



**Université BADJI-Mokhtar  
ANNABA**

Faculté Lettres, Sciences Humaines et  
Sociales  
Département Éducation Physique et Sportive  
Annaba



**Université De PAU ET DES PAYS DE  
L'ADOUR**

École doctorale des Sciences Sociales et  
Humanités (ED 481)  
Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance  
et Santé (EA 4445)

## **THÈSE EN COTUTELLE INTERNATIONALE**

En vue de l'obtention du grade de

**DOCTEUR**

De L'UNIVERSITÉ BADJI-Mokhtar ANNABA

&

De L'UNIVERSITÉ DE PAU ET DES PAYS DE L'ADOUR

Domaine STAPS, Spécialité (entraînement sportif et éducation physique)

---

**Mohamed Abdelhafid KADRI**

**Plasticité de la fonction posturale : effet de l'entraînement controlatéral et  
influence de la latéralité du membre inférieur sur le contrôle postural  
monopodal**

Soutenue publiquement le 05 Mars 2018

---

**JURY :**

|   |              |
|---|--------------|
| <b>Nabila MIMOUNI</b> , Professeur, <i>INFS/STS de Dély-Ibrahim</i>                   | Présidente   |
| <b>Merbouha BOULAHBAL NOUAR</b> , Professeur, <i>Université Badji-Mokhtar Annaba</i>  | Directrice   |
| <b>Thierry PAILLARD</b> , Professeur, <i>Université de Pau et des Pays de l'Adour</i> | Co-directeur |
| <b>Mohammed ABDELMALEK</b> , Professeur, <i>INFS/STS de Dély-Ibrahim</i>              | Membre       |
| <b>Frédéric NOÉ</b> , Docteur, <i>Université de Pau et des Pays de l'Adour</i>        | Membre       |
| <b>Hadrian CEYTE</b> , Docteur, <i>Université de Lorraine</i>                         | Membre       |

## Remerciements

*La partie « Remerciements » est souvent négligée par la majorité des thésards. En fait, Je pensais que c'est la partie la plus simple à rédiger, alors que ce n'est pas vraiment le cas. Comment pourrais-je remercier en quelques mots les personnes qui m'ont assisté, encouragé et soutenu tout au long de mon parcours universitaire ! La tâche paraît délicate et la rédaction du manuscrit touche à sa fin. Dès lors, j'essayerai par de simples mots, dire MERCI à tous ceux qui m'ont rendu la vie agréable par leur présence durant ces années de thèse.*

*En tout premier lieu, je remercie le Bon DIEU, tout puissant, de m'avoir donné patience ainsi que la force pour surmonter toutes les difficultés que j'ai rencontré du début de ma carrière universitaire jusqu'à la fin de mon parcours doctoral.*

*Ensuite, je remercie mes deux directeurs de thèse, les professeurs, Monsieur Thierry PAILLARD et Madame Merbouha BOULAHBAL NOUAR, de m'avoir fait confiance et surtout d'avoir cru en mon potentiel malgré les connaissances plutôt légères que j'avais en début 2014 sur la neurophysiologie en général et l'équilibration humaine en particulier.*

*Séparément, je remercie le Pr. Thierry PAILLARD d'avoir accepté de m'encadrer dans le cadre d'une cotutelle internationale de thèse et de m'avoir accueilli au niveau du laboratoire MEPS. Je suis reconnaissant pour l'hospitalité dont il a fait preuve envers moi surtout lors de mon premier séjour au sein de son laboratoire. Je le remercie aussi pour m'avoir accompagné et soutenu durant cette thèse (malgré les tonnes de travail et les soucis de santé qu'il avait) ainsi que pour ces précieux conseils qui m'ont toujours stimulé.*

*En parallèle, je remercie ma directrice le Pr. Merbouha BOULAHBAL NOUAR qui, sans elle, on n'aurait jamais pu aboutir à cette cotutelle. Je la remercie également de m'avoir accueilli au niveau du laboratoire ESHAAPS, aussi pour sa gentillesse et la patience qu'elle manifestait à mon égard tout au long de mon cursus universitaire, jusqu'à cette thèse. Je suis reconnaissant de ses précieux conseils méthodologiques qu'elle me les a toujours transmis avec clarté, et aussi pour avoir financé mes déplacements à l'étranger.*

*Je tiens à remercier chaleureusement le Pr. Nicolas FORESTIER et le Pr. Mohammed ABDELMALEK pour avoir accepté le rôle de rapporteur pour ce manuscrit. Mes remerciements s'adressent également d'une part, à Madame le Pr. Nabila MIMOUNI qui a accepté de faire part au jury de soutenance en qualité de présidente et*

*d'autre part, aux docteurs Frédéric NOË et Hadrian CEYTE qui ont accepté d'évaluer ce travail en tant que membre de jury.*

*Je souhaite remercier Julien Maître et Frédéric Noé enseignants chercheurs du Laboratoire MEPS pour leurs nombreux conseils et je remercie également tous les membres du STAPS Algérien et Français (enseignants et personnels) pour leur sympathie et les moments partagés pendant toutes ces années.*

*Je souhaite exprimer ma gratitude aux sujets qui ont participé aux études, merci pour l'investissement dont ils ont fait part et de l'intérêt qu'ils portaient envers l'avancement de la recherche scientifique dans le domaine des STAPS. Ces moments partagés sont des souvenirs précieux à mes yeux.*

*Merci à mes collègues doctorants du laboratoire MEPS Lola Debove, Hervé Farfal, Karim Korchi, Betty Hachard et Caroline Brenard pour la bonne humeur de notre équipe et les moments merveilleux passés ensemble. Aussi, un grand merci pour l'équipe des doctorants Algériens.*

*Enfin je remercie ma famille, mes très chers parents, mon frère et ma sœur pour leurs encouragements et soutien réguliers. Sans vous mes très chers, ce travail n'aurait aucun goût.*

# Sommaire

|   |    |
|---|----|
| <b>Remerciements</b> .....  | 1  |
| <b>Résumé en français</b> .....   | 9  |
| <b>Résumé en anglais</b> .....  | 10 |
| <b>Liste des abréviations</b> .....   | 11 |
| <b>Liste des tableaux</b> .....   | 13 |
| <b>Liste des figures</b> .....  | 14 |
| <b>PREMIÈRE PARTIE : Introduction générale</b> .....  | 15 |
| <b>Introduction</b> .....   | 16 |
| <b>Chapitre 1 : Cadre théorique</b> .....   | 19 |
| 1. Le contrôle postural.....  | 20 |
| 1.1 Approche du contrôle postural.....  | 20 |
| 1.2 Fonction posturale.....   | 22 |
| 2. Entraînement unilatéral et effets controlatéraux.....  | 25 |
| 2.1 Exercice volontaire.....  | 26 |
| 2.2 Exercice électro-induit.....  | 28 |
| 3. Effet de l'entraînement controlatéral sur le contrôle postural.....  | 32 |
| 4. Influence de la latéralité des membres inférieurs sur le contrôle postural.....                                      | 34 |
| 4.1 Existe-t-il une différence en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante ?..... | 35 |
| 4.1.1 Effet de l'exercice fatiguant sur le contrôle postural.....   | 37 |
| 4.1.2 Effet de l'exercice non-fatiguant sur le contrôle postural.....   | 39 |
| <b>Chapitre 2 : Problématique et objectifs des travaux</b> .....  | 41 |

|  |           |
|--|-----------|
| 1. Problématique.....  | 42        |
| 2. Hypothèse et objectifs des travaux.....   | 42        |
| <b>DEUXIÈME PARTIE : Présentation des travaux.....</b>   | <b>46</b> |
| <b>Chapitre 1 : Effects of training programs based on ipsilateral voluntary and stimulated contractions on muscle strength and monopedal postural control of the contralateral limb.....</b> | <b>47</b> |
| 1. Abstract.....   | 48        |
| 2. Introduction.....   | 50        |
| 3. Material and methods.....   | 51        |
| 3.1 Experimental design.....   | 51        |
| 3.2 Participants.....  | 53        |
| 3.3 Procedure.....   | 54        |
| 3.3.1 MVC assessment.....  | 54        |
| 3.3.2 Postural control assessment.....   | 54        |
| 3.3.3 Training intervention.....   | 55        |
| 3.4 Data analysis.....   | 56        |
| 3.5 Statistical analysis.....  | 56        |
| 4. Results.....  | 56        |
| 4.1 MVC.....   | 56        |
| 4.2 Postural control.....  | 58        |
| 5. Discussion.....   | 60        |
| 6. Conclusion.....   | 63        |
| <b>Chapitre 2 : Warm-up optimizes postural control but requires some minutes of recovery.....</b>  | <b>64</b> |
| 1. Abstract.....   | 65        |

|   |           |
|---|-----------|
| 2. Introduction.....  | 66        |
| 3. Material and methods.....  | 67        |
| 3.1 Experimental design.....  | 67        |
| 3.2 Participants.....   | 68        |
| 3.3 Procedure.....  | 68        |
| 3.3.1 Postural test.....  | 68        |
| 3.3.2 Warm-up exercise.....   | 68        |
| 3.4 Data analysis.....  | 69        |
| 3.5 Statistical analysis.....   | 69        |
| 4. Results.....   | 70        |
| 5. Discussion.....  | 72        |
| 6. Conclusion.....  | 74        |
| 7. Perspective.....   | 74        |
| <b>Chapitre 3 : Effects of limb dominance on postural control following various conditions of acute exercise in sportsmen practicing symmetric and asymmetric sports.....</b> | <b>75</b> |
| 1. Abstract.....  | 76        |
| 2. Introduction.....  | 77        |
| 3. Material and methods.....  | 79        |
| 3.1 Participants.....   | 79        |
| 3.2 Experimental design.....  | 80        |
| 3.3 Procedure.....  | 80        |
| 3.3.1 Postural control assessment.....  | 80        |
| 3.3.2 Familiarization period.....   | 81        |
| 3.3.3 Warm-up.....  | 81        |

|   |           |
|---|-----------|
| 3.3.4 Fatigue exercise.....   | 82        |
| 3.4 Data analysis.....  | 82        |
| 3.5 Statistical analysis.....   | 82        |
| 4. Results.....   | 83        |
| 4.1 Familiarization effect.....   | 83        |
| 4.2 Warm-up effect.....   | 83        |
| 4.3 Fatigue effect.....   | 84        |
| 4.4 Leg dominance effect.....   | 84        |
| 4.5 Group effect.....   | 84        |
| 5. Discussion.....  | 85        |
| 5.1 Familiarization effect.....   | 86        |
| 5.2 Warm-up effect.....   | 86        |
| 5.3 Fatigue effect.....   | 87        |
| 5.4 Effect of leg dominance.....  | 89        |
| 6. Conclusion.....  | 90        |
| <b>TROISIÈME PARTIE : Discussion et conclusion générales.....</b>   | <b>91</b> |
| <b>Chapitre 1 : Discussion générale.....</b>  | <b>92</b> |
| 1. Effets de l'entraînement musculaire unilatéral basé sur des contractions volontaires et électro-évoquées sur la force et le contrôle postural monopodal du membre controlatéral..... | 93        |
| 2. L'échauffement optimise le contrôle postural mais requiert quelques minutes.....   | 97        |
| 3. Influence de la dominance des membres sur le contrôle postural à la suite de diverses conditions d'exercice aigu chez des athlètes pratiquant des sports                             |           |

|  |            |
|--|------------|
| symétriques et asymétriques.....             | 99         |
| <b>Chapitre 2 : Conclusion générale.....</b> | <b>105</b> |
| <b>BIBLIOGRAPHIE.....</b>                    | <b>108</b> |
| <b>ANNEXES.....</b>                          | <b>123</b> |
| Article original publié.....                 | 124        |
| Convention de cotutelle.....                 | 134        |
| Résumé substantiel en langue arabe.....      | 140        |

## **Résumé**

L'objectif général de ce travail doctoral était d'étudier la plasticité de la fonction posturale à travers l'étude des effets d'un programme d'entraînement unilatéral ou d'une expérience sportive et/ou motrice. Pour cela, les effets de différents types d'exercices chroniques (volontaire et électro-induit) et aigus (tâche posturale répétée, échauffement et fatigue) ont été testés sur le contrôle postural monopodal en condition statique et dynamique. Les principaux résultats montrent que le programme d'entraînement unilatéral constitué de contractions volontaires et de contractions électro-induites n'a pas amélioré le contrôle postural du membre ipsilatéral et du membre controlatéral en dépit de l'augmentation de la force musculaire pour les deux membres chez des jeunes adultes sains non actifs. L'absence de résultat relatif au contrôle postural pourrait, principalement, être liée aux modalités et conditions des programmes d'entraînement qui n'étaient pas suffisamment proches des conditions écologiques du contrôle postural. En revanche, l'exercice aigu non-fatigant comme l'échauffement a amélioré le contrôle postural monopodal chez des jeunes étudiants sportifs quelle que soit la jambe sur laquelle ils étaient évalués. Cependant, cette amélioration n'apparaît qu'au bout de 10-15 minutes selon la jambe considérée après l'arrêt de l'exercice. Par ailleurs, chez des athlètes pratiquant des sports symétriques et asymétriques, les exercices aigus non-fatigant comme la répétition d'une tâche posturale et l'échauffement, ont engendré des effets bénéfiques sur le contrôle postural monopodal statique et ont permis de distinguer la jambe dominante de la jambe non-dominante. En revanche, l'exercice aigu fatiguant a perturbé le contrôle postural indépendamment de la nature du sport pratiqué et de la jambe évaluée.

**Mots clés :** contrôle postural, effet controlatéral, contraction volontaire, contraction électro-évoquée, exercice chronique, exercice aigu, relation inter membres, jambe dominante, jambe non-dominante.

## **Abstract**

The overall objective of this thesis was to study the plasticity of postural function by investigating the effects of a unilateral training program or a sport and/or motor experience. Hence, the effects of various types of chronic (voluntary and electro-induced) and acute exercises (repeated postural task, warm-up and fatigue) were tested on monopodal postural control in static and dynamic conditions. The main findings show that the unilateral training program of voluntary contractions and electro-induced contractions did not improve postural control of the ipsilateral and contralateral limbs despite the increase in muscle strength for both in healthy non-active young adults. The lack of postural control outcome may be primarily related to the conditions of training programs that were not sufficiently close to the ecological conditions of postural control. In contrast, non-fatiguing high-intensity exercise such as warm-up improved monopodal postural control in young sports students regardless of which leg they were assessed. However, this improvement does not appear until 10-15 minutes according to the considered leg after stopping the exercise. Moreover, in athletes practicing symmetrical and asymmetrical sports, the non-fatiguing, acute exercises such as the repetition of a postural task and the warm-up, generated beneficial effects on the static monopodal postural control and enabled to distinguish the dominant leg of the non-dominant leg. In contrast, the fatiguing acute exercise disrupted postural control regardless of the nature of sport practiced and the leg assessed.

**Key words:** postural control, contralateral effect, voluntary contraction, electro-evoked contraction, chronic exercise, acute exercise, inter-limb relation, dominant leg, non-dominant leg.

## Liste des abréviations

|                   |   |
|-------------------|---|
| <b>ASYM :</b>     | Asymmetric/Asymétrique  |
| <b>BPM :</b>      | Beat per minute/Battements par minutes                                      |
| <b>COG :</b>      | Center of gravity/Centre de gravité   |
| <b>COM :</b>      | Center of mass/Centre de mass   |
| <b>CON :</b>      | Control/Contrôle  |
| <b>CONTRA :</b>   | Contralateral/Controlatéral   |
| <b>COP :</b>      | Center of pressures/Centre des pressions                                    |
| <b>D-Leg :</b>    | Dominant leg (Jambe dominante)  |
| <b>DAP :</b>      | Dynamic antero-posterior/Dynamique antéropostérieur                         |
| <b>DML :</b>      | Dynamic medio/lateral/Dynamique médio-latéral                               |
| <b>EST :</b>      | Electrical stimulation training/Entraînement par stimulation électrique     |
| <b>IPSI :</b>     | Ipsilateral/Ipsilatéral   |
| <b>MVC :</b>      | Maximal voluntary contraction/Contraction volontaire maximale               |
| <b>ND-Leg :</b>   | Non-dominant leg (Jambe non-dominante)                                      |
| <b>NMES :</b>     | Neuromuscular electrical stimulation/Stimulation électrique neuromusculaire |
| <b>POST :</b>     | After/Après   |
| <b>POST 2 :</b>   | After 2 minutes/Après 2 minutes   |
| <b>POST 5 :</b>   | After 5 minutes/Après 5 minutes   |
| <b>POST 10 :</b>  | After 10 minutes/Après 10 minutes   |
| <b>POST15 :</b>   | After 15 minutes/Après 15 minutes   |
| <b>POST-FAM :</b> | After familiarization/Après familiarisation                                 |
| <b>POST-FAT :</b> | After fatigue/Après fatigue   |

**POST-WAR :** After warm-up/Après échauffement  
**PRE :** Before/Avant  
**REF :** Reference/référence  
**RPM :** Rotation per minute/Rotation par minutes  
**STA :** Static/Statique  
**SYM :** Symmetric/Symétrique  
**VOL :** Voluntary/Volontaire  
**VST :** Voluntary training/entraînement volontaire

## Liste des tableaux

| N° | Titre   | Page |
|----|---|------|
| 01 | Niveau (professionnel ou non professionnel) et fréquences d'entraînement hebdomadaires typiques pour les différentes catégories de footballeurs                                       | 37   |
| 02 | Parameters (mean $\pm$ standard deviation) describe morphological characteristics of (age, height, body weight, body mass index and foot size) for the three NMES, VOL and CON groups | 53   |
| 03 | Results of the maximal voluntary contraction (MVC) of both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups in PRE and POST training program conditions | 57   |
| 04 | Results of postural control tests in PRE and POST training programs for the three NMES, VOL and CON groups  | 59   |
| 05 | Morphological characteristics, sport practiced and expertise level of both ASYM and SYM groups  | 80   |
| 06 | Postural parameters values expressed in mean $\pm$ SD for each D-Leg and ND-Leg of both ASYM and SYM groups in different conditions (REF, POST-FAM, POST-WAR and POST-FAT)            | 85   |

## Liste des figures

| N° | Titre  | Page |
|----|--|------|
| 01 | Schéma illustratif de la fonction posturale  | 24   |
| 02 | Les différents systèmes sensoriels impliqués dans contrôle des activités posturales  | 25   |
| 03 | Stimulation électrique du quadriceps fémoral   | 28   |
| 04 | Représentation graphique du recrutement des unités motrices lors de l'activation volontaire du muscle squelettique selon la loi de Henneman  | 29   |
| 05 | Modèle conceptuel comparant les sources d'adaptation neuronale lors d'un entraînement de force par stimulation électrique (EST) et d'un entraînement de force par contraction volontaire (VST) | 31   |
| 06 | Illustration de la relation entre la force musculaire des membres inférieurs et la performance posturale en condition statique   | 33   |
| 07 | Chronological organization of the experimental design  | 51   |
| 08 | Percent change of the maximal voluntary contraction MVC in both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups after training program                          | 58   |
| 09 | Multiple comparison of COPx and COPy velocity values for both D-Leg and ND-Leg before (PRE) and after (POST, POST2, POST5, POST10, POST15) performing the warm-up exercise                     | 71   |
| 10 | Chronological organization of monopodal postural control test of each D-Leg and ND-Leg in different conditions (REF, POST-FAM, POST-WAR and POST-FAT)  | 79   |

## **PREMIÈRE PARTIE : Introduction générale**

## Introduction

Le contrôle postural est une activité fondamentale qui permet d'accomplir toutes sortes d'activité physique et/ou sportive impliquant le déplacement total ou partiel des segments corporels. Un bon équilibre réduit le risque de chute et de blessure (Caraffa et al., 1996, Tsang et al., 2004; Li et al., 2004) et contribue à l'optimisation de la performance sportive (Paillard & Noé, 2006; Butler et al., 2012; Ihalainen et al., 2016; Paillard, 2017a).

Cependant, l'équilibre d'un corps en déplacement s'avère complexe et nécessite un processus de contrôle relativement élaboré car il faut coordonner le mouvement et la posture. Pour cela, l'organisme dispose de trois composantes essentielles i.e. une composante sensorielle, une composante centrale et une composante motrice. La fonction posturale présente une certaine plasticité et s'adapte à l'expérience sportive et/ou motrice (Paillard, 2017a). Les preuves actuelles montrent que l'activité physique chronique/régulière induit des adaptations fonctionnelles bénéfiques sur la fonction posturale (Paillard, 2014). En effet, des programmes d'entraînement d'équilibre (Gioftsidou et al., 2006; Yaggie and Campbell, 2006; Nagai et al., 2012; Pau et al., 2012; Lesinski et al., 2015; Cug et al. 2016) et de force (Nelson et al., 1994; Karinkanta et al., 2009; Orr, 2010; Behm et al., 2015) permettent d'améliorer le contrôle postural quel que soit l'âge et le profil (i.e. sportifs ou sédentaires) des sujets. De même, dans le cas du maintien d'un équilibre en condition monopodale, l'entraînement unilatéral de l'équilibre et de la force améliore non seulement le contrôle postural sur la jambe entraînée mais aussi sur la jambe non-entraînée (Kim et al., 2011; Oliveira et al., 2013). Ceci caractérise des adaptations posturales spécifiques à la relation entre les membres (i.e. jambe droite et jambe gauche). Dans ce contexte, l'activité sportive semble également induire des adaptations posturales spécifiques selon le membre entraîné i.e. dominant versus non-dominant. Ce résultat a été observé dans le cadre d'une pratique sportive régulière telle que le handball, le basketball et la danse (Lin et al., 2013; Marchetti et al., 2014; Dabadghav, 2016)

en précisant l'existence d'une différence de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante. Néanmoins, cette différence n'est pas systématique. D'autres études ont rapporté un contrôle postural similaire entre les deux jambes (Matsuda et al., 2008; Gstöttner et al., 2009; Matsuda et al., 2010; Sabin et al., 2010; Huurnink et al., 2014).

Ainsi, sur la base de divergences notoires en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante, il convient d'étudier les différents mécanismes d'adaptation et de facilitation dans la relation inter-membre chez des sujets présentant diverses expériences sportives et/ou motrices. Pour cela, les objectifs de ce travail doctoral ont été :

- 1) d'étudier les effets de l'entraînement musculaire unilatéral basé sur des contractions volontaires et électro-évoquées sur la force et le contrôle postural monopodal du membre controlatéral chez des sujets non-actifs.
- 2) de comparer la durée des effets d'un exercice d'échauffement sur le contrôle postural monopodal entre la jambe dominante et la jambe non-dominante chez des sujets de différents niveaux d'expertise sportive.
- 3) de déterminer les effets de diverses conditions d'exercice aigu (répétition de tâche posturale, échauffement et exercice fatigant) sur le contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante chez des sportifs pratiquant des sports symétriques et asymétriques.

A cet égard trois études ont été réalisées dont chacune correspondait à un des objectifs susmentionnés. Le but était d'apporter des éléments de réponses concernant la plasticité de la fonction posturale en condition d'appui monopodal.

Ce travail s'articule autour de trois parties. Une première partie présente l'analyse des données de la littérature relatives aux différents aspects théoriques impliqués dans ce travail.

La problématique, les hypothèses et les objectifs sont également présentés dans cette partie. Une seconde partie présente les trois études menées au cours du travail de recherche. Enfin, une troisième partie est composée d'une discussion générale mettant en relation les résultats des différentes études et permettant d'identifier aussi bien les effets induits par les exercices chroniques unilatéraux sur le contrôle postural du membre controlatéral que ceux induits par les exercices aigus sur le contrôle postural monopodal de la jambe dominante et non-dominante, chez des sportifs qui pratiquent des activités symétriques et asymétriques. Cette troisième partie présente également une conclusion générale permettant de répondre aux hypothèses initiales et de proposer de nouvelles recommandations.

## **Chapitre 1 : Cadre théorique**

# **1. Le contrôle postural**

## **1.1 Approche du contrôle postural**

Le contrôle postural est un terme communément utilisé par des spécialistes et/ou des professionnels dans le domaine du sport et de la santé. D'après la littérature actuelle, il n'existe pas une définition universelle du contrôle postural. Pollock et al. (2000), le décrivent comme une action de maintien, de réalisation ou de restauration d'un état d'équilibre au cours d'une activité ou d'une position. En parallèle, Paillard (2016) le décrit comme étant un processus de rétablissement permanent de l'équilibre.

Par équilibre, on entend le maintien d'une posture qui requiert la mise en jeu de la musculature pour vaincre la force d'attraction terrestre et éviter de tomber (Winter, 1995; Bouisset, 2002). Par posture, on entend une attitude d'ensemble, composée à partir de la position des divers segments corporels à un moment donné (Bouisset, 2002). Chaque segment corporel représente un solide impliquant un centre de gravité (Bouisset, 2002). Le déplacement d'un seul segment corporel entraîne le déplacement des autres segments corporels (Paillard, 2016). Par conséquent, le déplacement du centre de gravité de ce segment, engendre le changement de la position du centre de gravité du corps entier (Paillard, 2016). Pour que le corps humain soit en état d'équilibre, tous les centres de gravité partiels (de chaque segment corporel) doivent être situés sur la ligne de gravité. Cette dernière, doit se projeter à l'intérieur de la surface de contact entre le sol et le corps (i.e. polygone de sustentation) (Bouisset, 2002). Pour cela, deux conditions doivent être réunies : (i) la résultante (somme) des forces appliquées doit être nulle, (ii) le moment des forces appliquées doit être nul (Bouisset, 2002; Paillard, 2016).

Cependant, le corps humain ne s'assimile pas un système de solides indéformables puisqu'il évolue dans l'environnement au gré de son activité. Il dépend de plusieurs fonctions

physiologiques telles que la respiration, le cycle cardiaque et les mouvements liquidiens qui pourraient engendrer des oscillations posturales et modifier son état d'équilibre (Bouisset & Duchêne, 1994; Conforto et al., 2001; Hodges et al., 2002; Schmid et al., 2004; Paillard, 2016). Par conséquent, une position orthostatique ne peut être strictement maintenue en permanence.

A cet égard, la capacité d'assurer un contrôle postural dépend de la représentation du corps dans l'espace de l'individu qui est basée sur la géométrie du corps (i.e. organisation segmentaire), la cinétique (i.e. les forces de réaction au sol), l'orientation du corps et la perception de la verticale (i.e. un référentiel subjectif) (Massion, 1994). Selon cet auteur, le contrôle postural est organisé sous forme d'un processus complexe qui nécessite l'intégration des entrées vestibulaires, visuelles, cutanées et proprioceptives ainsi que la commande motrice des muscles extenseurs. Il repose donc sur une composante sensorielle, une composante centrale et une composante motrice (Paillard, 2017a). Un déficit du contrôle postural pourrait être un très bon indicateur de troubles neuromusculo-squelettiques et/ou somatosensorielles et/ou de pathologies rhumatologiques et orthopédiques (Winter, 1995; Missaoui et al., 2008; Vikram et al., 2012; Paillard et al., 2015). Par ailleurs, un très bon contrôle postural est aussi un indicateur de performance sportive (Paillard, 2017a).

L'évaluation du contrôle postural se réalise à partir d'une analyse biomécanique de plusieurs variables telles que le centre des pressions (COP), le centre de masse (COM) et/ou le centre de gravité (COG) (Paillard & Noé, 2015; Paillard, 2016). L'évaluation de ces variables dépend de l'objectif recherché. Plus précisément, l'oscillation posturale est communément appliquée aux variations du déplacement du COP tandis que les déplacements du COM sont appliqués aux oscillations du corps entier (Paillard & Noé, 2015). D'après la littérature, le COP est le paramètre le plus mesuré pour évaluer le contrôle postural (Paillard & Noé, 2015). Son évaluation s'avère beaucoup plus simple que celle des autres variables. Il se définit comme le

point d'application de la résultante des forces verticales au sol et représente une moyenne pondérée de toutes les pressions sur la surface de la zone de contact avec le sol (Winter, 1995; Paillard & Noé, 2015; Paillard, 2016). La détermination de la résultante des forces verticales se fait par le biais d'une plateforme de force équipée de trois capteurs disposés sous forme d'un triangle équilatéral (Paillard & Noé, 2015). Ces capteurs fournissent un signal électrique proportionnel à la force à laquelle ils sont soumis. Le traitement du signal se fait par le biais d'un logiciel. Ainsi, deux représentations du COP peuvent être obtenues : (i) le statokinésigramme (construction du schéma du centre des pressions dans un plan horizontal); (ii) le stabilogramme (séries temporelles montrant la variation du COP dans les directions antéropostérieur (AP) et mediolateral (ML)) (Paillard & Noé, 2015). Pour faciliter la lecture de ces représentations et mieux analyser le contrôle postural, il est nécessaire de se référer aux paramètres posturaux i.e. la surface du déplacement des centres de pression (COP surface) exprimée en  $\text{mm}^2$  et la vitesse du déplacement des centres de pression (COP velocity) dans les deux axes mediolateral (X) et antéropostérieur (Y), exprimée en  $\text{mm.s}^{-1}$  (Paillard & Noé, 2015). La surface du déplacement du COP reflète la performance posturale i.e. plus la surface est petite, meilleure est la performance (Paillard & Noé, 2015). En parallèle, la vitesse du déplacement du COP caractérise l'activité neuromusculaire requise pour le maintien de l'équilibre et reflète ainsi, l'efficacité du contrôle postural i.e. plus la vitesse est petite, meilleur est le contrôle postural (Paillard & Noé, 2015).

## **1.2 Fonction posturale**

Paillard (2017a), illustre la fonction posturale dans une représentation schématique basée sur trois composantes principales : une composante sensorielle (informations visuelles, vestibulaires, proprioceptives et cutanées), une composante centrale (spinale et supraspinale) et une composante motrice (muscles extenseurs et fléchisseurs) (Figure 1). Les différentes informations provenant des différents systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle des

activités posturales (Figure 2) sont intégrées au niveau des noyaux vestibulaires (situés au niveau sous-cortical). Ces multiples informations sensorielles servent de capteurs de détection d'erreur pour évaluer le décalage entre la posture souhaitée et la posture réelle (Massion, 1994). Par ailleurs, le niveau spinal est responsable du déclenchement des réflexes d'étirement et tendineux ainsi que de la flexion ipsilatérale et des réflexes d'extension controlatérale par le biais de l'excitation et de l'inhibition neuronale (Paillard, 2017a). La commande motrice volontaire nécessite la contribution coordonnée des noyaux gris centraux (sélection du mouvement), du cervelet (contrôle du mouvement) et du cortex moteur (activation de la voie cortico-spinale) qui constituent le centre de contrôle de l'équilibre postural (Paillard, 2017a). Ainsi, l'interaction fonctionnelle des composantes de la fonction posturale se traduit par une réponse motrice permettant une régulation de la posture et un maintien de l'équilibre. Néanmoins, cette réponse varie selon les conditions dans lesquelles se déroule le test du contrôle postural. Un test de contrôle postural peut se dérouler dans plusieurs conditions :

- *condition d'équilibre statique ou dynamique* : l'équilibre statique est caractérisé par une situation posturale où la surface d'appui du corps en contact avec le sol ne se déforme pas et ne se déplace pas, alors que l'équilibre dynamique se caractérise par une situation posturale où la surface d'appui se déforme et/ou se déplace constamment (Paillard, 2016).

- *condition bipodale ou monopodal* : la base de support est plus grande dans la position bipodale que dans la position monopodale. Ceci, rend le contrôle postural en condition bipodale plus facile et nécessite moins de ressources (force, demande de concentration, traitement de l'information sensorielle) que lors d'une condition monopodal (Chaubet & Paillard, 2012).

- *condition yeux ouverts ou yeux fermés* : Les informations visuelles représentent un facteur déterminant dans la régulations posturales (Perrin et al., 1998; Golomer et al., 1999; Hugel et

al., 1999; Paillard et al., 2006; Moussa et al., 2012). La vision atténue les oscillations posturales mais son absence les accentue. Des modalités sensorielles (système vestibulaire et proprioceptif) sont alors utilisées dans le contrôle postural pour compenser l'absence de la vision (Vuillerme et al., 2001; Nagano et al., 2006).

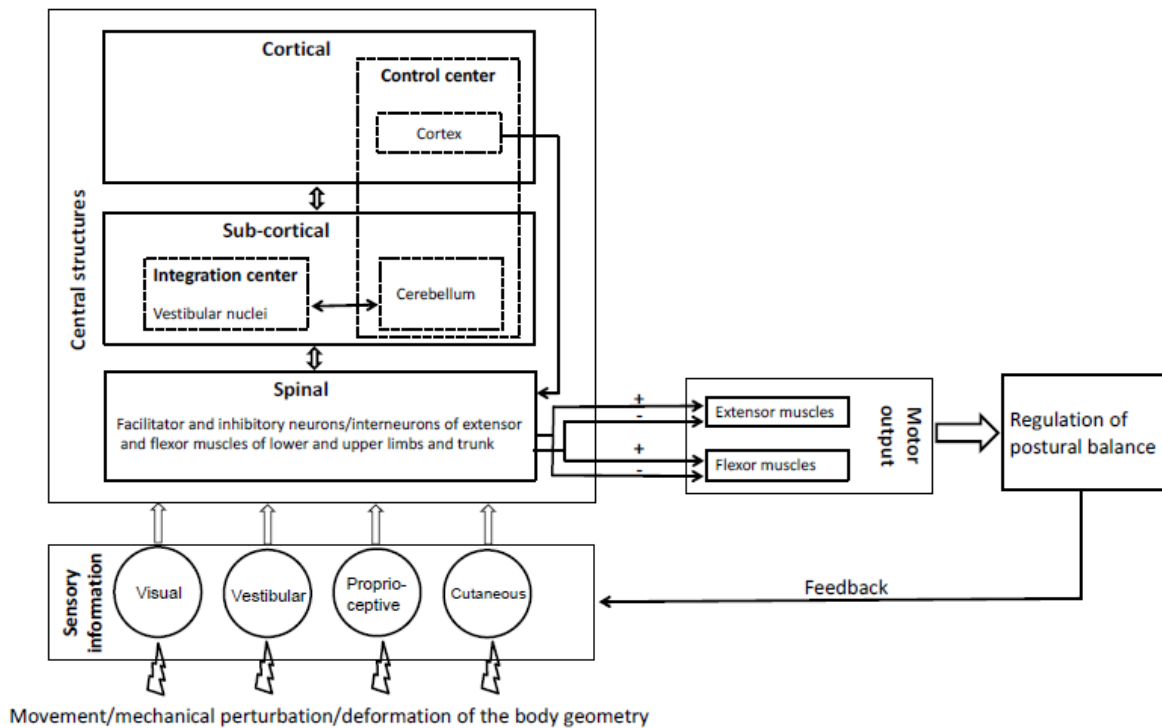


Figure 1. Schéma illustratif de la fonction posturale (d'après Paillard, 2017a).

