diminuée pour les deux niveaux de production de force sous-maximaux. Au niveau central, aucune modulation des mesures d'ERD et de CMC n'a été mise en évidence. La magnitude de la IMC était diminuée tout au long de l'EFM. De manière générale, ces résultats suggèrent que l'EFM pourrait représenter un paradigme expérimentale efficace afin d'induire des adaptations comportementales et musculaires qui pourraient être traduire par des altérations de la mesure de IMC.



# **CHAPITRE 5 : FUNCTIONAL AND CORTICOMUSCULAR CHANGES ASSOCIATED WITH EARLY PHASE OF MOTOR TRAINING**

---

*International Conference on NeuroRehabilitation* (pp. 759-763).

## **INTRODUCTION**

Gaining knowledge of brain plasticity associated with motor training could help target rehabilitation protocols in stroke patients. Motor training aims to improve the motor skills, which can be evaluated by a decrease of the variable error (Jochumsen et al., 2017). These functional changes are supposed to be mainly driven by an adaptation of the cortical activations of the motor cortex (M1) (Jochumsen et al., 2017), which send the motor commands to the muscles through the corticospinal tract. Corticomuscular coherence (CMC), i.e., the spectral relationship of cortical and muscle electrophysiological signals has been revealed to reflect the sending of the motor commands during voluntary isometric contractions (Conway et al., 1995). After intensive training, the CMC can effectively evaluate the adaptation of the neural inputs (Dal Maso et al., 2017). Less is known on the early phase of motor training. This study investigated the functional and corticomuscular changes in the first days of motor training on two different phases of isometric contractions: increasing force and holding force phases, which modulates task difficulty (Desmyttere et al., 2018).

## **MATERIAL AND METHODS**

### *Participants*

Ten healthy participants ( $22\pm 2$  years) were recruited. All procedures were approved by the local ethical committee.

### *Signal acquisitions*

Force was recorded with a handgrip dynamometer (Noraxon USA, Scottsdale, Arizona) at 10 Hz. EEG and EMG were recorded at 9600 Hz (g.HIamp, g.tec, Austria). EEG was recorded from 64 electrodes mounted on a cap. EMG was recorded from 2 muscles of the non-dominant forearm with surface electrodes. Electrodes were placed with a 2-cm inter-electrode distance on the belly of each muscle. The extensor carpi radialis longus and flexor carpi ulnaris muscles were chosen as representative of the trained movement.

### *Experimental setup*

The subjects were seated in a comfortable chair while continuous EEG was recorded before, during and after three sessions of motor training, which were distributed over four days (*Fig.41*). Each motor training session lasted 30 minutes. The motor training consisted of laparoscopic surgery training with the non-dominant hand (see Jochumsen et al., (2017) for more details of the training). In the pre- and post-motor training measurements the subjects were asked to follow

a force trace with the force produced by a pinch grasp of the non-dominant hand. At the beginning of each trial, a digital trigger was sent to the EEG/EMG amplifier which was used for dividing the continuous EEG data into epochs. Each trial consisted of a three second preparation phase followed by a three second force ramp where the subjects should reach 20% of their maximum voluntary contraction. The subjects maintained the contraction for three seconds. A total of 50 movements were performed.

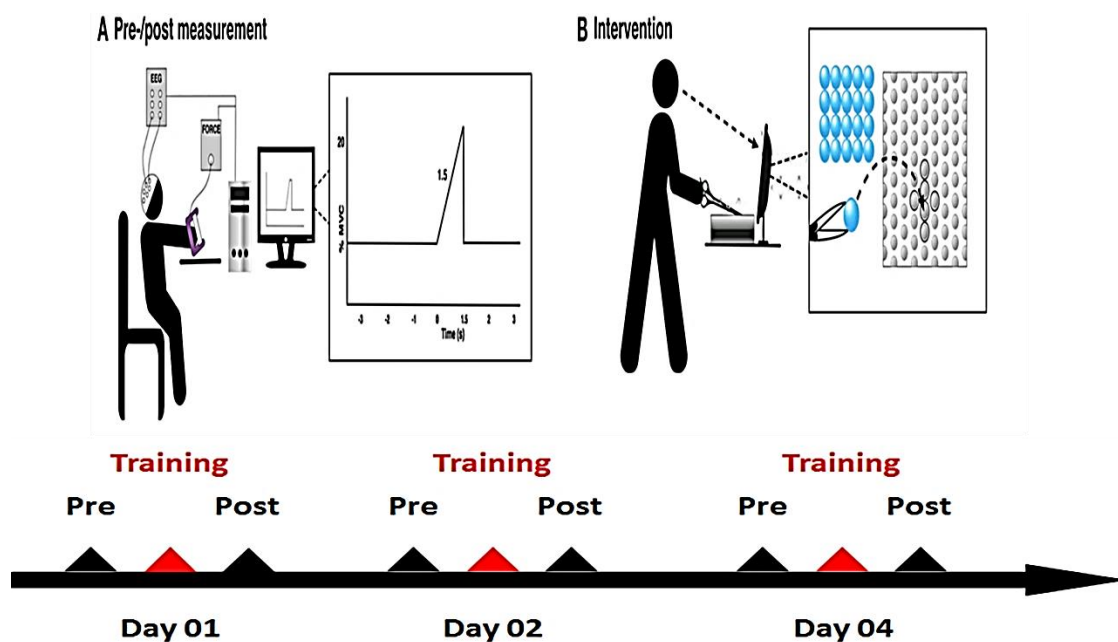


Fig.41: (A) Experimental and (B) training design.

### Data analysis

All processing steps were achieved offline. EEG and EMG data were preprocessed through the EEGLAB toolbox. EEG and EMG data were 3-100 Hz band-pass filtered and 45-55 Hz notch filtered with 0-lag, 4th-order Butterworth

filters, then down-sampled at 512 Hz and reduced to 0-12 s trials from the appearance of the trigger. EEG data were visually inspected to remove bad channels from the average reference. The C4 (C3) EEG electrodes were not identified as bad channels during this procedure. The number of retained EEG electrodes for average reference was  $55 \pm 5$  for all participants. An Independent Component Analysis was applied to the EEG signals to correct blink artifacts. Trials with remaining muscle artifacts were visually identified and removed from the dataset. The number of retained trials was  $39 \pm 8$  for all participants.

For each trial, the power spectrum from the C4 (C3) EEG signals and the two EMG signals was obtained in the time-frequency domain with continuous Morlet's wavelet transform (Bigot et al., 2011). CMC between C3 (C4) EEG signals and each EMG signal were calculated using the following equation:

$$R^2_{x,y}(\omega, v) = \frac{|S_{x,y}(\omega, v)|^2}{S_x(\omega, v) \times S_y(\omega, v)}$$

where  $x$  ( $y$ ) denotes one EEG (EMG) signal,  $S_{x,y}(\omega, v)$ ,  $S_x(\omega, v)$ ,  $S_y(\omega, v)$  indicate respectively the wavelet cross-spectrum between the two time-series and the wavelet auto-spectrum of each signal at frequency  $\omega$  and time  $v$ .

The magnitude of the CMC was defined as the volume under the time-frequency map of magnitude-squared coherence only where the wavelet cross-spectrum was

detected as significant (Bigot et al., 2011; Cremoux et al., 2017). The magnitude of the  $CMC_{\alpha}$  and  $CMC_{\beta}$  were respectively computed in the 8-13 Hz and 13-31 Hz frequency bands and over two periods of interest: 3-6 s increasing force phase (IFP) and 6-9 s holding force phase (HFP). The average, absolute error and variable error of the force (Desmyttere., 2018), were computed over the retained trials.

### *Statistical analysis*

Except for the magnitude of  $CMC_{\alpha}$ , each data sample was found to be normally distributed with the Kolmogorov-Smirnov test. A three factors *Phase* (IFP vs. HFP)  $\times$  *Day* (Day1 vs. Day2 vs. Day4)  $\times$  *Pre-Post* (Pre- vs. Post-training) repeated measures ANOVA was conducted on each variable. Non-parametric Friedman tests were conducted on the magnitude of  $CMC_{\alpha}$  to independently assess the effect of each factor. Huynh-Feldt correction for degrees of freedom was used where applicable. For all statistical tests, the level of significance was set at  $p < 0.05$ .

## **RESULTS**

The results are summarized in *Table 6* and *Figure 42&43*.



Tab. 6 : Mean ( $\pm$  standard-error) of average (AVG), absolute error (AE) and variable error (VE) of force production and magnitude of the  $CMC_{\alpha}$  and  $CMC_{\beta}$  for all participants.

	Day 1				Day 2				Day 4			
	IFP		HFP		IFP		HFP		IFP		HFP	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
<b>AVG</b>	9.3 $\pm$ 0.5	9.5 $\pm$ 0.4	19.3 $\pm$ 0.5	19.4 $\pm$ 0.6	9.5 $\pm$ 0.4	9.6 $\pm$ 0.4	19.5 $\pm$ 0.6	19.4 $\pm$ 0.9	9.4 $\pm$ 0.4	9.4 $\pm$ 0.5	19.5 $\pm$ 0.7	19.4 $\pm$ 0.9
<b>AE</b>	1.2 $\pm$ 0.5	1.0 $\pm$ 0.2	0.9 $\pm$ 0.4	0.8 $\pm$ 0.3	0.8 $\pm$ 0.3	0.9 $\pm$ 0.3	0.6 $\pm$ 0.3	0.8 $\pm$ 0.6	0.8 $\pm$ 0.3	0.8 $\pm$ 0.4	0.7 $\pm$ 0.3	0.8 $\pm$ 0.6
<b>VE</b>	1.2 $\pm$ 0.5	1.2 $\pm$ 0.2	1.2 $\pm$ 0.4	1.0 $\pm$ 0.3	1.0 $\pm$ 0.3	1.1 $\pm$ 0.3	0.8 $\pm$ 0.3	1.0 $\pm$ 0.6	1.0 $\pm$ 0.3	1.0 $\pm$ 0.4	0.9 $\pm$ 0.3	0.9 $\pm$ 0.6
<b><math>CMC_{\alpha}</math></b>	3.0 $\pm$ 1.8	1.5 $\pm$ 0.8	2.7 $\pm$ 1.9	2.4 $\pm$ 0.9	14.6 $\pm$ 10.6	4.8 $\pm$ 1.9	10.4 $\pm$ 11.1	4.4 $\pm$ 2.0	5.0 $\pm$ 1.9	7.3 $\pm$ 4.6	6.9 $\pm$ 1.9	11.6 $\pm$ 4.8
<b><math>CMC_{\beta}</math></b>	14.8 $\pm$ 5.5	6.4 $\pm$ 2.1	24.0 $\pm$ 5.6	16.7 $\pm$ 2.1	23.6 $\pm$ 8.1	19.4 $\pm$ 5.1	30.9 $\pm$ 8.6	29.0 $\pm$ 5.2	11.2 $\pm$ 2.8	14.7 $\pm$ 4.9	16.1 $\pm$ 2.1	17.2 $\pm$ 4.9

A significant *Phase* effect was revealed on the average of the force ( $F_{1,9} = 5261.37$ ;  $p < 0.01$ ). A significant *Day* effect was revealed on the absolute error ( $F_{2,18} = 7.13$ ;  $p = 0.02$ ) and variable error ( $F_{2,18} = 5.87$ ;  $p = 0.03$ ) of the force.

Six out of ten participants exhibited significant  $CMC_{\alpha}$  across all the experimental sessions. A significant *Day* effect was revealed on the magnitude of the  $CMC_{\alpha}$  ( $p < 0.01$ ). All participants exhibited significant  $CMC_{\beta}$  across all the experimental sessions. A significant *Phase* effect was revealed on the magnitude of the  $CMC_{\beta}$  ( $F_{1,9} = 5.86$ ;  $p = 0.04$ ).

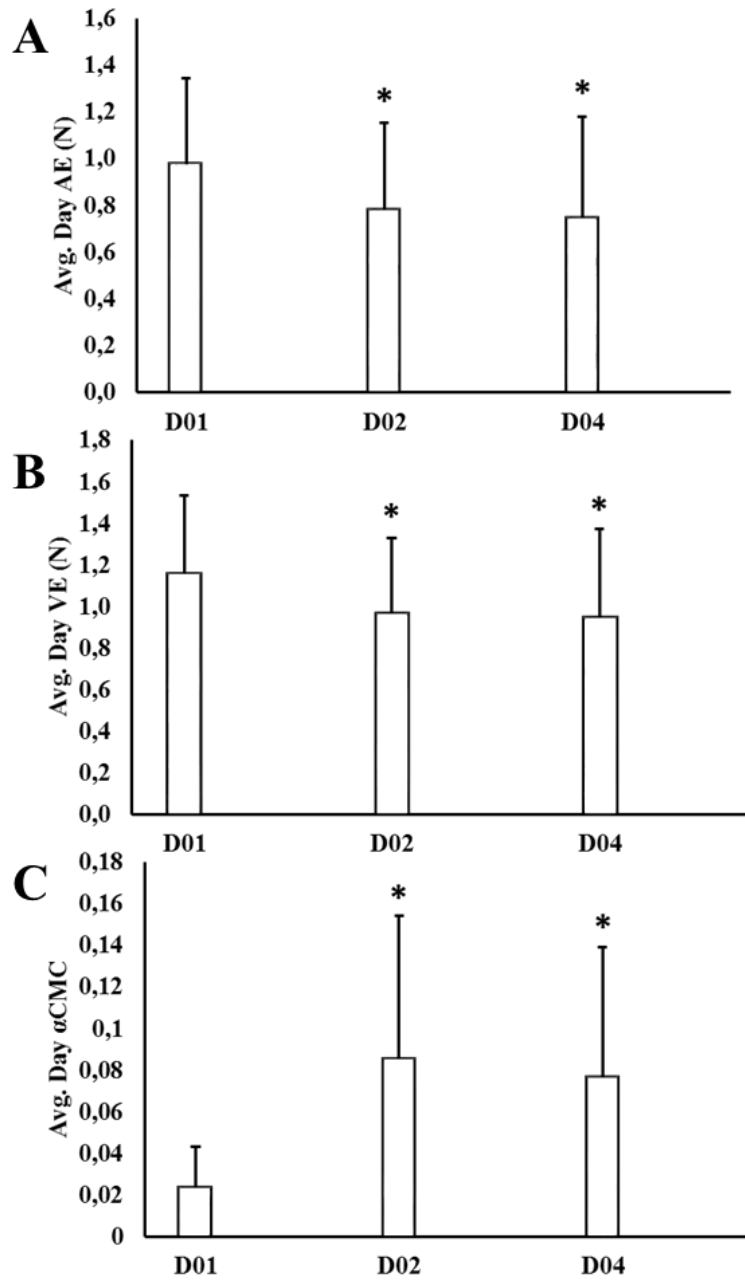


Fig.42: Average (A) AE, (B) VE and (C)  $CMC_{\beta}$ , overs days (D01, D02, D04). Error bars represent standard deviation. \* significantly different in comparison from D01).

