

# Thèse de Doctorat

Yann LE MANSEC

*Mémoire présenté en vue de l'obtention du  
grade de Docteur de l'Université de Nantes  
sous le sceau de l'Université Bretagne Loire*

**École doctorale :** ED 504 « Cognition, Éducation, Interactions »

**Discipline :** Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, 74<sup>ème</sup> section

**Spécialité :** Physiologie

**Unité de recherche :** Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (EA 4334)

UFR STAPS – Université de Nantes

25 bis, boulevard Guy Mollet, BP 72206

44322 Nantes cedex 3

**Soutenu le** Vendredi 13 Octobre 2017

## Conséquences de la fatigue sur la performance en tennis de table

### JURY

Président :	<b>Laurent BOSQUET</b> , Professeur des Universités, Université de Poitiers
Rapporteurs :	<b>Anne DELETRAT</b> , Senior lecturer, Oxford University <b>Romuald LEPERS</b> , Professeur des Universités, Université de Dijon
Examineurs :	<b>Laurent BOSQUET</b> , Professeur des Universités, Université de Poitiers <b>Arnaud GUEVEL</b> , Professeur des Universités, Université de Nantes
Invités :	<b>Sylvain DOREL</b> , Maître de Conférences, Université de Nantes <b>Benjamin PAGEAUX</b> , Chercheur, Université de Dijon
Directeur de Thèse :	<b>Antoine NORDEZ</b> , Maître de Conférences HDR, Université de Nantes
Co-directeur de Thèse :	<b>Marc JUBEAU</b> , Maître de Conférences, Université de Nantes



Ne pas rater les remerciements. Surtout ne pas rater les remerciements. Après tout, c'est quand même la partie la plus lue d'une thèse... En quelques lignes, il ne s'agit finalement ni plus ni moins que de résumer 3 à 4 années de vie professionnelle et personnelle. Challenge ardu s'il en est.

Mes premiers remerciements sont classiques mais sincères et vont au Dr **Anne Delextrat** et au Pr **Romuald Lepers** qui me font l'honneur d'expertiser ce travail.

Je remercie également les Pr **Laurent Bosquet** et **Arnaud Guével** pour avoir accepté de participer à ce jury.

Je remercie chaleureusement, profondément et avec un immense plaisir les Dr **Sylvain Dorel** et **Antoine Nordez** pour leur accompagnement tout au long de ces années. Merci d'avoir accepté de m'accompagner dans des thématiques qui n'étaient pas nécessairement les vôtres. La qualité et la précision de vos retours ont grandement contribué à me faire progresser, de même qu'à aucun moment je n'ai senti de la pression de votre part mais au contraire une grande compréhension vis-à-vis de mes contingences professionnelles. Le rire de Sylvain (inimitable) devrait en outre continuer longtemps à résonner dans mes oreilles.

Un paragraphe tout particulier pour le Dr **Marc Jubeau**... Une alchimie incroyable entre le fait de faire les choses sérieusement sans se prendre au sérieux, un humour (« noir bien sûr, le meilleur ») redoutable, une connaissance en œnologie qui n'a d'égale que sa générosité à la partager. Je pense qu'il n'y avait qu'une personne en France capable d'accepter sans hésiter un étudiant un peu plus âgé que la normale, doté d'un niveau d'anglais proche du néant, d'une connaissance en informatique digne d'une fin de classe de 6<sup>ème</sup> et je suis tombé dessus. Je ne peux qu'être reconnaissant vis-à-vis de **Carole Sève** de m'avoir mis en contact avec toi. Elle ne l'a sûrement pas fait par hasard. Je pourrais m'étendre longtemps sur le personnage. Je préfère simplement dire que je souhaite à chaque doctorant d'avoir la chance de rencontrer « son » **Marc Jubeau**©...

Une mention spéciale au Dr **Benjamin Pageaux**. Ta rigueur et ton souci de la précision m'impressionnent et m'ont beaucoup appris. Merci mille fois pour ta réactivité (mails, téléphone...) et ta patience à me réexpliquer plusieurs fois les mêmes choses. Ta présence en tant que membre invité de ce jury me fait un très grand plaisir.