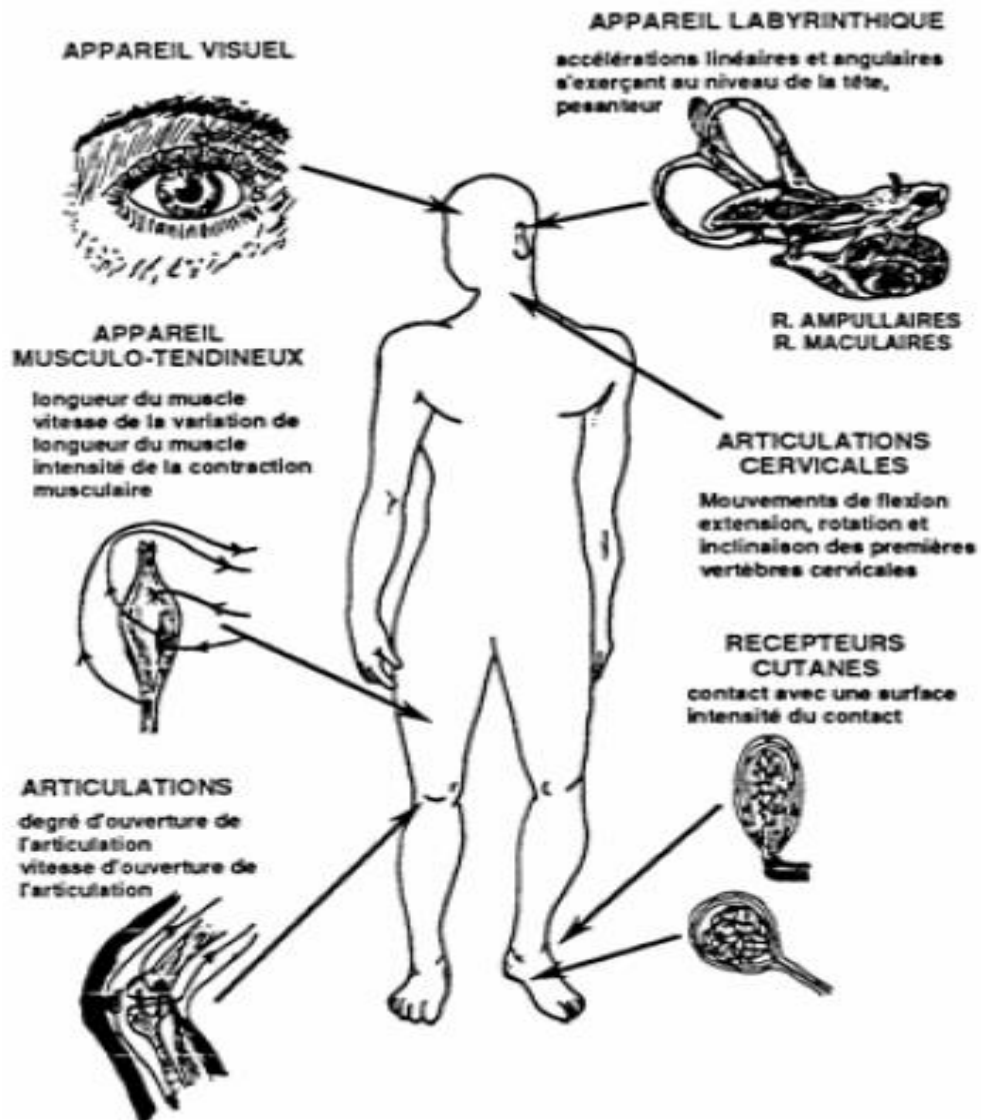


Figure 2. Les différents systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle des activités posturales (d'après Berthoz Alain, 1997).

## 2. Entraînement unilatéral et effets controlatéraux

L'entraînement unilatéral est caractérisé par le fait d'exécuter des exercices en utilisant le membre d'un seul côté i.e. soit le bras droit ou le bras gauche, soit la jambe droite ou la jambe gauche. Il améliore l'apprentissage moteur et permet d'obtenir des gains de force musculaire aussi bien pour le membre entraîné que pour le membre non-entraîné (Zhou, 2000; Shima et

al., 2002; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Munn et al., 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007; Lee et al., 2009; Lee et al., 2010; Lepley & Palmieri-Smith, 2014; Boyes et al., 2017; Manca et al., 2017). L'amélioration de la performance survenant sur le côté non-entraîné suite à un entraînement unilatéral est connu sous le nom de l'effet controlatéral ou de l'effet croisé. Bien que ce type d'entraînement ne corresponde pas aux dogmes de l'entraînement habituel, son implication s'avère fortement suggérée dans un contexte thérapeutique (Lepley & Palmieri-Smith, 2014). En effet, une étude menée auprès de 19 participants souffrant d'une faiblesse au niveau des fléchisseurs dorsaux du pied, a montré que 6 semaines de renforcement musculaire du pied non-affecté, améliore la force isométrique de la flexion dorsale du pied affecté de 31% (Dragret & Zehr, 2013). En parallèle, d'autres études ont conclu d'une part, que l'entraînement de force unilatéral augmente les gains de force du membre immobile (i.e. cas d'un plâtre, d'une attelle et d'un bondage) et d'autre part, limite sa perte de force (Magnus et al., 2010; Farthing et al., 2011).

Des adaptations neurophysiologiques sont à l'origine des gains de forces produits au niveau des membres controlatéraux. Cependant, les mécanismes d'adaptation varient en fonction du type d'exercice (i.e. volontaire ou électro-induit) que nous aborderons dans la section suivante.

## **2.1 Exercice volontaire**

L'exercice volontaire est contrôlé par le cortex moteur. Il se caractérise par une activation de la commande motrice, qui envoie un message nerveux empruntant la voie pyramidale (i.e. cortico-spinale), jusqu'à la jonction neuromusculaire, afin d'activer les unités motrices du muscle squelettique pour aboutir à une contraction musculaire. D'après la littérature existante, les effets controlatéraux provenant de ce type d'exercice sont relatifs à des adaptations du système nerveux central aux niveaux supraspinal et spinal (Zhou, 2000; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Carroll et al., 2006; Lee et Carroll, 2007). Les adaptations supraspinales

ont été associées à une augmentation de l'excitabilité cortico-spinale dans les hémisphères ipsilatéral et controlatéral en réponse à des mouvements volontaires unilatéraux (Lee et al., 2009; Farthing et al., 2011). Les adaptations spinales peuvent se produire en réponse à des contractions volontaires unilatérales par l'intermédiaire des projections commissurales qui se réalisent sur le côté controlatéral (Lee et Carroll, 2007). Les changements dans les circuits spinaux sont en partie attribuables à l'inhibition pré-synaptique de la fibre afférente Ia (Hortobagyi et al., 2003). Plus précisément, les contractions volontaires induisent des changements soit dans l'inhibition pré-synaptique de la transmission afférente Ia, soit dans l'excitabilité motoneuronale.

Les effets controlatéraux induits par l'exercice volontaire peuvent varier en fonction de l'intensité de l'exercice. En effet, une étude récente par stimulation magnétique transcrânienne a été menée auprès de 16 jeunes sujets sains afin de déterminer l'excitabilité du cortex moteur du rectus fémoral droit, lorsque la jambe gauche exerce des contractions musculaires à différentes intensités (0%, 25%, 50%, 75% et 100%) de la force maximale (Hendy et al., 2017). Les résultats de cette étude ont montré une activation croisée significative de la voie cortico-motrice à partir d'une intensité de contraction de 50% de la force maximale. Des intensités maximales tolérables sont alors prescrites pour produire un effet controlatéral optimal (Hendy et al., 2017). Par ailleurs, le mode d'action musculaire i.e. concentrique (raccourcissement du muscle avec un rapprochement de ses points d'insertions musculaires), excentrique (contraction avec allongement du muscle lorsque la force extérieure est supérieure à la force qu'il est capable de produire) et isométrique (pas de raccourcissement ou d'allongement du muscle, pas de déplacement des bras de levier osseux), semble également différencier les effets controlatéraux en termes de pourcentage de gain de force (Manca et al., 2017). Selon une revue de littérature de Zhou (2000), un gain de force de 77% engendré par un entraînement controlatéral a été observé suite à des contractions excentriques

comparativement à des gains de force de 30% et 22% pour des contractions concentriques et isométriques, respectivement. De plus, Hortobagyi et al. (1997) et Farthing & Chilibeck (2003) ont conclu que les effets controlatéraux étaient à la vitesse d'exécution, lorsque que des contractions excentriques rapides étaient utilisées durant l'entraînement.

## 2.2 Exercice électro-induit

Contrairement à l'exercice volontaire, l'exercice électro-induit se caractérise par un stimulus externe qui échappe au système nerveux central. Il s'agit d'un courant électrique appliqué à une certaine intensité et une certaine fréquence grâce à des électrodes placées directement sur la surface du muscle (Figure 3).



Figure 3. *Stimulation électrique du quadriceps fémoral*

Cela permet de stimuler non seulement les fibres musculaires mais aussi les fibres nerveuses puisque le seuil d'excitabilité de l'axone est 20 fois inférieur à celui des fibres musculaires (Paillard, 2008). Le recrutement des fibres musculaires suite à un exercice électro-induit diffère à celui de l'exercice volontaire. Lors d'un exercice volontaire, le recrutement des unités motrices (UMs) se fait selon le principe de taille (i.e. des petites aux grandes) et selon l'intensité de la contraction (Henneman et al., 1965) (Figure 4). Les petits motoneurones ont une impédance d'entrée plus élevée, ils sont donc recrutés plus facilement pour une intensité plus faible que les gros motoneurones (Paillard, 2008). Ainsi, les fibres musculaires de type I

sont recrutées pour des intensités sous-maximales tandis que les fibres de type II sont recrutées pour des intensités plus élevées (Figure 4).

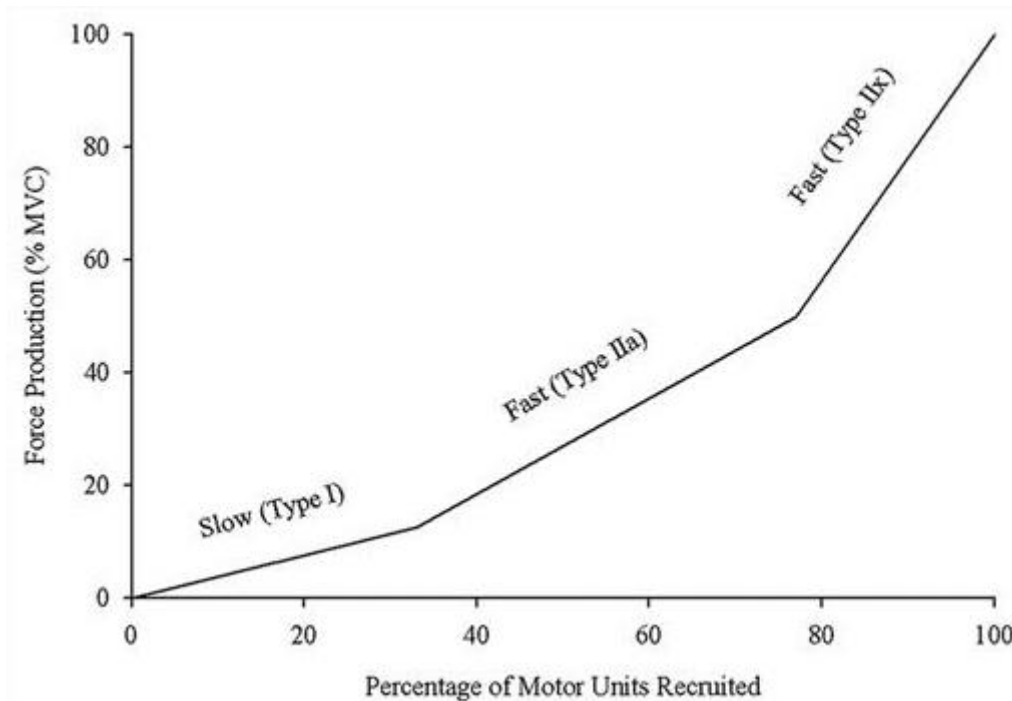


Figure 4. Représentation graphique du recrutement des unités motrices lors de l'activation volontaire du muscle squelettique selon la loi de Henneman (d'après Gregory & Bickel, 2005).

Néanmoins, cette loi ne s'applique pas lors d'un exercice électro-induit, puisque l'activation des UMs suite à un stimulus électrique s'opère dans un schéma synchrone et non sélectif (i.e. ordre de sélection aléatoire) (Gregory & Bickel, 2005; Bickel et al., 2011). Par ailleurs, une stimulation électrique percutanée permet d'activer directement les UMs situées en dessous des électrodes (McComas et al., 1971). Dans le cas où celle-ci est appliquée sur un muscle ayant des UMs de grande taille en superficie (ex. le quadriceps) (Lexell et al., 1983), le recrutement des UMs plus larges (fibre de type II) pourrait, par conséquent, être dominant en rapport à celui des UMs plus petites (fibres de type I). En effet, Knaflitz et al. (1990) suggèrent que la

localisation des branches motoneuronales représente un facteur déterminant dans l'activation des fibres musculaires via une stimulation électrique percutanée. Il paraît aussi que l'exercice électro-induit recrute les mêmes UM pendant toute la durée de la stimulation, tandis que l'exercice volontaire impose un système de rotation en remplaçant les UM fatigués par d'autres UM non fatigués (Paillard, 2008).

Bien que l'exercice électro-induit se distingue de l'exercice volontaire par son mode de recrutement des UM, il demeure, cependant, une alternative très efficace ayant la particularité d'induire des gains de force et de limiter leurs pertes aussi bien chez des adultes sains que chez des adultes pathologiques (Bax et al., 2005). De plus, il permet d'engendrer des effets controlatéraux de force musculaire (Hortobagyi et al., 1999; Arkov et al., 2010; Sariyildiz et al., 2011) qui s'avèrent similaires ou même supérieurs à ceux obtenus par un exercice volontaire (Hortobagyi et al., 1999; Oakman et al., 1999; Zhou, 2000). Les effets controlatéraux induits par l'électrostimulation proviennent principalement des adaptations spinales (Hortobagyi et al., 1999). Cependant, l'inconfort causé par les sensations douloureuses associées à la stimulation électrique peut également conduire à des adaptations supraspinales (Hortobagyi et al., 1999; Hortobagyi & Maffiuletti, 2011). Hortobagyi & Maffiuletti (2011), proposent un modèle selon lequel les sensations nociceptives associées à la stimulation électrique agissent au niveau cortical (Figure 5). D'après ces auteurs, l'exercice électro-induit pourrait être capable de modifier l'excitabilité des connections interhémisphériques ainsi que l'équilibre entre l'excitation et l'inhibition interhémisphérique (Hortobagyi & Maffiuletti, 2011).

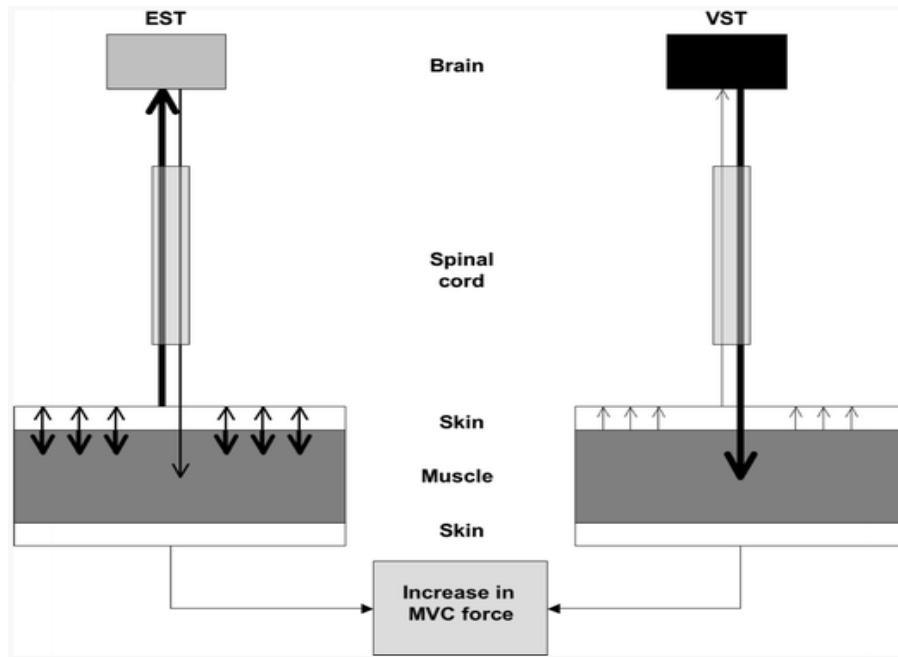


Figure 5. *Modèle conceptuel comparant les sources d'adaptation neuronale lors d'un entraînement de force par stimulation électrique (EST) et d'un entraînement de force par contraction volontaire (VST).*<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Après un EST (côté gauche), l'augmentation de la force MVC est le résultat d'entrée afférente, ascendante aux zones corticales sensorimotrices, entraînant des trajets moteurs descendants. La flèche pointue vers le haut est le résultat de la stimulation musculaire électrique des afférences excitantes (courtes flèches pointues vers le haut), représentant une forte composante des adaptations neuronales en réponse à l'EST. Les courants d'induction générés à l'intérieur du muscle par stimulation musculaire électrique (courtes flèches descendantes) représentent une dépolarisation du sarcolemme et une contraction musculaire directe. En revanche, VST a une entrée afférente ascendante beaucoup plus petite aux zones sensorielles, mais de grandes volées descendantes (qui génèrent une commande volontaire) induisant une augmentation de force. Ainsi, EST et VST peuvent produire des augmentations similaires de la MVC mais par différents mécanismes (d'après Hortobagyi & Maffiuletti, 2011).

### **3. Effet de l'entraînement controlatéral sur le contrôle postural**

De nombreux résultats de l'amélioration de la performance motrice sont liés aux effets controlatéraux. L'entraînement unilatéral est maintenant suggéré comme un très bon moyen thérapeutique postopératoire ou pendant une période d'immobilisation. Cependant, ses vertus ne se limitent pas uniquement à l'amélioration de la force et de l'apprentissage moteur, mais peuvent également s'étendre jusqu'à l'amélioration de l'équilibre.

Il est connu que la force musculaire est un facteur potentiellement important contribuant au contrôle postural (Horlings et al., 2008; Horlings et al., 2009; Orr, 2010). En effet, un déficit de la composante neuromusculaire est associé à un risque accru de blessure et de perte d'équilibre (Muehlbauer et al., 2015). Selon deux récentes revues de littérature, plusieurs auteurs montrent une relation significative entre la force et/ou la puissance musculaire et le contrôle postural, quel que soit l'âge des personnes (Muehlbauer et al., 2015; Paillard, 2017b). En revanche, d'autres études menées auprès de sujets jeunes et âgés, de sexes différents n'ont montré aucune relation significative entre la force et/ou la puissance et le contrôle postural (Mezler et al., 2009; Muehlbauer et al., 2012; Muehlbauer et al., 2013). La divergence entre ces résultats pourrait être attribuée au niveau de force musculaire des sujets au moment du test (Paillard, 2017a,b). D'après cet auteur, il semble y avoir un seuil au-dessous duquel le déficit de force musculaire dégrade la performance ou le contrôle postural (Figure 6). En contrepartie, lorsque le niveau de force dépasse ce seuil, une augmentation de la force musculaire des membres inférieurs n'améliore pas le contrôle postural (Paillard, 2017a,b).

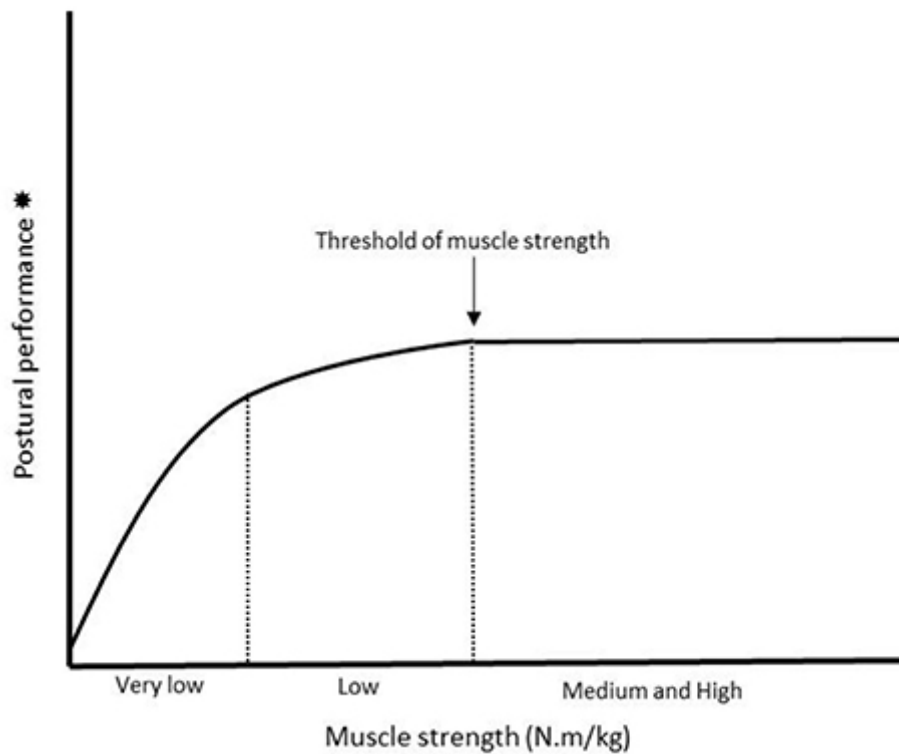


Figure 6. *Illustration de la relation entre la force musculaire des membres inférieurs et la performance posturale en condition statique.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Une augmentation de la force musculaire correspond à une augmentation de la performance posturale jusqu'à un certain seuil au-dessus duquel cette relation disparaît (indiquée par la flèche sur la figure). Tout d'abord, la courbe aurait une forme linéaire (i.e. pour les sujets présentant le niveau le plus bas de la force musculaire des membres inférieurs, i.e. une zone « very low » sur la figure) alors que, deuxièmement, elle aurait tendance à aplatir (i.e. pour les sujets présentant un niveau de force musculaire légèrement plus élevé, c'est-à-dire zone "low" sur la figure). Troisièmement, la courbe deviendrait horizontale (i.e. pour les sujets présentant le plus haut niveau de force musculaire des membres inférieurs, c'est-à-dire la zone "medium and high" sur la figure). En fait, cette courbe signifie que plus le niveau de force musculaire est faible, plus la relation entre la force musculaire des membres inférieurs et la performance posturale est forte. \* Lorsque la performance posturale est évaluée par l'enregistrement des déplacements du centre de pression des pieds (COP), le niveau de performance est inversement proportionnel à la surface (en mm<sup>2</sup>) de déplacement du COP, plus la surface est petite, meilleure est la performance posturale (D'après Paillard, 2017b).

Au regard de ces données, on pourrait donc légitimement s'attendre à une amélioration du contrôle postural monopodal du membre entraîné ainsi que du membre non-entraîné, suite à un programme de renforcement musculaire unilatéral chez des sujets non-actifs, n'ayant aucune expérience en termes de renforcement musculaire. De plus, si des contractions volontaires et/ou électriquement évoquées peuvent produire des effets controlatéraux sur le rendement moteur, telle que la force musculaire, elles risquent également d'impacter la motricité fine telle que le contrôle postural. Néanmoins, très peu d'études ont été réalisées à ce sujet afin d'examiner les effets controlatéraux sur le contrôle postural suite à des contractions volontaires et des contractions électro-induites. Paillard et al. (2010) ont examiné les effets aigus d'un exercice fatigant unilatéral sur le contrôle postural monopodal du membre controlatéral. Ils ont montré que le contrôle postural monopodal controlatéral était perturbé après une fatigue unilatérale des extenseurs du genou (i.e. quadriceps) avec des contractions volontaires et électriquement évoquées. Or, Kim et al. (2011) semblent être les seuls à se concentrer sur les effets chroniques de l'exercice unilatéral sur le contrôle postural. Ils ont montré qu'un programme de deux semaines de renforcement musculaire isocinétique des muscles de la hanche a amélioré le contrôle postural du membre controlatéral. Bien que les contractions stimulées puissent induire un effet controlatéral significatif (Hortobagyi et al., 1999; Zhou, 2000), à notre connaissance, aucune étude n'a été menée afin de démontrer l'existence d'un effet controlatéral dans le contrôle postural après un entraînement unilatéral à travers des contractions électriquement évoquées.

#### **4. Influence de la latéralité des membres inférieurs sur le contrôle postural**

L'être humain sain est latéralisé i.e. droitier ou gaucher. Lors de ses activités quotidiennes, il privilégie soit l'utilisation du membre droit (i.e. main et/ou jambe droite pour un droitier), soit l'utilisation du membre gauche (i.e. main et/ou jambe gauche pour un gaucher), en fonction des circonstances auxquelles il est soumis. Cette préférence d'utilisation des membres

(principalement les membres inférieurs), qui est aussi appelée dominance, pourrait avoir des conséquences sur une activité motrice fine telle que le contrôle postural.

#### **4.1 Existe-t-il une différence en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante ?**

La dominance de la jambe peut être déterminée à travers des tests d'utilisation fonctionnelle tels que taper dans un ballon, sauter ou effectuer un step up (Hoffman et al., 1998; Zazulak et al., 2005; Cheung et al., 2012; Paillard, 2017a). En fait, la plupart des gens utilisent la jambe dominante pour effectuer des tâches motrices tout en utilisant la jambe non dominante pour supporter le corps et stabiliser la posture (Paillard, 2017a). L'implication des deux jambes dominante et non dominante selon leurs tâches motrices respectives, pourrait induire des différences en termes de contrôle postural entre les deux jambes, principalement chez les personnes qui répètent le même mouvement, spécialement dans le sport (Guillou et al., 2007; Erkmen et al., 2012; Ricotti et al., 2013; Lin et al., 2013; Marchetti et al., 2014). Cependant, ces résultats n'ont pas été confirmés car d'autres études ont conclu que la jambe dominante et la jambe non dominante ne présentaient aucune différence en termes de contrôle postural chez des différents sportifs (Matsuda et al., 2008; Gstöttner et al., 2009; Matsuda et al., 2010; Sabin et al., 2010; Huurnink et al., 2014).

Etant donné que ces études ne présentent pas de consensus, Paillard (2017a) a émis l'hypothèse selon laquelle la nature du sport pratiqué, c'est-à-dire asymétrique (qui sollicite les deux membres différemment) et symétrique (qui sollicite les deux membres de manière similaire) pourrait être à l'origine d'éventuelles différences entre les deux jambes. À l'heure actuelle, il n'existe que deux études qui pourraient soutenir cette hypothèse. Guillou et al. (2007) a comparé le contrôle postural entre les deux jambes (dominante et non-dominante) et entre des experts en sports asymétriques (10 footballeurs professionnels de 2eme division : âge moyen :  $17,1 \pm 1,1$  an) et symétriques (7 danseurs de l'opéra de Paris : âge moyen :  $18 \pm$

0,8 ans et 9 gymnastes acrobates de niveau international : âge moyen :  $19,1 \pm 3,6$  ans). Ces auteurs ont montré une différence en termes de contrôle postural entre les deux jambes seulement pour le groupe asymétrique. De même, Barone et al. (2011) a comparé les deux jambes entre des footballeurs et des surfeurs et a montré un meilleur contrôle postural sur la jambe non-dominante uniquement chez les footballeurs. Ces études suggèrent que la spécificité des postures impliquées dans chaque sport entraînerait des adaptations spécifiques pour chacune des deux jambes (Paillard, 2014; Paillard, 2017a). En effet, une pratique sportive asymétrique telle que le handball, engendre des différences entre les deux jambes en termes de contrôle postural. Ceci a été montré par l'étude de Marchetti et al. (2014) selon laquelle ils avaient évalué le contrôle postural des deux jambes durant toute une saison sportive. Les résultats de cette étude montrent une différence en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante seulement en fin de saison, pour des athlètes qui ne présentaient aucune différence entre les deux jambes au début de saison. Outre la nature du sport pratiqué qui semble engendrer des différences en termes de contrôle postural entre les deux jambes, le niveau d'expertise des sujets semble être un facteur susceptible d'influencer le contrôle postural sur une jambe (dominant ou non-dominante) par rapport à l'autre (Paillard, 2017a).

En effet, Lin et al. (2013) comparaient le contrôle postural sur la jambe dominante et la jambe non-dominante entre 13 danseuses expérimentées et 13 danseuses novices. Ces auteurs ont constaté un meilleur contrôle postural sur la jambe dominante mais seulement chez les danseuses expérimentées. Ceci suggère que l'entraînement a un impact positif sur la jambe dominante, selon le niveau d'expertise (Lin et al., 2013). Or, cette différence qui semble être liée au niveau d'expertise n'a pas été rapportée dans l'étude de Riccoti et al. (2013). Ces auteurs ont examiné le contrôle postural des deux jambes chez des footballeurs italiens en fonction des différents niveaux de compétition (Tableau 1). Les résultats de cette étude ont,

cependant, révélé une différence en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe dominante uniquement pour les groupes E et I (i.e. chez des footballeurs non-professionnels). Ces résultats contradictoires impliquent, par conséquent, d'autres facteurs qui peuvent induire des différences en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante.

| Group label | Category Italian name   | Level                   | Weekly training frequency | No. of athletes analyzed | Age (years)       | Height (cm)        | Weight (kg)       |
|-------------|-------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| <b>A</b>    | Serie A                 | <i>Professional</i>     | 5-7                       | 15                       | 26.2 ± 3.7        | 181.9 ± 6.9        | 79.4 ± 4.7        |
| <b>B</b>    | Serie B                 | <i>Professional</i>     | 5-7                       | 16                       | 23.4 ± 5.1        | 182.6 ± 2.4        | 78.1 ± 4.0        |
| <b>C</b>    | Lega Pro - 1a Divisione | <i>Professional</i>     | 5-7                       | 15                       | 21.4 ± 1.7        | 182.7 ± 3.5        | 78.9 ± 4.4        |
| <b>D</b>    | Lega Pro - 2a Divisione | <i>Professional</i>     | 5-7                       | 17                       | 25.3 ± 4.1        | 180.6 ± 5.5        | 77.8 ± 7.9        |
| <b>E</b>    | Serie D                 | <i>Non professional</i> | 4-5                       | 17                       | 19.9 ± 3.7        | 180.0 ± 4.2        | 72.5 ± 6.6        |
| <b>F</b>    | Eccellenza              | <i>Non professional</i> | 4                         | 23                       | 22.3 ± 5.8        | 178.3 ± 4.7        | 74.1 ± 7.5        |
| <b>G</b>    | Promozione              | <i>Non professional</i> | 3                         | 18                       | 21.2 ± 3.1        | 177.3 ± 5.4        | 70.4 ± 4.5        |
| <b>H</b>    | Prima Categoria         | <i>Non professional</i> | 3                         | 16                       | 22.6 ± 4.4        | 174.4 ± 6.0        | 68.5 ± 5.8        |
| <b>I</b>    | Seconda Categoria       | <i>Non professional</i> | 2                         | 17                       | 24.8 ± 5.5        | 174.8 ± 7.1        | 71.1 ± 9.4        |
| <b>L</b>    | Terza Categoria         | <i>Non professional</i> | 2                         | 16                       | 24.4 ± 4.7        | 176.9 ± 4.6        | 73.5 ± 6.1        |
| <b>X</b>    | -                       | <i>Control group</i>    | -                         | 15                       | 27.3 ± 5.2        | 177.1 ± 4.4        | 73.7 ± 8.8        |
| <b>TOT</b>  |                         |                         |                           | <b>185</b>               | <b>23.3 ± 4.9</b> | <b>179.0 ± 5.7</b> | <b>74.7 ± 7.8</b> |

Tableau 1. Niveau (professionnel ou non professionnel) et fréquences d'entraînement hebdomadaires typiques pour les différentes catégories de footballeurs (D'après Ricotti et al., 2013).

A cet effet, Paillard (2017a) suppose que les états physiologiques dans lesquelles les sujets ont été évalués pourraient également accentuer cette différence (Paillard, 2017a). En fait, ces états physiologiques diffèrent selon la charge de travail (i.e. volume et intensité) aboutissant ou non à un certain niveau de fatigue.

#### 4.1.1 Effet de l'exercice fatigant sur le contrôle postural

Il est connu que l'exercice fatigant en général, provoque une aggravation des oscillations posturales puisque l'augmentation des besoins énergétiques amplifie les mouvements liquidiens et les contractions des muscles respiratoires et cardiaques (Lepers et al., 1997; Bove et al., 2007; Paillard, 2012).

Selon une revue de littérature de Paillard (2012), il existe deux types d'exercice fatigant : (i) un exercice global i.e. sollicitant l'ensemble du corps et/ou implique des articulations multiples ainsi que de nombreux groupes musculaires, (ii) un exercice local i.e. qui ne se concentre que sur un groupe musculaire particulier et implique souvent une seule articulation. Etant donné que toute pratique sportive implique un ensemble d'articulations et groupes musculaires, il serait plus convenable de se focaliser sur l'effet de la fatigue induite par l'exercice global sur le contrôle postural.