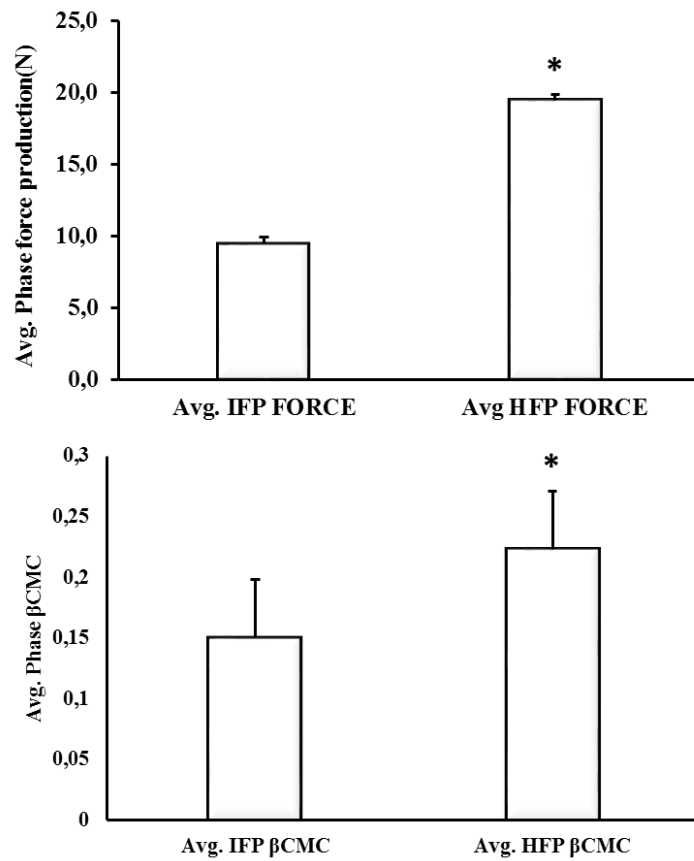


Fig.43: (A) Average Force production and  $CMC_{\beta}$  for each phase of contraction (IFP, HFP). Error bars represent standard deviation. \* significantly different in comparison to IFP.

## **DISCUSSION**

The aim of this study was to evaluate the corticomuscular changes associated with functional improvements in the early phase of motor training. All participants improved their functional performance over days, as respectively revealed by a decrease of the absolute and variable errors, and that, whatever the phase of the muscle contraction. Concurrently, the magnitude of the  $CMC_{\alpha}$  increased over days. These results may reflect some adaptations of the cortical processing of sensorimotor integrations (Vecchio et al., 2008).

Although the two phases of contraction did not significantly modulate the task difficulty, the force production and the magnitude of the  $CMC_{\beta}$  were increased during the HFP in comparison to the IFP. These results corroborate previous findings suggesting an influence of the force level on the magnitude of the  $CMC_{\beta}$  (Dal Maso., 2017; Cremoux et al., 2017; Desmyttere et al., 2018).

## **CONCLUSION**

These results suggest that specific modulation of the magnitude of the CMC is associated with motor training. A better integration of sensorimotor reafference would help improve the motor performance in the early phase of motor training. Future works should specifically focus on causality to effectively distinguish sensory afferences from motor efferences.



**Résumé :** Cette étude investit les adaptations corticomusculaires et du contrôle moteur induites par un entraînement moteur de quatre jours. Les adaptations du contrôle moteur étaient investies par les mesures d'AE et de VE et les adaptations corticomusculaires étaient investies par la mesure de CMC pour les différentes phases de la production de force sous-maximale. Les résultats révèlent que la magnitude de la CMC en Béta était augmentée dans la phase stable de la contraction musculaire comparativement à la phase de montée en force. L'entraînement moteur de quatre jours proposé semblait efficace pour améliorer la performance du contrôle moteur, en diminuant l'AE et la VE, ainsi que pour augmenter la magnitude de CMC en Alpha. Ces résultats pourraient suggérer une meilleure intégration des informations sensorimotrices mais également que la magnitude de la CMC pourrait être modulée en association avec la performance du contrôle moteur.



## **CONCLUSION**



## **DISCUSSION DES PRINCIPAUX RESULTATS**

L'objectif principal de ce travail de thèse consistait à évaluer la reproductibilité et la modulation des mesures de cohérence corticomusculaire (CMC) et intermusculaire (IMC) lors d'un entraînement de force maximale (EFM). Pour ce faire, nous avons développé un paradigme expérimental original incluant un EFM de trois semaines pour renforcer la flexion-plantaire (FP) du membre inférieur dominant chez le participant sain et non-entraîné. Avant d'analyser la reproductibilité et les modulations des mesures de cohérence induites par l'entraînement au niveau de contractions sous-maximales, nous avons quantifié objectivement la bonne exécution de l'entraînement par les participants. Une analyse de la modulation de la CMC induite par un entraînement de motricité fine de quatre jours a été réalisée. Les résultats issus de ces travaux seront discutés dans les parties suivantes.

La première étude présentée avait pour objectif d'évaluer l'influence d'une adaptation journalière de l'intensité de l'entraînement en fonction de la contraction maximale volontaire isométrique (MVIC) sur la performance à l'entraînement. Un grand nombre d'entraînements de force est réalisé sur machine de musculation et adapté en fonction de la répétition maximale (1-RM ; Häkkinen et al., 2001 ; Young, 2006). Cependant, la procédure de 1-RM est connue pour induire un effet de fatigue et est donc difficile à réévaluer régulièrement (Chandler

et al., 1997). La mesure de MVIC représente une alternative intéressante afin d'ajuster l'intensité de l'entraînement lorsque celui est réalisé sur un dynamomètre (Hébert-Losier & Murray, 2020 ; Suchomel et al., 2016). Nous avons utilisé un dynamomètre afin d'adapter l'intensité de l'EFM en fonction de la mesure de MVIC. La bonne exécution de l'entraînement basé sur la 1-RM est généralement évaluée subjectivement par les expérimentateurs par le biais d'un contrôle visuel des répétitions exécutées par les participants (Marcinik et al., 1991). Cette procédure semble insuffisante puisque les participants pourraient mettre en place des stratégies de compensation difficilement évaluables par l'expérimentateur (Howe et al., 2016). La performance était évaluée en utilisant l'intensité relative moyenne atteinte par les participants d'une part, et par le temps moyen maintenu au-dessus de l'intensité minimale requise lors des contractions réalisées à l'entraînement, d'autre part. La MVIC était augmentée tout le long de l'EFM. Ce résultat est en accord avec de précédent travaux qui avaient relevé une augmentation rapide des capacités de production de force suite à l'initiation d'un EFM (Tøien et al., 2018 ; Fimland et al., 2010 ; Hill et al., 2012 ; Wang et al., 2010, 2017). L'ajustement journalier de l'intensité de l'entraînement semble ne pas altérer les performances à l'entraînement, bien que ces marqueurs soient sensibles à la fatigue induite. A notre connaissance, une seule étude avait quantifié la performance à l'entraînement en comptabilisant le nombre de contractions maximales maintenues pendant au moins trois secondes en extension du poignet (Sun et al., 2018). Cependant les auteurs n'avaient pas évalué l'intensité relative

maintenue à l'entraînement par les participants. Les marqueurs de performance à l'entraînement introduits pourraient être intéressants afin d'ajuster l'intensité des entraînements ; particulièrement chez le sportif en phase de réadaptation afin de diminuer le risque de blessure.

L'analyse de la reproductibilité intra et inter-session réalisée dans la deuxième étude suggère que les mesures de CMC et IMC quantifiées lors de contractions sous-maximales isométriques sont caractérisées par une reproductibilité variable, de faible à excellente, selon la bande de fréquence et les muscles étudiés. Ces résultats sont en accord avec de précédentes études qui avait investi la reproductibilité des mesures de CMC et de IMC à la marche (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014). De plus, les minimum detectable changes (MDC) associés à ces mesures de reproductibilité impliquaient des changements parfois supérieurs à la moyenne des mesures de cohérence électrophysiologiques afin qu'une différence significative ne puisse pas être attribuable à la variabilité de la mesure. Les résultats de troisième étude ont suggéré en accord avec de précédant travaux (Charissou et al., 2018 ; Dal Maso et al ; 2017 ; Ushiyama et al., 2010 ; Walker et al., 2019) que les mesures de cohérence électrophysiologiques semblent être diminuées sous l'effet des procédures d'entraînement. Les MDC impliqueraient alors d'obtenir des valeurs de cohérence négatives. Cependant, les valeurs de cohérence sont positives par

défaut (Bigot et al., 2011; Brown et al., 2001). Les méthodes de quantification de la cohérence semblent donc toujours insuffisantes pour quantifier efficacement les interactions corticomusculaires et intermusculaires lors de protocole de suivit longitudinaux. Une optimisation des mesures de cohérence pourrait s'avérer nécessaire afin d'améliorer la stabilité de ces mesures. Malgré tout, la reproductibilité intra-session semble plus acceptable comparativement à la reproductibilité en inter-session. En l'état actuel, ces mesures pourraient être adaptées à l'étude de cohortes de participants sains ou de patients. Cependant, elles semblent peu adaptées afin d'évaluer les modulations de la magnitude de la cohérence chez un unique patient en intersession (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014). Afin de caractériser les adaptations neurophysiologiques, une optimisation des méthodes de quantifications des mesures de cohérence pourrait s'avérer nécessaire.

La troisième étude présentée évaluait les adaptations comportementales, musculaires et centrales induites par l'EFM. Les résultats ont révélé que malgré une amélioration spécifique de la production de force en FP et de la performance du contrôle moteur associée à une altération des activations musculaires, les mesures de CMC et d'ERD étaient inaltérées par l'EFM de trois semaines. A notre connaissance aucune autre étude n'a investi l'évolution temporelle des mesures d'ERD et de CMC induite par l'entraînement de force.

Les résultats ont mis en évidence que l'entraînement de force maximale proposé permettrait *i*) un relâchement antagoniste précoce associé à une meilleure efficacité du contrôle moteur et *ii*) une diminution de l'activation musculaire agoniste nécessaire pour atteindre un niveau de contraction absolue représentant un niveau de départ initial. Ces résultats pourraient s'avérer particulièrement pertinents en milieu clinique. En effet, ces résultats indiquent une diminution du niveau d'effort requis associé à une meilleure efficacité du contrôle moteur pour réaliser une tâche sous-maximale d'intensité constante qui pourrait être transférable dans les gestes de la vie quotidienne principalement effectués à des niveaux de force sous-maximaux (Hortobágyi et al., 2003 ; Hughes et al., 1996). La pratique des entraînements de force a longtemps été proscrite en milieu clinique par crainte d'une amélioration de la force musculaire antagoniste qui pourrait renforcer le phénomène de spasticité chez les patients neurologiques (Dodd et al., 2002; Miller & Light, 1997). Cependant, les résultats de notre étude ont également mis en évidence une amélioration de la force musculaire spécifique à la condition entraînée (Dragert & Zehr, 2011 ; Engsberg et al., 2006 ; Olsen et al., 2013) et un relâchement antagoniste lors de contractions sous-maximales (Carolan & Cafarelli, 1992 ; Reeves et al., 2004 ; Remaud et al., 2007). L'ensemble de ces résultats pourraient alors conforter l'utilisation de l'entraînement de force maximale en milieu clinique.

A notre connaissance, une seule étude avait évalué la modulation des activations corticales induite par l'entraînement de force (Falvo et al, 2010) par le biais des potentiels corticaux liés au mouvement (MRCP). Après l'entraînement de force, les MRCP étaient diminués pour réaliser une tâche sous-maximale d'intensité constante en extension de genou avec 18 kg. Dans notre étude, l'absence de modulation induite par l'EFM au niveau de l'ERD pourrait refléter une meilleure efficacité de la commande motrice. Cependant, la différence entre les MdF  $T_0$  et  $T_i$  proposés après l'initiation de l'entraînement pourrait ne pas avoir assez importante pour induire une altération de la mesure d'ERD. La mesure de MRCP semble être une méthode efficace pour traduire une adaptation des activations corticales induite par l'entraînement de force (Falvo et al., 2019) et par l'entraînement moteur (Jochumsen et al., 2017). Dans leur étude, Jochumsen et al., (2017) avaient révélé que les activations corticales, quantifiées par les mesures de MRCP et d'ERD, étaient augmentées après une seule session d'entraînement moteur. Après 6 sessions d'entraînement, uniquement la mesure de MRCP était augmentée. Les résultats de notre étude et de Jochumsen et al., (2017) suggèrent que la mesure d'ERD pourrait également être moins sensible pour traduire les activations corticales comparativement aux MRCP.