Un merci à l'ensemble du laboratoire « **Motricité, Interactions, Performance** » pour m'avoir accueilli il y a maintenant 5 années. Étant à peu près certain que j'ai sollicité à un moment ou à un autre tous les E-C du labo (stats, tests psycho, EMG, MatLab...), je ne peux que tous vous remercier pour votre contribution, à des degrés divers certes, mais (presque) toujours avec le sourire, à ce travail. Une mention particulière à **Stéphane Bernard** et **Véronique Bihan** qui rendent les aléas matériels et administratifs, sinon faciles, du moins largement simplifiés.

Une pensée émue à tous les doctorants qui sont passés par le bureau 119 à un moment ou à un autre (**Agathe, Iris, Josias, Justine, Martin, Oriane, Tristan** [parfois]). Je salue chaleureusement tous les doctorants, actuels ou anciens, du bureau 111.

Un grand merci à **Julien Lardy** et **Sébastien Herbert** pour votre aide permanente et en plus avec le sourire. Il existe des personnes qui, lorsqu'elles commencent une tâche, on sait déjà que ça va fonctionner. On ne sait pas comment, on ne sait pas pourquoi, mais ça va fonctionner. Vous êtes de ceux-là et c'est bien agréable de vous compter parmi mes proches. Un grand merci également à **Valentin Doguet** pour son aide technique en de multiples occasions, et notamment la fabrication « maison » du boîtier électronique utilisé lors de deux études.

**Quentin, Clément...** je vous ai aidés à faire vos devoirs de maths au collège. Il n'était que justice que vous me rendiez la pareille quinze ans plus tard. Je n'y suis pas pour grand-chose, mais je ne peux m'empêcher d'être fier de vos compétences qui sont grandes. Merci pour vos encouragements et votre intérêt. Vous verrez, peut-être qu'un jour vous saurez mettre de l'effet dans une balle...

Un énorme merci à tous les sujets, et notamment les pongistes, peu habitués à recevoir des « pêches ». Toutes mes excuses Thomas pour le Digitimer resté bloqué sur le x 10. Voir certains d'entre vous (*e.g.* Pietro) au bout de la table de ping avec plein de trous assez conséquents dans votre pilosité restera pour moi un excellent souvenir. Merci pour votre engagement et votre confiance.

Une pensée amicale à mes collègues profs d'EPS du LPO Moquet-Lenoir de Chateaubriant qui ne m'ont jamais fait sentir que mon niveau d'engagement au lycée, inévitablement moindre depuis quelques temps, pouvait avoir des conséquences sur leur propre charge de travail.

À ma famille, les vivants comme les morts...

À **Elsa** qui reste et restera mon premier et préféré cobaye. Lorsque j'ai commencé cette aventure étudiante, tu étais une jeune collégienne. Maintenant que je la termine, tu pars vers d'autres aventures. Bonne route à toi mon bébé fille...

À celle qui ne le sait pas mais qui, par sa confiance, sa présence, son engagement, sa patience (et oui !), et j'ose croire un autre ingrédient, a rendu tout cela possible...

## Publications et communications associées à la thèse

---

### Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

**Le Mansec Y**, Sève C, Jubeau M. (2017) Neuromuscular fatigue and time motion analysis during a table tennis competition. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(4):353-361.

**Le Mansec Y**, Dorel S, Hug F, Jubeau M. Lower limb muscle activity during table tennis strokes. *Sports Biomechanics*. (sous presse).

**Le Mansec Y**, Dorel S, Nordez A, Jubeau M. (2016) Sensitivity and reliability of a specific test of stroke performance in table tennis. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(7):678-684.

**Le Mansec Y**, Nordez A, Dorel S, Jubeau M. Reaction time can be measured during voluntary contraction with electrode array. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. (sous presse).

### En révision ou en cours de préparation :

**Le Mansec Y**, Pageaux B, Nordez A, Dorel S, Jubeau M. (soumis). Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis. *Journal of Sports Sciences*.

**Le Mansec Y**, Dorel S, Nordez A, Jubeau M. (en préparation). Is reaction time altered by mental or physical exertion?

### Communication dans des congrès internationaux avec actes :

**Le Mansec Y**, Dorel S, Nordez A, Jubeau M. (2017) Is reaction time altered by mental or physical exertion? *European College of Sport Science*, 5-8 Juillet, Dortmund.