Plusieurs études ont signalé une dégradation du contrôle postural suite à plusieurs exercices globaux tels que la marche (Nardonne et al., 1998 ; Derave et al., 2002; Bernard et al., 2015), la course à pied (Lepers et al., 1997), le triathlon ironman (Nagy et al., 2004; Burdet & Rougier, 2004), le cyclisme (Derave et al., 1998; Vuillerme & Hintzy, 2007), l'ergocycle (Lepers et al., 1997; Gauchard et al., 2002; Zemkova & Erika, 2005), le netball (Waterman et al., 2004) et le test d'aérobic de 20m navette (Steinberg et al., 2016). D'un point de vue physiologique, la fatigue induite par ce type d'exercice est susceptible de générer une fatigue périphérique et centrale qui peut être caractérisée par une altération des entrées sensorielles (i.e. la perturbation de l'information myototique proprioceptive spécifiquement liée à la fatigue engendrée au niveau des muscles extenseurs des membres inférieurs, la perturbation de la sensibilité vestibulaire spécifiquement liée à la déshydratation organique et vestibulaire) et leur intégration centrale (i.e. dégradation de la programmation, commande et contrôle du mouvement) ainsi que par une diminution du rendement moteur (i.e. diminution de la force musculaire) de la fonction posturale (Paillard, 2012). Par conséquent, le maintien du contrôle

postural dans un tel état physiologique serait moins efficace et pourrait varier en fonction de la dominance de la jambe (Waterman et al., 2004; Erkmen et al., 2012; Marchetti et al., 2013; Paillard, 2017a).

#### **4.1.2 Effet de l'exercice non-fatigant sur le contrôle postural**

Les preuves actuelles suggèrent que l'exercice non-fatigant tel qu'un libre échauffement de 25 minutes (Romero-Franco et al., 2013), un jogging + étirement musculaire des membres inférieurs (Subasi et al., 2008), un échauffement neuromusculaire (jogging + agilité + équilibre + pliométrie) (Steib et al., 2016) et un exercice aquatique (Fukusaki et al., 2016), ont un effet positif sur le contrôle postural aussi bien chez les jeunes que chez les personnes âgées. L'amélioration du contrôle postural après un échauffement peut être associée à des effets bénéfiques, liés à des activations métaboliques (ex : augmentation de la température corporelle et du flux sanguin) et des activations neurologiques qui facilitent l'expression des composantes somatosensorielle et centrale (Bishop, 2003) de la fonction posturale. Une décharge neuronale plus importante et/ou plus pertinente peut, ainsi, contribuer à l'amélioration de la proprioception et de la sensibilité cutanée permettant une meilleure intégration centrale de l'information sensorielle ainsi qu'une meilleure représentation corporelle dans l'espace (Bouët & Gahéry, 2000; Romero-Franco & Jiménez-Reyes, 2013). De plus, ce type d'exercice représente une réponse musculaire initiale qui précède toute activité physique. Cette réponse peut affecter positivement le rendement moteur selon un phénomène neuromusculaire connu sous le nom de la potentiation par post-activation (PAP) (i.e. augmentation de la contraction musculaire et de la force tétanique à basse fréquence après une contraction) (Sale, 2002; Bishop, 2003; Bevan et al., 2010; Esformes et al., 2011). Par conséquent, un échauffement engendrant une PAP peut également optimiser le rendement moteur de la fonction posturale (Pasanen et al., 2009). Ceci étant, les différences potentielles en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante dans cet

état physiologique ne sont pas encore connues et devraient être plus clairement investiguées chez des athlètes dans des sports symétriques et asymétriques.

Par ailleurs, un exercice non-fatigant basé sur des répétitions de plusieurs tâches posturales a également été souligné comme un agent potentiateur, visant à améliorer le contrôle postural selon le phénomène de la familiarisation (Cug and Wikstrom, 2014; Valle et al., 2015; Williams et al., 2017). Ceci implique un effet apprentissage qui correspond à un processus d'acquisition sensori-motrice conduisant à des changements durables dans le comportement moteur des sujets (Paillard, 2014; 2017a). Parmi ces changements, un effet majeur induit par le processus d'apprentissage à court terme consiste probablement à diminuer la raideur neuromusculaire des membres inférieurs (Rougier et al., 2011). Par conséquent, cet effet pourrait varier en fonction de la latéralité des membres inférieurs notamment chez des sportifs pratiquant régulièrement une activité asymétrique. Ainsi, des différences en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante peuvent être constatées dans cette condition.

## **Chapitre 2 : Problématique Hypothèses et Objectifs des travaux**

## **1. Problématique**

La fonction posturale chez l'être humain repose sur une composante sensorielle, une composante centrale et une composante motrice (Paillard, 2017a). Nous savons depuis plusieurs années que les composantes susmentionnées présentent une certaine plasticité relative à l'expérience motrice antérieure (Kaas, 1991; Hu & Woollacott, 1994; Taube et al., 2008; Adkins et al., 2006; Jakobsen et al., 2011; Paillard, 2017a). Ceci caractérise des adaptations posturales très spécifiques. Néanmoins, ces adaptations présentent encore certaines inconnues vis à vis de la relation entre les membres inférieurs (i.e. nous ne savons pas s'il existe une différence en termes d'équilibre postural ou de mécanisme facilitateur en termes de régulation posturale entre le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche après un programme d'entraînement ou une expérience sportive et/ou motrice) (Paillard, 2017a). La relation entre les membres peut être étudiée d'une part, en déterminant les éventuels effets controlatéraux liés à l'entraînement du membre ipsilatéral sur le contrôle postural monopodal du membre controlatéral, et d'autre part, en comparant le contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante (Paillard, 2017a).

## **2. Hypothèses et objectifs des travaux**

Il a été évoqué précédemment que l'entraînement unilatéral par contraction volontaire améliore l'apprentissage moteur et permet d'obtenir des gains de force musculaire aussi bien pour le membre entraîné (ipsilatéral) que pour le membre non-entraîné (controlatéral) (Zhou, 2000; Shima et al., 2002; Munn et al., 2004; Hortobagyi 2005; Munn et al., 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007; Lee et al., 2009; Lee et al., 2010; Lepley & Palmieri-Smith, 2014; Boyes et al., 2017; Manca et al., 2017). Des gains de force peuvent également être observés dans le membre controlatéral après une stimulation électrique neuromusculaire (Hortobagyi et al., 1999; Oakman et al., 1999; Zhou, 2000). En comparant les exercices volontaires et induits électriquement, Hortobagyi et al. (1999) ont rapporté des gains de force

musculaire plus élevés dans le membre controlatéral par des contractions évoquées électriquement que par des contractions volontaires. Puisque les contractions volontaires et électro-induites chroniques unilatérales peuvent produire un effet controlatéral au niveau de la force musculaire, elles sont également susceptibles d'avoir un impact sur des habiletés motrices plus fines telles que le contrôle postural. Bien que cette supposition soit soutenue par les résultats de Kim et al. (2011) suite à un entraînement unilatéral comportant des contractions volontaires, aucune étude n'a à ce jour démontré l'existence d'un effet controlatéral sur le contrôle postural suite à un entraînement unilatéral avec des contractions électro-évoquées. A cet effet nous avons émis ***l'hypothèse*** que l'application chronique de la stimulation électrique neuromusculaire pourrait améliorer le contrôle postural du membre controlatéral chez des sujets non-actifs. En conséquence,

➔ *le premier objectif de ce travail était d'étudier les effets de l'entraînement musculaire unilatéral basé sur des contractions volontaires et électro-évoquées sur la force et le contrôle postural monopodal du membre controlatéral chez des sujets non-actifs.*

Par ailleurs, après un programme d'entraînement ou une expérience sportive et/ou motrice, il est forcément logique de se demander si l'acquisition des mécanismes facilitateurs en termes de régulation postural ne conduit pas à des asymétries en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante. Au regard des données de littératures évoquées dans le chapitre précédent, il est clair que les réponses fournies à cette question n'apportent pas de consensus. Dans le cas d'une expérience sportive et/ou motrice, un certain nombre d'études a montré une différence entre la jambe dominante et la jambe non-dominante (Guillou et al., 2007; Erkmen et al., 2012; Ricotti et al., 2013; Lin et al., 2013; Marchetti et al., 2014), tandis que d'autres études ont montré des résultats controversés en ne signalant aucune différence posturale entre les deux jambes (Matsuda et al., 2008; Gstöttner et al.,

2009; Matsuda et al., 2010; Sabin et al., 2010; Huurnink et al., 2014). Puisque cette divergence entre ces résultats semble être liée aux états physiologiques dans lesquels les sujets ont été évalué (Paillard, 2017a), un examen du contrôle postural sur chacune des deux jambes (i.e. dominante et non-dominante) suite à un exercice non-fatigant s'avère indispensable. Nous savons que l'échauffement engendre des effets physiologiques bénéfiques contribuant à l'amélioration du contrôle postural (Pasanen et al., 2009). En revanche, le contrôle postural est perturbé immédiatement après l'exercice en raison de l'activation des fonctions physiologiques liées au transport de l'oxygène (ex. cardiaque, respiratoire), amplifiant les oscillations posturales (Paillard, 2012). En fait, le délai nécessaire pour bénéficier d'une optimisation du contrôle postural et la durée de cet effet optimal induit par un exercice d'échauffement sur le contrôle postural sont encore inconnus. A cet effet, comme il existe des différences potentielles en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante, on peut d'abord émettre *l'hypothèse* que ces différences devraient apparaître plus distinctement lorsque les sujets sont activés / échauffés physiologiquement que lorsqu'ils ne le sont pas. De plus, étant donné que la température corporelle et la plupart des changements physiologiques reviennent à leurs valeurs basales rapidement après l'achèvement d'un exercice d'échauffement, on peut également supposer (*seconde hypothèse*) que les effets optimaux d'échauffement ne devraient apparaître qu'après quelques minutes de récupération, mais ne durent que quelques minutes. Pour tester ces hypothèses,

➔ *le second objectif de ce travail était de comparer la durée des effets d'un exercice d'échauffement sur le contrôle postural monopodal entre la jambe dominante et la jambe non-dominante chez des sujets de différents niveaux d'expertise sportive.*

Ensuite, dans la continuité de ce travail, il convient d'étudier les effets de diverses conditions d'exercice aigu (répétition des essais posturaux, échauffement et fatigue) sur la dominance des

jambes dans le contrôle postural en fonction de la nature du sport pratiqué (i.e. symétrique et asymétrique). Cette dernière s'avère susceptible d'accentuer la différence entre les deux jambes (Paillard, 2017a). Pareillement à un exercice d'échauffement, la répétition de plusieurs tâches posturales (sans atteindre la fatigue) peut engendrer un effet apprentissage permettant une amélioration du contrôle postural (Tarantola et al., 1997; Cug and Wikstrom, 2014; Williams et al., 2017). En revanche, l'exercice fatigant affecte négativement la perception de l'information sensorielle ainsi que le traitement de la commande motrice du système postural, quelle que soit la jambe sur laquelle les sujets ont été évalués (McGregor et al., 2011; Erkmen et al., 2012; Paillard, 2012; Marchetti et al., 2013). A cet égard, on peut émettre *l'hypothèse* qu'à la suite de diverses conditions d'exercice aigu, la jambe dominante et la jambe non dominante pourraient présenter des différences de contrôle postural plus importantes chez des athlètes qui exercent des sports asymétriques que chez ceux qui exercent des sports symétriques. En conséquence,

➔ *le troisième objectif de ce travail était de déterminer les effets de diverses conditions d'exercice aigu (répétition de tâche posturale, échauffement et exercice fatigant) sur le contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante chez des sportifs pratiquant des sports symétriques et asymétriques.*

## **Deuxième partie : Présentation des travaux**

## **Chapitre 1 :**

### **Effects of training programs based on ipsilateral voluntary and stimulated contractions on muscle strength and monopedal postural control of the contralateral limb**

Mohamed Abdelhafid Kadri, Frederic Noé, Merbouha Boulahbel Nouar, Thierry Paillard

Article publié dans *European Journal of Applied Physiology*

September 2017, Volume 117, Issue 9, pp 1799–1806

## 1. Abstract

**Purpose:** To compare the effects of unilateral strength training induced by stimulated and voluntary contractions on muscle strength and monopodal postural control of the contralateral limb.

**Methods:** 36 non-active healthy male subjects were recruited and randomized split into 3 groups. Two groups of 12 subjects were involved in a strength training program (3 sessions a week over 8 weeks) including 43 contractions of the quadriceps femoris of the ipsilateral limb (at 20% of the MVC). One group exclusively completed voluntary contractions (VOL group) while the other group exclusively benefited from electro-induced contractions (NMES group). The other 12 subjects formed the control (CON) group. Assessments of MVC and monopodal postural control in static and dynamic postural tasks were performed with the ipsilateral (IPSI) and contralateral (CONTRA) limbs before (PRE) and after (POST) the completion of the training program.

**Results:** After the training program, the MVC of the IPSI and CONTRA limbs increased for both experimental (VOL and NMES) groups in the similar way. There were no significant improvements of monopodal postural control for both the IPSI and CONTRA limbs in both experimental VOL and NMES groups. No change was observed for the CON group over the protocol period.

**Conclusion:** The purposed training program with NMES vs VOL contractions induced strength gains but it did not permit any improvement of contralateral monopodal postural control in young healthy subjects. This has a potential for application in therapeutic context and allows clinicians to focus their training program to dynamic and poly-articular exercises in order to improve the postural control in young subjects.

**Keywords.** Contralateral effect, Strength training, Voluntary exercise, Neuromuscular electrical stimulation exercise, Postural control.

## **2. Introduction**

Performance improvement in the untrained muscle following the unilateral training is known as the contralateral effect or cross education. This phenomenon occurs during both the learning of skills and strength improvements (Zhou, 2000; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007; Lee et al., 2009), with healthy and pathological subjects (Osu et al., 2012; Dragert and Zehr, 2013). For instance, Magnus et al. (2010) and Frathing et al. (2011) reported strength gains in immobilized arms (using a sling and swathe or a cast) after a unilateral strength training of the non-immobilized arm. There is a general consensus that the mechanisms underlying the contralateral effect are mediated by adaptations of the central nervous system at supraspinal and spinal levels (Zhou, 2000; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007). Supraspinal adaptations have been associated with an increase in cortico spinal excitability in both the ipsilateral and the contralateral hemispheres in response to unilateral voluntary movements (Lee et al., 2009; Farthing et al., 2011). Spinal adaptations can occur in response to voluntary unilateral contractions that affect the excitability of spinal motor pathways which project on to the contralateral side (Lee and Carroll, 2007). Changes in spinal circuits are partially due to changes in presynaptic inhibition of Ia afferent motoneurons' synapses (Hortobagyi et al., 2003). Specifically, voluntary contractions induce changes either in the presynaptic inhibition of Ia afferent transmission or in the motoneuron pool excitability so that motor units are recruited into the compound H-reflex (Dragert and Zehr, 2011).

Strength gains can also be observed in the contralateral limb after neuromuscular electrical stimulation training (Hortobagyi et al., 1999; Arkov et al., 2010; Sariyildiz et al., 2011). When comparing voluntary and electrically induced exercises, Hortobagyi et al. (1999) reported greater muscular strength gains in the contralateral limb through electrically stimulated contractions than those obtained through voluntary contractions. Contralateral effect induced

by neuromuscular electrical stimulation mainly emanates from spinal adaptations (Hortobagyi et al., 1999). However, the discomfort caused by the painful sensations associated with electrical stimulation can also lead to supraspinal adaptations (Hortobagyi et al., 1999; Hortobagyi & Maffiuletti, 2011). Since unilateral chronic voluntary and electro-induced contractions can produce a contralateral effect with gross motor output such as muscle strength, they are also likely to impact finer motor skills such as postural control.

Nevertheless, only few studies investigated the contralateral effect in postural control. Paillard et al. (2010) examined the acute effects of a unilateral fatiguing exercise on the monopodal postural control of the contralateral limb. They showed that contralateral monopodal postural control was disturbed after unilateral knee extensor fatigue with both voluntary and electro-induced contractions. Kim et al. (2011) seem to be the only ones to have focused on the chronic effects of unilateral exercise on postural control. They showed that a two-week isokinetic strength training program of the hip muscles improved postural control in the contralateral limb. Even though stimulated contractions have been demonstrated to provide a significant contralateral effect (Hortobagyi et al., 1999; Zhou, 2000), to our knowledge no study has been conducted in order to demonstrate the existence of a contralateral effect in postural control following unilateral exercise training with electrically evoked contractions.

Consequently, this study was undertaken to investigate the effects of unilateral strength training induced by stimulated and voluntary contractions on monopodal postural control and muscle strength of the contralateral limb. It was hypothesized that chronic application of neuromuscular electrical stimulation could improve postural control of the contralateral limb.

### **3. Materials and methods**

#### **3.1 Experimental design**

A randomized controlled within and between groups design was used to examine the effects of a 8-week strength training program using neuromuscular electrical stimulation (NMES) versus voluntary (VOL) contractions of the quadriceps femoris of subjects' non-dominant limb (ipsilateral limb - IPSI). Both training programs were performed while using the same isometric exercise with total volume and intensity equated. Knee extensor maximal voluntary isometric contraction (MVC) and monopodal postural control of the ipsilateral (IPSI) and contralateral (CONTRA) legs were assessed before (PRE) and after (POST) the completion of the training program (Figure 7). Dominant leg (CONTRA) was determined as the leg used to kick a ball.

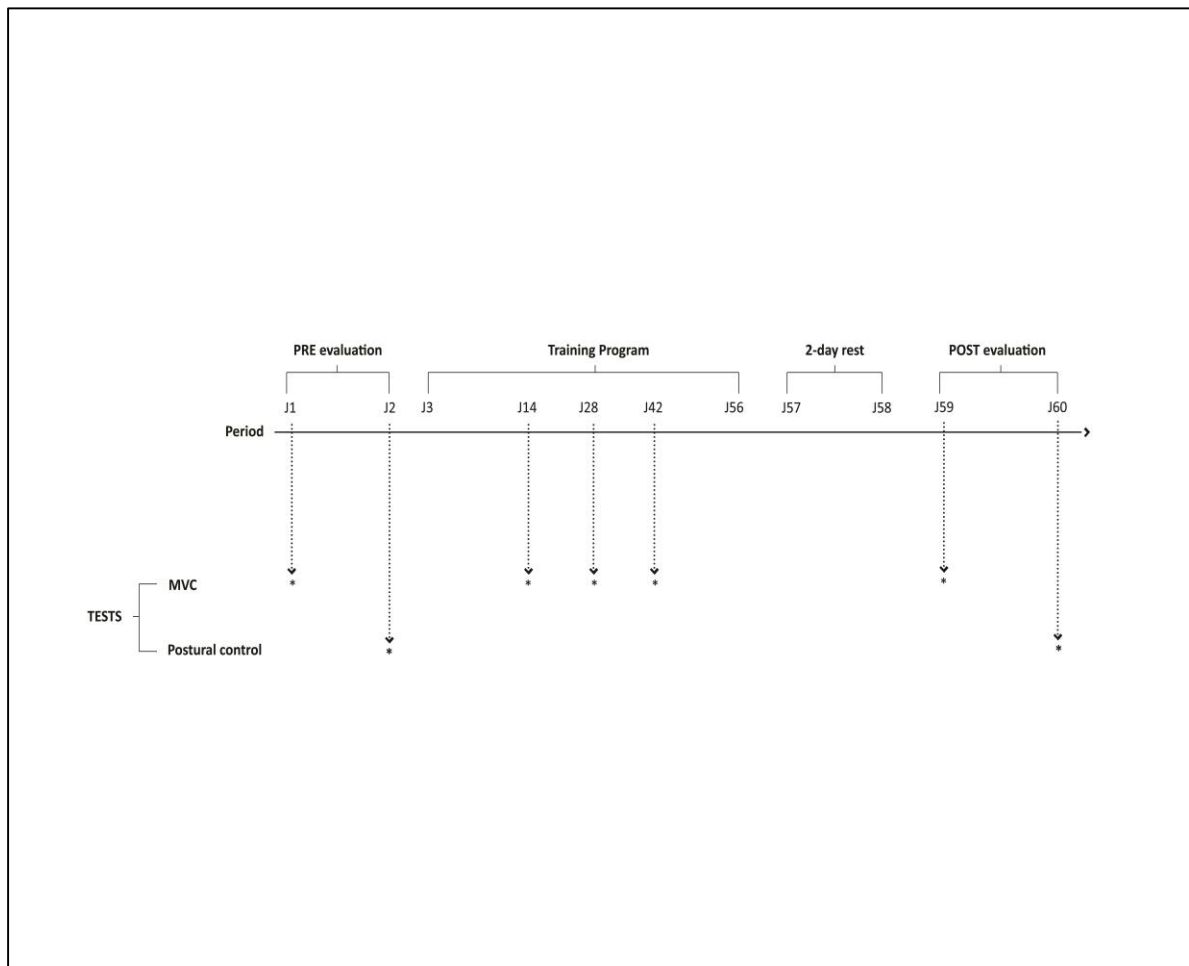


Figure 7. Chronological organization of the experimental design

### 3.2 Participants

Thirty-six healthy non-active male subjects aged from 21 to 31 years old voluntarily participated in the experiment. They were randomized into 3 groups: neuromuscular electrical stimulation training group (NMES group, n=12), isometric voluntary muscular contraction training group (VOL group, n=12) and control group (CON group, n=12). Subjects' morphological characteristics are presented in (Table 2). No significant difference between the three groups was observed (see ‘statistical analysis’ section for analysis details). Exclusion criteria included any functional impairment related to neurological, musculoskeletal, vestibular disorders, cardiovascular diseases and ankle, knee and hip injuries in the past two years. No participants had previous experience of muscle strength training program (voluntarily and electrically evoked contractions). Participants were asked to avoid strenuous activity and did not eat and drink exciting substances 24 h prior to the data collection sessions. They gave their informed consent to participate to the experiment in accordance with the Declaration of Helsinki.

| Parameters                | Groups        |               |               | statistics |
|---------------------------|---------------|---------------|---------------|------------|
|                           | NMES<br>n= 12 | VOL<br>n= 12  | CON<br>n= 12  |            |
| Age(years)                | 22.67 ± 2.74  | 21.83 ± 0.93  | 22.50 ± 0.9   | NS         |
| Height (cm)               | 177.50 ± 7.52 | 178.25 ± 5.51 | 178.17 ± 5.63 | NS         |
| Body weight(kg)           | 72.50 ± 10.31 | 69.50 ± 6.54  | 74.75 ± 9.54  | NS         |
| BMI (kg.m <sup>-2</sup> ) | 22.92 ± 1.89  | 21.93 ± 2.52  | 23.56 ± 3.02  | NS         |
| Foot size (cm)            | 27.61 ± 0.96  | 27.39 ± 0.91  | 27.77 ± 0.52  | NS         |

Table 2. Parameters (mean ± standard deviation) describe morphological characteristics of (age, height, body weight, body mass index and foot size) for the three NMES, VOL and CON groups. NS= non-significant differences.

### **3.3 Procedure**

#### **3.3.1 MVC assessment**

Measurement and training sessions were completed in an isometric strength testing chair (SWB, Rangers®, Batna, Algeria) with knee and hip angles of 90°. The back of the seat was inclined 20° backwards and the depth of the seat was fitted to the length of the subjects' thighs. Stabilization straps were positioned across the subject's chest and pelvis. The arms were held across the chest touching onto the opposite shoulder. The leg was attached at the ankle to a force sensor (SSM AJ 2000 N, PM Instrumentation®, Courbevoie, France) linked to the chair. A digital recorder Tracker T220, PM Instrumentation®, Courbevoie, France) was used to record MVC for each limb in a counterbalanced order. Participant completed three knee extensor isometric MVCs (separated by 30 s), while being instructed to push as hard as possible for 5 s and receiving verbal encouragements. The best performance (peak force in N) was retained. Prior to the MVC assessments, a warm-up was performed, consisting of 10 min of pedaling at a self-comfortable pace on a cycle ergometer (Golf P, Kettler®, Ense-Parsit, Germany) followed by 4 submaximal contractions (3 s contraction with 3 s rest).

#### **3.3.2 Postural control assessment**

Subjects were asked to stand barefoot with their arms along the body in a monopodal stance for 25 s on a force platform (Stabilotest® Techno Concept, Mane, France) which sampled the centre of foot pressure (COP) displacements at 40 Hz. A seesaw device (radius 55 cm; height 6 cm) could be placed on the platform to generate instability in the antero/posterior or medio/lateral direction. Three postural tests were carried out: a static task (STA) in which subjects were asked to stand as still as possible on stable ground and two dynamic tasks in which they had to maintain the seesaw as horizontal as possible with medio/lateral or antero/posterior instability (DML and DAP). The foot was placed according to similar precise

landmarks on the platform and the seesaw device. The unsupported leg was raised with a 90° joint flexion at the knee joint. Subjects were asked to perform each postural task while looking at a fix a target positioned 1 m in front of them at eye level.

### **3.3.3 Training intervention**

Subjects from both the NMES and VOL groups performed a training program of the IPSI quadriceps femoris with the same apparatus as the MVC assessment. Training was conducted 3 days a week, with a minimum of 24 hours between sessions, for 8 weeks. To maintain the same total workload, each training session consisted of 43 isometric contractions of a 7 s duration (with 7 s rest between each contraction) completed at a 20% intensity of the MVC. 20% intensity was adjusted according to the stimulated contractions since these are mainly accompanied by nociceptive sensations and which could be not tolerated at higher thresholds among non-experienced subjects. Subjects received visual feedback of load intensity from a computer screen which displayed the information from the force sensor. Subjects from the VOL group voluntarily controlled the contraction whereas subjects from NMES group were electrically stimulated by a portable stimulator (Rehab 400™, Cefar-Compex®, Mouguerre, France) with four self-adhesive conducting electrodes (Stimrode, 50 mm, Sweden). Three electrodes were longitudinally placed over the motor point of the vastus medialis, rectus femoris and vastus lateralis muscles and one electrode was placed on the proximal part of quadriceps across the vastus lateralis and rectus femoris. The quadriceps femoris was stimulated using a biphasic symmetrical rectangular wave (continuous pulse 380 μs, frequency 50 Hz). The intensity of stimulation was continuously adjusted to constantly reach 20% of the MVC. The mean intensity of the first session was 70±16 mA (minimal value: 51mA; maximal value: 98 mA) while it was 65±15 mA (minimal value: 36mA; maximal value: 97mA) for the last session. A standardized 10 mn warm up was performed before each

training session. This warm up was similar to that performed before the MVC assessment. MVC was tested every two weeks and the training load was adjusted accordingly.

### **3.4 Data analysis**

From COP signals, COP surface area (90% confidence ellipse, in mm<sup>2</sup>) and mean COP velocity (sum of the cumulated COP displacement divided by the total time, in mm.s<sup>-1</sup>) on the medio/lateral and antero/posterior axes (COPx velocity and COPy velocity) were calculated as parameters which characterized postural control (Paillard and Noé, 2015).

### **3.5 Statistical analysis**

For statistical purposes, normality was tested with the Shapiro-Wilk test. As the variables did not meet the assumption of normal distribution, non-parametric tests were used. To determine differences between groups (VOL, NMES and CON), Kruskal-Wallis tests were performed before (PRE) and after (POST) the training program. Wilcoxon sign rank tests were applied to determine differences between PRE and POST conditions. Percent of MVC force change was calculated as follows: % force change = (POST MVC - PRE MVC)/PRE MVC. % force change was compared between the three groups using Kruskal-Wallis tests, then monitored by means of multiple Wilcoxon sign rank test. The level of significance was set at  $p < 0.05$  for all the statistical analyses.

## **4. Results**

### **4.1 MVC**

Table 3 presents MVC values of the CONTRA and IPSI limbs for all groups at PRE and POST training. There were no differences in MVC between the three groups for the IPSI or CONTRA limb at baseline (PRE training). After the training program, the MVC of the IPSI and CONTRA limbs increased for both experimental NMES (IPSI:  $Z= 2.59$ ,  $p < 0.009$ ;

CONTRA:  $Z= 2.59$ ,  $p < 0.009$ ) and VOL (IPSI:  $Z= 2.19$ ,  $p < 0.02$ ; CONTRA:  $Z= 3.17$ ,  $p = 0.001$ ) groups. No significant differences were observed in the CON group between PRE and POST training for both the IPSI and CONTRA limbs. % force change data are presented in figure 8. The Kruskal-Wallis test illustrated a significant group effect ( $H (2, 36)= 20.28$ ;  $p = 0.000$ ) for % force change in the IPSI limb. The pair wise comparisons showed that the NMES and VOL groups were different from the CON group. The % force change in the CONTRA limb also presented a significant group effect ( $H (2, 36)= 11.81$  ;  $p= 0.002$ ). The pair wise comparisons showed that the NMES and VOL groups were different from the CON group (Figure 8). No significant differences were observed between the NMES and VOL groups for both IPSI and CONTRA limbs.

| Groups                 | MVC (N)        |                 |                 |                  |
|------------------------|----------------|-----------------|-----------------|------------------|
|                        | PRE            |                 | POST            |                  |
|                        | ipsi           | contra          | ipsi            | contra           |
| <b>NMES<br/>(n=12)</b> | 494,91 ± 92,68 | 532,83 ± 111,28 | 553,83 ± 72,57* | 578,25 ± 100,79* |
| <b>VOL<br/>(n=12)</b>  | 459 ± 55,87    | 496,08 ± 54,14  | 540 ± 60,52*    | 542,92 ± 57,70*  |
| <b>CON<br/>(n=12)</b>  | 506,92 ± 83,02 | 517,83 ± 92,96  | 502,42 ± 82,15  | 504,25 ± 100,64  |

Table 3. Results of the maximal voluntary contraction (MVC) of both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups in PRE and POST training program conditions. \* significant effect of training program.

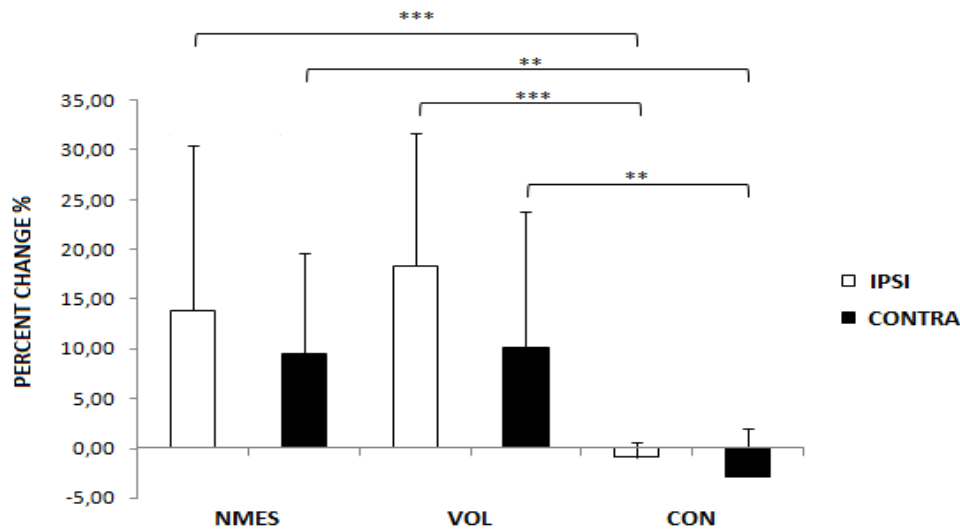


Figure 8. *Percent change of the maximal voluntary contraction MVC in both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups after training program.*

*(\*\*) significant level at  $p < 0.01$*

*(\*\*\*) significant level at  $p < 0.001$*

#### 4.2 Postural control

Table 4 presents values of postural parameters of the CONTRA and IPSI limbs for all groups at PRE- and POST training. There were no differences between the three groups for the IPSI or CONTRA limb in PRE or in POST training. Significant differences between PRE and POST training were observed in the STA task for the IPSI limb: COPx velocity ( $Z = 2.58$ ;  $p = 0.009$ ) and COPy velocity ( $Z = 2.90$ ;  $p = 0.003$ ) were increased only in the NMES group. In the DAP and DML tasks, no significant differences were observed for all parameters on both the IPSI and CONTRA limbs for all groups.

| Tests | Group | Leg    | Condition | Postural parameters |                           |                           |
|-------|-------|--------|-----------|---------------------|---------------------------|---------------------------|
|       |       |        |           | COP surface         | COPx velocity             | COPy velocity             |
| STA   | NMES  | CONTRA | PRE       | 553.35 ± 213.71     | 22.89 ± 6.88              | 23.57 ± 8.13              |
|       |       |        | POST      | 475.73 ± 124.38     | 24.55 ± 7.53              | 23.20 ± 7.37              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 502.58 ± 203.79     | 20.96 ± 7.09              | 21.09 ± 8.40              |
|       |       |        | POST      | 551.49 ± 159.73     | 25.24 ± 7.67 <sup>a</sup> | 23.68 ± 8.35 <sup>a</sup> |
|       | VOL   | CONTRA | PRE       | 458.90 ± 168.61     | 19.42 ± 4.71              | 20.45 ± 5.12              |
|       |       |        | POST      | 595.71 ± 312.72     | 20.27 ± 5.19              | 20.06 ± 7.01              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 579.43 ± 253.25     | 22.20 ± 6.52              | 23.01 ± 6.33              |
|       |       |        | POST      | 488.92 ± 113.94     | 20.18 ± 6.90              | 21.17 ± 4.76              |
|       | CON   | CONTRA | PRE       | 590.14 ± 293.51     | 23.33 ± 5.89              | 24.58 ± 7.06              |
|       |       |        | POST      | 587.27 ± 253.07     | 24.23 ± 8.47              | 23.17 ± 7.04              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 608.72 ± 254.84     | 23.07 ± 7.54              | 23.08 ± 7.01              |
|       |       |        | POST      | 591.81 ± 261.80     | 24.12 ± 8.71              | 22.63 ± 5.70              |
| DAP   | NMES  | CONTRA | PRE       | 683.91 ± 265.40     | 22.53 ± 7.43              | 19.83 ± 6.53              |
|       |       |        | POST      | 633.12 ± 223.08     | 25.95 ± 10.30             | 20.96 ± 8.11              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 548.27 ± 226.95     | 20.35 ± 7.29              | 19.75 ± 6.75              |
|       |       |        | POST      | 548.80 ± 293.79     | 21.32 ± 7.64              | 19.28 ± 6.44              |
|       | VOL   | CONTRA | PRE       | 607.22 ± 223.12     | 23.46 ± 7.02              | 20.11 ± 6.12              |
|       |       |        | POST      | 599.65 ± 154.88     | 21.73 ± 3.44              | 19.82 ± 4.06              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 688.87 ± 196.90     | 23.95 ± 9.35              | 21.97 ± 7.47              |
|       |       |        | POST      | 599.74 ± 209.98     | 21.55 ± 5.53              | 19.73 ± 4.85              |
|       | CON   | CONTRA | PRE       | 605.60 ± 253.66     | 23.81 ± 4.60              | 21.78 ± 5.97              |
|       |       |        | POST      | 627.94 ± 203.97     | 21.64 ± 5.31              | 20.18 ± 5.54              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 862.96 ± 733.87     | 24.88 ± 6.60              | 23.59 ± 7                 |
|       |       |        | POST      | 688.70 ± 225.75     | 22.85 ± 4.86              | 22.23 ± 5.41              |
| DML   | NMES  | CONTRA | PRE       | 682.40 ± 259.16     | 29.26 ± 8.21              | 27.96 ± 10.47             |
|       |       |        | POST      | 603.39 ± 194.21     | 31.62 ± 10.07             | 27.16 ± 8.40              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 530.09 ± 233.54     | 29.99 ± 11.06             | 26.09 ± 10.75             |
|       |       |        | POST      | 596.12 ± 251.89     | 32.02 ± 11.30             | 26.25 ± 10.46             |
|       | VOL   | CONTRA | PRE       | 690.31 ± 348.18     | 29.18 ± 10.70             | 26.51 ± 8.93              |
|       |       |        | POST      | 493.09 ± 166.72     | 25.66 ± 4.87              | 22.06 ± 4.22              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 574.24 ± 302.72     | 29.80 ± 9.75              | 25.74 ± 6.46              |
|       |       |        | POST      | 626.90 ± 215.67     | 26.40 ± 7.36              | 23.23 ± 6.24              |
|       | CON   | CONTRA | PRE       | 594.81 ± 252.73     | 28.80 ± 8.15              | 25.86 ± 7.57              |
|       |       |        | POST      | 630.75 ± 246.57     | 28.39 ± 9.50              | 24.91 ± 7.57              |
|       |       | IPSI   | PRE       | 625.03 ± 210.28     | 30.31 ± 8.87              | 25.97 ± 5.94              |
|       |       |        | POST      | 646.31 ± 284.45     | 30.61 ± 10.80             | 25.23 ± 7.96              |

Table 4. Results of postural control tests in PRE and POST training programs for the three NMES, VOL and CON groups. <sup>a</sup> significant effect condition PRE and POST program at  $p < 0.01$ .