Concernant la CMC, nos résultats s'opposent aux résultats d'une précédente étude qui avait mis en évidence une diminution de la CMC dans la bande de fréquence *Béta* chez l'athlète de force et d'endurance comparativement au participant non-

entraîné (Ushiyama et al., 2010). Une autre étude avait également suggéré une diminution de la CMC en *Béta* chez l'athlète de force et d'endurance comparativement aux participants non-entraînés (Dal Maso et al., 2017). Cependant, dans ces études, les participants avaient cumulé plusieurs années de pratique ce qui suggère que l'altération de la CMC en *Béta* induite par l'entraînement de force pourrait nécessiter davantage de temps. Dans notre étude, la magnitude des interactions corticomusculaires avaient tendance à être diminuée dans la bande de fréquence *Alpha* avec le muscle agoniste. Une étude précédente avait suggéré une diminution des interactions corticomusculaires dans la bande de fréquence *Alpha* associée à une altération de la circuiterie reflexe spinale (Williams & Baker, 2009). La tendance à la diminution des interactions corticomusculaires agoniste en *Alpha* observée dans le cadre de cette étude pourrait suggérer une implication moins importante des structures corticales dans le contrôle de la circuiterie reflexe spinale. Les analyses de causalité permettent de déterminer l'origine efférente ou afférente des interactions corticomusculaires (Vecchio et al., 2008). Une analyse complémentaire de causalité (McManus et al., 2013) pourrait permettre de déterminer la direction des interactions corticomusculaire observées dans le cadre de cette étude. L'amélioration de la performance du contrôle moteur induite par l'entraînement de force maximale pourrait être en partie expliquée par une diminution de l'implication des structures corticales dans le contrôle de la circuiterie reflexe spinale. Une précédente étude avait révélé une augmentation de la magnitude de la CMC dans la bande de

fréquence Béta chez le patient neurologique après 4 semaines d'entraînement moteur manuel associée à un protocole de stimulation électrique (Pan et al., 2018). L'ensemble de ces résultats suggèrent que l'entraînement moteur et de force maximal pourraient conduire à des adaptations neurophysiologiques différentes. Alors que l'entraînement moteur semble augmenter la CMC après quatre semaines d'entraînement (Pan et al., 2018), l'EFM pourrait diminuer la CMC mais semblerait nécessiter davantage de temps.

Concernant la IMC, nos résultats mettent en évidence une diminution de la magnitude induite par l'EFM. A notre connaissance aucune étude n'avait évalué l'évolution temporelle des interactions intermusculaires lors de la période aigüe suivant l'initiation d'un entraînement de force. Nos résultats ont mis en évidence une diminution de la IMC en *Béta* particulièrement au niveau des paires de muscles *Gastrocnemius Lateralis* et *Medialis*, agissant comme agonistes et *Tibialis Anterior* et *Soleus*, agissant respectivement comme antagoniste et agoniste. Ce résultat est en accord avec une autre étude qui avait mis en évidence une diminution de la magnitude de la IMC en *Béta* suite à l'initiation d'un entraînement de 14 semaines (Walker et al., 2019) et suggère que l'altération de la IMC induite par l'EFM est également observable après trois semaines d'entraînement. Ces résultats suggèrent une diminution de la commande commune envoyée depuis le cortex moteur vers les muscles effecteurs de l'action motrice pour réaliser une tâche d'intensité sous maximale. Ainsi, l'amélioration



du contrôle moteur induite par l'EFM serait associée à une dissociation du contrôle cortical des paires de muscles agoniste-agoniste et agoniste-antagoniste.

La quatrième étude a documenté les adaptations corticomusculaires et du contrôle moteur induites par un entraînement de motricité fine de quatre jours. A court terme, l'entraînement moteur proposé semble une procédure efficace pour améliorer la performance du contrôle moteur. L'analyse des résultats a révélé que la magnitude de la CMC en *Alpha* ainsi que la précision et la stabilité de la production de force sous maximale était significativement améliorée lors d'une tâche de préhension fine au niveau du membre supérieur dominant après quatre jours d'entraînement. L'augmentation de la magnitude la CMC en *Alpha* est supposée refléter une meilleure intégration des informations sensorimotrices (Vecchio et al., 2008) mais pourrait également refléter une implication plus importante des structures corticales dans le contrôle de la circuiterie reflexe spinale (Williams & Baker., 2009). Ainsi, l'amélioration de la performance du contrôle moteur induite par l'entraînement moteur pourrait alors résulter d'une augmentation de l'implication des structures corticales dans le contrôle de la circuiterie reflexe spinale. Cette étude était la première à traiter de l'évolution temporelle des interactions corticomusculaires induite à court terme par un entraînement moteur. Dans cette étude, la magnitude de la CMC en *Béta* n'était pas significativement altérée par l'entraînement de motricité fine. Pourtant, Pan

et al., (2018) avaient révélé une augmentation de la magnitude de la CMC dans la bande de fréquence *Béta* à la suite d'un entraînement moteur de 4 semaines. Dans cette étude l'entraînement moteur manuel était associé à un protocole de stimulation électrique au niveau du membre supérieur. Ces résultats suggèrent que l'altération de la magnitude de la CMC en *Béta* pourrait nécessiter davantage de temps pour être mise en évidence suite à un entraînement de motricité fine bien que la stimulation électrique pourrait également contribuer à améliorer la communication corticomusculaire.

Les méthodes d'entraînement, *i.e.*, moteur et de force maximale, sont des procédures efficaces pour induire des adaptations neurophysiologiques. Sur le plan comportemental, ces méthodes d'entraînement conduisent à une amélioration de l'efficacité du contrôle moteur. L'entraînement de force maximale conduirait également à une augmentation rapide et importante des capacités de production de force associée à des altérations des activations musculaires à des niveaux de production de force sous maximaux. Ces adaptations neurophysiologiques induites par les méthodes d'entraînement de motricité fine et de force maximale, pourraient être traduites de manière écologique et non-invasive par des altérations des mesures de cohérence électrophysiologiques. Considérés simultanément, l'ensemble de nos résultats suggèrent que les entraînements moteurs et de force maximale pourraient conduire à des adaptations

neurophysiologiques différentes. En effet, l'entraînement moteur pourrait conduire à des adaptations se traduisant par une augmentation de la CMC en *Alpha* (Pan et al., 2018) qui pourrait refléter un contrôle cortical plus important dans la régulation des activations musculaires. Au contraire, l'EFM conduirait à une tendance à diminuer la CMC en *Alpha* et à diminuer la IMC en *Béta* (Charissou et al., 2016 ; Walker et al., 2019) qui pourrait refléter une réorganisation plus globale des commandes motrices contrôlant l'ensemble des activations musculaires. En revanche l'altération de la CMC en *Béta* par les procédures d'EFM et de motricité fine semblent nécessiter davantage de temps. Cependant, ces résultats sont à prendre avec précaution compte tenue de la reproductibilité limitée des mesures de cohérence. En l'état actuel, ces mesures pourraient être adaptées à l'étude de groupes de participants sains ou de patients mais semblent peu adaptées afin d'évaluer la modulation des mesures de cohérence chez un unique patient en intersession (Gennaro & Bruin, 2020; Pohja et al., 2005; Van Asseldonk et al., 2014). Afin de caractériser efficacement les adaptations neurophysiologiques, une optimisation des méthodes de quantifications des mesures de cohérence s'avère nécessaire.

## LIMITES ET PERSPECTIVES

L'analyse de la reproductibilité des mesures de cohérence a mis évidence une reproductibilité variable, particulièrement en inter-session. La première limite de ce travail de thèse réside dans la variabilité des mesures de cohérence électrophysiologiques observée par l'analyse de reproductibilité. Bien que l'analyse statistique de ces mesures de cohérence aient été optimisées par Bigot et al., (2011), elles souffrent néanmoins d'une reproductibilité insuffisante qui laisse une discussion ouverte à la fois sur l'interprétation des résultats ainsi que sur la question de la nécessité d'une nouvelle optimisation. Malgré tout, les mesures de cohérence corticomusculaires ne permettent pas de déterminer le caractère afférent ou efférent du couplage oscillatoire. Ce caractère afférent ou efférent pourrait être évalué par le biais des analyses de causalité (McManus et al., 2013; Vecchio et al., 2008). Ces méthodes complémentaires à l'analyse de cohérence consistent à déterminer l'origine afférente ou efférente du couplage oscillatoire corticomusculaire. L'analyse de la causalité permettrait de déterminer l'origine des altérations des interactions corticomusculaires observées en *Alpha* suite à l'initiation de l'entraînement en motricité fine.

Dans le cadre de ce travail de thèse, l'ensemble des analyses statistiques réalisées au niveau des contractions sous-maximales ont été conduites sur la phase stable de la contraction isométrique. Cette phase était précédée/suivie par une phase de montée/descente en force linéaire. Cependant, Desmyttere et al., (2018) avaient

révélé que la phase stable était caractérisée par une précision et une stabilité de la production de force plus importante comparativement aux phases de montée et de descente en force, ce qui suggérait que les différentes phases de la contraction étaient caractérisées par un niveau de difficulté différent. En conséquence, ces phases de montée et de descente en force pourraient être caractérisées par des altérations des mesures de désynchronisation corticale et de cohérence électrophysiologiques. L'investigation des modulations des activations corticales et du couplage corticomusculaire et intermusculaire induit par l'entraînement de force maximale lors des phases de montée et de descente en force représente une perspective de travail intéressante.

Enfin, ces résultats prennent une pertinence dans l'évaluation des procédures de réadaptation neurologiques, particulièrement chez les patients victimes d'accident vasculaire cérébral. L'enjeu de ces procédures est d'induire, dans la phase aigüe suivant l'accident vasculaire, des adaptations neurophysiologiques permettant une optimisation des potentielles récupérations fonctionnelles des patients (Hendricks et al., 2002; Signal, 2014). En conséquence, une perspective intéressante de ce travail de thèse serait d'investir la capacité des procédures de réadaptation actuelles à induire des adaptations neurophysiologiques qui pourraient être traduites par des altérations des mesures de cohérence chez le patient neurologique.

## CONCLUSION GENERALE

Les méthodes d'entraînements de force conduisent à des adaptations neurophysiologiques et du contrôle moteur principalement observées pendant la phase aigüe suivant l'initiation de la procédure. Bien que de nombreuses études ont suggéré que ces adaptations provenaient d'une origine centrale, peu d'études ont évalué l'évolution temporelle de la communication corticomusculaire et intermusculaire et de la réorganisation des activations corticales induites par l'entraînement. Les résultats présentés dans le cadre de ce travail de thèse mettent en évidence une réduction des interactions intermusculaires agoniste-agoniste et agoniste-antagoniste induite par l'entraînement de force maximale dans la bande de fréquence *Béta* qui pourrait refléter une diminution de la commande motrice commune envoyée depuis le cortex moteur vers les muscles effecteurs de l'action motrice. L'analyse statistique a révélé une tendance à la réduction des interactions corticomusculaires agonistes dans la bande de fréquence *Alpha* qui pourrait refléter une diminution de l'implication des structures corticales dans le contrôle de la circuiterie reflexe spinale. Ces adaptations sont concurrentes à l'amélioration de l'efficacité du contrôle moteur de l'action motrice volontaire lors de contractions sous maximales au niveau de la flexion plantaire. Pour autant, l'activation corticale est inchangée par la procédure d'entraînement. L'entraînement de force maximale conduirait à la fois à une optimisation de la commande motrice et à une altération des interactions intermusculaires. En

conséquence, les résultats de ce travail de thèse pourraient trouver une pertinence dans l'investigation des mesures de cohérence afin de caractériser les mécanismes d'adaptations neurophysiologiques induits par les différentes procédures d'entraînement et par extension, par les procédures de réadaptation neurologiques en milieu clinique. En effet, ces procédures de réadaptation clinique ont pour objectif, principalement chez le patient victime d'accident vasculaire cérébral, de stimuler des adaptations neurophysiologiques à court terme qui sont primordiales afin d'optimiser la récupération des capacités fonctionnelles des patients. Ces mesures de cohérence électrophysiologiques pourraient alors permettre d'évaluer les différentes méthodes de réadaptation actuelles à des fins d'optimisation de la prise en charge des pathologies neurologiques.





## **REFERENCES**

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *93*(4), 1318-1326.

Adams, G. R., Hather, B. M., Baldwin, K. M., & Dudley, G. A. (1993). Skeletal muscle myosin heavy chain composition and resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *74*(2), 911-915.

Adams, K. J., Swank, A. M., Barnard, K. L., Berning, J. M., & Sevene-Adams, P. G. (2000). Safety of Maximal Power, Strength, and Endurance Testing in Older African American Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *14*(3), 254-260.

Andersen, J. L., & Aagaard, P. (2000). Myosin heavy chain IIX overshoot in human skeletal muscle. *Muscle & Nerve*, *23*(7), 1095-1104.

Aoh, Y., Hsiao, H.-J., Lu, M.-K., Macerollo, A., Huang, H.-C., Hamada, M., Tsai, C.-H., & Chen, J.-C. (2019). Event-Related Desynchronization/Synchronization in Spinocerebellar Ataxia Type 3. *Frontiers in Neurology*, *10*.