**Le Mansec Y**, Dorel S, Hug F, Jubeau M. (2015) Analyse des sollicitations musculaires des membres inférieurs en tennis de table. 16<sup>ème</sup> *Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*, 26-28 Octobre, Nantes.

### Communication dans des congrès nationaux avec actes :

**Le Mansec Y, Sève C, Jubeau M. (2013) Caractérisation de la fatigue neuromusculaire des membres inférieurs induite par une compétition simulée de tennis de table. V<sup>e</sup> Colloque Sport et Recherche en Pays de la Loire, 28-29 Novembre, Laval.**

## Publications et communication annexes à la thèse

---

### Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

**Le Mansec Y\***, Perez J\*, Doron J, Jubeau M. (soumis) Sensitivity and reliability of a specific badminton test of stroke performance. *Asian Journal of Sports Medicine*.

**Le Mansec Y\***, Perez J\*, Doron J, Jubeau M. (en préparation) Muscle fatigue impairs the quality of the smash stroke in badminton.

\* contribution égale des auteurs

### Communication dans des congrès internationaux avec actes :

Jubeau M\*, Pageaux B, Doron J, Pérez J, **Le Mansec Y**. (2017) Effets de la fatigue mentale et musculaire sur la performance en sports de raquette. *17<sup>ème</sup> Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*, 29-31 Octobre, Dijon.

\* communicant

## *Liste des Abréviations*

<b>ATP</b>	Adénosine triphosphate
<b>BF</b>	<i>Biceps Femoris</i>
<b>Ca<sup>2+</sup></b>	Ions calcium
<b>CES</b>	Composante élastique-série
<b>CMV</b>	Contraction maximale volontaire
<b>Couplage E-C</b>	Couplage excitation-contraction
<b>CV</b>	Coefficient de variation
<b>DEM</b>	Délai électromécanique
<b>e.g.</b>	<i>exempli gratia</i> (par exemple)
<b>EMG</b>	Électromyographie
<b>FC</b>	Fréquence cardiaque
<b>FCmax</b>	Fréquence cardiaque maximale
<b>GL</b>	<i>Gastrocnemius Lateralis</i>
<b>GM</b>	<i>Gastrocnemius Medialis</i>
<b>ICC</b>	Coefficient de corrélation intraclasse
<b>i.e.</b>	<i>id est</i> (c'est-à-dire)
<b>K<sup>+</sup></b>	Ions potassium
<b>Na<sup>+</sup></b>	Ions sodium
<b>NAV</b>	Niveau d'activation volontaire
<b>PA</b>	Potentiel d'action

<b>PCr</b>	Phosphocréatine
<b>P<sub>i</sub></b>	Phosphate inorganique
<b>Pt</b>	Secousse musculaire évoquée ( <i>Peak torque</i> )
<b>RFD</b>	Vitesse de montée de force ( <i>Rate of force development</i> )
<b>RMS</b>	Mesure de la valeur efficace du signal EMG ( <i>Root mean square</i> )
<b>RPE</b>	Difficulté de l'effort perçue ( <i>Rating of perceived exertion</i> )
<b>RPME</b>	Difficulté de l'effort mental perçue ( <i>Rating of perceived mental exertion</i> )
<b>RS</b>	Reticulum sarcoplasmique
<b>SNC</b>	Système nerveux central
<b>TJE</b>	Temps de jeu effectif
<b>TM</b>	Temps moteur
<b>TPM</b>	Temps prémoteur
<b>TR</b>	Temps de réaction
<b>TRC</b>	Temps de réaction au choix
<b>TRS</b>	Temps de réaction simple
<b>UM</b>	Unité motrice
<b>VAS</b>	Échelle visuelle analogique ( <i>Visual analogic scale</i> )
<b>VL</b>	<i>Vastus Lateralis</i>
<b>VM</b>	<i>Vastus Medialis</i>
<b>VO<sub>2max</sub></b>	Consommation maximale d'oxygène