## 5. Discussion

The present study was the first to compare the effects of a unilateral strength training program using either voluntary or electrically evoked contractions on monopodal postural control and muscle strength of the contralateral limb. The results revealed that stimulated and voluntary contractions induced similar strength gains. No improvement of monopodal postural control was observed for both ipsilateral and contralateral limbs in NMES and VOL groups. This result does not confirm our initial hypothesis, by indicating that a strength training program induced by stimulated contractions does not improve contralateral monopodal postural control.

Compared to the CON group that did not display any strength increase, significant strength gains were observed in the ipsilateral and contralateral limbs with subjects from both the NMES and VOL groups following unilateral strength training of the quadriceps femoris. These results support previous findings which have evidenced the presence of a contralateral effect following strength training by reporting strength gains in the contralateral homologous muscle after voluntary contractions training (Zhou, 2000; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007; Lee et al., 2009). No difference was found in the present study when comparing the strength gains elicited by stimulated and voluntary exercises. This result diverges from the study of Hortobagyi et al. (1999), where greater strength gains were reported with stimulated than with voluntary exercises for both the ipsilateral and the contralateral limbs. However, stimulated exercises in Hortobagyi et al.'s study were achieved by adjusting stimulation intensity to subjects' maximal tolerance level with eccentric contractions, whereas stimulated exercises in the present study were performed with isometric contractions at a lower intensity level (current intensity was adjusted to reach 20% of the MVC). When investigating the contralateral effect after of unilateral isometric training with voluntary compared to stimulated contractions performed at a similar intensity

of 65 % MVC, Oakman et al. (1999) reported similar strength gains in the contralateral limb with both voluntary and stimulated contractions. It is clearly reported that eccentric contractions are a more effective mode of training to induce contralateral effect than isometric contractions (Zhou, 2000). Hence training intensity and muscle action could explain the similar strength gains obtained by the stimulated and voluntary exercises in the present study.

As regard the majority of postural parameters (except COPX and COPY velocity of the ipsilateral limb in the STA task in the NMES group), no significant changes in both the ipsilateral and the contralateral limbs were observed in all subjects' groups between PRE and POST training. Moreover, although the contractions used in the training programs were of different natures (voluntary vs artificially evoked), no significant difference was observed between the VOL and NMES groups. Hence, even though both strength training programs significantly increased muscle strength in both the ipsilateral and contralateral limbs, they did not improve postural control either for the ipsilateral or the contralateral limb. Previous findings have reported significant correlations between muscle strength and postural control performance in static and dynamic balance conditions in older subjects (Melzer et al., 2009; Skurvidas et al., 2012; Forte et al., 2014; Gomes et al., 2015). Nelson et al. (1994) and Karinkanta et al. (2009) also reported that a high intensity strength training program could improve both the muscle strength and dynamic postural control in sedentary older women. However, the relationships between lower-limb muscle strength and postural control are unclear in elderly people (Orr, 2010). For instance, Muehlbauer et al. (2012) did not show any significant association between isometric strength and postural control in physically active older adults during static and dynamic balance tasks. In young healthy adults, Muehlbauer et al. (2013) did not report significant correlation between postural control measures and plantar flexor isometric strength and suggest that there was a relative independence between muscle strength and postural control in young subjects. The association between postural control and

lower limb muscle strength seem to be linked to the physiological state of subjects, with a more pronounced cause-effect relationship with frail individuals. Hence strength training could profit from frail older adults to improve postural control but not from young adults as the participants of the present study.

The significant increase of COP velocity observed in the NMES group between PRE and POST training condition in the STA postural task also illustrated a more active postural control following training with electrical stimulation. Consistent with findings in a different experimental context (Herrero et al., 2006) which showed that electrical stimulation training could interfere in sprint run performance despite strength enhancement in maximal isometric strength, this result confirm that this training modality can act as a positive stimulus in promoting neuromuscular enhancement during isolated specific mono-articular muscle actions such as knee isometric assessments but does not induce optimal stimulus during more complex neuromuscular movements (Herrero et al., 2006). Standing on stable ground requires a subtle control of several joints, which act in synergy in order to regulate the center of mass displacements (Günther et al., 2009). In a more general manner the nature and the low level of specificity of both the NMES and VOL training programs (isometric contractions in sitting position with a 90° knee/hip flexion angle which does not correspond to the postural evaluation conditions) may explain the absence of positive transfer of training adaptations to a complex activity such as monopodal standing where the coordination of further muscles acting at different joints is essential. With training modalities and assessments conditions which employed multi-joint coordination tasks with strong similarities, Oliveira et al. (2013) reported improved postural control in both the ipsilateral and contralateral limbs after a 6 weeks unilateral training program (Oliveira et al., 2013). Taken together, these results suggest that only strength training program with complex dynamic unilateral movements involving

predominantly the ankle and/or hip joints are likely to improve postural control of both the IPSI and CONTRA limb (Kim et al., 2011).

## **6. Conclusion**

Chronicle unilateral strength training with isometric stimulated and voluntary contractions similarly improved maximal voluntary contraction of both ipsilateral and contralateral limbs. This result supports previous findings and confirms the evidence of the contralateral effect. Nevertheless, both training programs did not improve monopedal postural control in young healthy subjects, either in the ipsilateral or in the contralateral limb. These findings illustrate that the exercises proposed in the present study did not induce a positive transfer of strength improvements to monopedal standing postural tasks. Hence, a segmental immobilization context after pathology or injury, rehabilitation or training programs with dynamic and poly-articular exercises should be employed in order to improve both muscle strength and postural control.

## **Chapitre 2 :**

### **Does warm-up differently optimize postural control on the dominant and non-dominant legs?**

Thierry Paillard, Mohamed Abdelhafid Kadri, Merbouha Boulahbel Nouar, Frederic Noé

Article soumis pour publication

## 1. Abstract

**Purpose:** The aim was to compare monopedal postural control between the dominant leg (D-Leg) and the non-dominant leg (ND-Leg) in pre- and post-warm-up conditions.

**Methods:** Thirty healthy male sports science students were evaluated before and after a warm-up exercise (12 min of pedaling with an incremental effort on a cycle ergometer with a controlled workload). Monopedal postural control was assessed for the D- and ND-legs before and immediately, 2-min, 5-min, 10-min and 15-min after the warm-up exercise, using a force platform and calculating the displacement velocity of the center of foot pressure on the mediolateral (COP<sub>x</sub> velocity) and anteroposterior (COP<sub>y</sub> velocity) axes.

**Results:** No significant difference was observed between the D-Leg and ND-Leg for both COP<sub>x</sub> and COP<sub>y</sub> velocity in all the periods. In comparison with pre-warm-up, COP<sub>x</sub> decreased after 15-min and 10-min recovery periods for the D-Leg and the ND-Leg respectively ( $p < 0.05$ ), while COP<sub>y</sub> decreased after 10-min and 15-min recovery periods ( $p < 0.001$ ;  $p < 0.01$  respectively) for the D-Leg, and after a 10-min recovery period for the ND-Leg ( $p < 0.001$ ).

**Conclusion:** The warm-up optimized monopedal postural control but did not make it possible to distinguish a difference between the D-Leg and the ND-Leg. Some minutes of recovery are required between the end of the warm-up exercise and the beginning of the postural test to optimize postural control. The optimal duration of recovery turns out to be about 10-15 minutes.

**Key words:** balance, postural performance, warm-up, acute exercise, recovery, dominant leg

## **2. Introduction**

Most human motor activities are based on a dominant limb and a non-dominant limb in order to ensure the best motor skill in terms of accuracy while making the least effort. Regarding the lower limbs, the dominant leg (also named the preference leg) is used to perform movement or motor tasks such as step up, hop, ball kick and pick up, while using the non-dominant leg as a support to control body balance (Huurnink et al., 2014). Knowing that motor experience induces specific postural adaptations according to the practiced movements/tasks, it is possible to observe differences between the dominant leg and the non-dominant leg with monopodal postural tasks (Paillard, 2017a). Theoretically, specific postural abilities should be developed on the supporting limb, whereas specific motor skills related to performing the movement should be developed on the dominant limb (Paillard, 2017a).

A number of studies have shown that the dominant leg and non-dominant leg exhibited differences in terms of postural control (Hoffman et al. 1998; Matsuda et al. 2010; Alonso et al., 2011; Huurnink et al., 2014). However, other studies showed controversial results by reporting no postural difference between the dominant leg and the non-dominant leg (Barone et al., 2010; Ricotti et al., 2013; Kiyota & Fujiwara, 2014; Dabadghav, 2016). These divergent results could stem from differences in experimental protocols (Paillard, 2017a). Among these differences, the physiological state in which the subjects were evaluated is likely to influence the results. In order to provide its optimal potential in terms of motor performance, the organism should be activated (e.g. body temperature elevation) through a warm-up exercise which facilitates its conditioning by improving the output of its sensory, integration and motor functions (Chang et al., 2012; Gray et al., 2016; Hammami et al., 2016). Evidence suggests that acute non-fatiguing exercise improves postural control between pre- and post-exercise conditions (Adlerton & Moritz, 1996; Burdet et al., 2012; Fukusaki et al., 2016). Nevertheless, postural control is disturbed immediately after the exercise because of the

activation of physiological functions related to oxygen transport (e.g. cardiac, respiratory), amplifying postural sway (Paillard, 2012). In fact, the delay required to benefit from optimized postural control and the duration of this optimized effect induced by a warm-up exercise on postural control are still unknown, despite being fundamental for therapists, trainers and sportspeople in terms of optimal preparation for upcoming motor tasks.

Since there are potential differences in terms of postural control between the dominant and the non-dominant leg, it can first be hypothesized that these differences should appear more distinctly when subjects are physiologically activated/warmed-up than when they are not. Moreover, since body temperature and most physiological changes return to their basal values quickly after the completion of a warm-up exercise, it can also be hypothesized that the acute optimizing effects of warm-up should emerge only after some minutes of recovery, but should also last only a few minutes. To test these hypotheses, the aim was to compare monopodal postural control between the dominant and non-dominant leg before and after doing a warm-up exercise, with a particular emphasis on the duration of the acute effects of this exercise. The focus was on refining the learning strategy related to specific postural adaptations of the lower limbs and management of warm-ups before completing motor tasks in which postural control is decisive.

### **3. Materials and methods**

#### **3.1 Experimental design**

The experiment consisted in comparing the effects of a warm-up exercise on monopodal postural control between the dominant leg (D-Leg) and the non-dominant leg (ND-Leg), and characterizing the evolution of these effects after the cessation of the exercise. The dominant leg was defined by asking individuals to kick a ball. A force platform (Stabilotest® Techno

Concept, Mane, France) was used to sample the center of foot pressure (COP) displacements at 40 Hz.

### **3.2 Participants**

Thirty healthy male sport science students aged from 18 to 31 years (age:  $21.5 \pm 3.9$  years; height:  $175 \pm 6$  mm; weight:  $68.3 \pm 6.4$  kg; body mass index:  $22.14 \pm 1.34$ ) were recruited. Exclusion criteria included any functional impairment related to neurological, musculoskeletal, vestibular disorders, cardiovascular diseases and ankle, knee or hip injuries in the past two years. Participants were asked to avoid strenuous activity and did not eat or drink exciting substances 24 h prior to the data-collection sessions. They gave their informed consent to participate in the experiment in accordance with the Declaration of Helsinki.

### **3.3 Procedure**

#### **3.3.1 Postural test**

The postural test consisted of standing barefoot and as motion less as possible during 25s with the arms along the body in a monopodal stance on each leg in a counterbalanced order (D-leg and ND-leg). The supporting foot was placed according to precise markings with respect to the mediolateral (X) and anteroposterior (Y) axes of the platform. The other leg was raised and flexed to  $90^\circ$  at knee-level (Paillard et al., 2006). The two hips were placed in a neutral position ( $0^\circ$  of flexion). Participants first performed two familiarization trials in the postural test in order to avoid any learning effect and to achieve a stable postural score on monopodal stance which was obtained in the third trial within a single test session (Cug & Wikstrom, 2014). The third trial was carried out just before performing a warm-up exercise, which served as the reference condition (PRE condition).

#### **3.3.2 Warm-up exercise**

The warm-up exercise consisted of 12 min of pedaling on a cycle ergometer (Monark®, Ergomedic 874 E, Vansbro, Sweden) with a fixed pedaling frequency (59-61 rpm) and an incremental effort that was controlled by manipulating the workload (from 0 to 1000 g of charge as resistance) in order to reach specific target heart rates (<130 bpm for the first 5min, <150 bpm for the second 5min and <170 bpm for the last 2min) measured with a heart rate monitor (Polar®, M400, Kempele, Finland). Monopedal postural control of the D-Leg and ND-Leg was assessed immediately (POST condition) 2-min (POST 2 condition), 5-min (POST 5 condition), 10-min (POST 10condition), and 15-min (POST 15 condition) after the completion of the warm-up.

### **3.4 Data analysis**

From COP signals, mean COP velocity (sum of the cumulated COP displacement divided by the total time, in  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ) on the X and Y axes (COPx velocity and COPy velocity respectively) were calculated as parameters characterizing postural control (Paillard & Noe 2015).

### **3.5 Statistical analysis**

For statistical purposes, normality was tested with the Shapiro-Wilk test. As the variables did not meet the assumption of normal distribution, non-parametric tests were used. To determine the warm-up effect during all the periods (PRE, POST, POST 2, POST 5, POST 10 and POST 15), Friedman's test was applied for each leg (D-Leg and ND-Leg). A post-hoc Nemenyi test was used to compare all the periods to each other. The differences between the D-Leg and ND-Leg were tested with the Wilcoxon sign rank tests in each period. The level of significance was set at  $p < 0.05$  for all the statistical analyses.

#### 4. Results

Figure 9 presents the median and interquartile range of COPx and COPy velocity values for both D-Leg and ND-Leg before (PRE) and after performing the warm-up exercise (POST, POST 2, POST 5, POST 10 and POST 15). Friedman's anova showed a warm-up effect for both the D-Leg (COPx velocity:  $X^2_{F=}$  13.52;  $p=0.01$ ; COPy velocity:  $X^2_{F=}$  25.32;  $p=0.000$ ) and the ND-Leg (COPx velocity:  $X^2_{F=}$  11.90;  $p=0.03$ ; COPy velocity:  $X^2_{F=}$  21.25;  $p=0.000$ ).

Nemenyi's multiple comparisons revealed significant differences in COPx velocity for the D-Leg between PRE and POST 15 ( $p=0.04$ ) and between POST 2 and POST 15 ( $p=0.04$ ), and for the ND-Leg between PRE and POST 10 ( $p=0.02$ ). Significant differences were also observed in COPy velocity for the D-Leg between PRE and POST 10 ( $p=0.000$ ), PRE and POST 15 ( $p=0.003$ ), POST 2 and POST 15 ( $p=0.02$ ) and between PRE and POST10 ( $p=0.000$ ) for the ND-Leg.

The Wilcoxon sign rank tests showed no significant differences between the D-Leg and ND-Leg in all the periods.

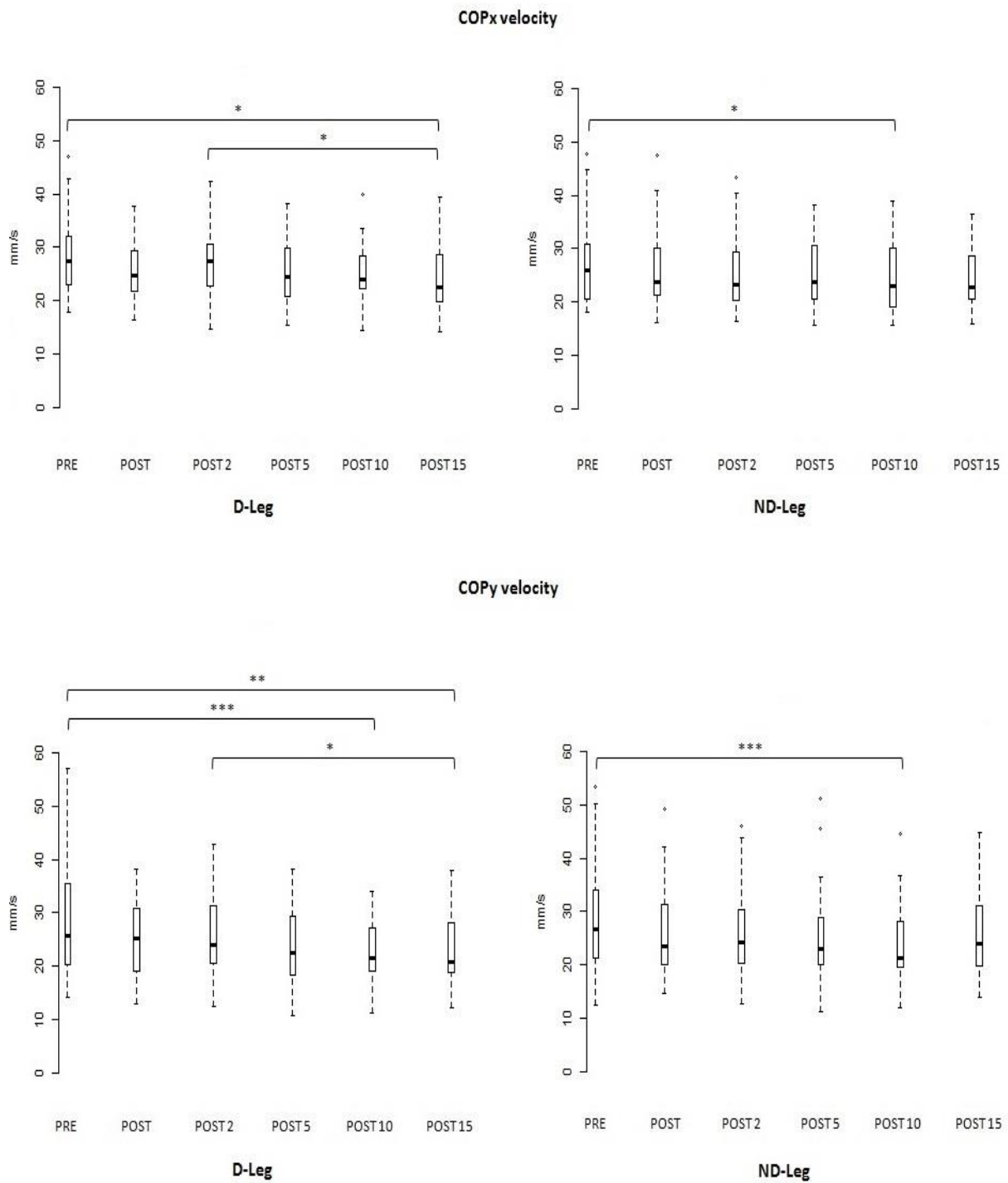


Figure 9. Multiple comparison of COPx and COPy velocity values for both D-Leg and ND-Leg before (PRE) and after (POST, POST2, POST5, POST10, POST15) performing the warm-up exercise. (\*) significant level at  $p < 0.05$ , (\*\*) significant level at  $p < 0.01$ , (\*\*\*) significant level at  $p < 0.001$ .

## 5. Discussion

The results of the present study did not exhibit any difference between the dominant leg and the non-dominant leg after the warm-up, and illustrated an optimized monopodal postural control 10-15 minutes after warming up. Our first hypothesis is therefore invalidated, whereas our second hypothesis is validated.

Since the warm-up did not show any difference between the dominant and the non-dominant leg in terms of monopodal postural control, the possible difference between the two legs, if indeed it exists, should be explored in more challenging and specific postural tasks and/or with subjects presenting specialized motor experiences related to the symmetry or asymmetry of the movements they make (Paillard, 2017a) in order to conclude as accurately as possible on the topic of the possible postural differences between the dominant leg and non-dominant leg.

The warm-up exercise generated beneficial effects on monopodal postural control in both the frontal and sagittal planes, since COPx velocity decreased after 10-min (POST 10 condition) and 15-min (POST 15 condition) recovery periods for the ND-Leg and D-Leg respectively, while COPy decreased after 10 and 15-min recovery periods for the D-Leg and 10 min for the ND-Leg. COPx and COPy velocity did not decrease immediately after completion of the warm-up exercise (POST condition as well as POST 5 condition), likely due to the strong activity of the cardiac and respiratory musculatures required to compensate for the resulting oxygen deficit, which deforms the body (i.e. trunk) and modifies its at-rest state, thereby amplifying postural sway (Conforto et al., 2001). Since no significant differences were observed between pre- and post-warm up measures immediately, 2 min and 5 min after the exercise, these disturbing effects can be considered as being counteracted by the beneficial effects of the warm-up exercise. After this 5-min period following the end of the exercise, the balance between the disturbing and beneficial effects of the warm-up exercise tends to

change, thus leading to improved postural control at POST 10 or POST 15, depending on the dominant or non-dominant leg. Hence, a minimum of ten minutes is required after the end of the warm-up exercise in order to optimize the effects of the warm-up on monopodal postural control in the frontal and sagittal planes.

Several reasons are likely to explain why postural control was optimized after the warm-up. The optimizing effect of the warm-up exercise may mainly emanate from metabolic (e.g. body temperature, blood flow) and neurological activations which engender improvements in the somatosensory, central command and motor outputs of the postural function. Proprioceptive (neuromuscular spindles, Golgi tendon organs, and articular receptors) and cutaneous (cutaneous receptors) sensitivity can be improved through greater and/or more relevant neural discharges enabling better central integration of sensory information, as well as better body representation in space (Bouët & Gahéry, 2000; Bartlett & Warren, 2002; Kim et al., 2015). Warm-up facilitates muscle tone by enhancing gamma motoneuron activity (Burdet et al., 2012) and increases in cortical excitability and/or alpha motoneuron excitability (Adlerton & Moritz, 1996), as well as nerve conduction velocity (Dioszeghy & Stålberg, 1992), which refines the command and control of postural tasks. Of course, warm-up also improves muscle contractility and visco-elasticity, which can augment the pure motor output of the postural function (Pasanen et al., 2009).

The beneficial effects of the warm-up exercise disappeared after 15 minutes for the ND-Leg. This means that the warm-up should be stopped at least 10 min before performing postural tasks in order to draw the greatest advantage from its optimizing effect. In return, it would be advisable not to wait more than 15 minutes before the completion of postural tasks. Regarding the D-Leg, however, COP<sub>x</sub> and COP<sub>y</sub> were significantly different between the POST condition and the POST 15 condition, while COP<sub>x</sub> was not significantly different between the POST condition and the POST 10 condition. Thus, there would appear to be an optimal delay

of about 10-15 minutes in order to optimize postural control. When this delay is exceeded, the metabolic and neurological activations of the central and peripheral functions mentioned above would appear to lessen, thereby reducing the optimizing effect of the warm-up exercise on postural control. In terms of practical applications, for physical activities in which motor/sport stability (or performance) depends greatly on postural control, such as shooting and other static and dynamic sport activities (Paillard, 2017a), the role of the warm-up turns out to be fundamental and should not be stopped more than 15 min before starting training or competition. This precept should also be applied in rehabilitation sessions regarding the lower limb in order to limit the risk of falls in patients.

## **6. Conclusion**

The warm-up optimized monopedal postural control but did not make it possible to distinguish a difference between the D-Leg and the ND-Leg. Some minutes of recovery are required between the end of the warm-up exercise and the beginning of the test to optimize postural control. The optimal duration of recovery turns out to be about 10-15 minutes.

## **7. Perspective**

The current study highlights the temporal conditions in which warm-up should be carried out in order to optimize postural control. To extend this study, it would be interesting to identify the type and intensity of exercise that would enable better effects induced in order to refine the management strategy of warm-ups before completing motor tasks in which postural control is decisive.

## **Chapitre 3 :**

**Effects of limb dominance on postural control following various conditions of acute exercise in sportsmen practicing symmetric and asymmetric sports**

Mohamed Abdelhafid Kadri, Frederic Noé, Merbouha Boulahbel Nouar, Thierry Paillard

Article soumis pour publication

## 1. Abstract

**Purpose:** From the literature, one cannot conclude whether or not there is any difference between the dominant leg (D-Leg) and the non-dominant leg (ND-Leg) in term of postural control. The purpose of this study was to investigate the acute effects of various conditions of exercise (repetition of postural test trials, warm-up and fatiguing exercise) on postural control when standing on the dominant leg (D-Leg) and the non-dominant leg (ND-Leg) in sportsmen practicing symmetric (SYM) and asymmetric (ASYM) sports.

**Methods:** Thirty healthy male athletes aged from 18 to 31 years old were recruited and divided into two groups (SYM n=15) and (ASYM n=15) on the basis of the motricity induced by the sport they practice. Monopedal postural control was assessed for the D-Leg and the ND-Leg in reference condition (REF) before and after a brief familiarization period (POST-FAM, with 2 repetitions of the postural test) as well as after warm-up (POST-WAR) and fatigue (POST-FAT) periods. A force-platform was used and the surface area and mean velocity of the center of foot pressure were calculated.

**Results:** A familiarization effect was only observed in the D-Leg in the ASYM and SYM groups. A warm-up effect was observed in both the D-Leg and the ND-Leg in the SYM group and only in the D-Leg in the ASYM group. A fatigue effect was found in both the D-Leg and the ND-Leg in both groups.

**Conclusion:** The repetition of postural test trials and warm-up induced beneficial effects on monopedal postural control among sportsmen with an impact of leg dominance, the D-leg being more sensitive to these non-fatiguing exercises.

**Key words:** postural control, familiarization, fatigue, warm-up, acute exercise, sport practice, dominant leg

## **2. Introduction**

Leg dominance can be determined through the use of functional tests such as ball kick, hop or step up (Hoffman et al., 1998; Zazulak et al., 2005; Cheung et al., 2012). Most people use the dominant leg (D-Leg) to perform motor tasks while using the non-dominant leg (ND-Leg) to support body and stabilize posture (Paillard, 2017a). Even though differences in term of postural control have been reported between the D-Leg and the ND-Leg in sportspeople (e.g. Guillou et al., 2007; Erkmen et al., 2012; Ricotti et al., 2013; Marchetti et al., 2014), other studies concluded that postural control was similar between the D-Leg and the ND-Leg among different sportspeople (e.g. Matsuda et al., 2008; Gstöttner et al., 2009; Matsuda et al., 2010; Sabin et al., 2010; Huurnink et al., 2014). Paillard (2017a), hypothesized that this lack of consensus about the impact of limb dominance on monopodal postural control could stem from the nature of the sport practiced. With asymmetric activities which require frequent phases of monopodal posture on the ND-Leg to perform technical movements with the D-Leg (e.g. passing and kicking in soccer), the ND-Leg can display better postural balance than the D-Leg (Barone et al., 2011, Ricotti et al., 2013, Paillard, 2017a). In contrast, symmetric activities which use the two limbs similarly do not produce such an asymmetry of the postural control (Paillard, 2017a). Nevertheless, such an hypothesis still needs to be confirmed since, to our knowledge, only two studies have been conducted to compare monopodal postural control in the D-Leg and the ND-Leg of expert sportspeople involved in asymmetric (ASYM) and symmetric (SYM) sports (Guillou et al., 2007, Barone et al., 2011). Moreover, the physiological state in which the subjects are evaluated can also act as a confounding factor by modulating the difference between the two legs (Paillard et al., 2017a). Even though muscle fatigue negatively affects the perception of sensory information and control of the motor command of the postural system of both the D-Leg and ND-Leg (Paillard, 2012; Marchetti et al., 2013) some studies performed with sportspeople showed that postural control was less

affected by muscle fatigue on the ND-Leg than on the D-Leg (Waterman et al., 2004; Erkmen et al., 2012; Romero-Franco and Jiménez-Reyes, 2013), thus illustrating that the differences in postural control between the D-Leg and the ND-Leg could only be observed after performing a fatiguing exercise.

Evidence also suggests that acute non-fatiguing exercises can improve postural control (Tarantola et al., 1997; Subasi et al., 2008; Cug and Wikstrom, 2014; Fukusaki et al., 2016). Indeed, a non-fatiguing warm-up exercise is likely to improve both the sensory and motor components of the postural control system thanks to body temperature elevation and improved tissues oxygenation (Bouët&Gahéry, 2000; Subasi et al., 2008; Fukusaki et al., 2016). Potential differences between the D-Leg and the ND-Leg in expert sportspeople involved in ASYM or SYM sports should be more clearly distinguished in this physiological state.

The simple repetition of a postural task can also optimize postural control due to a familiarization phenomenon implying a short-term learning process (Tarantola et al., 1997, Cug and Wikstrom, 2014). Such a familiarization phenomenon especially occurred with unusual and challenging postural tasks, while integrating each sensory pathway provided reliable information on the current mechanical status to assist the formation of a novel postural skill (Rougier et al., 2011, Valle et al., 2015). Hence subjects practicing SYM activities who are not accustomed to frequent phases of monopodal stance should be more concerned by this familiarization phenomenon than subjects practicing ASYM activities. Nevertheless, to the best of the authors' knowledge, no study has been conducted in order to specify a potential influence of acute non-fatiguing exercises on differences in postural control between the D-Leg and the ND-Leg.

Consequently, the present study was undertaken in order to accurately determine the effects of various conditions of acute exercise (repetition of postural test trials, warm-up and fatiguing

exercise) on leg dominance in postural control, while comparing sportsmen practicing SYM and ASYM sports, these latter being likely to be more sensitive to these acute effects (Paillard, 2017a). It was hypothesized that following the completion of various conditions of acute exercise, the dominant leg and the non-dominant leg could exhibit greater differences in postural control in athletes who exert ASYM sports than those who exert SYM sports.

### 3. Material and methods

#### 3.1 Participants

Thirty healthy male athletes aged from 18 to 31 years old were recruited to participate in the experiment. They were divided into 2 groups, asymmetric (ASYM, n=15) and symmetric (SYM, n=15) groups based on the type of motricity in their sport practice i.e. the movements carried out by the right and left side are symmetric or asymmetric. Age, morphological characteristics and details about sports participation for both ASYM and SYM groups are presented in Table 5. Exclusion criteria included any functional impairment related to neurological, musculoskeletal, vestibular disorders, cardiovascular diseases and ankle, knee and hip injuries in the past two years. Participants were asked to avoid strenuous activity and did not eat and drink exciting substances 24 h prior to the data collection sessions. They gave their informed consent to participate to the experiment in accordance with the Declaration of Helsinki.

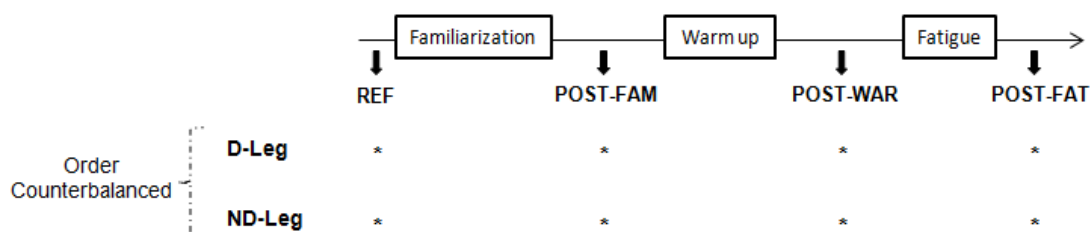


Figure 10. Chronological organization of monopodal postural control test of each D-Leg and ND-Leg in different conditions (REF, POST-FAM, POST-WAR and POST-FAT).