Bai, O., Lin, P., Vorbach, S., Floeter, M. K., Hattori, N., & Hallett, M. (2008). A high performance sensorimotor beta rhythm-based brain-computer interface associated with human natural motor behavior. *Journal of Neural Engineering*, *5*(1), 24-35.

Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'Ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(2), 113-122.

Barquilha, G., Uchida, M. C., Santos, V. C., Moura, N. R., Lambertucci, R. H., Hatanaka, E., Cury-Boaventura, M. F., Pithon-Curi, T. C., Gorjão, R., & Hirabara, S. M. (2011). *Characterization Of The Effects Of One Maximal Repetition Test On Muscle Injury And Inflammation Markers*.

Barry, R. J., Clarke, A. R., Johnstone, S. J., Magee, C. A., & Rushby, J. A. (2007). EEG differences between eyes-closed and eyes-open resting conditions. *Clinical neurophysiology*, *118*(12), 2765-2773.

Bayram, M. B., Siemionow, V., & Yue, G. H. (2015). Weakening of Corticomuscular Signal Coupling During Voluntary Motor Action in Aging. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *70*(8), 1037-1043.

- Beltman, J. G. M., Sargeant, A. J., van Mechelen, W., & de Haan, A. (2004). Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *Journal of Applied Physiology*, *97*(2), 619-626.
- Bigot, J., Longcamp, M., Dal Maso, F., & Amaranthini, D. (2011). A new statistical test based on the wavelet cross-spectrum to detect time–frequency dependence between non-stationary signals: Application to the analysis of cortico-muscular interactions. *NeuroImage*, *55*(4), 1504-1518.
- Billot, M., Simoneau, E. M., Ballay, Y., Van Hoecke, J., & Martin, A. (2011). How the ankle joint angle alters the antagonist and agonist torques during maximal efforts in dorsi- and plantar flexion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*(6), e273-e281.
- Billot, M., Simoneau, E., Van Hoecke, J., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, *41*(4), 511-518.
- Boonstra, T. W. (2013). The potential of corticomuscular and intermuscular coherence for research on human motor control. *Frontiers in Human Neuroscience*, *7*.
- Boorman, G. I., Lee, R. G., Becker, W. J., & Windhorst, U. R. (1996). Impaired “natural reciprocal inhibition” in patients with spasticity due to incomplete spinal cord injury. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, *101*(2), 84-92.
- Brzycki, M. (1993). Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, *64*(1), 88-90.
- Carolan, B., & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *73*(3), 911-917.
- Carroll, T. J., Selvanayagam, V. S., Riek, S., & Semmler, J. G. (2011). Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta Physiologica*, *202*(2), 119-140.
- Cassim, F., Monaca, C., Szurhaj, W., Bourriez, J.-L., Defebvre, L., Derambure, P., & Guieu, J.-D. (2001). Does post-movement beta synchronization reflect an idling motor cortex? *NeuroReport*, *12*(17), 3859–3863.
- Chandler, J., Duncan, P., & Studenski, S. (1997). Choosing the best strength measure in frail older persons: Importance of task specificity. *Muscle & Nerve*, *20*(S5), 47-51.
- Chapman, J. P., Chapman, L. J., & Allen, J. J. (1987). The measurement of foot preference. *Neuropsychologia*, *25*(3), 579-584.

Chalard, A., Belle, M., Montané, E., Marque, P., Amarantini, D., & Gasq, D. (2020). Impact of the EMG normalization method on muscle activation and the antagonist-agonist co-contraction index during active elbow extension: Practical implications for post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 51, 102403.

Charissou, C. (2018). *Etude de la contribution du couplage intermusculaire au contrôle de l'activité des muscles synergistes agonistes et antagonistes lors de contractions isométriques volontaires* [These de doctorat, Aix-Marseille].

Charissou, C., Vigouroux, L., Berton, E., & Amarantini, D. (2016). Fatigue- and training-related changes in 'beta' intermuscular interactions between agonist muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 27, 52-59.

Chen, R., Corwell, B., & Hallett, M. (1999). Modulation of motor cortex excitability by median nerve and digit stimulation. *Experimental Brain Research*, 129(1), 77.

Chen, Robert, Yaseen, Z., Cohen, L. G., & Hallett, M. (1998). Time course of corticospinal excitability in reaction time and self-paced movements. *Annals of Neurology*, 44(3), 317-325.

Cohen, M. X. (2019). A better way to define and describe Morlet wavelets for time-frequency analysis. *NeuroImage*, 199, 81-86.

Colson, S., Pousson, M., Martin, A., & Van Hoecke, J. (1999). Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), 13-20.

Conway, B. A., Halliday, D. M., Farmer, S. F., Shahani, U., Maas, P., Weir, A. I., & Rosenberg, J. R. (1995). Synchronization between motor cortex and spinal motoneuronal pool during the performance of a maintained motor task in man. *The Journal of Physiology*, 489(3), 917-924.

Cremoux, S., Amarantini, D., Tallet, J., Dal Maso, F., & Berton, E. (2016). Increased antagonist muscle activity in cervical SCI patients suggests altered reciprocal inhibition during elbow contractions. *Clinical Neurophysiology*, 127(1), 629-634.

Crémoux, S., Charissou, C., Tallet, J., Abade-Moreira, A., Maso, F. D., & Amarantini, D. (2018). T80. Alteration of intermuscular coherence in synergistic muscle pairs during actual elbow flexion contractions after cervical spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, 129, e33.

Cremoux, S., Tallet, J., Berton, E., Dal Maso, F., & Amarantini, D. (2013). Does the force level modulate the cortical activity during isometric contractions after a cervical spinal cord injury? *Clinical Neurophysiology*, 124(5), 1005-1012.

Cremoux, S., Tallet, J., Dal Maso, F., Berton, E., & Amarantini, D. (2017). Impaired corticomuscular coherence during isometric elbow flexion contractions in humans with cervical spinal cord injury. *European Journal of Neuroscience*, 46(4), 1991-2000.

Dal Maso, F., Longcamp, M., & Amarantini, D. (2012). Training-related decrease in antagonist muscles activation is associated with increased motor cortex activation: Evidence of central mechanisms for control of antagonist muscles. *Experimental Brain Research*, 220(3-4), 287-295.

Dal Maso, F., Longcamp, M., Cremoux, S., & Amarantini, D. (2017). Effect of training status on beta-range corticomuscular coherence in agonist vs. Antagonist muscles during isometric knee contractions. *Experimental Brain Research*, 235(10), 3023-3031.

Damiano, D. L., Kelly, L. E., & Vaughn, C. L. (1995). Effects of Quadriceps Femoris Muscle Strengthening on Crouch Gait in Children With Spastic Diplegia. *Physical Therapy*, 75(8), 658-667.

Darter, B. J., Rodriguez, K. M., & Wilken, J. M. (2013). Test–Retest Reliability and Minimum Detectable Change Using the K4b<sup>2</sup>: Oxygen Consumption, Gait Efficiency, and Heart Rate for Healthy Adults During Submaximal Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 223-231.

Degardin, A., Houdayer, E., Bourriez, J.-L., Destée, A., Defebvre, L., Derambure, P., & Devos, D. (2009). Deficient “sensory” beta synchronization in Parkinson’s disease. *Clinical Neurophysiology*, 120(3), 636-642.

Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1), 9-21.

Desmyttere, G., Mathieu, E., Begon, M., Simoneau-Buessinger, E., & Cremoux, S. (2018). Effect of the phase of force production on corticomuscular coherence with agonist and antagonist muscles. *European Journal of Neuroscience*, 48(10), 3288-3298.

de Talhouet, H., & Webster, J. G. (1996). The origin of skin-stretch-caused motion artifacts under electrodes. *Physiological Measurement*, 17(2), 81.

do Nascimento, O. F., Nielsen, K. D., & Voigt, M. (2005). Relationship between plantar-flexor torque generation and the magnitude of the movement-related potentials. *Experimental Brain Research*, 160(2), 154-165.

- Dodd, K. J., Taylor, N. F., & Damiano, D. L. (2002). A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1157-1164.
- Dontje, M. L., Dall, P. M., Skelton, D. A., Gill, J. M. R., & Chastin, S. F. M. (2018). Reliability, minimal detectable change and responsiveness to change: Indicators to select the best method to measure sedentary behaviour in older adults in different study designs. *PLoS ONE*, 13(4).
- Dragert, K., & Zehr, E. P. (2011). Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental Brain Research*, 208(2), 217-227.
- Duchateau, J., Semmler, J. G., & Enoka, R. M. (2006). Training adaptations in the behavior of human motor units. *Journal of Applied Physiology*, 101(6), 1766-1775.
- Duchateau, J., & Baudry, S. (2014). The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 780-788.
- Duclay, J., Pasquet, B., Martin, A., & Duchateau, J. (2011). Specific modulation of corticospinal and spinal excitabilities during maximal voluntary isometric, shortening and lengthening contractions in synergist muscles. *The Journal of Physiology*, 589(11), 2901-2916.
- Engsberg, J. R., Ross, S. A., & Collins, D. R. (2006). Increasing Ankle Strength to Improve Gait and Function in Children with Cerebral Palsy: A Pilot Study. *Pediatric Physical Therapy*, 18(4), 266-275.
- Evetovich, T. K., Housh, T. J., Housh, D. J., Johnson, G. O., Smith, D. B., & Ebersole, K. T. (2001). The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(4), 439-445.
- Faigenbaum, A. D., Milliken, L. A., & Westcott, W. L. (2003). Maximal strength testing in healthy children. *Journal of strength and conditioning research*, 17(1), 162-166.
- Falvo, M. J., Sirevaag, E. J., Rohrbaugh, J. W., & Earhart, G. M. (2010). Resistance training induces supraspinal adaptations: Evidence from movement-related cortical potentials. *European Journal of Applied Physiology*, 109(5), 923-933.

Fang, Y., Daly, J. J., Sun, J., Hovorat, K., Fredrickson, E., Pundik, S., Sahgal, V., & Yue, G. H. (2009). Functional corticomuscular connection during reaching is weakened following stroke. *Clinical Neurophysiology*, *120*(5), 994-1002.

Fimland, M. S., Helgerud, J., Gruber, M., Leivseth, G., & Hoff, J. (2010). Enhanced neural drive after maximal strength training in multiple sclerosis patients. *European Journal of Applied Physiology*, *110*(2), 435-443.

Fisher, K. M., Zaaimi, B., Williams, T. L., Baker, S. N., & Baker, M. R. (2012). Beta-band intermuscular coherence: A novel biomarker of upper motor neuron dysfunction in motor neuron disease. *Brain*, *135*(9), 2849-2864.

Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports Medicine*, *37*(2), 145-168.

Frontera, W. R., Meredith, C. N., O'Reilly, K. P., Knuttgen, H. G., & Evans, W. J. (1988). Strength conditioning in older men: Skeletal muscle hypertrophy and improved function. *Journal of Applied Physiology*, *64*(3), 1038-1044.

**G**amble, P. (2013). *Strength and Conditioning for Team Sports: Sport-Specific Physical Preparation for High Performance, second edition*. Routledge.

Gazzaniga, M. S., Ivry, R. B., & Mangun, G. R. (2000). *Neurosciences cognitives : La biologie de l'esprit*. De Boeck Supérieur.

Gennaro, F., & Bruin, E. D. de. (2020). A pilot study assessing reliability and age-related differences in corticomuscular and intramuscular coherence in ankle dorsiflexors during walking. *Physiological Reports*, *8*(4), e14378.

Glowacki, S. P., Martin, S. E., Maurer, A., Baek, W., Green, J. S., & Crouse, S. F. (2004). Effects of Resistance, Endurance, and Concurrent Exercise on Training Outcomes in Men: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2119-2127.

Goldberg, G. (1985). Supplementary motor area structure and function: Review and hypotheses. *Behavioral and Brain Sciences*, *8*(4), 567-588.

Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N., & Mattar, A. (2003). Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy. *Journal of Neurophysiology*, *89*(5), 2396-2405.

**H**akkinen, K., Newton, R. U., Gordon, S. E., McCormick, M., Volek, J. S., Nindl, B. C., Gotshalk, L. A., Campbell, W. W., Evans, W. J., Hakkinen, A., Humphries, B. J., & Kraemer, W. J. (1998). Changes in Muscle Morphology, Electromyographic Activity, and Force Production Characteristics During Progressive Strength Training in Young and Older Men. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *53A*(6), B415-B423.

- Hakkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., ... & Alen, M. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of applied physiology*, 84(4), 1341-1349.
- Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W. J., Häkkinen, A., Valkeinen, H., & Alen, M. (2001). Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 569-580.
- Halliday, D. M., Rosenberg, J. R., Amjad, A. M., Breeze, P., Conway, B. A., & Farmer, S. F. (1995). A framework for the analysis of mixed time series/point process data—Theory and application to the study of physiological tremor, single motor unit discharges and electromyograms. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 64(2), 237-278.
- Hansen, S., Hansen, N. L., Christensen, L. O. D., Petersen, N. T., & Nielsen, J. B. (2002). Coupling of antagonistic ankle muscles during co-contraction in humans. *Experimental Brain Research*, 146(3), 282-292.
- Harridge, S. D. R., Kryger, A., & Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle & Nerve*, 22(7), 831-839.
- Hashish, R., Samarawickrame, S. D., Wang, M.-Y., Yu, S. S.-Y., & Salem, G. J. (2015). The association between unilateral heel-rise performance with static and dynamic balance in community dwelling older adults. *Geriatric Nursing*, 36(1), 30-34.
- Hass, C. J., Garzarella, L., De Hoyos, D., & Pollock, M. L. (2000). Single versus multiple sets in long-term recreational weightlifters: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 235.
- Haun, C. T., Vann, C. G., Roberts, B. M., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., & Roberts, M. D. (2019). A Critical Evaluation of the Biological Construct Skeletal Muscle Hypertrophy: Size Matters but So Does the Measurement. *Frontiers in Physiology*, 10.
- Hébert-Losier, K., & Murray, L. (2020). Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures : A systematic review. *Gait & Posture*, 75, 46-62.
- Heggelund, J., Fimland, M. S., Helgerud, J., & Hoff, J. (2013). Maximal strength training improves work economy, rate of force development and maximal strength more than conventional strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 113(6), 1565-1573.