# *Table des Matières*

## *Partie I - Introduction générale*

-----1

## *Partie II – Cadre théorique*

-----7

### **Chapitre I - Analyse de l'activité tennis de table parmi les sports de raquette**---8

#### **I Structure du jeu en tennis de table**-----8

*I.1 Activités intermittentes*-----8

*I.2 Analyse temporelle*-----8

I.2.1 Durée d'un match-----8

I.2.2 Durée d'un point-----9

I.2.3 Récupération entre deux points-----11

*I.3 Analyse évènementielle*-----13

*I.4 Apports de l'approche électromyographique*-----14

I.4.1 Principes d'utilisation de l'EMG-----14

I.4.2 L'EMG dans les sports de raquette-----16

#### **II Aspects énergétiques du tennis de table**-----19

II.1 *Contribution des différentes filières*-----19

<i>II.2 Contribution de la filière aérobie</i> -----	21
II.2.1 Consommation maximale d'oxygène (VO <sub>2max</sub> )-----	21
II.2.2 Fréquence cardiaque (FC)-----	22
<i>II.3 Contribution de la filière anaérobie : lactatémie</i> -----	23
<i>II.4 Aspects émotionnels du tennis de table</i> -----	23

**Chapitre II – Fatigue Neuromusculaire et fatigue mentale : définition, mécanismes et évolution au cours de l'exercice**-----27

**I La fatigue neuromusculaire**-----27

<i>I.1 Définition</i> -----	27
<i>I.2 Évaluation de la fatigue</i> -----	28
<i>I.3 La perte de force au cours d'exercices intermittents</i> -----	29
I.3.1 Perte de force-----	29
I.3.2 Cinétique du développement de la fatigue-----	30
<i>I.4 La fatigue centrale</i> -----	32
I.4.1 Définition et signification-----	32
I.4.2 Mesures de la fatigue centrale-----	33
I.4.2.1 Activité électromyographique (EMG)-----	33
I.4.2.2 Twitch interpolé ou surimposition-----	34
I.4.2.3 Ratio force maximale volontaire/force tétanique évoquée par un train de stimulations-----	35
I.4.2.4 Fatigue spinale et supraspinale-----	37
I.4.3 Développement et cinétique de la fatigue centrale-----	38

<i>I.5 La fatigue périphérique</i> -----	39
I.5.1 Définition et signification-----	39
I.5.2 Les mesures de la fatigue périphérique-----	40
I.5.3 Ampleur de la fatigue périphérique dans les sports de raquette-----	42
I.5.3.1 Amplitude de l'onde musculaire-----	42
I.5.3.2 Amplitude de la secousse musculaire-----	43
I.5.3.3 La fatigue de basse fréquence-----	44
<i>I.6 Interactions des systèmes centraux et périphériques</i> -----	45
<i>I.7 Les paramètres subjectifs de la fatigue</i> -----	47
<i>I.8 Effets de la fatigue neuromusculaire sur les habiletés motrices</i> -----	49
I.8.1 Définition et enjeux-----	49
I.8.2 Au cours de situations sportives-----	50
<b>II <u>La fatigue mentale</u></b> -----	<b>51</b>
II.1 <i>Définition</i> -----	51
II.2 <i>Fatigue mentale et fonctions cognitives</i> -----	52
II.3 <i>Fatigue mentale et performance physique</i> -----	53
II.3.1 Exercices globaux-----	53
II.3.2 Exercices analytiques-----	56
II.3.2.1 Exercices de temps limite lors de contractions sous-maximales---	57
II.3.2.2 Exercices de force maximale-----	57
II.3.2.3 Mécanismes explicatifs-----	59
II.3.3 Fatigue mentale et habiletés motrices-----	62
II.3.3.1 Définition et enjeux-----	62