### 3.2 Experimental design

The experiment consisted in assessing postural control in a one-legged stance on the D-Leg and the ND-Leg for the two ASYM and SYM groups in four distinct time: 1) in an initial reference condition (REF condition), 2) after a familiarization period (POST-FAM condition), 3) after a warm-up (POST-WAR condition), and 4) after a fatigue exercise (POST-FAT condition). In each condition and for each group, the D-Leg and ND-Leg were assessed in a counterbalanced order (Figure 10)

| <b>Morphological characteristics</b> | <b>Groups</b>     |                              |
|--------------------------------------|-------------------|------------------------------|
|                                      | ASYM              | SYM                          |
| Age                                  | 20.73 ± 3.03      | 22.20 ± 4.68                 |
| Height (cm)                          | 176 ± 5.77        | 174.93 ± 6.60                |
| Body weight (kg)                     | 69.44 ± 5.94      | 67.12 ± 6.86                 |
| Body Mass Index (kg.m-2)             | 22.40 ± 1.32      | 21.90 ± 1.37                 |
| Foot size (cm)                       | 28.34 ± 1.04      | 28.38 ± 0.86                 |
| <b>Sport practiced</b>               | Soccer(n= 5)      | Track and fields800m (n= 3)  |
|                                      | Handball (n= 2)   | Track and fields1500m (n= 1) |
|                                      | Basketball (n= 1) | Trail running (n= 2)         |
|                                      | Rugby (n= 1)      | Triathlon (n= 2)             |
|                                      | Tennis (n= 3)     | Biking(n= 4)                 |
|                                      | Fencing(n= 2)     | Swimming(n= 3)               |
|                                      | Pelote (n= 1)     |                              |
|                                      |                   |                              |
| <b>Sport competition level</b>       | Local             | n= 4                         |
|                                      | Regional          | n= 8                         |
|                                      | National          | n= 2                         |
|                                      | International     | n= 1                         |

Table 5. *Morphological characteristics, sport practiced and expertise level of both ASYM and SYM groups.*

### 3.3 Procedure

#### 3.3.1 Postural control assessment

Participants were asked to stand barefoot as still as possible with their arms along the body in a monopodal stance for 25 s on a stable force platform (Stabilotest® Techno Concept, Mane, France) which sampled the center of foot pressure (COP) displacements at 40 Hz. The unsupported leg was raised with a 90° joint flexion at the knee joint. Subjects were asked to perform the postural task while looking at a fix a target positioned 1 m in front of them at eye level.

### **3.3.2 Familiarization period**

After a first postural assessment which was considered as the REF condition, participants were asked to repeat the postural task two other times with a 30s rest between trials in both D-Leg and ND-Leg. Hence participants performed 3 postural test trials on each leg in a randomized order. According to Cug and Wikstrom (2014), three trials of a single-limb stance are needed to induce a short-term learning effect. The third trial was recorded and corresponded to the POST-FAM condition.

### **3.3.3 Warm-up**

The warm-up exercise consisted of 12 min of pedaling on a cycle ergometer (Monark®Ergomedic E874, Vansbro, Sweden) at a 59-61rpm pedaling frequency, with a first 5min phase at a 130 bpm target heart rate, a second 5min phase at a 150 bpm target heart rate and a last 2min phase at a 170 bpm target heart rate. The heart rate was monitored by a heart rate transmitter (Polar® M400, Kempele, Finland) placed on subject's chest. In each subsequent phase, loads of 0 to 1000g were added in accordance with the target heart rates of each phase while keeping a fixed pedaling frequency. Then, in order to limit potential acute disturbing effects on postural control due to increased activity of respiratory and cardiac functions during the warm-up protocol (Paillard, 2012), participants had a 5min rest before

performing another postural control assessment on both the D-Leg and the ND-Leg in POST-WAR condition.

### **3.3.4 Fatigue exercise**

The fatigue exercise protocol consisted in repeating back squats with no additional workload at a fixed and determined 0.5Hz frequency (given by a metronome's sound beeps) until exhaustion, i.e. the inability to continue the back-squat exercise (Paillard, 2012). Participants received verbal encouragements. The exercise had to be achieved at 70° of knee flexion which was determined with a goniometer (Comed®, Strasbourg, France). A rope was placed under the participants according to the 70° knee flexion angle and they were asked to touch it with their buttocks during each flexion in order to normalize squat movements' amplitude. A last postural control assessment was immediately performed at the end of the fatigue exercise on the D-Leg or the ND-Leg in POST-FAT condition in order to limit recovery which can quickly impact postural control during the first 30 seconds following the exercise (Harkins et al., 2005; Paillard, 2012). Since both legs could not be assessed consecutively during a 30 s period, the fatigue exercise was restarted before assessment of the following leg. The first and second durations of the fatigue exercise were recorded.

### **3.4 Data Analysis**

The COP surface area (90% confidence ellipse, in mm<sup>2</sup>) and mean COP velocity (sum of the cumulated COP displacement divided by the total time, in mm.s<sup>-1</sup>) on the medio/lateral and antero/posterior axes (COPx velocity and COPy velocity) were calculated as parameters which characterized postural control (Paillard and Noé, 2015).

### **3.5 Statistical analysis**

For statistical purposes, normality was tested with the Shapiro-Wilk test. As the variables did not meet the assumption of normal distribution, non-parametric tests were used. Wilcoxon

sign rank tests were used to compare the morphological characteristics and the duration of the fatigue exercise protocol between the SYM and ASYM groups. For each D-Leg and ND-Leg and in both ASYM and SYM groups, Wilcoxon sign rank tests were also used to compare i) REF and POST-FAM conditions to characterize a familiarization effect, ii) POST-FAM and POST-WAR conditions to characterize a warm-up effect and iii) POST-FAM and POST-FAT conditions to characterize a fatigue effect. In order to test a potential effect of the leg dominance, Wilcoxon sign rank tests were used within each group (SYM and ASYM) and different conditions (REF, POST-FAM, POST-WAR and POST-FAT) by comparing the D-Leg and ND-Leg. Then the leg difference (D-Leg - ND-Leg) was calculated and compared between the ASYM and SYM groups with Wilcoxon sign rank tests to determine a group effect. The level of significance was set at  $P < 0.05$  for all the statistical analyses.

#### **4. Results**

Table 1 presents participants' morphological characteristics, sport specialty and expertise level of the ASYM and SYM groups. Comparison between groups showed no significant differences in morphological characteristics. Table 6 presents postural parameters values of the D-Leg and the ND-Leg for the two groups in the different conditions.

##### **4.1 Familiarization effect**

After the familiarization period, the ASYM group showed a significant decrease of COPx velocity ( $Z = -2.10$ ,  $p = 0.03$ ) and COPy velocity ( $Z = -2.10$ ,  $p = 0.03$ ) for the D-Leg while the SYM group showed a significant decrease only of COP surface ( $Z = -2.10$ ,  $p < 0.03$ ) for the D-Leg. No significant difference between the REF and POST-FAM conditions was observed for the ND-Leg of both ASYM and SYM groups.

##### **4.2 Warm-up effect**

After the warm-up period, the COPx velocity of the D-Leg decreased significantly for the SYM group ( $Z = -2.81$ ,  $p = 0.005$ ). The COPy velocity decreased significantly for the D-Leg of both ASYM ( $Z = -2.01$ ,  $p = 0.04$ ) and SYM ( $Z = -2.38$ ,  $p = 0.01$ ) groups. Only the SYM group showed a significant decrease of the COPy for the ND-Leg ( $Z = -2.66$ ,  $p = 0.008$ ).

### **4.3 Fatigue effect**

There were no significant differences between the groups with respect to duration of the fatigue exercise protocol (ASYM, first period:  $30.71 \pm 22.56$  min, second period:  $3.09 \pm 1.36$  min; SYM, first period:  $32.50 \pm 28.47$  min, second period:  $3.94 \pm 3.69$  min).

After fatigue, the D-Leg and ND-Leg showed a significant increase of all postural parameters for both the ASYM group: COP surface (D-Leg:  $Z = -3.12$ ,  $p = 0.002$ ; ND-Leg:  $Z = -3.29$ ,  $p = 0.001$ ), COPx velocity (D-Leg:  $Z = -3.12$ ,  $p = 0.002$ ; ND-Leg:  $Z = -3.23$ ,  $p = 0.001$ ), COPy velocity (D-Leg:  $Z = -3.23$ ,  $p = 0.001$ ; ND-Leg:  $Z = -3.40$ ,  $p = 0.001$ ) and the SYM group: COP surface (D-Leg:  $Z = -3.40$ ,  $p = 0.001$ ; ND-Leg:  $Z = -3.29$ ,  $p = 0.001$ ), COPx velocity (D-Leg:  $Z = -2.84$ ,  $p = 0.005$ ; ND-Leg:  $Z = -3.23$ ,  $p = 0.001$ ), COPy velocity (D-Leg:  $Z = -3.12$ ,  $p = 0.002$ ; ND-Leg:  $Z = -3.35$ ,  $p = 0.001$ ).

### **4.4 Leg dominance effect**

Statistical comparisons between the D-Leg and ND-Leg showed no significant difference in all conditions for both ASYM and SYM groups.

### **4.5 Group effect**

Wilcoxon sign rank tests illustrated no significant group effect (SYM vs ASYM) in all conditions.

| Groups | Postural Parameters | Leg    | Conditions   |                           |                        |                             |
|--------|---------------------|--------|--------------|---------------------------|------------------------|-----------------------------|
|        |                     |        | REF          | POST-FAM                  | POST-WAR               | POST-FAT                    |
| ASYM   | COP Surface         | D-Leg  | 613 ± 280.33 | 585 ± 270.58              | 568 ± 199.58           | 1463 ± 1114.41 <sup>c</sup> |
|        |                     | ND-Leg | 499 ± 165.36 | 508 ± 161.16              | 529 ± 349.18           | 1094 ± 516.59 <sup>c</sup>  |
|        | COPx velocity       | D-Leg  | 29 ± 8.53    | 25 ± 4.85 <sup>a</sup>    | 24 ± 5.58              | 37 ± 10.04 <sup>c</sup>     |
|        |                     | ND-Leg | 27 ± 6.85    | 26 ± 5.37                 | 25 ± 6.03              | 37 ± 11.33 <sup>c</sup>     |
|        | COPy velocity       | D-Leg  | 28 ± 10.37   | 26 ± 7.45 <sup>a</sup>    | 23 ± 7.05 <sup>b</sup> | 47 ± 22.72 <sup>c</sup>     |
|        |                     | ND-Leg | 29 ± 10.58   | 27 ± 9.45                 | 25 ± 9.03              | 44 ± 21.97 <sup>c</sup>     |
| SYM    | Surface             | D-Leg  | 638 ± 310.82 | 485 ± 154.17 <sup>a</sup> | 496 ± 194.25           | 1142 ± 577.73 <sup>c</sup>  |
|        |                     | ND-Leg | 600 ± 279.69 | 528 ± 178.74              | 502 ± 122.12           | 1128 ± 500.73 <sup>c</sup>  |
|        | COPx velocity       | D-Leg  | 30 ± 9.96    | 30 ± 8.77                 | 26 ± 6.47 <sup>b</sup> | 37 ± 7.35 <sup>c</sup>      |
|        |                     | ND-Leg | 31 ± 13.90   | 29 ± 10.58                | 25 ± 6.37              | 40 ± 10.42 <sup>c</sup>     |
|        | COPy velocity       | D-Leg  | 31 ± 14.37   | 29 ± 12.15                | 24 ± 4.52 <sup>b</sup> | 43 ± 16.63 <sup>c</sup>     |
|        |                     | ND-Leg | 33 ± 14.30   | 30 ± 12                   | 25 ± 8.19 <sup>b</sup> | 45 ± 16.57 <sup>c</sup>     |

Table 6. Postural parameters values expressed in mean ± SD for each D-Leg and ND-Leg of both ASYM and SYM groups in different conditions (REF, POST-FAM, POST-WAR and POST-FAT).

<sup>a</sup> Significant familiarization effect, <sup>b</sup> Significant warm-up effect, <sup>c</sup> Significant fatigue effect.

## 5. Discussion

The present study was the first that focused on differences in postural control between the D-Leg and the ND-Leg following various conditions of acute exercise (repetition of postural task, warm-up and fatigue) among ASYM and SYM sportspeople. The repetition of a postural task and the warm-up exercise induced beneficial effects on monopodal postural control whereas fatigue had a disturbing effect. Although the fatiguing exercise did not induce any significant difference between the D-Leg and the ND-Leg in both the SYM and ASYM groups, subtle effects induced by leg dominance could be observed after warming up and repetition of stance trials.

## **5.1 Familiarization effect**

In both the SYM and ASYM groups, the significant decrease of further postural parameters (COPy velocity and COP surface) after the familiarization period illustrates the presence of a short-term learning effect on the D-Leg. The repetition of a postural task is known to generate a sensory-motor acquisition which results in changes in the postural behavior of the subjects (Paillard, 2014, 2017a). Among these changes, a major effect induced by the short-term learning process likely consists in decreasing the neuromuscular stiffness for the lower limbs (Rougier et al., 2011). Our results also confirm that these changes can occur within a short time of practice (Cug and Wikstrom, 2014; Valle et al., 2015) since only 3 repetitions of postural test trials were sufficient to have a significant positive impact. This short-term learning effect usually occurs when subjects have to face an unaccustomed and/or challenging postural task (Rougier et al., 2011, Valle et al., 2015). Hence, we have hypothesized that subjects practicing SYM activities would be more sensitive to this effect than subjects practicing ASYM activities, where phases of monopodal stance are more frequent on the ND-Leg. Nevertheless, this hypothesis was not validated since subjects from both the SYM and ASYM groups displayed a similar behavior. It is important to note that the learning effect only concerned the D-Leg, thus illustrating a difference in the postural control adaptation between the D-Leg and the ND-Leg following the familiarization period. There is a relationship between the observation of a short-term learning effect and the difficulty of the postural task (Rougier et al., 2011). Hence the absence of any learning effect on the ND-Leg could illustrate that the maintenance of the monopodal stance would be less constraining on this leg likely due to a greater experience of monopodal stance situations. Conversely, the D-Leg, while being more unaccustomed to monopodal stance, would be more sensitive to the repetition of the postural task than the ND-Leg.

## **5.2 Warm-up effect**

A warm-up exercise of 12 minutes of pedaling at progressive intensity generated a beneficial effect on monopodal postural control by decreasing the COPx velocity for the D-Leg and COPy velocity for the two legs of the SYM group, as well as the COPy velocity for the D-Leg of the ASYM group. These results support previous studies that reported better postural control after an acute warm-up exercise (Bouët & Gahéry, 2000; Subasi et al., 2008; Fukusaki et al., 2016). The improved postural control after warm-up can be related to its beneficial effects which result in metabolic (e.g. increased body temperature and blood flow) and neurological activations enabling the enhancement of somatosensory system and central command (Bishop, 2003) of the postural function. Greater and/or more relevant neural discharges may contribute to the improvement of the proprioception and cutaneous sensitivity enabling better central integration of sensory information as well as better body representation in space (Bouët & Gahéry, 2000; Romero-Franco and Jiménez-Reyes, 2013). Warm-up exercises can also induce postactivation potentiation by increasing muscle contractility (Bishop, 2003) which can optimize the motor output of the postural function (Pasanen et al., 2009). The fact that warm-up did not produce any significant change on the ND-Leg in the ASYM group could be due to a weaker sensitivity of the ND leg to the effects of warm-up with subjects who are accustomed to frequent phases of monopodal stance in the context of their sports activity. This result tends to confirm the hypothesis formulated by Paillard (2017a) about the influence of leg laterality, which could be expressed more clearly in specific physiological states and with subjects having developed a specialized motor experience in sports that exercise one side of the body more often or intensely than the other (e.g., when regularly jumping or kicking a ball with the same leg during matches or training sessions)

### **5.3 Fatigue effect**

The result of this study showed that a voluntary fatiguing exercise adversely affected postural control on both the D-Leg and the ND-Leg in each the SYM and ASYM groups. This supports previous studies that reported a deterioration of postural control whatever the leg on which the subjects were assessed (Brito et al., 2012; Marchetti et al., 2013). The fatigue exercise employed in the present study which consisted in repeating back squats until exhaustion, can be considered as a global exercise which solicit a large part of body musculature (Paillard, 2012). With a mean total duration which exceeded 30 min in both the ASYM and SYM groups, fatigue induced by this type of exercise is likely to generate peripheral and central fatigue which can alter sensory inputs (i.e. disturbance of proprioceptive myotatic information specifically related to the fatigue engendered at the level of extensor muscles of lower-limb, disturbance of the vestibular sensitivity specifically related to the organic and vestibular dehydration induced), their central integration (i.e. degradation of programming, command and control of movement) and the motor output (i.e. decrease in muscle strength) of the postural function (for a review see Paillard, 2012). Further studies have shown that postural control was less affected by muscle fatigue on the ND-Leg than on the D-Leg, especially with sportspeople involved in ASYM activities like netball (Waterman et al., 2004), basketball (Erkmen et al., 2012) or soccer (Arliani et al., 2013). Our results did not display concordant findings since both the ASYM and SYM groups were similarly affected by fatigue, without any specific impact of the leg dominance. Two main factors could explain the absence of difference in postural control between the D-Leg and the ND-Leg in the ASYM group in fatigue condition. First, in all the above cited studies, the participants were playing in their sport at least at a national level whereas most of the subjects who were recruited in the present study were playing at a local or regional level. Since it is known that the expertise level could amplify the effects of leg dominance on postural control (Ricotti et al., 2013), one can suggest that the weak expertise level of our subjects did not allow

distinguishing any difference between the D-Leg and the ND-Leg. Second, our postural test, a monopodal stance on stable ground with eyes open, was less challenging than those employed Waterman et al. (2004), Erkmen et al. (2012) and Arliani et al. (2013), who respectively used monopodal stance with eyes closed on stable ground and monopodal stance on unstable supports. Since the experimental conditions require challenging and specific postural tests in relation to the sport practice condition to highlight differences between the two legs, it is likely that our postural test would have suffered from a lack of specificity and/or difficulty.

#### **5.4 Effect of leg dominance**

At baseline in the REF condition, the D-Leg and the ND-Leg did not exhibit any significant difference in both the ASYM and SYM groups. Contrary to our hypothesis which stated that the D-Leg and the ND-Leg exhibited more differences in postural control in subjects involved in ASYM activities than those who practiced SYM ones. This result is not in accordance with the findings of Guillou et al. (2007) and Barone et al. (2011) who highlighted differences in postural control due to leg dominance between soccer players, who are typical practitioners of ASYM activities, and other sports people involve in more SYM activities (e.g. dancers, windsurfers). Nevertheless, as we mentioned for the fatigue-related results, the weak expertise level of our subjects and/or the relatively easy postural task employed in the present study could explain the absence of leg dominance effect between the SYM and ASYM groups, since only expert sportsmen took part in the studies of Guillou et al. (2007) and Barone et al. (2011) in more challenging evaluation conditions (Paillard, 2017a).

The completion of a fatiguing exercise did not induce any significant difference between the D-Leg and the ND-Leg in both the SYM and ASYM groups. Nevertheless, when subjects were assessed after having performed non-fatiguing exercises, subtle effects induced by leg dominance were observed. Indeed, repetition of postural test trials and warm-up only produced effects on the D-Leg in both the SYM and ASYM groups, the warm-up exercise

also improving postural control on the ND-Leg in the SYM group. Overall, one can consider that the D-Leg was more sensitive to non-fatiguing exercise, especially in the ASYM group for which the warm-up effect only considered the D-Leg. These results tends to confirm the hypothesis formulated by Paillard (2017a) who postulated that certain physiological states in which subjects are evaluated could serve the purpose of distinguishing more clearly the effects of limb dominance on postural control and the potential differences between the D-Leg and the ND-Leg.

## **6. Conclusion**

The repetition of postural test trials and warm-up induced beneficial effects on static monopodal postural control among athletes in symmetric and asymmetric sports. The ND-Leg was less sensitive to these effects than the D-Leg, probably as a consequence of a greater involvement of the ND-Leg to support the body weight in the context of daily life and sport activity. Fatigue disturbs monopodal postural control regardless of the nature of the sport practiced and the leg, likely due to a lack of difficulty of the postural test and a low level of expertise of the subjects. It would be therefore interesting to consider more complex tasks (i.e. in dynamic conditions) among high level experts in symmetric and asymmetric sports in order to answer definitively the question of difference in terms of postural control between the dominant leg and the non-dominant leg.

## **Troisième partie : Discussion et Conclusion générales**

## **Chapitre 1 : Discussion générale**

Les trois objectifs théoriques de ce travail doctoral ont été réunis afin d'apporter des éléments de réponse relatifs à la problématique principale (cf. Première partie, Chapitre 2). Celle-ci s'inscrit dans un cadre thérapeutique et d'optimisation de la performance sportive, selon lequel les différentes adaptations posturales en fonction de la relation entre les membres inférieurs suite à un programme d'entraînement ou une activité sportive et/ou motrice, n'étaient pas connues. Dès lors, le premier objectif de ce travail était d'étudier les effets des programmes d'entraînement basés sur des contractions ipsilatérales volontaires et électro-induites sur la force musculaire et le contrôle postural monopodal du membre controlatéral. Ensuite, le second objectif visait à comparer le contrôle postural monopodal entre la jambe dominante et la jambe non-dominante avant et après un exercice d'échauffement, en insistant particulièrement sur la durée des effets aigus de cet exercice. Enfin, dans la continuité de ces travaux, le troisième objectif consistait à déterminer avec précision les effets de diverses conditions d'exercice aigu (répétition des essais posturaux, d'échauffement et d'exercice fatigant) sur la dominance des jambes dans le contrôle postural en fonction de la nature du sport pratiqué (i.e. en comparant des sportifs pratiquant des sports symétriques et asymétriques).

### **1. Effets de l'entraînement musculaire unilatéral basé sur des contractions volontaires et électro-évoquées sur la force et le contrôle postural monopodal du membre controlatéral**

Avant tout, il est important de préciser que cette étude (cf. Deuxième partie, Chapitre 1) a été la première à comparer les effets d'un programme de renforcement musculaire unilatéral utilisant des contractions volontaires et électriquement évoquées sur le contrôle postural monopodal et la force musculaire du membre controlatéral. L'étude a fait l'objet d'un protocole expérimental de 24 séances d'entraînement (8 semaines en raison de 3 séances/semaine) impliquant des jeunes sujets sains de sexe masculin qui ont été répartis en deux groupes expérimentaux (VOL & NMES) et un groupe contrôle (CON). Les résultats de

la présente étude révèlent que les contractions volontaires et électro-évoquées améliorent similairement la force musculaire des membres ipsilatéral et controlatéral. Cependant, aucune amélioration du contrôle postural n'a été observée dans les deux membres ipsilatéral et controlatéral suite à des contractions volontaires et électro-évoquées.

Les contractions volontaires et électro-évoquées permettent une augmentation de la force musculaire aussi bien pour le membre entraîné (ipsilatéral) que pour le membre non-entraîné (controlatéral). Cependant, aucune amélioration de la force n'a été constaté chez le groupe contrôle. La présence de ces résultats dans les deux membres ipsilatéral et controlatéral confirme l'existence des effets controlatéraux qui ont été rapportés précédemment suite à des contractions volontaires (Zhou, 2000; Shima et al., 2002; Munn et al., 2004; Hortobagyi, 2005; Munn et al., 2005; Carroll et al., 2006; Lee and Carroll, 2007; Lee et al., 2009; Lee et al., 2010; Lepley & Palmieri-Smith, 2014; Boyes et al., 2017; Manca et al., 2017). Un total de 43 contractions électro-évoquées en isométrie ont également été sanctionnées par des effets controlatéraux de force. En comparant les gains de force obtenus par des contractions électro-évoquées à ceux obtenus par des contractions volontaires dans chacun des deux membres ipsilatéral et controlatéral, aucune différence significative n'a été obtenue. Cependant, ces résultats contredisent ceux d'Hortobagyi et al. (1999) où des gains de force plus importants ont été rapportés avec des exercices stimulés qu'avec des exercices volontaires pour les deux membres ipsilatéral et controlatéral. Deux raisons peuvent expliquer ce résultat.

Premièrement, lorsque l'intensité de l'exercice électro-induit est élevée jusqu'à la limite du supportable, les gains de force obtenus par ce type d'exercice, avec une telle intensité, s'avèrent plus importants que les gains obtenus par un exercice volontaire (Hortobagyi et al., 1999). Cependant, dans la présente étude l'intensité de l'exercice était fixée à 20% de la MVC (i.e. contraction volontaire maximale). Deuxièmement, le programme d'intervention de l'équipe d'Hortobagyi et al. (1999) était basé sur un mode de contraction musculaire

excentrique alors que dans la présente étude, les sujets n'effectuaient que des contractions en mode isométrique. En fait, lors de l'étude de l'effet controlatéral après un entraînement isométrique unilatéral avec des contractions volontaires comparées à des contractions électriquement évoquées à une intensité similaire de 65% de MVC, Oakman et al. (1999) ont rapporté des gains de force similaires dans le membre controlatéral avec des contractions à la fois volontaires et évoquées. En effet, Farthing & Chilibeck (2003) ont conclu que les effets controlatéraux étaient spécifiques au mode d'action musculaire. Ainsi, l'intensité de l'exercice et le mode de contraction musculaire pourraient expliquer les gains de force similaires obtenus par les contractions volontaires et électro-évoquées dans la présente étude.

Par ailleurs, concernant la majorité des paramètres posturaux (à l'exception de la vitesse COPX et COPY du membre ipsilatéral dans la tâche STA du groupe NMES), aucun changement significatif des deux membres ipsilatéral et controlatéral n'a été observé pour tous les sujets. Les comparaisons statistiques n'ont également montré aucune différence significative entre les groupes NMES et VOL. Bien que les deux programmes d'entraînement aient été sanctionnés par une amélioration de la force musculaire dans les deux membres ipsilatéral et controlatéral, ils n'ont cependant pas permis une amélioration du contrôle postural. Ces résultats s'opposent à la relation existante entre la force et le contrôle postural (Melzer et al., 2009; Skurvidas et al., 2012; Forte et al., 2014; Gomes et al., 2015) et contredisent les résultats des études précédentes qui ont signalé une amélioration du contrôle postural suite à une amélioration de la force musculaire après un entraînement de force à haute intensité (Nelson et al., 1994; Karinkanta et al., 2009). Néanmoins, la divergence entre les résultats de la présente étude et ceux des études précédentes peut s'expliquer comme suit :

- La majorité des travaux qui ont montré une corrélation significativement proportionnelle entre la force et le contrôle postural lors des études transversales se limitait à une population âgée (Melzer et al., 2009; Skurvidas et al., 2012; Forte et al., 2014; Gomes et al., 2015). En

revanche, la présente étude n'incluait que des sujets jeunes de sexe masculin. De plus, cette corrélation ne semble pas être très claire puisqu'elle ne représente pas une cause à effet (Orr, 2010). Cette constatation est appuyée par les études de Muehlbauer et al. (2012, 2013) qui n'ont montré aucune corrélation significative entre la force maximale isométrique et le contrôle postural aussi bien chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes.

- Après un programme de renforcement musculaire à haute intensité, l'amélioration de la force musculaire et son corollaire, l'amélioration du contrôle postural, n'ont été rapportés que sur des sujets âgés présentant une certaine fragilité. Ce résultat ne s'applique pas dans le cas de la présente étude puisque l'ensemble des sujets étaient jeunes et en bonne santé. En fait, il existe une relation entre la force musculaire du membre inférieur et la performance posturale jusqu'à un certain niveau de force (Paillard, 2017b). Cela signifie que lorsqu'on augmente la force (spécialement chez des sujets ayant un faible niveau de force musculaire) on améliore le contrôle postural jusqu'à un certain seuil, au-dessus duquel cette relation disparaît (voir figure 6, chapitre 1 : cadre théorique). Par conséquent, l'entraînement de force pourrait profiter à des personnes âgées fragiles pour améliorer leur contrôle postural, mais pas chez des jeunes adultes sains comme ceux sollicités dans la présente étude.

Les résultats de cette étude illustrent un contrôle postural plus actif sur le membre ipsilatéral en condition statique suite à un entraînement par stimulation électrique (i.e. augmentation de la vitesse du déplacement du COP). Dans un contexte expérimental différent Herrero et al. (2006) ont montré que la stimulation électrique interfère dans la performance en sprint malgré l'augmentation de la force maximale isométrique, ce qui confirme que cette modalité d'entraînement peut agir comme un stimulus favorisant l'amélioration de la force isométrique des extenseurs du genou i.e. une action musculaire mono-articulaire mais n'induit pas d'amélioration de la force pour des mouvements dynamiques i.e. une action musculaire poly-segmentaire. En fait, une station debout sur une surface stable nécessite un contrôle subtil de

plusieurs articulations qui agissent en synergie pour réguler les déplacements du centre de masse (Günther et al., 2009). D'une manière plus générale, la nature et le faible niveau de spécificité des programmes d'entraînement NMES et VOL (contractions isométriques en position assise avec un angle de flexion genou / hanche de 90 ° qui ne correspondent pas aux conditions d'évaluation posturale) peuvent expliquer l'absence de transfert dans une tâche complexe telle que la position monopodale où la coordination inter-musculaire et poly-articulaire est essentielle. En outre, des modalités d'entraînement dans des conditions plus écologiques qui se rapprochent des conditions du déroulement du test d'évaluation, se traduiraient par un meilleur contrôle postural non seulement pour le membre ipsilatéral mais aussi pour le membre controlatéral (Oliveira et al., 2013). Globalement, ces résultats suggèrent que seul le programme d'entraînement musculaire comportant des mouvements unilatéraux dynamiques complexes impliquant principalement la cheville et/ou la hanche est susceptible d'améliorer le contrôle postural des membres ipsilatéral et controlatéral (Kim et al., 2011).

## **2. L'échauffement optimise le contrôle postural mais requiert quelques minutes**

Il est connu que l'exercice aigu non-fatigant améliore le contrôle postural entre les conditions pré et post-exercice (Adlerton & Moritz, 1996; Burdet et al., 2011; Fukusaki et al., 2016). Nos résultats corroborent ces précédents résultats puisqu'ils montrent que le protocole d'échauffement proposé diminue la vitesse du déplacement du COP pour chacune des deux jambes dominante et non-dominante, améliorant ainsi le contrôle postural chez des jeunes adultes sportifs de façon similaire. Cependant, cette amélioration est optimale 10 et 15 minutes après l'arrêt de l'exercice. Ceci confirme que les effets optimaux d'échauffement n'apparaissent qu'après quelques minutes de récupération, mais ne durent que quelques minutes. En effet, la diminution de la vitesse du déplacement du COP n'a pas eu lieu directement après l'arrêt de l'exercice. Ceci est dû à la forte activité des muscles cardiaques et

respiratoires, nécessaire pour compenser le déficit d'oxygène qui en résulte, ce qui déforme le corps (i.e. le tronc) et modifie son état de repos, amplifiant ainsi les oscillations posturales (Conforto et al., 2001). Puisqu'aucune différence significative n'a été observée immédiatement entre les mesures pré et post-échauffement, 2 min et 5 min après l'exercice, ces effets perturbateurs peuvent être considérés comme étant contrecarrés par les effets bénéfiques de l'échauffement.

A cet égard, l'amélioration du contrôle postural suite à un exercice d'échauffement peut s'expliquer par de multiples raisons. L'effet d'optimisation de l'exercice d'échauffement peut provenir principalement des activations métaboliques (par exemple élévation de la température du corps, du flux sanguin) et neurologiques qui engendrent des améliorations dans les fonctions somatosensorielles, centrales et motrices de la fonction posturale. La sensibilité proprioceptive (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi et récepteurs articulaires) et cutanée (récepteurs cutanés) peuvent être améliorés par des décharges neuronales plus importantes et/ou plus pertinentes permettant une meilleure intégration centrale des informations sensorielles (Bouët & Gahéry, 2000; Bartlett & Warren, 2002; Kim et al., 2015). Ceci contribuerait, par conséquent, à l'amélioration du contrôle postural. En outre, l'échauffement facilite le tonus musculaire en augmentant l'activité du motoneurone gamma (Burdet et al., 2011) et l'augmentation de l'excitabilité corticale et/ou de l'excitabilité motoneuronale spinale (Adlerton et Moritz, 1996) ainsi que la vitesse de conduction nerveuse (Dioszeghy & Stålberg, 1992) ce qui affine, en conséquence, la commande et le contrôle des tâches posturales. Ainsi, l'échauffement améliore également la contractilité musculaire et la visco-élasticité, ce qui peut augmenter le rendement moteur de la fonction posturale (Pasanen et al., 2009).

Par ailleurs, malgré les effets positifs de l'échauffement sur le contrôle postural ainsi que l'état physiologique optimal engendré par ce type d'exercice, aucune différence en termes de

contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante n'a été soulevée. Ce résultat suggère que l'éventuelle différence entre les deux jambes devrait être explorée dans des tâches posturales plus difficiles et spécifiques et/ou avec des sujets présentant des expériences motrices spécialisées liées à la symétrie ou à l'asymétrie des mouvements qu'ils réalisent (Paillard, 2017a) afin de conclure le plus précisément possible sur les différences posturales possibles entre la jambe dominante et la jambe non-dominante.

### **3. Influence de la dominance des membres sur le contrôle postural monopodal à la suite de diverses conditions d'exercice aigu chez des athlètes pratiquant des sports symétriques et asymétriques**

Au regard des résultats de l'étude précédente selon laquelle il était difficile de conclure s'il existe une différence entre la jambe dominante et la jambe non-dominante en termes de contrôle postural. Il était donc nécessaire d'explorer les effets de la dominance de la jambe sur le contrôle postural selon la nature du sport pratiqué et selon plusieurs conditions d'exercice aigu (tâche posturale répétée, échauffement et exercice fatigant).