- Hendricks, H. T., van Limbeek, J., Geurts, A. C., & Zwarts, M. J. (2002). Motor recovery after stroke: A systematic review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1629-1637.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kines.*, 10, 361-374.
- Hill, T. R., Gjellesvik, T. I., Moen, P. M. R., Tørhaug, T., Fimland, M. S., Helgerud, J., & Hoff, J. (2012). Maximal Strength Training Enhances Strength and Functional Performance in Chronic Stroke Survivors: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(5), 393-400.
- Hoff, J., Tjønnå, A. E., Steinshamn, S., Høydal, M., Richardson, R. S., & Helgerud, J. (2007). Maximal strength training of the legs in COPD: a therapy for mechanical inefficiency. *Medicine & Science in sports & exercise*, 39(2), 220-226.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Engstrøm, M., & Sand, T. (2007). Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *European Journal of Applied Physiology*, 101(3), 301-312.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Vereijken, B., & Ettema, G. (2005). Changes in agonist EMG activation level during MVC cannot explain early strength improvement. *European Journal of Applied Physiology*, 94(5-6), 593-601.
- Hortobágyi, T., Mizelle, C., Beam, S., & DeVita, P. (2003). Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(5), M453-460.
- Hortobágyi, T., Tunnel, D., Moody, J., Beam, S., & DeVita, P. (2001). Low- or High-Intensity Strength Training Partially Restores Impaired Quadriceps Force Accuracy and Steadiness in Aged Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(1), B38-B47.
- Hortobágyi, Tibor, Hill, J. P., Houmard, J. A., Fraser, D. D., Lambert, N. J., Richard, Israel, G., Fraser, D. D., Lambert, N. J., & G, R. (1996). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *Journal of Applied Physiology*, 765-772.
- Houdayer, E., Labyt, E., Cassim, F., Bourriez, J. L., & Derambure, Ph. (2006). Relationship between event-related beta synchronization and afferent inputs: Analysis of finger movement and peripheral nerve stimulations. *Clinical Neurophysiology*, 117(3), 628-636.

Howe, L., Read, P., & Cushion, E. (2016). A systematic approach to movement screening: case report of a weightlifter.

Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1509-1513.

Hultborn, H. (1972). Convergence on interneurons in the reciprocal Ia inhibitory pathway to motoneurons. *Acta Physiologica Scandinavica*, 85, 1-42.

Jarić, S., Ropret, R., Kukolj, M., & Ilić, D. B. (1995). Role of agonist and antagonist muscle strength in performance of rapid movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(5), 464-468.

Jasper, H. (1958) Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 10, 370-375.

Jeon, Y., Nam, C. S., Kim, Y.-J., & Whang, M. C. (2011). Event-related (De)synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: Implications for brain-computer interfaces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(5), 428-436.

Jochumsen, M., Roving, C., Roving, H., Cremoux, S., Signal, N., Allen, K., Taylor, D., & Niazi, I. K. (2017). Quantification of Movement-Related EEG Correlates Associated with Motor Training: A Study on Movement-Related Cortical Potentials and Sensorimotor Rhythms. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11.

Jones, E. J., Bishop, P. A., Woods, A. K., & Green, J. M. (2008). Cross-sectional area and muscular strength: A brief review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 38(12), 987-994.

Karpatkin, H. I., Cohen, E. T., Klein, S., Park, D., Wright, C., & Zervas, M. (2016). The Effect of Maximal Strength Training on Strength, Walking, and Balance in People with Multiple Sclerosis: A Pilot Study. *Multiple Sclerosis International*, 2016, 1-6.

Kauffman, T. L. (1985). Strength training effect in young and aged women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(4), 223-226.

Keen, D. A., Yue, G. H., & Enoka, R. M. (1994). Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*.

Kellis, E. (1998). Quantification of Quadriceps and Hamstring Antagonist Activity: *Sports Medicine*, 25(1), 37-62.

- Keogh, J. W., Morrison, S., & Barrett, R. (2007). Strength Training Improves the Tri-Digit Finger-Pinch Force Control of Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(8), 1055-1063.
- Kidgell, D. J., Sale, M. V., & Semmler, J. G. (2006). Motor unit synchronization measured by cross-correlation is not influenced by short-term strength training of a hand muscle. *Experimental Brain Research*, 175(4), 745-753.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163.
- Kraemer, W. J., Patton, J. F., Gordon, S. E., Harman, E. A., Deschenes, M. R., Reynolds, K., Newton, R. U., Triplett, N. T., & Dziados, J. E. (1995). Compatibility of high-intensity strength and endurance training on hormonal and skeletal muscle adaptations. *Journal of Applied Physiology*.
- Kristeva, R., Patino, L., & Omlor, W. (2007). Beta-range cortical motor spectral power and corticomuscular coherence as a mechanism for effective corticospinal interaction during steady-state motor output. *NeuroImage*, 36(3), 785-792.
- Kristeva-Feige, R., Fritsch, C., Timmer, J., & Lücking, C.-H. (2002). Effects of attention and precision of exerted force on beta range EEG-EMG synchronization during a maintained motor contraction task. *Clinical Neurophysiology*, 113(1), 124-131.
- Lachaux, J. P., Lutz, A., Rudrauf, D., Cosmelli, D., Le Van Quyen, M., Martinerie, J., & Varela, F. (2002). Estimating the time-course of coherence between single-trial brain signals: an introduction to wavelet coherence. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 32(3), 157-174.
- Lagerquist, O., Zehr, E. P., & Docherty, D. (2006). Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 100(1), 83-90.
- Laidlaw, D. H., Kornatz, K. W., Keen, D. A., Suzuki, S., & Enoka, R. M. (1999). Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. *Journal of Applied Physiology*, 87(5), 1786-1795.
- Laine, C. M., & Valero-Cuevas, F. J. (2017). Intermuscular coherence reflects functional coordination. *Journal of Neurophysiology*, 118(3), 1775-1783.
- Larsen, L. H., Zibrandtsen, I. C., Wienecke, T., Kjaer, T. W., Christensen, M. S., Nielsen, J. B., & Langberg, H. (2017). Corticomuscular coherence in the acute and subacute phase after stroke. *Clinical Neurophysiology*, 128(11), 2217-2226.

- Latash, M. L. (2018). Muscle coactivation: Definitions, mechanisms, and functions. *Journal of Neurophysiology*, *120*(1), 88-104.
- Lattari, E., Velasques, B., Paes, F., Cunha, M., Budde, H., Basile, L., Cagy, M., Piedade, R., Machado, S., & Ribeiro, P. (2010). Corticomuscular coherence behavior in fine motor control of force: A critical review. *Revista De Neurologia*, *51*(10), 610-623.
- Lebon, F., Collet, C., & Guillot, A. (2010). Benefits of Motor Imagery Training on Muscle Strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(6), 1680-1687.
- Lee, M., Gandevia, S. C., & Carroll, T. J. (2009). Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clinical Neurophysiology*, *120*(4), 802-808.
- Lee, S. E. K., Lira, C. A. B. de, Nouailhetas, V. L. A., Vancini, R. L., & Andrade, M. S. (2018). Do isometric, isotonic and/or isokinetic strength trainings produce different strength outcomes? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *22*(2), 430-437.
- Lee, S. W., Landers, K., & Harris-Love, M. L. (2014). Activation and intermuscular coherence of distal arm muscles during proximal muscle contraction. *Experimental Brain Research*, *232*(3), 739-752.
- Lemon, R. N. (2008). Descending Pathways in Motor Control. *Annual Review of Neuroscience*, *31*(1), 195-218.
- Lemon, R. N., & Griffiths, J. (2005). Comparing the function of the corticospinal system in different species: Organizational differences for motor specialization? *Muscle & Nerve*, *32*(3), 261-279.
- Levin, M. F., & Feldman, A. G. (1994). The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Brain Research*, *657*(1), 23-30.
- Levinger, I., Goodman, C., Hare, D. L., Jerums, G., Toia, D., & Selig, S. (2009). The reliability of the 1RM strength test for untrained middle-aged individuals. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *12*(2), 310-316.
- Lieber, R. L. (1986). Skeletal Muscle Adaptability. I: Review of Basic Properties. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *28*(3), 390-397.
- Liu, J., Sheng, Y., & Liu, H. (2019). Corticomuscular Coherence and Its Applications: A Review. *Frontiers in Human Neuroscience*, *13*, 100.
- Lohia, A., & McKenzie, J. (2020). Neuroanatomy, Pyramidal Tract Lesions. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.

Lum, D., & Barbosa, T. M. (2019). Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 40(06), 363-375.

MacDougall, J. D., Sale, D. G., Alway, S. E., & Sutton, J. R. (1984). Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. *Journal of Applied Physiology*, 57(5), 1399-1403.

Mademli, L., & Arampatzis, A. (2008). Effect of voluntary activation on age-related muscle fatigue resistance. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1229-1235.

Marcinik, E. J., Potts, J., Schlabach, G., Will, S., Dawson, P., & Hurley, B. F. (1991). Effects of strength training on lactate threshold and endurance performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(6), 739-743.

Martinescu, F. (2015). Military physical education from antiquity to present times. *Land Forces Academy Review*, 20(4), 401.

Masakado, Y., & Nielsen, J. B. (2008). Task-and Phase-related Changes in Cortico-muscular Coherence. *The Keio Journal of Medicine*, 57(1), 50-56.

Mason, J., Howatson, G., Frazer, A. K., Pearce, A. J., Jaberzadeh, S., Avela, J., & Kidgell, D. J. (2019). Modulation of intracortical inhibition and excitation in agonist and antagonist muscles following acute strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 119(10), 2185-2199.

Mazurek, K. A., & Schieber, M. H. (2017). Injecting Instructions into Premotor Cortex. *Neuron*, 96(6), 1282-1289.e4.

McClelland, V. M., Cvetkovic, Z., & Mills, K. R. (2012). Rectification of the EMG is an unnecessary and inappropriate step in the calculation of Corticomuscular coherence. *Journal of Neuroscience Methods*, 205(1), 190-201.

McGraw, K. O., & Wong, S. P. (1996). Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. *Psychological Methods*, 1(1), 30-46.

McManus, L. M., Budini, F., Di Russo, F., Berchicci, M., Menotti, F., Macaluso, A., De Vito, G., & Lowery, M. M. (2013). Analysis of the effects of mechanically induced tremor on EEG-EMG coherence using wavelet and partial directed coherence. *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 561-564.

Mehrkanon, S., Breakspear, M., & Boonstra, T. W. (2014). The reorganization of corticomuscular coherence during a transition between sensorimotor states. *NeuroImage*, 100, 692-702.

Miller, G. J. T., & Light, K. E. (1997). Strength training in spastic hemiparesis: Should it be avoided? *NeuroRehabilitation*, 9(1), 17-28.

Mima, T., & Hallett, M. (1999). Corticomuscular coherence: A review. *Journal of Clinical Neurophysiology: Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 16(6), 501-511.

Moritani, T., & Devries, H. A. (1980). Potential for Gross Muscle Hypertrophy in Older Men. *Journal of Gerontology*, 35(5), 672-682.

Morrissey, M. C., Harman, E. A., & Johnson, M. J. (1995). Resistance training modes: Specificity and effectiveness. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(5), 648-660.

Mullany, H., O'Malley, M., St.Clair Gibson, A., & Vaughan, C. (2002). Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(5), 375-384.

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387-1398.

Neto, O. P., & Christou, E. A. (2010). Rectification of the EMG Signal Impairs the Identification of Oscillatory Input to the Muscle. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), 1093-1103.

Norton, J. A., & Gorassini, M. A. (2006). Changes in Cortically Related Intermuscular Coherence Accompanying Improvements in Locomotor Skills in Incomplete Spinal Cord Injury. *Journal of Neurophysiology*, 95(4), 2580-2589.

Nygaard, E., & Sanchez, J. (1982). Intramuscular variation of fiber types in the brachial biceps and the lateral vastus muscles of elderly men: How representative is a small biopsy sample? *The Anatomical Record*, 203(4), 451-459.

Olsen, J. E., Ross, S. A., Foreman, M. H., & Engsberg, J. R. (2013). Changes in Muscle Activation Following Ankle Strength Training in Children with Spastic Cerebral Palsy: An Electromyography Feasibility Case Report. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 33(2), 230-242.

Ortega, F., Toral, J., Cejudo, P., Villagomez, R., Sánchez, H., Castillo, J., & Montemayor, T. (2002). Comparison of Effects of Strength and Endurance Training in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 166(5), 669-674.

Pan, L.-L. H., Yang, W.-W., Kao, C.-L., Tsai, M.-W., Wei, S.-H., Fregni, F., Chen, V. C.-F., & Chou, L.-W. (2018). Effects of 8-week sensory electrical

stimulation combined with motor training on EEG-EMG coherence and motor function in individuals with stroke. *Scientific Reports*, 8(1), 9217.