II.3.3.2 Contexte théorique-----	62
II.3.3.3 Contexte sportif-----	63
II.3.4 Fatigue mentale et performances sportives : bilan-----	64
<b>Chapitre III – Temps de réaction, délai électromécanique et fatigue-----</b>	<b>67</b>
<b>I <u>Temps de réaction (TR)</u>-----</b>	<b>67</b>
<i>I.1 Définition-----</i>	<i>67</i>
<i>I.2 Facteurs influençant le TR-----</i>	<i>67</i>
<i>I.3 Temps de réaction simple (TRS) et temps de réaction au choix (TRC)-----</i>	<i>68</i>
I.3.1 Temps de réaction simple-----	68
I.3.2 Temps de réaction au choix-----	68
<i>I.4 Logique chronométrique-----</i>	<i>70</i>
<b>II <u>Délai électromécanique (DEM)</u>-----</b>	<b>71</b>
<i>II.1 Définition et valeurs-----</i>	<i>71</i>
<i>II.2 Facteurs influençant le DEM-----</i>	<i>74</i>
II.2.1 Considérations générales-----	74
II.2.2 Considérations méthodologiques-----	75
<i>II.3 Délai électromécanique et fatigue neuromusculaire-----</i>	<i>77</i>
<b>III <u>Incidences de la fatigue sur le temps de réaction</u>-----</b>	<b>79</b>
<i>III.1 Effets de la fatigue neuromusculaire sur le temps de réaction-----</i>	<i>79</i>
<i>III.2 Effets de la fatigue mentale sur le temps de réaction-----</i>	<i>80</i>
<b>IV <u>Temps de réaction et sports de raquette</u>-----</b>	<b>81</b>

## *Partie III – Objectifs de thèse*

-----83

## *Partie IV – Études expérimentales*

-----87

**Étude préliminaire** : Neuromuscular fatigue and time motion analysis during a table tennis competition.-----88

**Étude 1** : Lower limb muscle activity during table tennis strokes.-----100

**Étude 2** : Sensitivity and reliability of a specific test of stroke performance in table tennis.---  
-----126

**Étude 3** : Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis.-----136

**Étude 4** : Reaction time can be measured during voluntary contractions with electrode array.-  
-----158

**Étude 5** : Is reaction time altered by mental or physical exertion ?-----173

## *Partie V – Discussion générale*

-----209

I Fatigue et tennis de table-----210

*I.1 Analyse temporelle et évènementielle*-----210

*I.2 Analyse neuromusculaire*-----212

*I.3 Applications pratiques*-----213

II <u>Fatigue et qualité de la balle : des conséquences variables selon le type de fatigue</u> -----	215
II.1 <i>Test spécifique : signification et utilisation</i> -----	215
II.2 <i>Fatigue des membres inférieurs : pas d'effet apparent</i> -----	216
II.3 <i>Fatigue des membres supérieurs : préserver la vitesse avant tout</i> -----	216
II.4 <i>Fatigue mentale : à la recherche d'un compromis vitesse-précision</i> -----	218
II.5 <i>Applications pratiques</i> -----	219
III <u>Le temps de réaction</u> -----	221
III.1 <i>Aspects méthodologiques</i> -----	221
III.2 <i>Une capacité non altérée par la fatigue</i> -----	222