Les résultats de cette troisième étude suggèrent que l'exercice d'échauffement et la répétition d'une tâche posturale induisent des effets bénéfiques sur le contrôle postural monopodal, alors que la fatigue engendre un effet perturbateur. Par ailleurs, bien que l'exercice fatigant n'ait pas induit de différence significative entre la jambe dominante et la jambe non-dominante dans les groupes SYM et ASYM, des effets subtils induits par la dominance des jambes ont pu être observés après l'échauffement et la répétition de tâche posturale monopodale.

Tout d'abord, la diminution significative de certains paramètres posturaux (vitesse du COP sur l'axe antéropostérieur et surface du COP) après la période de familiarisation (répétition de tâche posturale) illustre la présence d'un effet d'apprentissage à court terme sur la jambe dominante dans les deux groupes SYM et ASYM. La répétition d'une tâche posturale est connue pour générer une acquisition sensori-motrice entraînant des changements dans le

comportement postural des sujets (Paillard, 2014, 2017a). Parmi ces changements, un effet majeur induit par le processus d'apprentissage à court terme consiste probablement à diminuer la raideur neuromusculaire des membres inférieurs (Rougier et al., 2011). Les résultats de cette étude confirment également que ces changements peuvent survenir rapidement (Cug et Wikstrom, 2014; Valle et al., 2015; Williams et al., 2017) puisque seulement 3 essais posturaux étaient suffisants pour induire un impact positif sur le contrôle postural monopodal. Cet effet d'apprentissage à court terme se produit généralement lorsque les sujets doivent faire face à une tâche posturale inhabituelle et/ou stimulante (Rougier et al., 2011, Valle et al., 2015). Par conséquent, nous avons émis l'hypothèse que les sujets pratiquant des activités SYM seraient plus sensibles à cet effet que les sujets pratiquant des activités ASYM, dans lesquelles les phases d'appuis monopodaux sont plus fréquentes sur la jambe non-dominante que sur la jambe dominante. Néanmoins, cette hypothèse n'a pas été validée puisque les sujets des deux groupes SYM et ASYM présentaient un comportement postural similaire. Suite aux résultats obtenus, il est important de noter que l'effet d'apprentissage ne concernait que la jambe dominante, illustrant ainsi une différence dans l'adaptation du contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante après la période de familiarisation. Il existe une relation entre l'apprentissage à court terme et la difficulté de la tâche posturale (Rougier et al., 2011). Ainsi, l'absence d'effet d'apprentissage sur la jambe non-dominante pourrait illustrer que le maintien de la position monopodale serait moins contraignant sur cette jambe, probablement en raison d'une plus grande expérience des situations d'appuis monopodaux. A l'inverse, la jambe dominante, bien qu'étant moins habituée à la position monopodale, présenterait une plus grande entraîabilité à la répétition de la tâche posturale monopodale que la jambe non-dominante.

Ensuite, un exercice d'échauffement de 12 minutes de pédalage à intensité progressive a généré un effet bénéfique sur le contrôle postural monopodal en diminuant la vitesse de

déplacement du COP pour les deux jambes du groupe SYM, ainsi que la vitesse de déplacement du COP pour la jambe dominante du groupe ASYM. Ces résultats vont dans le sens des études précédentes qui ont rapporté un meilleur contrôle postural après un exercice d'échauffement aigu (Bouët et Gahéry, 2000; Subasi et al., 2008; Fukusaki et al., 2016). L'amélioration du contrôle postural après un échauffement peut être liée aux effets bénéfiques de ce dernier, qui entraînent des activations métaboliques (par exemple augmentation de la température corporelle et du flux sanguin) et neurologiques permettant l'optimisation des entrées somatosensorielles et de la commande centrale (Bishop, 2003) de la fonction posturale. De plus, des décharges neuronales plus importantes et/ou plus pertinentes peuvent contribuer à l'amélioration de la proprioception et de la sensibilité cutanée, permettant ainsi une meilleure intégration centrale de l'information sensorielle ainsi qu'une meilleure représentation corporelle dans l'espace (Bouët et Gahéry, 2000; Romero-Franco et Jiménez-Reyes, 2013). Les exercices d'échauffement peuvent également induire une potentiation de la contractilité musculaire (Bishop, 2003) laquelle peut optimiser le rendement moteur de la fonction posturale (Pasanen et al., 2009). Cependant, l'échauffement n'a pas pu provoquer de changement significatif sur la jambe non-dominante chez des athlètes qui pratiquent une activité ASYM. Ceci pourrait être dû à une plus faible sensibilité/entraînabilité de la jambe non-dominante aux effets de l'échauffement chez des sujets habitués à des phases fréquentes de position monopodale dans le cadre de leur activité sportive. Ce résultat tend à confirmer l'hypothèse formulée par Paillard (2017a) sur l'influence de la latéralité dominante au niveau du membre inférieur qui pourrait apparaître dans des états physiologiques spécifiques et chez des sujets ayant une expérience motrice spécialisée dans des sports qui s'exercent souvent sur l'hémicorps plus intensément entraîné que l'autre (par exemple, en sautant régulièrement ou en frappant une balle toujours avec la même jambe pendant les matches ou les entraînements).

Par ailleurs, l'exercice fatigant volontaire affectait négativement le contrôle postural sur les deux jambes, dominante et non-dominante dans les groupes SYM et ASYM. Cela confirme les études antérieures qui ont rapporté une détérioration du contrôle postural quelle que soit la jambe sur laquelle les sujets ont été évalués (Brito et al., 2012; Marchetti et al., 2013). L'exercice de fatigue utilisé dans la présente étude qui consistait à répéter les squats jusqu'à l'épuisement peut être considéré comme un exercice global qui sollicite une grande partie de la musculature corporelle (Paillard, 2012). Il est connu que la fatigue induite par ce type d'exercice est susceptible de générer une fatigue périphérique et centrale qui peut altérer :

- les entrées sensorielles (c'est-à-dire la perturbation de l'information proprioceptive myotatique spécifiquement liée à la fatigue engendrée au niveau des muscles extenseurs des membres inférieurs et de la sensibilité vestibulaire spécifiquement liée à la déshydratation induite au niveau organique et vestibulaire)
- l'intégration centrale des entrées sensorielles (c'est-à-dire la dégradation de la programmation, la commande et le contrôle du mouvement) et le rendement moteur de la fonction posturale (voir revue de littérature Paillard, 2012).

D'autres études ont montré que le contrôle postural était moins affecté par la fatigue musculaire sur la jambe non-dominante que sur la jambe dominante, en particulier chez les sportifs impliqués dans des activités ASYM comme le basketball (Erkmen et al., 2012) ou le football (Arliani et al., 2013). Nos résultats ne sont pas concordants puisque les groupes ASYM et SYM ont été affectés de la même manière par la fatigue, sans aucun impact spécifique de la dominance de la jambe. Deux facteurs principaux pourraient expliquer l'absence de différence dans le contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante dans le groupe ASYM en condition de fatigue. Le premier facteur est le niveau d'expertise des sujets qui semble amplifier l'influence de la latéralité du membre inférieur sur

le contrôle postural (Lin et al., 2013). Ces auteurs ont conclu que la meilleure performance posturale est obtenue sur la jambe dominante seulement chez des experts, tandis que chez des novices, la performance posturale est indépendante du choix de la jambe de support. Puisque la plupart des sujets recrutés dans la présente étude jouaient au niveau local ou régional, on peut suggérer que le faible niveau d'expertise de nos sujets ne permettait pas de distinguer la différence entre la jambe dominante et la jambe non-dominante. Le deuxième facteur concerne la nature du test postural. En effet, un test postural monopodal sur un sol stable en condition yeux ouverts, est moins difficile que les tests employés par Waterman et al. (2004), Erkmen et al. (2012) et Arliani et al. (2013), qui utilisaient respectivement une position monopodale avec les yeux fermés sur un sol stable et une position monopodale sur des supports instables. Puisque les conditions expérimentales requièrent des tests posturaux stimulants et spécifiques à la condition de pratique sportive pour mettre en évidence des différences entre les deux jambes, il est probable que le test postural réalisé dans notre étude ne serait pas suffisamment spécifique et difficile sur le plan de sa réalisation.

Enfin, malgré la nature du sport pratiqué, la jambe dominante et la jambe non-dominante n'ont pas présenté de différence significative dans les groupes ASYM et SYM. Ce résultat va à l'encontre de notre hypothèse selon laquelle les deux jambes présenteraient davantage de différences posturales chez des sujets impliqués dans des activités ASYM que chez ceux impliqués dans des activités SYM (Guillou et al., 2007; Barone et al., 2011). Ces auteurs ont mis en évidence des différences posturales selon la latéralité préférentielle du membre inférieur chez des joueurs de football pratiquant des activités ASYM. Néanmoins, comme nous l'avons mentionné pour les résultats liés à la fatigue, le faible niveau d'expertise de nos sujets et/ou le manque de spécificité et de difficulté de la tâche posturale réalisée dans la présente étude pourraient expliquer l'absence d'influence de la latéralité entre les groupes SYM et ASYM, puisque seuls des sportifs experts ont participé aux études de Guillou et al.

(2007) et Barone et al. (2011) dans des conditions d'évaluation plus difficiles (Paillard, 2017a).

Au regard des résultats obtenus suite à différentes conditions d'exercice, on peut considérer que la jambe dominante était plus sensible aux exercices non-fatigants, en particulier dans le groupe ASYM pour lequel l'effet échauffement ne concernait que la jambe dominante. Ainsi, ces résultats tendent à confirmer l'hypothèse formulée par Paillard (2017a) qui postule que certains états physiologiques dans lesquels les sujets sont évalués pourraient permettre de distinguer l'influence de la latéralité du membre inférieur sur le contrôle postural.

## **Chapitre 2 : Conclusion générale**

Ce travail doctoral a consisté à étudier la plasticité de la fonction posturale aux exercices chroniques et aigus au moyen de programmes d'intervention basés sur des contractions volontaires et électro-évoquées et d'analyses observationnelles sur l'influence de la latéralité du membre inférieur sur le contrôle postural

L'entraînement unilatéral chronique de la force à travers des contractions isométriques électro-induites et volontaires améliore de la même manière la force du membre ipsilatéral et du membre controlatéral. Ce résultat est une preuve supplémentaire qui confirme l'existence de l'effet controlatéral notamment par le biais de l'exercice électro-induit. Néanmoins, les deux programmes d'entraînement n'ont pas amélioré le contrôle postural monopodal chez des sujets jeunes et en bonne santé, quel que soit le membre étudié i.e. ipsilatéral ou controlatéral. Ces résultats illustrent que les exercices proposés n'ont pas induit un transfert positif des améliorations de la force sur les tâches posturales en condition monopodale. Par conséquent, dans un contexte d'immobilisation segmentaire après une pathologie ou une blessure, des programmes de rééducation ou d'entraînement avec des exercices dynamiques et poly-articulaires semblent plus judicieux que des exercices isométriques et mono-articulaires dans le but d'améliorer simultanément la force musculaire du membre inférieur et le contrôle postural.

En revanche, l'exercice aigu tel que l'échauffement optimise le contrôle postural pour les deux jambes i.e. dominante et non-dominante. Cependant, cet exercice ne permet pas de distinguer de différences en termes de contrôle postural entre la jambe dominante et la jambe non-dominante chez des sujets jeunes sportifs. Par ailleurs, quelques minutes de récupération devraient être nécessaires entre la fin de l'exercice d'échauffement et le début du test pour optimiser le contrôle postural. La durée optimale de récupération est d'environ 10-15 minutes. En termes d'applications pratiques, des activités physiques pour lesquelles la performance motrice dépend fortement du contrôle postural, comme le tir et d'autres activités sportives

statiques et dynamiques, le rôle de l'échauffement se révèle être fondamental et ne doit pas être interrompu plus de 15 minutes avant de débiter l'entraînement ou la compétition. Ce précepte pourrait également s'appliquer pour les séances de réadaptation concernant les membres inférieurs afin de limiter le risque des chutes chez les patients.

De même, chez une population d'athlètes pratiquant des sports symétriques et asymétriques, l'exercice d'échauffement et la répétition des tâches posturales engendrent des effets bénéfiques sur le contrôle postural monopodal. La jambe non-dominante s'avère moins sensible à l'exercice aigu que la jambe dominante, probablement en raison d'une plus grande implication de la jambe non-dominante dans le maintien de la masse corporelle dans les tâches motrices quotidiennes/domestiques et sportives. En parallèle, la fatigue perturbe le contrôle postural monopodal quelle que soit la nature du sport pratiqué et quel que soit la jambe sollicitée. Toutefois, on n'observe pas de différences entre la jambe dominante et la jambe non-dominante probablement en raison du manque de difficulté du test postural réalisé et du faible niveau d'expertise des sujets évalués. Il serait donc intéressant de considérer des tâches posturales plus difficiles (c'est-à-dire dans des conditions dynamiques) auprès d'experts ou de sportifs de haut niveau dans des sports symétriques et asymétriques afin de répondre définitivement à la question relative à l'influence de la latéralité du membre inférieur (jambe dominante et jambe non-dominante) sur le contrôle postural monopodal.

## BIBLIOGRAPHIE

- Adkins, D. L., Boychuk, J., Remple, M. S., & Kleim, J. A. (2006). Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology*, 101(6), 1776-1782.
- Adlerton AK & Moritz U. (1996). Does calf-muscle fatigue affect standing balance? *Scand J Med Sci Sports*, 6:211-215.
- Alonso, A. C., Brech, G. C., Bourquin, A. M., & Greve, J. M. D. A. (2011). The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Medical Journal*, 129(6), 410-413.
- Arkov, V., Abramova, T., Nikitina, T., Afanasjeva, D., Suprun, D., Milenin, O., & Tonevitsky, A. (2010). Cross effect of electrostimulation of quadriceps femoris muscle during maximum voluntary contraction under conditions of biofeedback. *Bulletin of experimental biology and medicine*, 149(1), 93-95.
- Arliani, G.G., Almeida, G.P., Dos Santos, C.V., Venturini, A.M., Astur Dda, C., Cohen, M. (2013). The effects of exertion on the postural stability in young soccer players. *Acta Ortopédica Brasileira*, 21(3), 155-158.
- Barone, R., Macaluso, F., Traina, M., Leonardi, V., Farina, F., & Di Felice, V. (2011). Soccer players have a better standing balance in nondominant one-legged stance. *Open access journal of sports medicine*, 2, 1.
- Bartlett MJ, Warren PJ. (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *Br J Sports Med*, 36:132-134.
- Bax, L., Staes, F., & Verhagen, A. (2005). Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? *Sports Medicine*, 35(3), 191-212.
- Behm, D. G., Muehlbauer, T., Kibele, A., & Granacher, U. (2015). Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, 45(12), 1645-1669.
- Bernard, P. L., Blain, H., Tallon, G., Ninot, G., Jaussent, A., & Ramdani, S. (2015). Influence of repeated effort induced by a 6-min walk test on postural response in older sedentary

- women. *Aging clinical and experimental research*, 27(5), 695-701.
- Berthoz, A. (1997). *Sens du mouvement (Le)*: Odile Jacob.
- Bevan, H. R., Cunningham, D. J., Tooley, E. P., Owen, N. J., Cook, C. J., & Kilduff, L. P. (2010). Influence of postactivation potentiation on sprinting performance in professional rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(3), 701-705.
- Bickel, C. S., Gregory, C. M., & Dean, J. C. (2011). Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *European journal of applied physiology*, 111(10), 2399.
- Bishop, D. (2003). Warm up I. *Sports Medicine*, 33(6), 439-454.
- Bouët, V., & Gahéry, Y. (2000). Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neuroscience letters*, 289(2), 143-146.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement: Elsevier Masson*. 304pp.
- Bouisset, S., & Duchêne, J.-L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, 5(8), 957-960.
- Bove, M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F., Cogo, C. E., & Ruggeri, P. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. *Neuroscience letters*, 418(3), 276-281.
- Boyes, N. G., Yee, P., Lanovaz, J. L., & Farthing, J. P. (2017). Cross-education after high-frequency versus low-frequency volume-matched handgrip training. (1097-4598 (Electronic)).
- Brito, J., Fontes, I., Ribeiro, F., Raposo, A., Krstrup, P., Rebelo, A. (2012). Postural stability decreases in elite young soccer players after a competitive soccer match. *Physical Therapy in Sport*, 13(3), 175-179.
- Burdet, C., & Rougier, P. (2004). Effects of utmost fatigue on undisturbed upright stance control. *Science & Sports*, 19(6), 308-316.
- Burdet C, Vuillerme N, Rougier PR. (2012). How performing a repetitive one-legged stance modifies two-legged postural control. *J Strength Cond Res*, 25:2911-2918.
- Butler, R. J., Southers, C., Gorman, P. P., Kiesel, K. B., & Plisky, P. J. (2012). Differences in soccer players' dynamic balance across levels of competition. *Journal of athletic training*,

47(6), 616-620.

- Caraffa, A., Cerulli, G., Progetti, M., Aisa, G., & Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, 4(1), 19-21.
- Carroll, T. J., Herbert, R. D., Munn, J., Lee, M., & Gandevia, S. C. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*, 101(5), 1514-1522.
- Chang YK, Labban JD, Gapin JJ, et al. (2012). The effects of acute exercise on cognitive performance: a meta-analysis. *Brain research*, 1453:87-10.
- Chaubet, V., & Paillard, T. Effects of unilateral knee extensor muscle fatigue induced by stimulated and voluntary contractions on postural control during bipedal stance. (2012). (1769-7131 (Electronic)).
- Cheung, R., Smith, A., & Wong, D. (2012). H: Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players. *Journal of human kinetics*, 33, 63-71.
- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & posture*, 14(1), 28-35.
- Cuğ, M., Duncan, A., & Wikstrom, E. (2016). Comparative Effects of Different Balance-Training-Progression Styles on Postural Control and Ankle Force Production: A Randomized Controlled Trial. *Journal of athletic training*, 51(2), 101-110.
- Cug, M., & Wikstrom, E. A. (2014). Learning effects associated with the least stable level of the biodex® stability system during dual and single limb stance. *Journal of sports science & medicine*, 13(2), 387.
- Dabadghav, R. (2016). Correlation of ankle eversion to inversion strength ratio and static balance in dominant and non-dominant limbs of basketball players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 56(4), 422-427.
- Derave, W., Clercq, D. D., Bouckaert, J., & Pannier, J.-L. (1998). The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics*, 41(6), 782-789.
- Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J.-L., & De Clercq, D. (2002). Treadmill

- exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International journal of sports medicine*, 23(01), 44-49.
- Dioszeghy P, Stålberg E. (1992). Changes in motor and sensory nerve conduction parameters with temperature in normal and diseased nerve. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85:229-235.
- Dragert, K., & Zehr, E. P. (2011). Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental brain research*, 208(2), 217-227.
- Dragert, K., & Zehr, E. P. (2013). High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Experimental brain research*, 225(1), 93-104.
- Erkmen, N., Suveren, S., & Göktepe, A. (2012). Effects of Exercise Continued Until Anaerobic Threshold on Balance Performance in Male Basketball Players. *Journal of human kinetics*, 33, 73-79.
- Esformes, J. I., Keenan, M., Moody, J., & Bampouras, T. M. (2011). Effect of different types of conditioning contraction on upper body postactivation potentiation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 143-148.
- Farthing, J. P., & Chilibeck, P. D. (2003). The effect of eccentric training at different velocities on cross-education. *European journal of applied physiology*, 89(6), 570-577.
- Farthing, J. P., Krentz, J. R., Magnus, C., Barss, T. S., Lanovaz, J. L., Cummine, J., . . . Borowsky, R. (2011). Changes in functional magnetic resonance imaging cortical activation with cross education to an immobilized limb. *Med Sci Sports Exerc*, 43(8), 1394-1405.
- Forte, R., Boreham, C. A., De Vito, G., Ditroilo, M., & Pesce, C. (2014). Measures of static postural control moderate the association of strength and power with functional dynamic balance. *Aging clinical and experimental research*, 26(6), 645-653.
- Fukusaki, C., Masani, K., Miyasaka, M., & Nakazawa, K. (2016). Acute Positive Effects of Exercise on Center-of-Pressure Fluctuations During Quiet Standing in Middle-Aged and Elderly Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(1), 208-216.
- Gauchard, G. C., Gangloff, P., Vouriot, A., Mallie, J.-P., & Perrin, P. P. (2002). Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult

- human subjects. *International Journal of Neuroscience*, 112(10), 1191-1206.
- Gioftsidou, A., Malliou, P., Pafis, G., Beneka, A., Godolias, G., & Maganaris, C. N. (2006). The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability. *European journal of applied physiology*, 96(6), 659-664.
- Golomer, E., Crémieux, J., Dupui, P., Isableu, B., & Ohlmann, T. (1999). Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience letters*, 267(3), 189-192.
- Gomes, M. M., Reis, J. G., Carvalho, R. L., Tanaka, E. H., Hyppolito, M. A., & Abreu, D. C. (2015). Analysis of postural control and muscular performance in young and elderly women in different age groups. *Brazilian journal of physical therapy*, 19(1), 1-9.
- Gray VL, Ivanova TD, Garland SJ. (2016). A single session of open kinetic chain movements emphasizing speed improves speed of movement and modifies postural control in stroke. *Physiother Theory Pract* 32:113-123.
- Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical therapy*, 85(4), 358.
- Gstöttner, M., Neher, A., Scholtz, A., Millonig, M., Lembert, S., & Raschner, C. (2009). Balance ability and muscle response of the preferred and nonpreferred leg in soccer players. *Motor control*, 13(2), 218-231.
- Guillou, E., Dupui, P., & Golomer, E. (2007). Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. *Clinical Neurophysiology*, 118(2), 317-324.
- Günther, M., Grimmer, S., Siebert, T., & Blickhan, R. (2009). All leg joints contribute to quiet human stance: a mechanical analysis. *Journal of biomechanics*, 42(16), 2739-2746.
- Hammami A, Zois J, Slimani M, et al. (2016). The efficacy, and characteristics, of warm-up and re-warm-up practices in soccer players: a systematic review. *J Sports Med Phys Fitness* Nov 30.
- Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., & McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. *Journal of athletic training*, 40(3), 191.

- Hendy, A. M., Chye, L., & Teo, W.-P. (2017). Cross-Activation of the Motor Cortex during Unilateral Contractions of the Quadriceps. *Frontiers in Human Neuroscience, 11*.
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of neurophysiology, 28*(3), 560-580.
- Herrero, J., Izquierdo, M., Maffiuletti, N., & Garcia-Lopez, J. (2006). Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *International journal of sports medicine, 27*(07), 533-539.
- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. *Experimental brain research, 144*(3), 293-302.
- Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *Journal of athletic training, 33*(4), 319.
- Horlings, C., Küng, U., Van Engelen, B., Voermans, N., Hengstman, G., van der Kooi, A., . . . Allum, J. H. (2009). Balance control in patients with distal versus proximal muscle weakness. *Neuroscience, 164*(4), 1876-1886.
- Horlings, C. G., Van Engelen, B. G., Allum, J. H., & Bloem, B. R. (2008). A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nature Reviews. Neurology, 4*(9), 504.
- Hortobágyi, T. (2005). Cross education and the human central nervous system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 24*(1), 22-28.
- Hortobágyi, T., Lambert, N. J., & Hill, J. P. (1997). Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 29*(1), 107-112.
- Hortobágyi, T., & Maffiuletti, N. A. (2011). Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *European journal of applied physiology, 111*(10), 2439-2449.
- Hortobágyi, T., Scott, K., Lambert, J., Hamilton, G., & Tracy, J. (1999). Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor control, 3*(2), 205-219.

- Hortobágyi, T., Taylor, J. L., Petersen, N. T., Russell, G., & Gandevia, S. C. (2003). Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of neurophysiology*, *90*(4), 2451-2459.
- Hu, M.-H., & Woollacott, M. H. (1994). Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *Journal of gerontology*, *49*(2), M52-M61.
- Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., & Perrin, P. (1999). Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International journal of sports medicine*, *20*(02), 86-92.
- Huurnink, A., Fransz, D. P., Kingma, I., Hupperets, M. D., & van Dieën, J. H. (2014). The effect of leg preference on postural stability in healthy athletes. *Journal of biomechanics*, *47*(1), 308-312.
- Ihalainen, S., Kuitunen, S., Mononen, K., & Linnamo, V. (2016). Determinants of elite-level air rifle shooting performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *26*(3), 266-274.
- Jakobsen, M. D., Sundstrup, E., Krstrup, P., & Aagaard, P. (2011). The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *European journal of applied physiology*, *111*(3), 521-530.
- Kaas, J. H. (1991). Plasticity of sensory and motor maps in adult mammals. *Annual review of neuroscience*, *14*(1), 137-167.
- Karinkanta, S., Heinonen, A., Sievänen, H., Uusi-Rasi, K., Fogelholm, M., & Kannus, P. (2009). Maintenance of exercise-induced benefits in physical functioning and bone among elderly women. *Osteoporosis international*, *20*(4), 665-674.
- Kim, K., Cha, Y. J., & Fell, D. W. (2011). The effect of contralateral training: Influence of unilateral isokinetic exercise on one-legged standing balance of the contralateral lower extremity in adults. *Gait & posture*, *34*(1), 103-106.
- Kim YD, Lee KB, Roh HL. (2015). Immediate effects of the activation of the affected lower limb on the balance and trunk mobility of hemiplegic stroke patients. *J Phys Ther Sci* *27*:1555-1557.
- Kiyota, T., & Fujiwara, K. (2014). Dominant side in single-leg stance stability during floor

- oscillations at various frequencies. *Journal of physiological anthropology*, 33(1), 25.
- Knaflitz, M., Merletti, R., & De Luca, C. J. (1990). Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 68(4), 1657-1667.
- Kristeva, R., Cheyne, D., & Deecke, L. (1991). Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 81(4), 284-298.
- Lee, M., & Carroll, T. J. (2007). Cross education. *Sports Medicine*, 37(1), 1-14.
- 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, M., Hinder, M. R., Gandevia, S. C., & Carroll, T. J. (2010). The ipsilateral motor cortex contributes to cross-limb transfer of performance gains after ballistic motor practice. *The Journal of physiology*, 588(1), 201-212.
- Lepers, R., Bigard, A. X., Diard, J.-P., Gouteyron, J.-F., & Guezennec, C. Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(1), 55-61.
- Lepley, L. K., & Palmieri-Smith, R. M. (2014). Cross-education strength and activation after eccentric exercise. *Journal of athletic training*, 49(5), 582-589.
- Lesinski, M., Hortobágyi, T., Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Effects of balance training on balance performance in healthy older adults: a systematic review and meta-analysis. *Sports medicine*, 45(12), 1721-1738.
- Lexell, J., HENRIKSSON-LARSÉN, K., & Sjöström, M. (1983). Distribution of different fibre types in human skeletal muscles 2. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. *Acta Physiologica*, 117(1), 115-122.
- Li, F., Harmer, P., Fisher, K. J., & Mcauley, E. (2004). Tai Chi: improving functional balance and predicting subsequent falls in older persons. *Medicine & science in sports & exercise*, 36(12), 2046-2052.

- Lin, C.-W., Su, F.-C., Wu, H.-W., & Lin, C.-F. (2013). Effects of leg dominance on performance of ballet turns (pirouettes) by experienced and novice dancers. *Journal of sports sciences*, 31(16), 1781-1788.
- Magnus, C. R., Barss, T. S., Lanovaz, J. L., & Farthing, J. P. (2010). Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1887-1894.
- Manca, A., Dragone, D., Dvir, Z., & Deriu, F. (2017). Cross-education of muscular strength following unilateral resistance training: a meta-analysis. *European journal of applied physiology*, 1-20.
- Marchetti, P. H., Orselli, M. I., & Duarte, M. (2013). The effects of uni-and bilateral fatigue on postural and power tasks. *Journal of applied biomechanics*, 29(1), 44-48.
- Marchetti, P. H., Orselli, M. I. V., Martins, L., & Duarte, M. (2014). Effects of a full season on stabilometric Parameters of team handball elite athletes. *Motriz: Revista de Educação Física*, 20(1), 71-77.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current opinion in neurobiology*, 4(6), 877-887.
- Matsuda, S., Demura, S., & Demura, T. (2010). Examining differences between center of pressure sway in one-legged and two-legged stances for soccer players and typical adults. *Perceptual and motor skills*, 110(3), 751-760.
- Matsuda, S., Demura, S., & Uchiyama, M. (2008). Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of sports sciences*, 26(7), 775-779.
- McComas, A., Fawcett, P. R. W., Campbell, M., & Sica, R. (1971). Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 34(2), 121-131.
- McGregor, S. J., Armstrong, W. J., Yaggie, J. A., Bollt, E. M., Parshad, R., Bailey, J. J., . . . Kelly, S. R. (2011). Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 43.
- Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J., & Alexander, N. (2009). Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age and ageing*, 38(1), 119-123.

- Missaoui, B., Portero, P., Bendaya, S., Hanktie, O., & Thoumie, P. (2008). Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 447-457.
- Moussa, A. Z. B., Zouita, S., Dziri, C., & Salah, F. B. (2012). Postural control in Tunisian soccer players. *Science & Sports*, 27(1), 54-56.
- Muehlbauer, T., Besemer, C., Wehrle, A., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*, 58(6), 504-512.
- Muehlbauer, T., Besemer, C., Wehrle, A., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*, 58(6), 504-512.
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2013). Association of balance, strength, and power measures in young adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(3), 582-589.
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(12), 1671-1692.
- Munn, J., Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (2004). Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *Journal of Applied Physiology*, 96(5), 1861-1866.
- Munn, J., Herbert, R. D., Hancock, M. J., & Gandevia, S. C. (2005). Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *Journal of Applied Physiology*, 99(5), 1880-1884.
- Nagai, K., Yamada, M., Tanaka, B., Uemura, K., Mori, S., Aoyama, T., . . . Tsuboyama, T. (2012). Effects of balance training on muscle coactivation during postural control in older adults: a randomized controlled trial. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, 67(8), 882-889.
- Nagano, A., Yoshioka, S., Hay, D. C., Himeno, R., & Fukashiro, S. (2006). Influence of vision and static stretch of the calf muscles on postural sway during quiet standing. *Human movement science*, 25(3), 422-434.
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G.

- (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European journal of applied physiology*, 92(4-5), 407-413.
- Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M., & Schieppati, M. (1998). Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(8), 920-924.
- Nelson, M. E., Fiatarone, M. A., Morganti, C. M., Trice, I., Greenberg, R. A., & Evans, W. J. (1994). Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures: a randomized controlled trial. *Jama*, 272(24), 1909-1914.
- Oakman, A., Zhou, S., & Davie, A. (1999). Cross-Education effect observed in voluntary and electromyostimulation strength training. *Paper presented at the ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Oliveira, A. S. C., Silva, P. B., Farina, D., & Kersting, U. G. (2013). Unilateral balance training enhances neuromuscular reactions to perturbations in the trained and contralateral limb. *Gait & posture*, 38(4), 894-899.
- Orr, R. (2010). Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med*, 46(2), 183-220.
- Osu, R., Otaka, Y., Ushiba, J., Sakata, S., Yamaguchi, T., Fujiwara, T., . . . Liu, M. (2012). A pilot study of contralateral homonymous muscle activity simulated electrical stimulation in chronic hemiplegia. *Brain injury*, 26(9), 1105-1112.
- Paillard, T. (2008). Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions. *Sports Medicine*, 38(2), 161-177.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176.
- Paillard, T. (2014). Sport-specific balance develops specific postural skills. *Sports Medicine*, 44, 1019-1020.
- Paillard, T. (2016). Posture et équilibre humaines: *De Boeck Supérieur*. 260pp.
- Paillard, T. (2017a). Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 72, 129-152.
- Paillard, T. (2017b). Relationship between Muscle Function, Muscle Typology and Postural

- Performance According to Different Postural Conditions in Young and Older Adults. *Frontiers in Physiology*, 8, 585.
- Paillard, T., Chaubet, V., Maitre, J., Dumitrescu, M., & Borel, L. (2010). Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. *Neurosci Res*, 68(4), 301-306.
- Paillard, T., & Noe, F. (2006). Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16(5), 345-348.
- Paillard, T., & Noé, F., (2015). Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int*, 2015.
- Paillard, T., Noe, F., Riviere, T., & Vincent, M. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of athletic training*, 41(2), 172.
- Paillard, T., Pau, M., Noé, F., & González, L.-M. (2015). Rehabilitation and improvement of the postural function. *Biomed Res Int*, 2015.
- Pasanen, K., Parkkari, J., Pasanen, M., & Kannus, P. (2009). Effect of a neuromuscular warm-up programme on muscle power, balance, speed and agility: a randomised controlled study. *British journal of sports medicine*, 43(13), 1073-1078.
- Pau, M., Loi, A., & Pezzotta, M. C. (2012). Does sensorimotor training improve the static balance of young volleyball players? *Sports biomechanics*, 11(1), 97-107.
- Perrin, P., Schneider, D., Deviterne, D., Perrot, C., & Constantinescu, L. (1998). Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neuroscience letters*, 245(3), 155-158.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406.
- Ricotti, L., Rigosa, J., Niosi, A., & Menciassi, A. (2013). Analysis of balance, rapidity, force and reaction times of soccer players at different levels of competition. *PLoS One*, 8(10), e77264.
- Romero-Franco, N., Martínez-López, E. J., Lomas-Vega, R., Hita-Contreras, F., Osuna-Pérez,

- M. C., & Martínez-Amat, A. (2013). Short-term effects of proprioceptive training with unstable platform on athletes' stabilometry. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(8), 2189-2197.
- Rougier, P.R., Mathias, M., & Tanzi, A. (2011). Short-term effects on postural control can be evidenced using a seesaw. *Neuroscience Letters*, 488(2), 133-137.
- Sabin, M. J., Ebersole, K. T., Martindale, A. R., Price, J. W., & Broglio, S. P. (2010). Balance performance in male and female collegiate basketball athletes: influence of testing surface. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(8), 2073-2078.
- Sale, D. G. (2002). Postactivation potentiation: role in human performance. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(3), 138-143.
- Sariyildiz, M., Karacan, I., Rezvani, A., Ergin, O., & Cidem, M. (2011). Cross-education of muscle strength: cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), e359-e364.
- Schmid, M., Conforto, S., Bibbo, D., & D'Alessio, T. (2004). Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions. *Human movement science*, 23(2), 105-119.
- 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.
- Skurvidas, A., Cesnaitiene, V., Mickeviciene, D., Gutnik, B., Nicholson, J., & Hudson, G. (2012). Age-related changes in force and power associated with balance of women in quiet bilateral stance on a firm surface. *HOMO-Journal of Comparative Human Biology*, 63(2), 114-125.
- Steib, S., Zahn, P., zu Eulenburg, C., Pfeifer, K., & Zech, A. (2016). Time-dependent postural control adaptations following a neuromuscular warm-up in female handball players: a randomized controlled trial. *BMC sports science, medicine and rehabilitation*, 8(1), 33.
- Steinberg, N., Eliakim, A., Zaav, A., Pantanowitz, M., Halumi, M., Eisenstein, T., . . . Nemet, D. (2016). Postural balance following aerobic fatigue tests: A longitudinal study among young athletes. *Journal of motor behavior*, 48(4), 332-340.