Paul, A. C., & Rosenthal, N. (2002). Different modes of hypertrophy in skeletal muscle fibers. *Journal of Cell Biology*, 156(4), 751-760.

Penfield, W., & Rasmussen, T. (1950). *The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function* (p. xv, 248). Macmillan.

Pfurtscheller, G. (1992). Event-related synchronization (ERS): An electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 83(1), 62-69.

Pfurtscheller, G., & Aranibar, A. (1979). Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 46(2), 138-146.

Pfurtscheller, G., & Aranibar, A. (1980). Changes in central EEG activity in relation to voluntary movement. I. Normal subjects. *In Progress in brain research* (Vol. 54, pp. 225-231). Elsevier.

Pfurtscheller, G., & da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.

Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (1994). Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man. *Neuroscience Letters*, 174(1), 93-96.

Phillips, S. M. (2000). Short-Term Training: When Do Repeated Bouts of Resistance Exercise Become Training? *Canadian Journal of Applied Physiology*, 25(3), 185-193.

Pohja, M., Salenius, S., & Hari, R. (2005). Reproducibility of cortex-muscle coherence. *NeuroImage*, 26(3), 764-770.

Prince, F. P., Hikida, R. S., & Hagerman, F. C. (1976). Human muscle fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*, 363(1), 19-26.

Raethjen, J., Lindemann, M., Dümpelmann, M., Wenzelburger, R., Stolze, H., Pfister, G., Elger, C., Timmer, J., & Deuschl, G. (2002). Corticomuscular coherence in the 6-15 Hz band: Is the cortex involved in the generation of physiologic tremor? *Experimental Brain Research*, 142(1), 32-40.

Raghavan, P., Petra, E., Krakauer, J. W., & Gordon, A. M. (2006). Patterns of Impairment in Digit Independence After Subcortical Stroke. *Journal of Neurophysiology*, 95(1), 369-378.

Rao, G., Amarantini, D., & Berton, E. (2009). Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 459-466.

Reeves, N. D., Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2004). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, 96(3), 885-892.

Remaud, A., Guével, A., & Cornu, C. (2007). Coactivation et inhibition musculaire : Influences sur la régulation du couple de force développé et les adaptations induites par un entraînement en force. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 37(1), 1-14.

Robinson, J. M., Stone, M. H., Johnson, R. L., Penland, C. M., Warren, B. J., & Lewis, R. D. (1995). Effects of Different Weight Training Exercise/Rest Intervals on Strength, Power, and High Intensity Exercise Endurance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(4), 216-221.

Rønnestad, B. R., Kvamme, N. H., Sunde, A., & Raastad, T. (2008). Short-Term Effects of Strength and Plyometric Training on Sprint and Jump Performance in Professional Soccer Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 773-780.

Rosenberg, J. R., Amjad, A. M., Breeze, P., Brillinger, D. R., & Halliday, D. M. (1989). The Fourier approach to the identification of functional coupling between neuronal spike trains. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 53(1), 1-31.

Rossiter, H. E., Eaves, C., Davis, E., Boudrias, M. H., Park, C. H., Farmer, S., ... & Ward, N. S. (2013). Changes in the location of cortico-muscular coherence following stroke. *NeuroImage: Clinical*, 2, 50-55.

Ruas, C. V., Lima, C. D., Pinto, R. S., Oliveira, M. A., Barros, J. A. C., & Brown, L. E. (2016). Brain activation differences between muscle actions for strength and fatigue: A brief review. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 10(1), 1-8.

Sallard, E., Tallet, J., Thut, G., Deiber, M.-P., & Barral, J. (2014). Post-switching beta synchronization reveals concomitant sensory reafferences and active inhibition processes. *Behavioural Brain Research*, 271, 365-373.



- Santos, G. L., García-Salazar, L. F., Souza, M. B., Oliveira, A. B., Camargo, P. R., & Russo, T. L. (2016). Torque steadiness and muscle activation are bilaterally impaired during shoulder abduction and flexion in chronic post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *30*, 151-160.
- Sawilowsky, S. (2009). New Effect Size Rules of Thumb. *Journal of Modern Applied Statistical Methods*, *8*(2).
- Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A. E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P., Sartorio, A., & Narici, M. V. (2002). Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: Adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology*, *92*(6), 2292-2302.
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. Human Kinetics.
- Schoenfeld, B. J. (2010). The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and Their Application to Resistance Training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(10), 2857-2872.
- Selkowitz, D. M. (1985). Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys. Ther*, 186-196.
- Semmler, J. G., Ebert, S. A., & Amarasena, J. (2013). Eccentric muscle damage increases intermuscular coherence during a fatiguing isometric contraction. *Acta Physiologica*, *208*(4), 362-375.
- Semmler, J. G., & Nordstrom, M. A. (1998). Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Experimental Brain Research*, *119*(1), 27-38.
- Semmler, John G. (2002). Motor Unit Synchronization and Neuromuscular Performance: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *30*(1), 8-14.
- Shaw, C. E., McCully, K. K., & Posner, J. D. (1995). Injuries during the one repetition maximum assessment in the elderly. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*, *15*(4), 283-287.
- Shiavi, R., Frigo, C., & Pedotti, A. (1998). Electromyographic signals during gait : Criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *36*(2), 171-178.
- Shima, N., Ishida, K., Katayama, K., Morotome, Y., Sato, Y., & Miyamura, M. (2002). Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *European Journal of Applied Physiology*, *86*(4), 287-294.
- Shimano, T., Kraemer, W. J., Spiering, B. A., Volek, J. S., Hatfield, D. L., Silvestre, R., ... & Newton, R. U. (2006). Relationship between the number of

repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 819-823.

Sidaway, B., & Trzaska, A. (Robinson). (2005). Can Mental Practice Increase Ankle Dorsiflexor Torque? *Physical Therapy*, 85(10), 1053-1060.

Signal, N. (2014). Strength training after stroke: Rationale, evidence and potential implementation barriers for physiotherapists. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 42(2).

Simoneau, E., Martin, A., Porter, M. M., & Van Hoecke, J. (2006). Strength training in old age: Adaptation of antagonist muscles at the ankle joint. *Muscle & Nerve*, 33(4), 546-555.

Simoneau, E., Martin, A., & Van Hoecke, J. (2007). Adaptations to long-term strength training of ankle joint muscles in old age. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 507-514.

Simoneau, J.-A., & Bouchard, C. (1995). Genetic determinism of fiber type proportion in human skeletal muscle. *The FASEB Journal*, 9(11), 1091-1095.

Simoneau-Buessinger, É., Jakobi, J. M., Toumi, A., Mathys, A., Bassement, J., Barbier, F., & Leteneur, S. (2019). Does Unilateral Lower Limb Amputation Influence Ankle Joint Torque in the Intact Leg? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(7), 1259-1266.

Smith, B. I., Docherty, C. L., Simon, J., Klossner, J., & Schrader, J. (2012). Ankle Strength and Force Sense After a Progressive, 6-Week Strength-Training Program in People With Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 282-288.

Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A., Stackhouse, C. A., McCarthy, J. J., Prosser, L. A., & Lee, S. C. K. (2007). Neuromuscular Electrical Stimulation Versus Volitional Isometric Strength Training in Children With Spastic Diplegic Cerebral Palsy: A Preliminary Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(6), 475-485.

Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, 46(10), 1419-1449.

Sun, Y., Ledwell, N. M. H., Boyd, L. A., & Zehr, E. P. (2018). Unilateral wrist extension training after stroke improves strength and neural plasticity in both arms. *Experimental Brain Research*, 236(7), 2009-2021.

Tesch, P. A., & Larsson, L. (1982). Muscle hypertrophy in bodybuilders. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 49(3), 301-306.

Tillin, N. A., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2011). Short-term unilateral resistance training affects the agonist–antagonist but not the force–agonist activation relationship. *Muscle & Nerve*, 43(3), 375-384.

Ting, L. H., & Macpherson, J. M. (2005). A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task. *Journal of Neurophysiology*, 93(1), 609-613.

Tøien, T., Unhjem, R., Øren, T. S., Kvellestad, A. C. G., Hoff, J., & Wang, E. (2018). Neural Plasticity with Age: Unilateral Maximal Strength Training Augments Efferent Neural Drive to the Contralateral Limb in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*, 73(5), 596-602.

Toigo, M., & Boutellier, U. (2006). New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *European Journal of Applied Physiology*, 97(6), 643-663.

Toro, C., Deuschl, G., Thatcher, R., Sato, S., Kufta, C., & Hallett, M. (1994). Event-related desynchronization and movement-related cortical potentials on the ECoG and EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 93(5), 380-389.

Toumi, A., Leteneur, S., Gillet, C., Debril, J.-F., Decoufour, N., Barbier, F., Jakobi, J. M., & Simoneau-Buessinger, E. (2015). Enhanced precision of ankle torque measure with an open-unit dynamometer mounted with a 3D force-torque sensor. *European Journal of Applied Physiology*, 115(11), 2303-2310.

Toumi, Anis, Jakobi, J. M., & Simoneau-Buessinger, E. (2016). Differential impact of visual feedback on plantar- and dorsi-flexion maximal torque output. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 41(5), 557-559.

Tracy, B. L., Byrnes, W. C., & Enoka, R. M. (2004). Strength training reduces force fluctuations during anisometric contractions of the quadriceps femoris muscles in old adults. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1530-1540.

Tucker, D. M., Liotti, M., Potts, G. F., Russell, G. S., & Posner, M. I. (1994). Spatiotemporal analysis of brain electrical fields. *Human Brain Mapping*, 1(2), 134-152.

Ushiyama, J., Masakado, Y., Fujiwara, T., Tsuji, T., Hase, K., Kimura, A., Liu, M., & Ushiba, J. (2012). Contraction level-related modulation of corticomuscular

coherence differs between the tibialis anterior and soleus muscles in humans. *Journal of Applied Physiology*, 112(8), 1258-1267.

Ushiyama, J., Takahashi, Y., & Ushiba, J. (2010). Muscle dependency of corticomuscular coherence in upper and lower limb muscles and training-related alterations in ballet dancers and weightlifters. *Journal of Applied Physiology*, 109(4), 1086-1095.

Van Asseldonk, E. H. F., Campfens, S. F., Verwer, S. J. F., van Putten, M. J. A. M., & Stegeman, D. F. (2014). Reliability and Agreement of Intramuscular Coherence in Tibialis Anterior Muscle. *PLoS ONE*, 9(2).

Vecchio, F., Del Percio, C., Marzano, N., Fiore, A., Toran, G., Aschieri, P., Gallamini, M., Cabras, J., Rossini, P. M., Babiloni, C., & Eusebi, F. (2008). Functional cortico-muscular coupling during upright standing in athletes and nonathletes: A coherence electroencephalographic-electromyographic study. *Behavioral Neuroscience*, 122(4), 917-927.

Vila-Chã, C., & Falla, D. (2016). Strength training, but not endurance training, reduces motor unit discharge rate variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 26, 88-93.

Villepinte, C., Catella, E., Martin, M., Hidalgo, S., Téchené, S., Lebely, C., Castel-Lacanal, E., de Boissezon, X., Chih, H., & Gasq, D. (2019). Validation of French upper limb Erasmus modified Nottingham Sensory Assessment in stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 62(1), 35-42.

Walker, S., Avela, J., Wikgren, J., Meeusen, R., Piitulainen, H., Baker, S. N., & Parviainen, T. M. (2019). Aging and Strength Training Influence Knee Extensor Intermuscular Coherence During Low- and High-Force Isometric Contractions. *Frontiers in Physiology*, 9.

Wang, Helgerud, J., Loe, H., Indseth, K., Kaehler, N., & Hoff, J. (2010). Maximal strength training improves walking performance in peripheral arterial disease patients: Maximal strength training improves walking. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(5), 764-770.

Wang, L., Lu, A., Zhang, S., Niu, W., Zheng, F., & Gong, M. (2015). Fatigue-related electromyographic coherence and phase synchronization analysis between antagonistic elbow muscles. *Experimental Brain Research*, 233(3), 971-982.

Wang, Nyberg, S. K., Hoff, J., Zhao, J., Leivseth, G., Tørhaug, T., Husby, O. S., Helgerud, J., & Richardson, R. S. (2017). Impact of maximal strength training on work efficiency and muscle fiber type in the elderly: Implications for physical function and fall prevention. *Experimental Gerontology*, 91, 64-71.

- Watanabe, K., & Akima, H. (2009). Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. *European Journal of Applied Physiology*, 106(5), 665-673.
- Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & De Clercq, D. (2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 487-493.
- Williams, E. R., & Baker, S. N. (2009). Renshaw Cell Recurrent Inhibition Improves Physiological Tremor by Reducing Corticomuscular Coupling at 10 Hz. *Journal of Neuroscience*, 29(20), 6616-6624.
- Yao, W., Fuglevand, R. J., & Enoka, R. M. (2000). Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 83(1), 441-452.
- Young, W. B. (2006). Transfer of strength and power training to sports performance. *International journal of sports physiology and performance*, 1(2), 74-83.
- Zhan, Y., Halliday, D., Jiang, P., Liu, X., & Feng, J. (2006). Detecting time-dependent coherence between non-stationary electrophysiological signals—a combined statistical and time–frequency approach. *Journal of neuroscience methods*, 156(1-2), 322-332.



## **ANNEXES**

## ANNEXE 1 : EFFET DU NOMBRE D'ESSAI SUR QUANTIFICATION DE LA COHERENCE CORTICOMUSCULAIRE.

**Introduction :** Les méthodes actuelles de quantification de la cohérence corticomusculaire (CMC) permettent l'identification des zones de cohérence significatives entre les signaux électroencéphalographique (EEG) et électromyographique (EMG) après seulement deux essais de mesures [1]. Cependant, peu de choses sont connues concernant l'influence du nombre d'essai sur la quantification de la CMC [1, 2]. L'objectif de ce travail préliminaire était de mettre en évidence l'influence du nombre d'essai de mesure sur la quantification de la CMC.

**Méthode :** Un participant a réalisé dix contractions isométriques en flexion-plantaire, sur un dynamomètre [3], dont le niveau était réglé à 20% de la contraction maximale volontaire préalablement établie. Chaque contraction [4] consistait en une phase isométrique (PI) de 4s précédée/suivie par une augmentation/diminution de force de 3s. Un feedback du moment de force généré ainsi qu'une ligne cible était présentée sur un écran. L'activité EMG du *Tibialis antérieur* et EEG au niveau de l'électrode Cz étaient enregistrées à l'aide d'un amplificateur EEG (TMSi, Oldenzaal, The Netherlands) à 2048 Hz. Après avoir réalisé les étapes de préprocessing appropriées, la matrice de données ( $n = 10$ ) a été dupliquée successivement jusqu'à dix fois sa taille initiale ( $n = 100$ ). Pour



chaque nouvelle duplication, les valeurs propres ( $\lambda$ ) EEG et EMG et les seuils de significativité (SSi) étaient relevés et la CMC moyenne dans la bande de fréquence *Béta* (CMC $\beta$ ) était quantifiée au niveau d'une fenêtre de 3 s centrée sur la PI.

**Résultats** : Le SSi et la valeur de CMC $\beta$  entretiennent respectivement une relation de corrélation positive ( $r = 0.99 ; p < 0.0001$ ) et négative ( $r = -0.97 ; p < 0.0001$ ) avec le nombre d'essai. La valeur moyenne de la CMC $\beta$  est également négativement corrélée avec le SSi ( $r = -0.99 ; p < 0.0001$ ). Les  $\lambda$  des signaux EEG et EMG reviennent inchangées par la duplication matricielle. Le *tableau 7* et la *figure 44* résument l'ensemble de ces résultats.

Table 7 : valeurs propres ( $\lambda$ ), seuils de significativité ( $SSi$ ) et magnitude de la  $CMC_{\beta}$  obtenus à chaque duplication matricielle.

	N = 10	N = 20	N = 30	N = 40	N = 50	N = 60	N = 70	N = 80	N = 90	N = 100
$\lambda_{EEG(UA)}$					8.36 <sup>e</sup> +03					
$\lambda_{EMG(UA)}$					1.63 <sup>e</sup> +05					
$SSi(UA)$	2672	4205	5542	6759	7890	8954	9962	10923	11844	12728
$CMC_{\beta}(UA)$	0,119	0,107	0,096	0,087	0,078	0,071	0,066	0,061	0,058	0,055

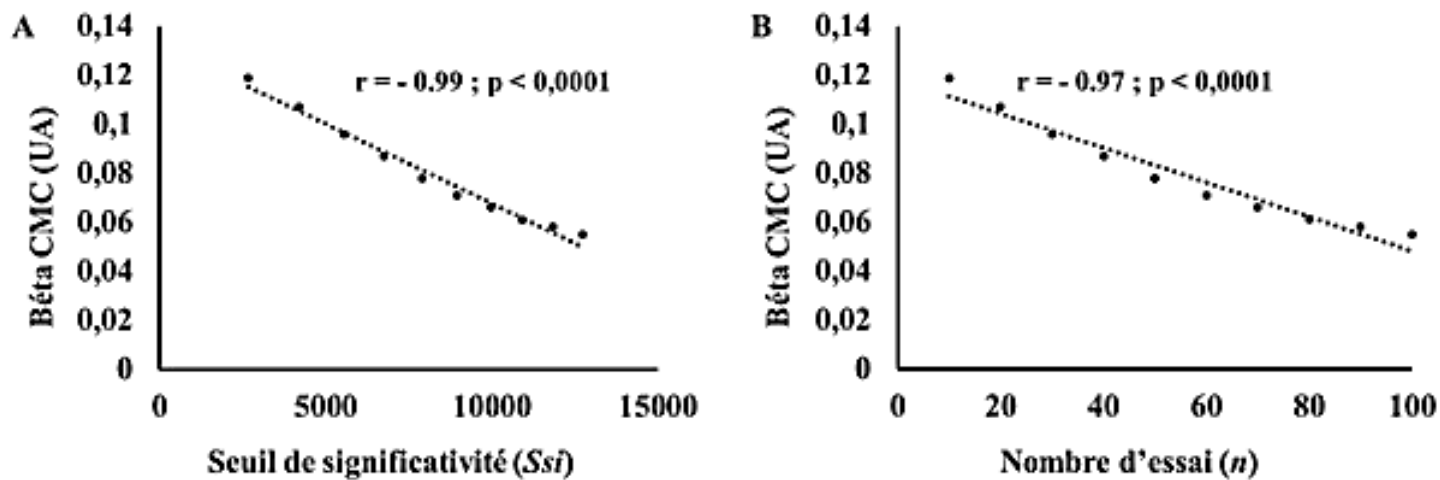


Fig. 44 : Corrélation négative entre la magnitude de la  $CMC_{\beta}$  et le seuil de significativité (A) et le nombre d'essai (B).

**Discussion :** La duplication matricielle conduit à une augmentation du SSi. Plus précisément, les matrices de données caractérisées par les plus faibles nombre d'essai présentent également les plus faibles SSi. En conséquence, pour de faibles échantillons de données la détection des fréquences significatives est moins sensible et des fréquences parasites sont alors considérées comme significatives [1]. C'est pourquoi, la  $CMC\beta$  moyenne associée à ces SSi est plus élevées. L'ensemble de ces résultats suggèrent l'influence du nombre d'essai sur la quantification de la  $CMC\beta$ . Une attention particulière devrait être mise en place pour conserver un nombre d'essai similaire dans le cas de comparaisons des valeurs de  $CMC\beta$  au sein des protocoles expérimentaux. En revanche, la duplication matricielle ne semble pas impacter les  $\lambda$ . Ce résultat suggère que l'origine de l'altération de la  $CMC\beta$  mise en évidence serait principalement attribuable au nombre d'essai.

**Conclusion :** Rejeter d'avantage d'essai lors des phases de preprocessing, pourrait conduire à une altération de la  $CMC\beta$  délétère à l'interprétation des résultats. Le maintien d'un nombre d'essai conservé stable semble alors être un prérequis à une analyse fiable des résultats, particulièrement lors de protocole de suivit longitudinaux.

**Référence :** [1] Bigot et al., 2011 ; [2] Charissou et al., 2018 ; [3] Toumi et al., (2015) ; [4] Desmyttere et al., (2018)

## **ANNEXE 2 : QUANTIFICATION DES ESSAIS REJETES LORS DE LA PHASE DE PREPROCESSING DE CE TRAVAIL DE THESE**

Au regard des résultats issus de l'étude préliminaire présentée en *Annexe 1*, le nombre d'essai de mesure pourrait être un facteur influençant les analyses de cohérence. Suite à la phase de préprocessing des données expérimentales issue de cette thèse une analyse statistique a été conduite pour évaluer les modulations du nombre d'essai rejeté à chaque évaluation (PRE, CTR, MID, POST) et pour chaque niveau de force ( $T_0$ ,  $T_i$ ). Le test de Shapiro-Wilk a révélé que le nombre d'essai rejeté été normalement distribué à chaque évaluation à chaque niveau de force ( $p \geq 0.117$ ). Une analyse de t-test apparié de *Student* n'a révélée aucune comparaison significativement différente ( $p \geq 0.065$ ). C'est pourquoi, les variations des mesures de cohérence électrophysiologiques observées dans le cadre de cette thèse ne peuvent pas être attribuables au nombre d'essai rejeté caractérisant les échantillons de données. En moyennes,  $3.9 \pm 1.3$  essais ont été rejeté à chaque évaluation et pour chaque niveau de force. La *figure 44* et la *tableau 8* résument l'ensemble de ces résultats.

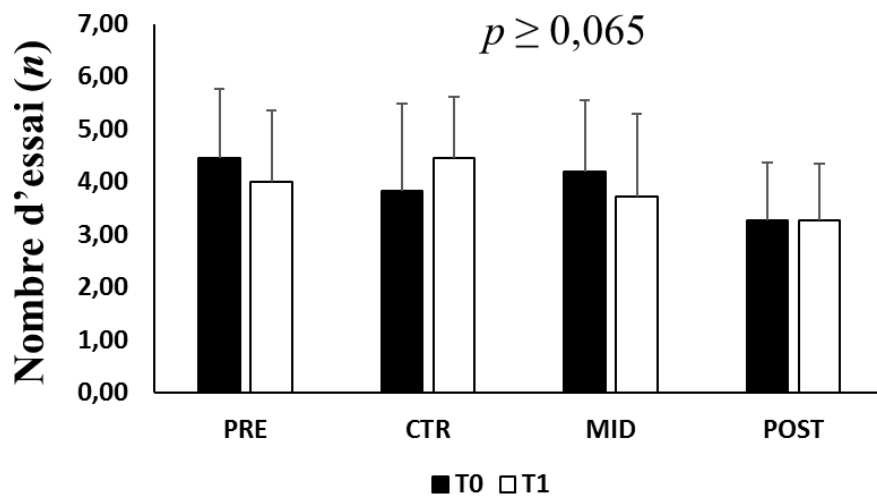


Fig. 45 : Nombre d'essai rejeté à chaque évaluation (PRE, CTR, MI, POST) et à chaque niveau de force ( $T_0$ ,  $T_i$ ). Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance à 95% associé.

Table 8 : Paired Samples T-Test (Student's t-test)

			<b>t</b>	<b>df</b>	<b>p</b>
PRET0	-	PRETi	0.729	10	0.483
PRET0	-	CTRTO	0.629	10	0.543
PRET0	-	CTRTi	0.000	10	1.000
PRET0	-	MIDT0	0.375	10	0.715
PRET0	-	MIDTi	1.268	10	0.233
PRET0	-	POSTT0	1.921	10	0.084
PRET0	-	POSTTi	2.020	10	0.071
PRETi	-	CTRTO	0.091	10	0.929
PRETi	-	CTRTi	-0.612	10	0.554
PRETi	-	MIDT0	-0.199	10	0.846
PRETi	-	MIDTi	0.319	10	0.756
PRETi	-	POSTT0	1.305	10	0.221
PRETi	-	POSTTi	1.148	10	0.278
CTRTO	-	CTRTi	-0.944	10	0.367
CTRTO	-	MIDT0	-0.273	10	0.791
CTRTO	-	MIDTi	0.235	10	0.819
CTRTO	-	POSTT0	0.629	10	0.543
CTRTO	-	POSTTi	0.701	10	0.499
CTRTi	-	MIDT0	0.346	10	0.736
CTRTi	-	MIDTi	1.000	10	0.341
CTRTi	-	POSTT0	1.835	10	0.096
CTRTi	-	POSTTi	2.076	10	0.065
MIDT0	-	MIDTi	0.633	10	0.541
MIDT0	-	POSTT0	1.491	10	0.167
MIDT0	-	POSTTi	1.287	10	0.227
MIDTi	-	POSTT0	0.544	10	0.598
MIDTi	-	POSTTi	0.537	10	0.603
POSTT0	-	POSTTi	0.000	10	1.000

### **ANNEXE 3: MAGNITUDE OF THE POST-MOVEMENT BETA SYNCHRONIZATION CORRELATES WITH THE VARIABILITY OF THE NET JOINT TORQUE PRODUCTION**

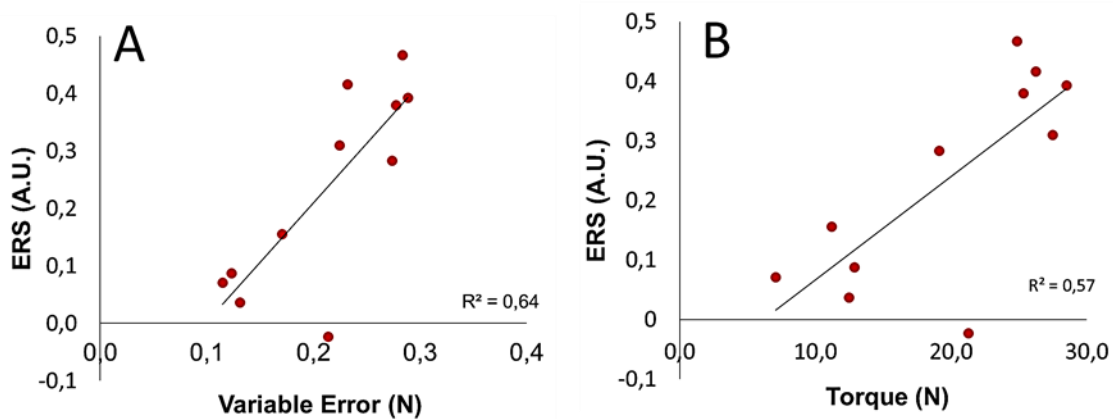
*3<sup>èmes</sup> Journées de Neurophysiologie Clinique (JNC) - LILLE (25-27 JUIN 2018)*

**Objective:** During and after the completion of a motor task, an event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS) – *i.e.*, a decrease and increase of the magnitude of the power spectrum in the *Beta*-band (13-31Hz) – are respectively visible. The ERD is supposed to reflect the involvement of the M1 to perform the motor task and is modulated with the force level (Cremoux et al., 2013; Cremoux et al., 2013). Recorded over the M1, the ERS is supposed to reflect the active cortical inhibition of the motor command (Sallard et al., 2014). Less is known on how these variables are related to the task performance. This study investigated the relationship between ERD/ERS and the accuracy and variability of the motor task, respectively quantified by the absolute and variable errors (AE/VE).