- Subasi, S. S., Gelecek, N., & Aksakoglu, G. (2008). Effects of different warm-up periods on knee proprioception and balance in healthy young individuals. *Journal of Sport Rehabilitation, 17*(2), 186-205.
- Tarantola, J., Nardone, A., Tacchini, E., & Schieppati, M. (1997). Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neuroscience Letters, 228*(2), 75-8.
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica, 193*(2), 101-116.
- Tsang, W. W., Wong, V. S., Fu, S. N., & Hui-Chan, C. W. (2004). Tai Chi improves standing balance control under reduced or conflicting sensory conditions. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 85*(1), 129-137.
- Valle, M.S., Casabona, A., Cavallaro, C., Castorina, G., Cioni, M. (2015). Learning Upright Standing on a Multiaxial Balance Board. *PLoS One, 10*(11):e0142423.
- Vikram, M., Sundaraganesh, K., Justine, M., Kurup, M., & Leonard, J. (2012). Evaluation of postural control impairment using Balance Error Scoring System among athletes with ankle injury: an effective tool in daily clinical practice. *Clinica terapeutica, 163*(5), 383.
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J., Weise, I., & Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience letters, 303*(2), 83-86.
- Vuillerme, N., & Hintzy, F. (2007). Effects of a 200 W–15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. *European journal of applied physiology, 100*(2), 169-175.
- Waterman, N., Sole, G., & Hale, L. (2004). The effect of a netball game on parameters of balance. *Physical Therapy in Sport, 5*(4), 200-207.
- Williams, R. M., Corvo, M. A., Lam, K. C., Williams, T. A., Gilmer, L. K., & McLeod, T. C. V. (2017). Test-Retest Reliability and Practice Effects of the Stability Evaluation Test. *Journal of Sport Rehabilitation, 1-13*.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture, 3*(4), 193-214.

- Yaggie, J. A., & Campbell, B. M. (2006). Effects of balance training on selected skills. *Journal of strength and conditioning research*, 20(2), 422.
- Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(5), 292-299.
- Zemkova, E., & Hamar, D. (2005). Postural Sway Response to Exercise: The Effect of Intensity and Duration. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 17(1).
- Zhou, S. (2000). Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exercise and sport sciences reviews*, 28(4), 177-184.

## **ANNEXES**

*Effects of training programs based on ipsilateral voluntary and stimulated contractions on muscle strength and monopedal postural control of the contralateral limb*

**Mohamed Abdelhafid Kadri, Frederic Noé, Merbouha Boulahbel Nouar & Thierry Paillard**

European Journal of Applied  
Physiology

ISSN 1439-6319

Eur J Appl Physiol  
DOI 10.1007/s00421-017-3676-z



 Springer

Your article is protected by copyright and all rights are held exclusively by Springer-Verlag GmbH Germany. This e-offprint is for personal use only and shall not be self-archived in electronic repositories. If you wish to self-archive your article, please use the accepted manuscript version for posting on your own website. You may further deposit the accepted manuscript version in any repository, provided it is only made publicly available 12 months after official publication or later and provided acknowledgement is given to the original source of publication and a link is inserted to the published article on Springer's website. The link must be accompanied by the following text: "The final publication is available at [link.springer.com](http://link.springer.com)".



## Effects of training programs based on ipsilateral voluntary and stimulated contractions on muscle strength and monopodal postural control of the contralateral limb

Mohamed Abdelhafid Kadri<sup>1,2</sup> · Frederic Noé<sup>2</sup> · Merbouha Boulahbel Nouar<sup>1</sup> · Thierry Paillard<sup>2</sup>

Received: 13 March 2017 / Accepted: 27 June 2017  
© Springer-Verlag GmbH Germany 2017

### Abstract

**Purpose** To compare the effects of unilateral strength training by stimulated and voluntary contractions on muscle strength and monopodal postural control of the contralateral limb.

**Methods** 36 non-active healthy male subjects were recruited and split randomly into three groups. Two groups of 12 subjects took part in a strength-training program (3 sessions a week over 8 weeks) comprising 43 contractions of the quadriceps femoris of the ipsilateral limb (at 20% of the MVC). One group carried out voluntary contractions exclusively (VOL group), while the other group benefited exclusively from electro-induced contractions (NMES group). The other 12 subjects formed the control (CON) group. Assessments of MVC and monopodal postural control in static and dynamic postural tasks were performed with the ipsilateral (IPSI) and contralateral (CONTRA) limbs before (PRE) and after (POST) completion of the training program. **Results** After the training program, the MVC of the IPSI and CONTRA limbs increased similarly for both experimental groups (VOL and NMES). There were no significant improvements of monopodal postural control for the

IPSI or CONTRA limbs in either the VOL or NMES experimental group. No change was observed for the CON group over the protocol period.

**Conclusion** The proposed training program with NMES vs VOL contractions induced strength gains but did not permit any improvement of contralateral monopodal postural control in healthy young subjects. This has potential for therapeutic application and allows clinicians to focus their training programs on dynamic and poly-articular exercises to improve the postural control in young subjects.

**Keywords** Contralateral effect · Strength training · Voluntary contraction · Stimulated contraction · Neuromuscular electrical stimulation · Chronic exercise · Postural control · Monopodal stance

### Abbreviations

|        |                                      |
|--------|--------------------------------------|
| CON    | Control                              |
| CONTRA | Contralateral                        |
| COP    | Centre of foot pressure              |
| DAP    | Dynamic antero/posterior             |
| DML    | Dynamic medio/lateral                |
| IPSI   | Ipsilateral                          |
| MVC    | Maximal voluntary contraction        |
| NMES   | Neuromuscular electrical stimulation |
| POST   | After (training)                     |
| PRE    | Before (training)                    |
| STA    | Static                               |
| VOL    | Voluntary                            |

Communicated by Toshio Moritani.

✉ Thierry Paillard  
thierry.paillard@univ-pau.fr

<sup>1</sup> Laboratoire Etudes Sociales et Humaines et Analyse des Activités Physiques et Sportives, Département EPS, Université Badji Mokhtar Annaba, BP 12, 23000 Annaba, Algeria

<sup>2</sup> Laboratoire Mouvement, Equilibre, Performance et Santé (EA 4445), Département STAPS, ZA Bastillac Sud, Université de Pau et des Pays de l'Adour, 11 rue Morane Saulnier, 65000 Tarbes, France

effect or cross education. This phenomenon occurs during both learning of skills and strength improvements (Zhou 2000; Munn et al. 2004; Hortobágyi 2005; Carroll et al. 2006; Lee and Carroll 2007; Lee et al. 2009) in both healthy and pathological subjects (Osu et al. 2012; Dragert and Zehr 2013). For instance, Magnus et al. (2010) and Farthing et al. (2011) reported strength gains in immobilized arms (using a sling and swathe or a cast) after unilateral strength training of the non-immobilized arm. There is a general consensus that the mechanisms underlying the contralateral effect are mediated by adaptations of the central nervous system at supraspinal and spinal levels (Zhou 2000; Munn et al. 2004; Hortobágyi 2005; Carroll et al. 2006; Lee and Carroll 2007). Supraspinal adaptations have been associated with an increase in corticospinal excitability in both the ipsilateral and the contralateral hemispheres in response to unilateral voluntary movements (Lee et al. 2009; Farthing et al. 2011). Spinal adaptations can occur in response to voluntary unilateral contractions that affect the excitability of spinal motor pathways which project onto the contralateral side (Lee and Carroll 2007). Changes in spinal circuits are partially due to changes in presynaptic inhibition of Ia afferent motoneuron synapses (Hortobágyi et al. 2003). Specifically, voluntary contractions induce changes either in the presynaptic inhibition of Ia afferent transmission or in the motoneuron pool excitability, so that motor units are recruited into the compound H-reflex (Dragert and Zehr 2011).

Strength gains can also be observed in the contralateral limb after electrical stimulation neuromuscular training (Hortobágyi et al. 1999; Arkov et al. 2010; Sariyildiz et al. 2011). When comparing voluntary and electrically induced exercises, Hortobágyi et al. (1999) reported greater muscular strength gains in the contralateral limb through electrically stimulated contractions than those obtained through voluntary contractions. The contralateral effect induced by neuromuscular electrical stimulation mainly emanates from spinal adaptations (Hortobágyi et al. 1999). However, the discomfort caused by the painful sensations associated with electrical stimulation can also lead to supraspinal adaptations (Hortobágyi et al. 1999; Hortobágyi and Maffiuletti 2011). Since unilateral chronic voluntary and electro-induced contractions can produce a contralateral effect with gross motor output such as muscle strength, they are also likely to impact finer motor skills such as postural control.

Nevertheless, only few studies have investigated the contralateral effect in postural control. Paillard et al. (2010a) examined the acute effects of a unilateral fatiguing exercise on the monopodal postural control of the contralateral limb. They showed that contralateral monopodal postural control was disturbed after unilateral knee extensor fatigue with both voluntary and electro-induced

contractions. Kim et al. (2011) seem to be the only ones to have focused on the chronic effects of unilateral exercise on postural control. They showed that a 2-week isokinetic strength-training program of the hip muscles improved postural control in the contralateral limb. Even though stimulated contractions have been demonstrated to provide a significant contralateral effect (Hortobágyi et al. 1999; Zhou 2000), to our knowledge no study has been conducted to demonstrate the existence of a contralateral effect in postural control following unilateral exercise training with electrically evoked contractions.

Consequently, this study was undertaken to investigate the effects of unilateral strength training induced by stimulated and voluntary contractions on monopodal postural control and muscle strength of the contralateral limb. It was hypothesized that chronic application of neuromuscular electrical stimulation could improve postural control of the contralateral limb.

## Materials and methods

### Experimental design

A randomized controlled within- and between-groups design was used to examine the effects of an 8-week strength-training program using neuromuscular electrical stimulation (NMES) versus voluntary (VOL) contractions of the quadriceps femoris of subjects' non-dominant limb (ipsilateral limb—IPSI). Both training programs were performed using the same isometric exercise with total volume and intensity equated. Knee extensor maximal voluntary isometric contraction (MVC) and monopodal postural control of the ipsilateral (IPSI) and contralateral (CONTRA) legs were assessed before (PRE) and after (POST) the completion of the training program (Fig. 1). The dominant leg (CONTRA) was determined as the leg used to kick a ball.

### Participants

Thirty-six healthy non-active male subjects aged from 21 to 31 years old participated voluntarily in the experiment. They were randomized into three groups: neuromuscular electrical stimulation training group (NMES group,  $n = 12$ ), isometric voluntary muscular contraction training group (VOL group,  $n = 12$ ) and control group (CON group,  $n = 12$ ). The morphological characteristics of the subjects are presented in (Table 1). No significant difference was observed between the three groups (see "Statistical analysis" section for analysis details). Exclusion criteria included any functional impairment related to neurological, musculoskeletal, vestibular disorders, cardiovascular diseases and ankle, knee and hip injuries in the past

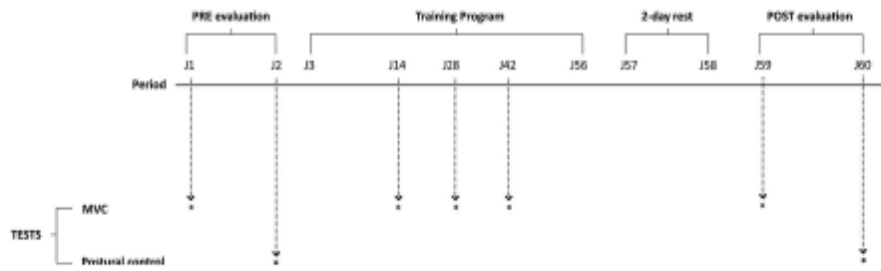


Fig. 1 Chronological organization of the experimental design

**Table 1** Parameters (mean  $\pm$  standard deviation) describe morphological characteristics (age, height, body weight, body mass index and foot size) for the three NMES, VOL and CON groups

| Parameters                | Groups            |                   |                   | Statistics |
|---------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------|
|                           | NMES (n = 12)     | VOL (n = 12)      | CON (n = 12)      |            |
| Age (years)               | 22.67 $\pm$ 2.74  | 21.83 $\pm$ 0.93  | 22.50 $\pm$ 0.9   | NS         |
| Height (cm)               | 177.50 $\pm$ 7.52 | 178.25 $\pm$ 5.51 | 178.17 $\pm$ 5.63 | NS         |
| Body weight (kg)          | 72.50 $\pm$ 10.31 | 69.50 $\pm$ 6.54  | 74.75 $\pm$ 9.54  | NS         |
| BMI (kg m <sup>-3</sup> ) | 22.92 $\pm$ 1.89  | 21.93 $\pm$ 2.52  | 23.56 $\pm$ 3.02  | NS         |
| Foot size (cm)            | 27.61 $\pm$ 0.96  | 27.39 $\pm$ 0.91  | 27.77 $\pm$ 0.52  | NS         |

2 years. No participants had previous experience of muscle strength-training programs (voluntary and electrically evoked contractions). Participants were asked to avoid strenuous activity and did not eat or drink exciting substances for 24 h prior to the data collection sessions. They gave their informed consent to participate in the experiment in accordance with the Declaration of Helsinki.

**Procedure**

*MVC assessment*

Measurement and training sessions were conducted in an isometric strength-testing chair (SWB, Rangers<sup>®</sup>, Batna, Algeria) with knee and hip angles of 90°. The back of the seat was inclined 20° backwards and the depth of the seat was fitted to the length of the subjects' thighs. Stabilization straps were positioned across the subject's chest and pelvis. The arms were held across the chest touching onto the opposite shoulder. The leg was attached at the ankle to a force sensor (SSM AJ 2000N, PM Instrumentation<sup>®</sup>, Courbevoie, France) linked to the chair. A digital recorder (Tracker T220, PM Instrumentation<sup>®</sup>, Courbevoie, France) was used to record MVC for each limb in a counterbalanced order. Participants completed three knee extensor isometric MVCs (separated by 30 s), while being instructed to push as hard as possible for 5 s and receiving verbal encouragements (Paillard et al. 2010a, b, c). The best performance (peak force in N) was retained. Prior to the MVC assessments, a warm-up was performed, consisting of 10 min of pedaling at

a self-comfortable pace on a cycle ergometer (Golf P, Kettler<sup>®</sup>, Ense-Parsit, Germany), followed by four sub-maximal contractions (3 s contraction with 3 s rest).

*Postural control assessment*

Subjects were asked to stand barefoot with their arms along the body in a monopodal stance for 25 s on a force platform (Stabilotest<sup>®</sup> Techno Concept, Mane, France) which sampled the center of foot pressure (COP) displacements at 40 Hz. A seesaw device (radius 55 cm; height 6 cm) could be placed on the platform to generate instability in the antero/posterior or medio/lateral direction. Three postural tests were carried out: a static task (STA) in which subjects were asked to stand as still as possible on stable ground and two dynamic tasks in which they had to maintain the seesaw as horizontal as possible with medio/lateral or antero/posterior instability (DML and DAP). The foot was placed according to similar precise marks on the platform and the seesaw device. The unsupported leg was raised with a 90° joint flexion at the knee joint. Subjects were asked to perform each postural task while looking at a fixed target positioned 1 m in front of them at eye level.

*Training intervention*

Subjects from both the NMES and VOL groups performed a training program of the IPSI quadriceps femoris with the same apparatus as the MVC assessment. Training was conducted 3 days a week, with a minimum of 24 h between sessions, for 8 weeks. To maintain the same total workload,

each training session consisted of 43 isometric contractions of a 7-s duration (with 7-s rest between each contraction) completed at an intensity of 20% of the MVC. Subjects received visual feedback on load intensity from a computer screen which displayed the information from the force sensor. Subjects from the VOL group voluntarily controlled the contraction whereas subjects from the NMES group were stimulated electrically by a portable stimulator (Rehab 400™, Cefar-Compex®, Mouguerre, France) with four self-adhesive conducting electrodes (Stimrode, 50 mm, Sweden). Three electrodes were placed longitudinally over the motor point of the vastus medialis, rectus femoris and vastus lateralis muscles and one electrode was placed on the proximal part of quadriceps across the vastus lateralis and rectus femoris. The quadriceps femoris was stimulated using a biphasic symmetrical rectangular wave (continuous pulse 380  $\mu$ s, frequency 50 Hz). The intensity of stimulation was adjusted continuously to 20% of the MVC at all times (with this type of subjects, a higher intensity would not permit to totally complete each training session during at least 10 min without decrease in the force generated). The mean intensity of the first session was  $70 \pm 16$  mA (minimal value 51 mA; maximal value 98 mA) while it was  $65 \pm 15$  mA (minimal value 36 mA; maximal value 97 mA) for the last session. A standardized 10-min warm-up was performed before each training session. This warm-up was similar to that performed before the MVC assessment. MVC was tested every 2 weeks and the training load was adjusted accordingly.

**Data analysis**

From COP signals, COP surface area (90% confidence ellipse, in  $\text{mm}^2$ ) and mean COP velocity (sum of the cumulated COP displacement divided by the total time, in  $\text{mm s}^{-1}$ ) on the medio/lateral and antero/posterior axes (COP<sub>x</sub> velocity and COP<sub>y</sub> velocity) were calculated as parameters which characterized postural control (Paillard and Noé 2015).

**Statistical analysis**

For statistical purposes, normality was tested with the Shapiro–Wilk test. As the variables did not meet the

assumption of normal distribution, non-parametric tests were used. To determine differences between groups (VOL, NMES and CON), Kruskal–Wallis tests were performed before (PRE) and after (POST) the training program. Wilcoxon sign rank tests were applied to determine differences between PRE and POST conditions. Percent of MVC force change was calculated as follows: % force change = (POST MVC – PRE MVC)/PRE MVC. % force change was compared between the three groups using Kruskal–Wallis tests, then monitored by means of multiple Wilcoxon sign rank tests. The level of significance was set at  $p < 0.05$  for all the statistical analyses.

**Results**

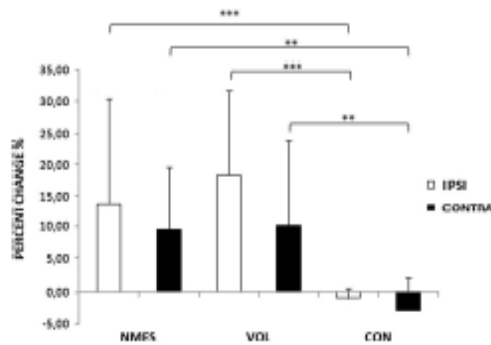
**MVC**

Table 2 presents the MVC values of the CONTRA and IPSI limbs for all groups PRE and POST training. There were no differences in MVC between the three groups for the IPSI or CONTRA limb at baseline (PRE training). After the training program, the MVC of the IPSI and CONTRA limbs increased for both the NMES (IPSI:  $Z = 2.59, p < 0.009$ ; CONTRA:  $Z = 2.59, p < 0.009$ ) and VOL (IPSI:  $Z = 2.19, p < 0.02$ ; CONTRA:  $Z = 3.17, p = 0.001$ ) experimental groups. No significant differences were observed in the CON group between PRE and POST training for either the IPSI or CONTRA limbs. % force change data are presented in Fig. 2. The Kruskal–Wallis test illustrated a significant group effect ( $H(2, 36) = 20.28; p = 0.000$ ) for % force change in the IPSI limb. The pairwise comparisons showed that the NMES and VOL groups were different from the CON group. The % force change in the CONTRA limb also presented a significant group effect ( $H(2, 36) = 11.81; p = 0.002$ ). The pairwise comparisons showed that the NMES and VOL groups were different from the CON group (Fig. 2). No significant differences were observed between the NMES and VOL groups for either the IPSI or CONTRA limbs.

**Table 2** Results of the maximal voluntary contraction (MVC) of both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups in PRE and POST training program conditions

| Group             | MVC (N)            |                     |                     |                      |
|-------------------|--------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
|                   | PRE                |                     | POST                |                      |
|                   | IPSI               | CONTRA              | IPSI                | CONTRA               |
| NMES ( $n = 12$ ) | 494.91 $\pm$ 92.68 | 532.83 $\pm$ 111.28 | 553.83 $\pm$ 72.57* | 578.25 $\pm$ 100.79* |
| VOL ( $n = 12$ )  | 459 $\pm$ 55.87    | 496.08 $\pm$ 54.14  | 540 $\pm$ 60.52*    | 542.92 $\pm$ 57.70*  |
| CON ( $n = 12$ )  | 506.92 $\pm$ 83.02 | 517.83 $\pm$ 92.96  | 502.42 $\pm$ 82.15  | 504.25 $\pm$ 100.64  |

\* Significant effect of training program



**Fig. 2** Percent change of the maximal voluntary contraction (MVC) in both the ipsilateral and contralateral limbs for the three NMES, VOL and CON groups after the training program. \*\*Significant level at  $p < 0.01$ . \*\*\*Significant level at  $p < 0.001$

### Postural control

Table 3 presents the postural parameter values of the CONTRA and IPSI limbs for all groups at PRE and POST training. There were no differences between the three groups for the IPSI or CONTRA limb PRE or POST training. Significant differences between PRE and POST training were observed in the STA task for the IPSI limb:  $COP_x$  velocity ( $Z = 2.58$ ;  $p = 0.009$ ) and  $COP_y$  velocity ( $Z = 2.90$ ;  $p = 0.003$ ) were increased only in the NMES group. In the DAP and DML tasks, no significant differences were observed for any parameters on either the IPSI or CONTRA limbs in all groups.

### Discussion

The present study was the first to compare the effects of a unilateral strength-training program using either voluntary or electrically evoked contractions on monopodal postural control and muscle strength of the contralateral limb. The results revealed that stimulated and voluntary contractions induced similar strength gains. No improvement of monopodal postural control was observed for either the ipsilateral or contralateral limbs in the NMES and VOL groups. This result does not confirm our initial hypothesis, by indicating that a strength-training program induced by stimulated contractions does not improve contralateral monopodal postural control.

Compared to the CON group that did not display any strength increase, significant strength gains were observed in the ipsilateral and contralateral limbs with subjects from both the NMES and VOL groups following unilateral strength training of the quadriceps femoris. These results support previous findings which have evidenced the

presence of a contralateral effect following strength training by reporting strength gains in the contralateral homologous muscle after voluntary contraction training (Zhou 2000; Munn et al. 2004; Hortobágyi 2005; Carroll et al. 2006; Lee and Carroll 2007; Lee et al. 2009). No difference was found in the present study when comparing the strength gains elicited by stimulated and voluntary exercises. This result diverges from the study by Hortobágyi et al. (1999), where greater strength gains were reported with stimulated than with voluntary exercises for both the ipsilateral and the contralateral limbs. However, the stimulated exercises in Hortobágyi et al.'s study were conducted by adjusting stimulation intensity to subjects' maximal tolerance level with eccentric contractions, whereas stimulated exercises in the present study were performed with isometric contractions at a lower intensity level (current intensity was adjusted to 20% of MVC). When investigating the contralateral effect after unilateral isometric training with voluntary compared to stimulated contractions performed at a similar intensity of 65% MVC, Oakman et al. (1999) reported similar strength gains in the contralateral limb with both voluntary and stimulated contractions. It is clearly reported that eccentric contractions are a more effective mode of training to induce contralateral effect than isometric contractions (Zhou 2000). Hence, training intensity and muscle action could explain the similar strength gains obtained by the stimulated and voluntary exercises in the present study.

As regards the majority of postural parameters (except  $COP_x$  and  $COP_y$  velocity of the ipsilateral limb in the STA task in the NMES group), no significant changes were observed in the ipsilateral or contralateral limbs in any of the subject groups between PRE and POST training. Moreover, although the contractions used in the training programs were of different natures (voluntary vs artificially evoked), no significant difference was observed between the VOL and NMES groups. Hence, even though both strength-training programs significantly increased muscle strength in both the ipsilateral and contralateral limbs, they did not improve postural control either for the ipsilateral or the contralateral limb. Previous findings have reported significant correlations between muscle strength and postural control performance in static and dynamic balance conditions in older subjects (Melzer et al. 2009; Skurvidas et al. 2012; Forte et al. 2014; Gomes et al. 2015; Paillard 2017). Nelson et al. (1994) and Karinkanta et al. (2009) also reported that a high-intensity strength-training program could improve both muscle strength and dynamic postural control in sedentary older women. However, the relationships between lower-limb muscle strength and postural control are unclear in elderly people (Orr 2010). For instance, Muehlbauer et al. (2012) did not show any significant association between isometric strength and

**Table 3** Results of postural control tests in PRE and POST training programs for the three NMES, VOL, and CON groups

| Test | Group | Leg    | Condition | Postural parameters |                           |                           |
|------|-------|--------|-----------|---------------------|---------------------------|---------------------------|
|      |       |        |           | COP surface         | COP <sub>x</sub> velocity | COP <sub>y</sub> velocity |
| STA  | NMES  | CONTRA | PRE       | 553.35 ± 213.71     | 22.89 ± 6.88              | 23.57 ± 8.13              |
|      |       |        | POST      | 475.73 ± 124.38     | 24.55 ± 7.53              | 23.20 ± 7.37              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 502.58 ± 203.79     | 20.96 ± 7.09              | 21.09 ± 8.40              |
|      |       |        | POST      | 551.49 ± 159.73     | 25.24 ± 7.67 <sup>a</sup> | 23.68 ± 8.35 <sup>a</sup> |
|      | VOL   | CONTRA | PRE       | 458.90 ± 168.61     | 19.42 ± 4.71              | 20.45 ± 5.12              |
|      |       |        | POST      | 595.71 ± 312.72     | 20.27 ± 5.19              | 20.06 ± 7.01              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 579.43 ± 253.25     | 22.20 ± 6.52              | 23.01 ± 6.33              |
|      |       |        | POST      | 488.92 ± 113.94     | 20.18 ± 6.90              | 21.17 ± 4.76              |
|      | CON   | CONTRA | PRE       | 590.14 ± 293.51     | 23.33 ± 5.89              | 24.58 ± 7.06              |
|      |       |        | POST      | 587.27 ± 253.07     | 24.23 ± 8.47              | 23.17 ± 7.04              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 608.72 ± 254.84     | 23.07 ± 7.54              | 23.08 ± 7.01              |
|      |       |        | POST      | 591.81 ± 261.80     | 24.12 ± 8.71              | 22.63 ± 5.70              |
| DAP  | NMES  | CONTRA | PRE       | 683.91 ± 265.40     | 22.53 ± 7.43              | 19.83 ± 6.53              |
|      |       |        | POST      | 633.12 ± 223.08     | 25.95 ± 10.30             | 20.96 ± 8.11              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 548.27 ± 226.95     | 20.35 ± 7.29              | 19.75 ± 6.75              |
|      |       |        | POST      | 548.80 ± 293.79     | 21.32 ± 7.64              | 19.28 ± 6.44              |
|      | VOL   | CONTRA | PRE       | 607.22 ± 223.12     | 23.46 ± 7.02              | 20.11 ± 6.12              |
|      |       |        | POST      | 599.65 ± 154.88     | 21.73 ± 3.44              | 19.82 ± 4.06              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 688.87 ± 196.90     | 23.95 ± 9.35              | 21.97 ± 7.47              |
|      |       |        | POST      | 599.74 ± 209.98     | 21.55 ± 5.53              | 19.73 ± 4.85              |
|      | CON   | CONTRA | PRE       | 605.60 ± 253.66     | 23.81 ± 4.60              | 21.78 ± 5.97              |
|      |       |        | POST      | 627.94 ± 203.97     | 21.64 ± 5.31              | 20.18 ± 5.54              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 862.96 ± 733.87     | 24.88 ± 6.60              | 23.59 ± 7                 |
|      |       |        | POST      | 688.70 ± 225.75     | 22.85 ± 4.86              | 22.23 ± 5.41              |
| DML  | NMES  | CONTRA | PRE       | 682.40 ± 259.16     | 29.26 ± 8.21              | 27.96 ± 10.47             |
|      |       |        | POST      | 603.39 ± 194.21     | 31.62 ± 10.07             | 27.16 ± 8.40              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 530.09 ± 233.54     | 29.99 ± 11.06             | 26.09 ± 10.75             |
|      |       |        | POST      | 596.12 ± 251.89     | 32.02 ± 11.30             | 26.25 ± 10.46             |
|      | VOL   | CONTRA | PRE       | 690.31 ± 348.18     | 29.18 ± 10.70             | 26.51 ± 8.93              |
|      |       |        | POST      | 493.09 ± 166.72     | 25.66 ± 4.87              | 22.06 ± 4.22              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 574.24 ± 302.72     | 29.80 ± 9.75              | 25.74 ± 6.46              |
|      |       |        | POST      | 626.90 ± 215.67     | 26.40 ± 7.36              | 23.23 ± 6.24              |
|      | CON   | CONTRA | PRE       | 594.81 ± 252.73     | 28.80 ± 8.15              | 25.86 ± 7.57              |
|      |       |        | POST      | 630.75 ± 246.57     | 28.39 ± 9.50              | 24.91 ± 7.57              |
|      |       | IPSI   | PRE       | 625.03 ± 210.28     | 30.31 ± 8.87              | 25.97 ± 5.94              |
|      |       |        | POST      | 646.31 ± 284.45     | 30.61 ± 10.80             | 25.23 ± 7.96              |

Spatio-temporal parameters of center of foot pressure (COP) on x and y axes for the ipsilateral and contralateral limbs of the three groups (NMES, VOL, CON) in static (STA), dynamic anteroposterior (DAP), and dynamic medial-lateral (DML) tests in the PRE and POST conditions (i.e., before and after program training) expressed as mean ± standard deviation

<sup>a</sup> Significant effect condition PRE and POST program at  $p < 0.01$

postural control in physically active older adults during static and dynamic balance tasks. In young healthy adults, Muehlbauer et al. (2013) did not report significant correlation between postural control measures and plantar flexor isometric strength and suggest that there was a relative independence between muscle strength and postural control in young subjects. The association

between postural control and lower-limb muscle strength seem to be linked to the physiological state of subjects, with a more pronounced cause-effect relationship in frail individuals. Strength training could, therefore, be of benefit to frail older adults to improve postural control, but not to young adults, such as the participants in the present study.

The significant increase of COP velocity observed in the NMES group between PRE and POST training condition in the STA postural task also illustrated more active postural control (or less efficient) following training with electrical stimulation. Consistent with findings in a different experimental context (Herrero et al. 2006) which showed that electrical stimulation training could interfere in sprint run performance despite strength enhancement in maximal isometric strength, this result confirms that this training modality can act as a positive stimulus in promoting neuromuscular enhancement during isolated specific mono-articular muscle actions, such as knee isometric assessments, but does not induce optimal stimulus during more complex neuromuscular movements (Herrero et al. 2006). Standing on stable ground requires subtle control of several joints which act in synergy to regulate center of mass displacements (Günther et al. 2009). In a more general manner, the nature and low level of specificity of both the NMES and VOL training programs (isometric contractions in a sitting position with a 90° knee/hip flexion angle which does not correspond to the postural evaluation conditions) may explain the absence of positive transfer of training adaptations to a complex activity such as monopodal standing where the coordination of further muscles acting at different joints is essential. With training modalities and assessment conditions which employed multi-joint coordination tasks with strong similarities, Oliveira et al. (2013) reported improved postural control in both the ipsilateral and contralateral limbs after a 6-week unilateral training program (Oliveira et al. 2013). Taken together, these results suggest that only strength-training programs with complex dynamic unilateral movements involving predominantly the ankle and/or hip joints are likely to improve postural control of both the IPSI and CONTRA limb (Kim et al. 2011).

## Conclusion

Chronic unilateral strength training with isometric stimulated and voluntary contractions similarly improved maximal voluntary contraction of both ipsilateral and contralateral limbs. This result supports previous findings and confirms the evidence of the contralateral effect. Nevertheless, neither training program improved monopodal postural control in young healthy subjects, in either the ipsilateral or contralateral limb. These findings show that the exercises proposed in the present study did not induce a positive transfer of strength improvements to monopodal standing postural tasks. Hence, in a segmental immobilization context after pathology or injury, rehabilitation or training programs with dynamic and poly-articular exercises should be employed to improve both muscle strength and postural control.

**Acknowledgements** The authors would like to thank all the participants in this study, including Said Bouzaher, Younes Boukef, Fradj Mustapha and Choukri Ait Amar for their technical assistance during the experimental protocol.