**Methods:** Eleven healthy participants performed 5×10 isometric right plantar flexion 10-s contractions at 20% of the maximal net joint torque previously determined. The right ankle net joint torque and the M1-EEG activity were recorded. After appropriate preprocessing, the AE and VE of the net joint torque and the ERD were respectively computed during the holding force phase. The ERS was computed 1-s after the end of the contraction. All data were normally

distributed. Spearman correlations between ERD/ERS and AE/VE were computed.

**Results:** The ERS significantly increases with the increase of the VE ( $r_2 = 0.8$ ;  $p < 0.01$ ) but was not significantly correlated with the AE ( $r_2 = -0.39$ ;  $p = 0.24$ ). No significant correlation was revealed between the ERD and VE ( $r_2 = 0.11$ ;  $p = 0.75$ ) nor between the ERD and AE ( $r_2 = 0.56$ ;  $p = 0.07$ ).



*Fig.46: Pearson correlations between the Beta ERS and the Variable Error (A) and the Beta ERS and the average torque production (B).*

**Conclusions:** These results suggest that ERD is not related to fine motor tuning. The correlation between ERS and the VE suggest that the more the motor performance is variable, the more the active cortical inhibition will have to be important.



## **ANNEXE 4: IS TORQUE IMPROVEMENT SPECIFIC TO THE TRAINED CONDITION DURING MAXIMAL STRENGTH TRAINING?**

*Mardi des Chercheurs (MDC) – MONS (05 MARS 2019)*

Maximal Strength Trainings (MST) are short trainings at near-maximal intensity. MST are particularly suited to quickly increase strength production. Whether the acute biomechanical adaptations are specific to the trained condition remains unknown. This study tested whether a 3-week MST specifically designed to improve ankle plantarflexion torque production also induce significant changes in ankle dorsiflexion torque production. As expected, plantarflexion maximal torque increased throughout MST. Interestingly, no significant changes were revealed on dorsiflexion maximal torque. These results highlight that adaptations are very specific to the trained condition and question the underlying neurophysiological mechanisms leading these adaptations.

## **ANNEXE 5: EFFECT OF MAXIMAL STRENGTH TRAINING ON PLANTARFLEXION TORQUE PRODUCTION AND ASSOCIATED MUSCLE ACTIVATIONS.**

*XIX<sup>ème</sup> Congrès de la Société Francophone d'Analyse du Mouvement Chez l'Enfant et l'Adulte (SOFAMEA) – NICE (22-24 JANVIER 2020)*

**Introduction:** Maximal Strength Trainings (MST) are efficient trainings for inducing sharp neuromuscular adaptations, resulting in important torque increase (Fimland et al., 2010). Few is known about how MST alters torque production stability, mainly regulated by agonist and antagonist muscle activations (Remaud et al., 2007). This study investigated the modulation of torque production and its stability and muscle activations during a 3-week MST.

**Materiel and Method:** Eleven participants ( $27\pm 7$  years) performed nine training sessions, three times per week. Each training included 4×4 isometric plantarflexions at  $90\pm 5\%$  of the daily Maximum Voluntary Contraction (MVC). Evaluation sessions were performed before (PRE), 1-week (MID) and 3-week (POST) after the training initiation. Evaluation consisted of 3 MVCs and 3×20 isometric plantarflexions at 20% MVC of the first evaluation session (PRE) and 20% of the daily MVC. Net ankle torque, *Triceps Surae* (TS) and *Tibialis Anterior* (TA) electromyographic activity were recorded concurrently. The Variable Error (VE, Smith et al., 2012) was used to quantify the stability of the torque production. The mean and VE of net ankle torque and the normalized TS and TA muscle

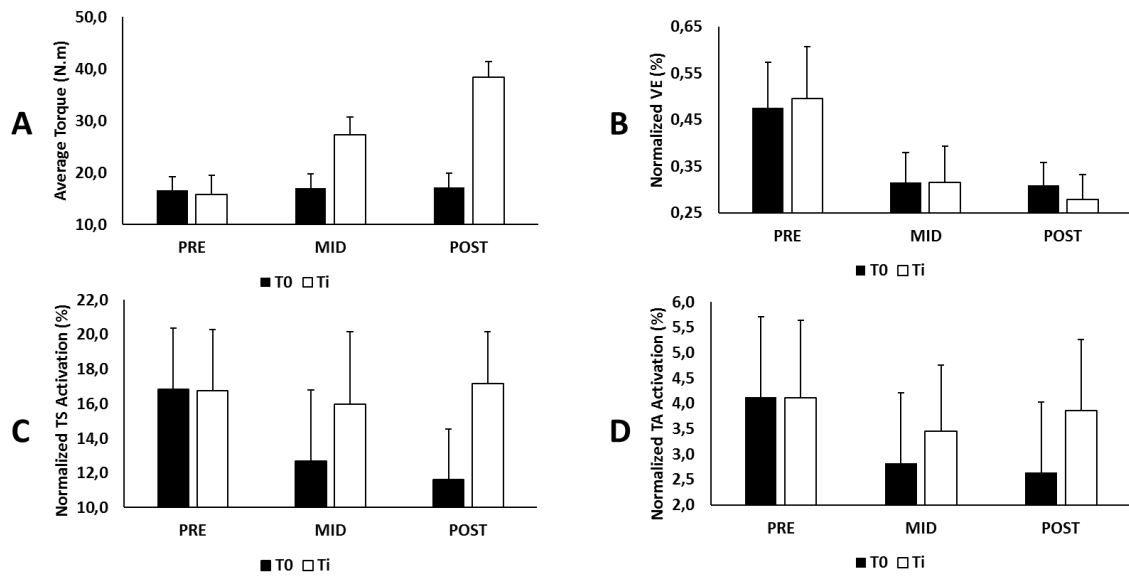


Figure 47: Modulation of the Average Ankle Net Torque (A), Variable Error (B), TS (C) and TA (D) muscle activations recorded over each torque level and evaluation sessions. Error bars represents 95% confidence interval.

activations were compared using a two repeated-measures ANOVA (4 evaluation sessions  $\times$  2 force levels;  $\alpha=0.05$ ).

**Results:** Results are depicted in *figure 46*. Only the mean ankle torque at 20% of the daily MVC significantly increased while the VE significantly decreased for all conditions. Muscle activations significantly decreased only for the 20% PRE-MVC.

**Discussion and conclusion:** MST increases the average torque production and its stability. Concurrently, both agonist and antagonist muscle activations decreased for the 20% PRE-MVC level. Overall, these results suggest that the “effort” required to maintain a particular ankle torque is reduced while the torque stability and neuromuscular performance are increased. MST could represent interesting exercises for clinical rehabilitation; especially for spastic stroke patients

presenting decreased torque production, increased torque variability and altered muscle activations (Santos et al., 2016).

## **ANNEXE 6: NEUROMUSCULAR ADAPTATIONS AFTER A 3 WEEKS MAXIMAL STRENGTH TRAINING.**

*25<sup>th</sup> European College of Sport Science (ECSS) – SEVILLE (28 – 30 OCTOBRE  
2020)*

**Abstract:** Maximal Strength Trainings (MST) are efficient trainings to quickly develop strength production. The modulation of agonist and antagonist muscle activations is crucial for the increase and stability of strength production. Recent studies revealed that muscle activations are altered after intensive training (Dal Maso et al., 2012). These authors also highlighted that training induced an increase of the magnitude of corticomuscular coherence (CMC) reflecting the commands sent by the motor cortex to the muscles (Dal Maso et al., 2017). Interestingly, these adaptations the motor commands can be seen after few days of motor training<sup>3</sup>. This study aimed to evaluate the neuromuscular adaptations induced by MST by investigating the modulation of muscle activations and CMC.

13 participants performed 9 training sessions over 3 weeks. The training consisted of 4 sets of 4 isometric plantarflexion contractions at  $90\pm 5\%$  of the daily maximal voluntary contraction (MVC) performed on a dynamometer. Evaluation sessions were performed prior to (PRE) and at the end (POST) of the MST. Each evaluation session consisted of 3 sets of 20 isometric PFs. The level of contraction was randomly assigned to 20% of the initial MVIC ( $T_0$ ; PRE) and 20% of the daily MVIC in PF ( $T_i$ ; PRE or POST). Each contraction consisted of a 4s isometric phase, preceded/succeeded by a torque increase/decrease of 3s. Torque feedback

and target line were presented to the participant on a computer screen. During evaluation session, the dynamometer was used to record the net ankle torque and bipolar EMG from the tibialis anterior (TA) and Triceps Surae (TS; gastrocnemius lateralis, soleus and gastrocnemius medialis) and 64-channels EEG were recorded at 2048 Hz. After appropriate preprocessing, net torque, EMG activation from agonist ( $EMG_{AGO}$ ) and antagonist ( $EMG_{ANTAGO}$ ) muscles and CMC in between EEG Cz and agonist ( $CMC_{AGO}$ ) and antagonist ( $CMC_{ANTAGO}$ ) muscles in the 13-31 Hz frequency band were quantified over the isometric phase of the contraction.

Net torque was significantly increased at POST session for the  $T_i$  force level in comparison to other conditions. Post-hoc analysis of the ANOVA Time (PRE, POST) x Force Level ( $T_0$ ,  $T_i$ ) x Muscles (AGO, ANTAGO) revealed that  $EMG_{AGO}$  was reduced for  $T_0$  in comparison to  $T_i$  at POST evaluation. Similar ANOVA conducted on CMC only revealed a main Muscles effect with  $CMC_{ANTAGO}$  higher than  $CMC_{AGO}$ .

Our results suggest that neuromuscular adaptations occur as soon as 3 weeks of MST to allow increase torque production. Decreased  $EMG_{AGO}$  after MST suggests increased efficiency of the muscle contraction. However, against previous results (Cremoux et al., 2018), CMC was not increased with MST suggesting that the central motor adaptation may take longer regarding strength training in comparison to fine motor skills.

# ETUDE DE LA MODULATION DES INTERACTIONS CORTICOMUSCULAIRES ET INTERMUSCULAIRES INDUITE PAR L'ENTRAÎNEMENT DE FORCE MAXIMALE CHEZ LE SUJET SAIN

---

**Résumé :** Les premières semaines d'entraînement conduisent à une augmentation rapide de la production de force maximale et/ou de la précision contrôle moteur. Ces adaptations comportementales sont supposées résulter d'adaptations neurophysiologiques puisque la structure musculaire reste inchangée. Ces adaptations neurophysiologiques pourraient être traduites par l'étude des mesures de cohérence corticomusculaire (CMC) et intermusculaire (IMC) qui désignent un niveau de corrélation entre l'activité oscillatoire du cortex moteur et musculaire. L'objectif de ce travail de thèse consiste à évaluer la reproductibilité et la modulation des mesures de cohérence préalablement lors d'un entraînement de force maximale (EFM) de 3 semaines ou d'un entraînement moteur de 4 jours. Au niveau comportemental, la production de force maximale était augmentée par l'EFM. Lors de contractions sous-maximales, la performance du contrôle moteur était améliorée par l'EFM et par l'entraînement moteur. Après l'EFM, les activations musculaires et la IMC étaient diminuées lors de contractions sous-maximales alors que les activations corticales restaient inchangées. Après l'entraînement moteur, la CMC était augmentée. Ces résultats suggèrent que les adaptations neurophysiologiques diffèrent selon le type d'entraînement. L'entraînement moteur amène une implication plus spécifique des structures corticales dans le contrôle de la contraction musculaire. Au contraire, l'EFM induit une réorganisation plus globale des commandes motrices contrôlant l'ensemble des activations musculaires. Les mesures de cohérence sont toutefois caractérisées par une reproductibilité peu satisfaisante en inter-session. En conclusion, ces méthodes doivent être réservées à des études de cohortes pour que ces marqueurs se révèlent pertinents afin de caractériser les adaptations neurophysiologiques dans les domaines sportif et/ou clinique.

**Mots Clés :** *Adaptations Neurophysiologiques, Entraînement de Force Maximale, Reproductibilité, Cohérence Electrophysiologique, Efficience du Contrôle Moteur*

**Abstract:** The first few weeks of training lead to a rapid increase of the force production and / or motor control precision. These behavioral adaptations are believed to result from neurophysiological adaptations since muscle structure remains unchanged. These neurophysiological adaptations could be translated by the study of measures of corticomuscular (CMC) and intermuscular (IMC) coherence, which designate a level of correlation between the muscular and the motor cortex oscillatory activity. The objective of this work is to evaluate the reproducibility and modulation of the coherence measurements beforehand during a 3-week maximal strength training (MST) or a 4-day motor training. At the behavioral level, the force production was increased by the MST. During submaximal contractions, motor control performance was improved by the MST and the motor training. After the MST, muscle activations and IMC were decreased during submaximal contractions while cortical activations remained unchanged. After motor training, the CMC was increased. These results suggest that neurophysiological adaptations differ depending on the type of training. Motor training brings about a more specific involvement of cortical structures in the control of muscle contraction. On the contrary, MST induces a more global reorganization of motor commands controlling all muscle activations. The coherence measures are however characterized by an unsatisfactory inter-session reproducibility. In conclusion, these methods should be reserved for cohort studies in order for these markers to be relevant to characterize neurophysiological adaptations in sports and / or clinical fields.

**Keywords:** *Neurophysiological adaptations, Maximal Strength Training, Reproducibility, Electrophysiological coherence, Motor control efficiency.*