## Compliance with ethical standards

**Conflict of interest** The authors declare that they have no conflict of interest.

**Informed consent** Informed consent was obtained from all individual participants included in the study.

## References

- Arkov V, Abramova T, Nikitina T, Afanasjeva D, Suprun D, Milenin O, Tonevitsky A (2010) Cross effect of electrostimulation of quadriceps femoris muscle during maximum voluntary contraction under conditions of biofeedback. *Bull Exp Biol Med* 149(1):93–95
- Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC (2006) Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *J Appl Physiol* 101(5):1514–1522. doi:10.1152/jappphysiol.00531.2006
- Dragert K, Zehr EP (2011) Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Exp Brain Res* 208(2):217–227. doi:10.1007/s00221-010-2472-3
- Dragert K, Zehr EP (2013) High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Exp Brain Res* 225(1):93–104. doi:10.1007/s00221-012-3351-x
- Farthing JP, Krentz JR, Magnus C, Barss TS, Lanovaz JL, Cummine J et al (2011) Changes in functional magnetic resonance imaging cortical activation with cross education to an immobilized limb. *Med Sci Sports Exerc* 43(8):1394–1405. doi:10.1249/MSS.0b013e318210783c
- Fortie R, Boreham CA, De Vito G, Ditroilo M, Pesce C (2014) Measures of static postural control moderate the association of strength and power with functional dynamic balance. *Aging Clin Exp Res* 26(6):645–653. doi:10.1007/s40520-014-0216-0
- Gomes MM, Reis JG, Carvalho RI, Tanaka EH, Hyppolito MA, Abreu DC (2015) Analysis of postural control and muscular performance in young and elderly women in different age groups. *Braz J Phys Ther* 19(1):1–9. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0068
- Günther M, Grimmer S, Siebert T, Blickhan R (2009) All leg joints contribute to quiet human stance: a mechanical analysis. *J Biomech* 42(16):2739–2746. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.014
- Herrero J, Izquierdo M, Maffiuletti N, Garcia-Lopez J (2006) Electrostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *Int J Sports Med* 27(07):533–539. doi:10.1055/s-2005-865845
- Hortobágyi T (2005) Cross education and the human central nervous system. *IEEE Eng Med Biol Mag* 24(1):22–28
- Hortobágyi T, Maffiuletti NA (2011) Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *Eur J Appl Physiol* 111(10):2439–2449. doi:10.1007/s00421-011-2012-2
- Hortobágyi T, Scott K, Lambert J, Hamilton G, Tracy J (1999) Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Mot Control* 3(2):205–219
- Hortobágyi T, Taylor JL, Petersen NT, Russell G, Gandevia SC (2003) Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *J Neurophysiol* 90(4):2451–2459. doi:10.1152/jn.01001.2002

- Karinkanta S, Heinonen A, Sievänen H, Uusi-Rasi K, Fogelholm M, Kannus P (2009) Maintenance of exercise-induced benefits in physical functioning and bone among elderly women. *Osteoporos Int* 20(4):665–674. doi:10.1007/s00198-008-0703-2
- Kim K, Cha YJ, Fell DW (2011) The effect of contralateral training: influence of unilateral isokinetic exercise on one-legged standing balance of the contralateral lower extremity in adults. *Gait Posture* 34(1):103–106. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.022
- Lee M, Carroll TJ (2007) Cross education. *Sports Med* 37(1):1–14
- Lee M, Gandevia SC, Carroll TJ (2009) Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clin Neurophysiol* 120(4):802–808. doi:10.1016/j.clinph.2009.01.002
- Magnus CR, Barss TS, Lanovaz JL, Farthing JP (2010) Effects of cross-education on the muscle after a period of unilateral limb immobilization using a shoulder sling and swathe. *J Appl Physiol* 109(6):1887–1894. doi:10.1152/jappphysiol.00597.2010
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J, Alexander N (2009) Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age Ageing* 38(1):119–123. doi:10.1093/ageing/afn249
- Muehlbauer T, Besemer C, Wehrle A, Gollhofer A, Granacher U (2012) Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology* 58(6):504–512. doi:10.1159/000341614
- Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U (2013) Association of balance, strength, and power measures in young adults. *J Strength Cond Res* 27(3):582–589. doi:10.1097/JSC.0b013e31825c2bab
- Munn J, Herbert RD, Gandevia SC (2004) Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *J Appl Physiol* 96(5):1861–1866. doi:10.1152/jappphysiol.00541.2003
- Nelson ME, Fiatarone MA, Morganti CM, Trice I, Greenberg RA, Evans WJ (1994) Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures: a randomized controlled trial. *JAMA* 272(24):1909–1914
- Oakman A, Zhou S, Davie A (1999) Cross-education effect observed in voluntary and electromyostimulation strength training. In: Paper presented at the ISBS-conference proceedings archive. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/4229/3925>. Accessed 01 July 2017
- Oliveira ASC, Silva PB, Farina D, Kersting UG (2013) Unilateral balance training enhances neuromuscular reactions to perturbations in the trained and contralateral limb. *Gait Posture* 38(4):894–899. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.04.015
- Orr R (2010) Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. *Eur J Phys Rehabil Med* 46(2):183–220
- Osu R, Otaka Y, Ushiba J, Sakata S, Yamaguchi T, Fujiwara T et al (2012) A pilot study of contralateral homonymous muscle activity simulated electrical stimulation in chronic hemiplegia. *Brain Inj* 26(9):1105–1112. doi:10.3109/02699052.2012.666368
- Paillard T (2017) Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neurosci Biobehav Rev* 72:129–152
- Paillard T, Noé F (2015) Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int*. doi:10.1155/2015/891390
- Paillard T, Chaubet V, Maitre J, Dumitrescu M, Borel L (2010a) Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. *Neurosci Res* 68(4):301–306. doi:10.1016/j.neures.2010.08.004
- Paillard T, Maitre J, Chaubet V, Borel L (2010b) Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. *Neurosci Lett* 477(1):48–51. doi:10.1016/j.neulet.2010.04.034 (epub 22 Apr 2010)
- Paillard T, Margnes E, Maitre J, Chaubet V, François Y, Jully JL, Gonzalez G, Borel L (2010c) Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. *Neuroscience* 165(4):1471–1475. doi:10.1016/j.neuroscience.2009.11.052 (epub 1 Dec 2009)
- Sariyildiz M, Karacan I, Rezvani A, Ergin O, Cidem M (2011) Cross-education of muscle strength: cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. *Scand J Med Sci Sports* 21(6):e359–e364. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01311.x
- Skurvidas A, Cesnaitiene V, Mickeviciene D, Gutnik B, Nicholson J, Hudson G (2012) Age-related changes in force and power associated with balance of women in quiet bilateral stance on a firm surface. *Homo* 63(2):114–125. doi:10.1016/j.jchb.2012.02.003
- Zhou S (2000) Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev* 28(4):177–184

## Convention de cotutelle

### Convention de co-tutelle internationale de thèse

Entre

**L'Université de Pau et des Pays de l'Adour**, située avenue de l'université, BP 576, 64012 Pau Cedex, enregistrée par l'INSEE sous le n° Siret 196 402 515 00270, sous le code APE 803Z et sous le n° TVA FR 857 823, représentée par son Président M. Mohamed AMARA, lequel a délégué sa signature pour la présente convention à Monsieur Laurent BORDES, Vice-Président du Conseil Scientifique de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour, Ci-après désigné par l' « UPPA »,

et

**L'Université de Badji Mokhtar Annaba**, ayant son siège Université Badji Mokhtar –Annaba-B.P.12, Annaba, 23000 Algérie, représentée par son Président M. le Professeur Ammar HAIAHEM, ci-après dénommée « UBMA »

L'UPPA et L'UBMA peuvent être ci-après individuellement désignées par la « Partie » et collectivement par les « Parties » ou les « Universités de co-tutelle ».

#### **Préambule :**

Les Parties conviennent de la mise en place d'une cotutelle internationale de thèse conformément à la réglementation en vigueur dans le pays de chacune des Parties contractantes, étant entendu que:

- l'UPPA est soumise aux dispositions combinées de l'arrêté du 6 janvier 2005 relatif à la cotutelle internationale de thèse et de l'arrêté du 7 août 2006 relatif à la formation doctorale,
- l'UBMA est soumise aux dispositions combinées de l'arrêté n° 201 du 31 octobre 2005 portant la création d'une procédure de cotutelle de thèse et de l'arrêté n° 250 du 28 juillet 2009 fixant l'organisation de la formation de 3<sup>ème</sup> cycle en vue de l'obtention du diplôme de doctorat.

Les Parties ont sélectionné M. KADRI Mohamed Abdelhafid (ci-après désigné par le « Doctorant ») afin de réaliser les travaux de thèse définis ci-après. Le Doctorant bénéficie d'un financement de bourse semestrielle, en dinars Algériens, versée par les œuvres universitaires au niveau de l'UBMA (ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique).

#### **Article 1 : Objet**

La présente convention a pour objet de déterminer les conditions du déroulement de la cotutelle internationale de thèse au bénéfice de « KADRI Mohamed Abdelhafid » pour la préparation d'une thèse sur le thème suivant : « plasticité de la fonction posturale : Effet de l'entraînement controlatéral sur le contrôle postural. Discipline, Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, spécialité éducation physique et entraînement sportif »

#### **Article 2 : Modalités administratives**

##### **2.1 - Diplôme détenu :**

Le Doctorant est titulaire du diplôme « Master recherche en Sciences et techniques des activités physiques et sportives » délivré par « l'Université Badji Mokhtar Annaba, le 14 Juillet 2013 »

##### **2.2 - Durée de la thèse :**

La présente cotutelle débute le « 01 novembre 2014 » et se déroule sur une période de trois années. Toutefois, cette durée pourra exceptionnellement être prolongée au moyen d'un avenant signé des Parties.

### **2.3 - Mobilité du Doctorant :**

La durée des périodes de travail du Doctorant dans chacun des établissements est prévue comme suit :

- année 2014-2015 : UPPA : Trois (03) mois  
« UBMA »: Neuf (09) mois
- année 2015-2016 : UPPA : Trois (03) mois  
« UBMA »: Neuf (09) mois
- année 2016-2017 : UPPA : Trois (03) mois  
« UBMA »: Neuf (09) mois

### **2.4 - Inscriptions :**

Le Doctorant sera inscrit auprès des deux universités de co-tutelle chaque année. Les droits d'inscription seront acquittés comme suit :

- pour l'année 2014-2015 auprès de l'université de l'UBMA, l'université de l'UPPA exonérant pour sa part le Doctorant du paiement desdits droits ;
- pour l'année 2015-2016 auprès de l'université de l'UPPA, l'université de l'UBMA exonérant pour sa part le Doctorant du paiement desdits droits ;
- pour l'année 2016-2017 auprès de l'université de l'UBMA, l'université de l'UPPA exonérant pour sa part le Doctorant du paiement desdits droits.

### **2.5 - Couverture sociale et civile :**

Avant chaque inscription à l'année universitaire considérée :

- le Doctorant devra être bénéficiaire de la couverture sociale du/ des pays au sein duquel/desquels il a vocation à séjourner ou d'une couverture sociale équivalente, et ce, pendant toute la durée de son séjour ; doit notamment être considérée comme équivalente la couverture sociale résultant du maintien des droits de son pays d'origine durant le séjour ;
- Le Doctorant devra également être titulaire d'une garantie responsabilité civile valable pour la durée son séjour au sein des universités de co-tutelle.

### **2.6 - Soutien au Doctorant :**

Pendant son séjour, l'U.P.P.A. et l'U.B.M.A favoriseront l'accès du Doctorant aux différents services locaux, tels que notamment les services de soutien aux étudiants étrangers, les différentes possibilités d'hébergements et les aides financières potentielles.

## **Article 3 : Modalités pédagogiques**

### **3.1 - Directeurs de thèse :**

Pour l'UPPA, M. Thierry PAILLARD, Professeur des universités, laboratoire Activité Physique, Performance et Santé dirige la thèse.

Pour l'UBMA, Mme. NOUAR BOULAHBEL Merbouha, Professeur d'enseignement supérieur, laboratoire Etudes Sociales et Humaines et Analyses des Activités Physiques et Sportives dirige la thèse.

Les directeurs et, le cas échéant, co-directeurs de thèse s'engagent à exercer leurs fonctions d'encadrement en toute équité.

### **3.2 - Obligations du Doctorant :**

Le Doctorant est tenu de satisfaire aux règles législatives et réglementaires en vigueur au sein des pays de chaque université de co-tutelle ainsi qu'aux exigences définies par l'Ecole doctorale de l'UPPA et de l'UBMA consistant notamment dans la signature et le respect de la Charte des Thèses et le suivi de la formation doctorale.

### **3.3 - Jury de soutenance et lieu de soutenance :**

Les rapporteurs et les jurys seront désignés conformément aux législations et réglementations en vigueur dans les pays des Parties.

La soutenance aura lieu en Algérie à l'UBMA.

### **3.4 - Langues :**

La thèse sera rédigée en langue française. Un résumé substantiel sera rédigé en arabe.

La soutenance de la thèse sera en langue française.

### **3.5 - Diplôme :**

En conformité avec les législations et réglementations en vigueur au sein des pays de chaque université de co-tutelle, sur proposition conforme du jury et au vu du dossier de soutenance :

- le Président de l'U.P.P.A. délivre à KADRI Mohamed Abdelhafid le diplôme national de docteur ;
- le Président de l'U.B.M.A délivre à KADRI Mohamed Abdelhafid le diplôme national de docteur.

Le diplôme délivré par *l'université Badji Mokhtar Annaba* est reconnu de plein droit en France conformément à la législation et la réglementation françaises.

Le diplôme français délivré par *l'université de Pau et des Pays de l'Adour* est reconnu de plein droit en Algérie conformément à la législation et la réglementation Algérienne vu l'arrêté n° 686 du 22 Décembre 1999 fixant l'équivalence pour certains diplômes étrangers avec le doctorat.

### **3.6 - Dépôt, signalement et reproduction de la thèse :**

Le dépôt, le signalement et la reproduction de la thèse sont effectués conformément à la législation et réglementation en vigueur dans chacune des universités de co-tutelle.

## **Article 4 – Modalités financières**

Aucun échange financier n'est convenu entre les Parties dans le cadre de cette Convention. Chaque Partie prendra en charge les frais liés à la mise en œuvre de ses missions et notamment tous frais relatifs à ses personnels.

Le Doctorant bénéficie d'un financement Bourse semestrielle en dinars Algérien versée par Les œuvres universitaires (ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique) au niveau de l'UBMA ; ses frais, notamment liés aux périodes de mobilité du Doctorant seront pris en charge par le doctorant, le cas échéant, le programme Tassili.

## **Article 5 : Confidentialité – publications**

### **5.1 - Confidentialité :**

Les Parties s'engagent à considérer comme strictement confidentielles, et, en conséquence à ne pas divulguer ou communiquer de quelque façon ou sous quelque forme que ce soit, les informations de toute sorte dont elles pourraient avoir connaissance à l'occasion de l'exécution de la présente Convention. Sont notamment visés les données, connaissances, échantillons, modèles, méthodes, ou procédés, savoir-faire scientifique et/ou technique, protégés ou non par un droit de propriété intellectuelle, ainsi que tous renseignements relatifs à des affaires financières, programmes commerciaux, au personnel, à la rémunération, la stratégie, aux conventions, actifs, clients et concurrents, de même que les Connaissances Propres, les Résultats Propres et les Résultats Communs, rendus accessibles à l'une des Parties, soit au cours d'entretiens, de réunions, soit par la remise de documents, courriers ou copies. Cette obligation s'applique tant que lesdites informations ne seront pas tombées dans le domaine public, sous réserve des dispositions prévues par l'article 5.2. Les Parties garantissent le respect de l'ensemble des engagements contenus dans le présent Article 4 par leurs membres, personnels et mandataires.

### **5.2 - Publications :**

Chaque Partie peut librement publier, diffuser et communiquer ses Résultats Propres.

Toute publication ou communication d'informations, relatives aux Résultats Communs, par l'une des Parties, devra recevoir, pendant la durée de la présente Convention et les six (6) mois qui suivent son expiration, l'accord écrit des autres Parties qui feront connaître leur décision dans un délai maximum de un (1) mois à compter de la demande ; passé ce délai et faute de réponse, l'accord sera réputé acquis. Toute diffusion, publication ou communication d'informations devra mentionner le concours apporté par chacune des Parties, à moins que l'une d'entre elles ne s'y oppose par écrit.

### **5.3 - Exclusions :**

Ne seront pas considérées comme confidentielles les informations qui, preuve écrite pouvant être produite :

- seraient dans le domaine public à la date de leur communication ou qui seraient mises dans le domaine public par un tiers de bonne foi ;
- seraient déjà connues de la Partie les recevant à la date d'entrée en vigueur de la présente Convention ;
- seraient transmises en raison d'une loi ou d'une réglementation applicable obligeant l'une des Parties à les divulguer,

- devraient être transmises à la demande d'une juridiction légalement compétente enjoignant à l'une des Parties de les divulguer. Dans ce cas, la Partie faisant l'objet d'une telle mesure devra en avertir, dans les plus brefs délais, la Partie à l'origine de la divulgation, de façon à ce que celle-ci puisse s'y opposer le cas échéant.

De plus, les dispositions du présent article 5 ne pourront faire obstacle :

- ni à l'obligation qui incombe aux chercheurs participant à l'exécution de la Convention de produire un rapport d'activité à l'établissement dont ils relèvent, dans la mesure où cette communication ne constitue pas une divulgation au sens des lois sur la propriété intellectuelle,
- ni à la préparation et à la soutenance de thèse des chercheurs, et notamment du Doctorant, dont l'activité scientifique est en relation avec l'objet de la présente Convention.

## **Article 6 : Propriété intellectuelle**

### **6.1 - Connaissances Propres :**

Les connaissances développées par les Parties préalablement au commencement de cette Convention ou simultanément mais indépendamment, restent la propriété respective de chacune des Parties qui en disposent librement, sans qu'aucun droit spécifique ne soit attribué à l'autre du fait de la présente Convention (désignées par les « Connaissances Propres »).

### **6.2 - Résultats :**

Par « Résultat(s) », on entend tout élément résultant des travaux menés dans le cadre de cette Convention, de quelque nature et sous quelque forme que ce soit, notamment ensemble des connaissances, expériences, informations techniques, méthodes, procédés, ou autres, protégés, protégeables ou non, par un droit de propriété intellectuelle, industrielle ou autres ; si les Résultats sont protégés par des droits d'auteur, leur propriété comprend tous les droits d'exploitation tels que notamment le droit de reproduction, le droit de représentation et le droit d'adaptation.

#### *6.2.1 Résultats Propres*

Les Résultats, brevetables ou non, développés exclusivement par l'une des Parties sans participation de l'autre Partie et/ou du Doctorant, dans le cadre de la mise en œuvre de cette Convention sont la propriété de la Partie les ayant générés seule qui les exploite librement et gratuitement (désignés par les « Résultats Propres »).

#### *6.2.2 Résultats Communs*

Les Résultats générés conjointement par les Parties (désignés par les « Résultats Communs ») sont répartis comme suit :

- les Résultats générés par les Parties sans la participation du Doctorant sont la propriété conjointe des Parties au prorata de leurs apports intellectuels et financiers respectifs ;
- Les Résultats générés par les Parties avec la participation du Doctorant, ou générés par le Doctorant, sont la copropriété à parts égales des Parties.

Les Parties reconnaissent que le statut spécifique du Doctorant peut requérir la signature préalable de contrats adaptés à cet effet, notamment des cessions de droits en conformité avec les législations et réglementations applicables aux Parties. Si le Doctorant bénéficie d'un statut salarié, le sort de ses droits de propriété intellectuelle est réglé par la législation du pays de son université employeur.

Les Parties se réuniront en temps opportun pour régler les modalités, notamment financières, de la gestion de cette copropriété et définir communément les conditions d'exploitation des Résultats Communs. Les Parties disposent quoiqu'il en soit eu égard à ces Résultats Communs, d'un droit gratuit et non cessible, d'utilisation à des fins de recherche sans collaboration avec des tiers sauf autorisation préalable et écrite de l'autre Partie.

## **Article 7 : Accueil-responsabilités-assurances**

Dans le cadre de cette Convention, des personnels de l'autre Partie pourront être accueillis. Pendant leur séjour dans les locaux de la Partie accueillante, le personnel accueilli sera soumis au règlement intérieur et devra respecter les règles d'hygiène et de sécurité de la Partie accueillante. Il devra suivre les indications données concernant l'utilisation des équipements et installations, telles que notamment les instructions opératoires, horaires, risques encourus et protections spécifiques. Nonobstant ce qui précède, Le personnel accueilli reste placé sous l'autorité de son

employeur, qui continue d'assumer envers lui l'ensemble des obligations afférentes à sa qualité d'employeur, telles que notamment ses obligations de rémunérations, ses obligations sociales, fiscales, ses obligations relatives à la couverture en matière d'accidents du travail, de maladies professionnelles, ses prérogatives administratives de gestion, ainsi que la responsabilité civile concernant les actes du personnel accueilli restant sous son autorité. Les Parties déclarent satisfaire à leurs obligations en matière de sécurité sociale, de TVA et d'impôts et avoir contracté une assurance légale contre les accidents du travail ainsi qu'une assurance responsabilité civile. A la demande de la Partie accueillante, une attestation des instances compétentes peut être fournie.

Chaque Partie fera son affaire, chacune en ce qui la concerne, des dommages de toute sorte, tels que notamment les dommages corporels, matériels ou immatériels, causés par leurs actes et/ou leurs biens et/ou leurs personnels, aux tiers dans le cadre de cette Convention et de toutes réclamations et actions en justice afférentes.

Chacune des Parties fera son affaire, chacune en ce qui la concerne, des dommages ou pertes de toute sorte qui pourraient survenir ou être causés, à l'occasion de l'exécution de la présente Convention, à elle-même, aux personnels qu'elle emploie et/ou aux biens et matériels lui appartenant, sauf s'ils résultent de la faute ou de la négligence de l'autre Partie et/ou de son personnel.

Chacune des Parties s'engage à maintenir ou, à souscrire si besoin est, les assurances nécessaires pour se garantir contre tous les risques restant à sa charge au titre de la présente Convention.

#### **Article 8 : Durée – résiliation**

##### **8.1 – Durée :**

La présente Convention prend effet à compter du 01 novembre 2014 pour une durée de Trois (03) ans., soit jusqu'au 31 octobre 2017. Elle peut être renouvelée à la fin de cette période par un avenant préalable, écrit et signé par les représentants dûment habilités des Parties, qui précise l'objet de cette prolongation ainsi que les modalités de son financement.

Toutes dispositions de la présente Convention ayant vocation à s'appliquer après sa terminaison ou sa résiliation, demeureront en vigueur.

##### **8.2 - Suspension – résiliation :**

La présente Convention sera suspendue de plein droit en cas d'interruption des travaux de thèse réalisés par le Doctorant, quelle qu'en soit la cause, et ce, jusqu'au remplacement du Doctorant, sur décision commune des universités de co-tutelle. A défaut de recrutement d'un remplaçant au Doctorant dans un délai de deux (2) mois à compter de l'interruption susmentionnée, la présente Convention sera résiliée, sans qu'aucune faute ne puisse être attribuée à l'une quelconque des Parties à ce titre, dans les quinze (15) jours francs suivant l'envoi d'une lettre recommandée avec accusé de réception par l'une des Parties à l'autre.

La présente Convention pourra également être résiliée de plein droit par l'une des Parties en cas d'inexécution par l'autre d'une ou plusieurs des obligations contenues dans ses diverses clauses. Cette résiliation ne deviendra effective que un (1) mois après l'envoi par la Partie plaignante d'une lettre recommandée avec accusé de réception exposant les motifs de la plainte, à moins que, dans ce délai, la Partie défaillante n'ait satisfait à ses obligations ou n'ait apporté la preuve d'un empêchement consécutif à un cas de force majeure.

L'exercice de ces facultés de résiliation ne dispense pas les Parties, et notamment la Partie défaillante, de remplir les obligations contractées jusqu'à la date de prise d'effet de la résiliation.

**Article 9 : Langage – loi applicable – litiges**

Cette convention est rédigée en version française la version signée par chacune des Parties fait autorité.

Le présent Accord est régi par les législations des deux pays.

En cas de différend, les Parties s'efforceront de le régler à l'amiable.

En cas de désaccord persistant, le tribunal du lieu de domicile du défendeur sera saisi.

La présente convention établie en deux (2) exemplaires originaux.

|  |   |
|--|---|
| Pour l'Université de Pau et des Pays de l'Adour  | Pour l'Université Badji Mokhtar Annaba  |
| Le Doctorant : Mohamed Abdelhafid KADRI  |   |
| Le(s) Directeur(s) de thèse :<br>- M. Thierry PAILLARD<br> UPPA - EA 4445<br>Laboratoire d'Activité<br>Physique Performance et Santé<br>Quartier Bastillac-Sud<br>65000 TARBES          | Le(s) Directeur(s) de :<br>- Mme Merbouha BOULAHBEL NOUAR<br> أ.د. مريوحة بولاحبال نوار   |
| Le Directeur du laboratoire d'accueil<br>- M. Thierry PAILLARD<br> UPPA - EA 4445<br>Laboratoire d'Activité<br>Physique Performance et Santé<br>Quartier Bastillac-Sud<br>65000 TARBES | Le Directeur du laboratoire d'accueil<br>- Mme Merbouha BOULAHBEL NOUAR<br> أ.د. مريوحة بولاحبال نوار  |
| Le Directeur de l'Ecole Doctorale<br>- M. Jean-yves PUYO<br>                                       | Le Doyen de la faculté<br>- M. BOUGUETTA Fouad<br>                                     |
| Le Vice-Président du Conseil Scientifique de l'Université de Pau et des Pays de l'Adour<br>- M. Laurent BORDES<br>  | Le Président/Recteur de l'Université partenaire<br>Mr le professeur Ammar HATAHEM<br>  |
| à Pau, le 05.11.2014   | Fait à, Annaba, le .....  |

ANNEXE : DESCRIPTIF SCIENTIFIQUE

## Résumé substantiel en langue arabe

### ملخص باللغة العربية

تناول البحث دراسة قابلية التغيير في وظيفة الوضعية الجسمية مع تسليط الضوء على العلاقة بين الأطراف السفلية (أي الرجل اليمنى والرجل اليسرى) في التحكم والحفاظ على توازن الجسم عن طريق برنامج تدريبي، الخبرة الرياضية و/أو الخبرة الحركية. وبالتالي، لقد تم توظيف تمارين مختلفة ذات آثار مستمرة (من خلال انقباضات عضلية إرادية و منبهة كهربائية) لفحص فعالية التدريب العكسي الأحادي (أي من الجانب الأيمن أو الأيسر لعضلة الفخذ) في مدى استجابة الجانب الآخر (أي الجانب المقابل الغير متدرب) عند التحكم و الحفاظ على توازن الجسم، كما تم أيضا توظيف تمارين مختلفة ذات آثار مؤقتة (كالتقيام بنفس الوضعيات الجسمية عدة مرات، تمرين الإحماء العضلي الغير متعب والتمرين العضلي المتعب) لفحص التوازن واستجابة كل من الرجل المفضلة أو المهيمنة، و الرجل الغير مفضلة أو الغير مهيمنة في وضعية الوقوف ارتكازا على رجل واحدة.

وتألف البحث من ثلاثة أجزاء تم من خلالها التعريف بموضوعه وأدبياته التي تكمن في الدراسات السابقة، طرح الإشكالية، الفرضيات والأهداف وتقييم الدراسات التجريبية المتعلقة مباشرة بفرضيات وأهداف البحث والمتضمنة: إجراءات البحث، خطوات إعداد أدواته، وإجراءات تطبيق البرنامج التدريبي، إضافة إلى عرض نتائج البحث ومناقشتها وتفسيرها على شكل مقالات علمية. وفيما يلي عرض موجز لإشكالية وأهداف البحث:

يحتوي الفصل النظري على مفاهيم للتوازن الجسدي، مختلف آلياته الفيزيولوجية العصبية و البيوميكانيكية وكيفية اختباره مع تحديد مؤشرات أداءه، آثار التدريب العكسي الأحادي في تحسين و تطوير القوة من الجانب المقابل عن طريق كل من التمرينات العضلية الإرادية والتمرينات العضلية باستخدام التنبيه الكهربائي، آثار التدريب الجانبي على تحسين أداء التوازن من الجانب المقابل أو العكسي مع طرح العلاقة الموجودة بين القوة و التحكم الجيد في أداء التوازن، و أخيرا اثر الرجل المفضلة أو

المهيمنة على التحكم في توازن الجسم مقارنة مع الرجل الغير مفضلة أو الغير مهيمنة من خلال الخبرة في الممارسة الرياضية و أو الحركية، طبيعة النشاط الرياضي الممارس من الناحية الحركية و الحالات الفيزيولوجية و العصبية الناتجة عن طريق التمرينات ذات آثار مؤقتة كالإحماء العضلي، التعب العضلي، وتكرار نفس وضعيات التوازن لعدة مرات.

تحدث إشكالية البحث عما لمسها الباحث أثناء اطلاعه على محتويات ونتائج الدراسات السابقة التي تعبر عن نقائص معرفية كما لم تلق الإجماع أيضا فيما يخص ليونة وظيفة الوضعية الجسمية وآليات الاستجابة التي تطرأ بين الأطراف السفلية أثناء عملية التحكم في التوازن من خلال التدريب، الخبرة الرياضية و/أو الحركية.

من خلال ما سبق برزت الحاجة إلى إجراء البحث الحالي بهدف الإجابة على التساؤل الذي يدور حول ما إذا كان هناك اختلاف في التوازن الجسمي، أو آلية تسهيل من حيث التنظيم الوضعي للجسم، بين الطرف السفلي الأيمن والطرف السفلي الأيسر بعد برنامج تدريبي، الخبرة الرياضية و/أو الحركية.

تكمن أهمية هذا البحث العلمي في نتائجه العملية التي من الممكن ان يكون لها تطبيقات مباشرة في سياق علاجي، لان جلسات أو حصص إعادة التأهيل الناتجة عن العمليات الجراحية أو علاج الأمراض العصبية المتعلقة بالأطراف السفلية تتطلب في كثير من الأحيان إجراء تمارين إعادة التأهيل على أساس انقباضات عضلية إرادية و منبهة كهربائيا، كما تفيد أيضا نتائج هذا البحث في تحسين و تطوير البرامج المتعلقة بإعادة التأهيل و كذلك في نوعية الكشف عن العجز الوارد في التوازن الجسمي بين الأطراف السفلية خاصة لدى الرياضيين في مختلف الأنشطة البدنية.

انطلاقا من الدراسات السابقة التي تطرقت إلى هذا الموضوع وكذلك من الإشكالية الناتجة عنها، لقد تم صياغة الفرضيات التالية:

- يمكن لبرنامج التدريب العكسي الاحادي المستمر عن طريق التنبيه الكهربائي تحسين القوة وفي نفس الوقت التوازن للجانب الغير متدرب.

- نظرا لوجود اختلافات محتملة من حيث التحكم في التوازن بين الرجل الفضلة والرجل الغير مفضلة، فانه يمكن لهذه الاختلافات ان تظهر بوضوح لما يكون جسم الانسان في حالة فيزيولوجية نشطة عن طريق تمرين مؤقت للإحماء. وبالإضافة إلى ذلك، بمان درجة حرارة الجسم ومعظم التغيرات الفسيولوجية يصعب عليها العودة إلى القيم الأساسية بسرعة بعد الانتهاء من ممارسة الاحماء، فإنه يمكن أيضا افتراض أن اثار الاحماء الأمثل يجب أن تحدث إلا بعد بضع دقائق من الانتعاش.

- في أعقاب ظروف مختلفة من التمارين الحادة المذكورة اعلاه، قد يكون للرجل المهيمنة والرجل غير المهيمنة اختلافات أكبر في السيطرة على التوازن عند الرياضيين الممارسين نشاطات رياضية متماثلة وغير متماثلة.

لاختبار هذه الفرضيات لقد تم تحديد الأهداف التالية:

- دراسة آثار التدريب العكسي الأحادي عن طريق تمارين باستخدام انقباضات عضلية ارادية ومنبهة كهربائيا على التحكم في التوازن ارتكازا على الجانب الاخر (الغير معني بالتدرب)

- مقارنة الرجل المهيمنة والرجل الغير مهيمنة بعد تمرين احمائي مؤقت في التوازن الجسمي باستخدام طرف واحد، مع التركيز أكثر على الفترات التي يتحسن فيها التوازن بعد عملية الاحماء.

- وفي استمرارية للهدف السابق، كان الهدف الثالث من هذا العمل هو تحديد بدقة آثار مختلف التمارين المؤقتة (تكرار الاختبارات التوازن، الاحماء وممارسة متعبة) على هيمنة الساقين في السيطرة على التوازن، مقارنة بين الرياضيين ذو ممارسات رياضية متماثلة وغير متماثلة.

وأظهرت النتائج الرئيسية أن البرنامج التدريبي الاحادي العكسي باستخدام التنبيه الكهربائي لا يحسن التحكم في التوازن للطراف المماثل والجانب المقابل على الرغم من الزيادة في قوة العضلات لهذين الطرفين عند الشباب البالغين. ويمكن أن يكون عدم وجود نتائج في التوازن الجسمي في المقام الأول مرتبطا بشروط وأحكام برامج التدريب التي لا تقارب شروط إجراء اختبار التوازن. وعلى النقيض من

ذلك، فإن ممارسة التمارين الرياضية ذات الشدة العالية، مثل الاحماء، تعمل على تحسين التحكم في التوازن الجسمي الأحادي بغض النظر عن الرجل التي تمت تقييمها. ومع ذلك، فإن هذا التحسن يعتمد على عامل الوقت لأنه يظهر فقط بين 10 و15 دقيقة بعد وقف التمرين. ونتيجة لذلك، يجب إعطاء وقت انتعاش لا يقل عن 10 دقيقة فقط بعد ممارسة الاحماء للاستفادة من الآثار المثلى في السيطرة على التوازن. وعلاوة على ذلك، ابرزت نتائج الدراسة الاخيرة والمتعلقة بالهدف الاخير، انه بالفعل يمكن لتمرين مؤقت كالإحماء وتكرار عدة وضعيات لتوازن الجسم، تحسين هذا الاخير مع اظهار أكثر حساسية على مستوى الرجل المهيمنة. ومن ناحية أخرى فان تمارين المؤقتة التي تؤدي الى التعب الاقصى يؤدي ال تدهور التوازن الجسمي بغض النظر عن طبيعة الرياضة التي تمارس وبدون إظهار اي فروقات في كلتا الطرفين السفليين.