## *Partie VI – Conclusion*

-----	226
-------	-----

<b>BIBLIOGRAPHIE</b> -----	<b>229</b>
----------------------------	------------

# **INTRODUCTION**

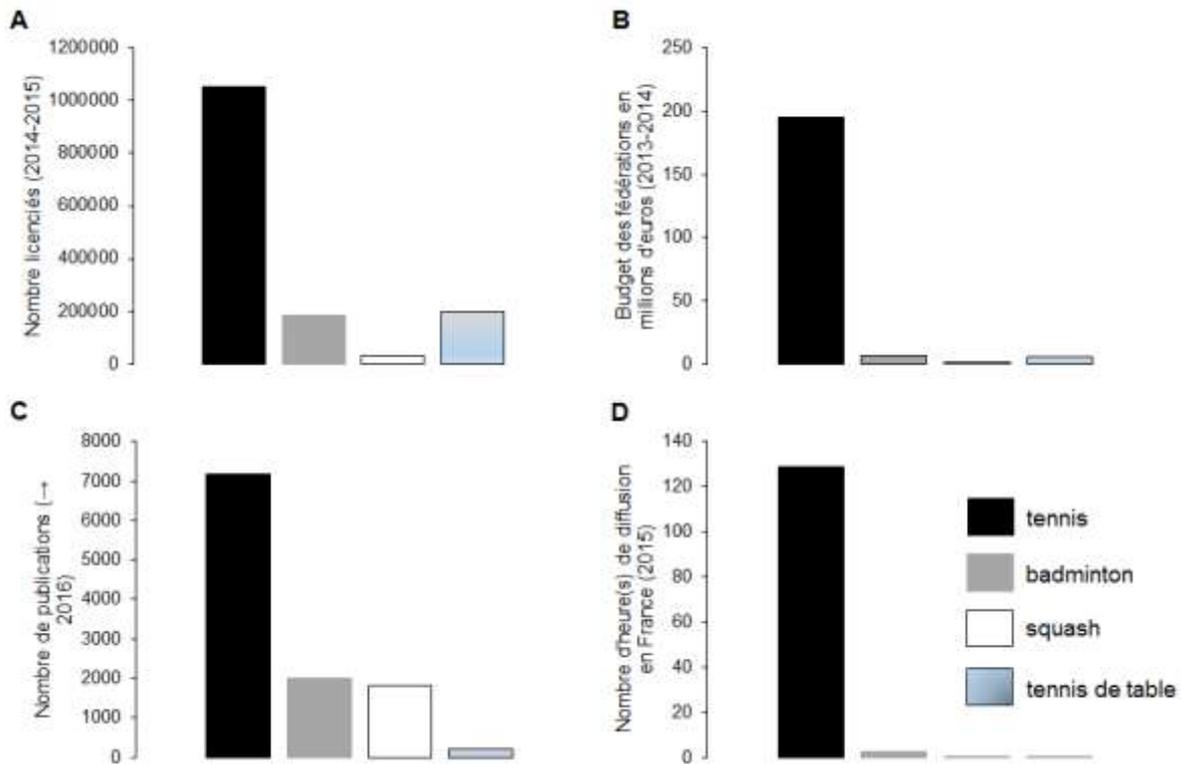
## **GÉNÉRALE**

## INTRODUCTION

---

Si les récits autour de la création du tennis de table diffèrent légèrement, la filiation de cette activité avec le tennis demeure relativement évidente. Avec le badminton et le squash, ces 4 activités sont classiquement regroupées sous l'appellation « sports de raquettes » (Lees 2003). De fait, les similitudes qui existent entre elles (*e.g.* opposition indirecte, utilisation d'une raquette, alternance des actions, absence d'égalité en fin de rencontre) rendent cette terminologie parlante pour tous, même si des différences importantes entre elles peuvent être relevées (*e.g.* taille du terrain, hauteur du filet). Les sports de raquette se caractérisent ainsi par une combinaison de qualités physiques variées (endurance-force-vitesse) et de qualités de prise d'information dans un temps très limité, liées à des habiletés techniques spécifiques (Baron *et al.* 1992 ; Lees 2003). Avec plus de 30 millions de licenciés et plus de 260 millions de pratiquants dans le monde, le tennis de table est présent sur tous les continents, avec plus de 220 fédérations nationales rattachées à la fédération internationale de tennis de table (ITTF, chiffres de 2009). Cependant, à l'échelon national et européen, le poids de cette activité demeure relativement limité comparativement au tennis, voire aux deux autres activités que sont le badminton et le squash. Afin de comparer la visibilité des différents sports de raquette en France, la **Figure 1** donne les volumes globaux concernant 4 critères différents : le nombre de licenciés (année 2014-2015), le budget annuel (année 2013), le nombre d'heures de diffusion sur les chaînes hertziennes et la TNT gratuite (année 2012), le nombre de publications dans des revues scientifiques indexées dans les domaines de la biologie et de la médecine (jusqu'en 2016 inclus).

## INTRODUCTION



**Fig 1.** Importance des 4 sports de raquette en France selon A) Nombre de licenciés (année 2014-2015) B) Budget annuel de la fédération française (année 2013) C) Nombre de publications scientifiques (internationales) (jusqu'en 2016 inclus) D) Nombre d'heures de diffusion sur les chaînes gratuites (année 2012). Origine des données : A) et B) données issues des fédérations ; C) Pubmed ; D) Fast sport TV 2015 (pour l'année 2012).

De manière peu surprenante, nous constatons une domination écrasante du tennis sur les autres sports de raquette en France. Avec 72% du total des personnes pratiquant un sports de raquette, le tennis représente 93% des budgets cumulés, soit 195 millions d'euros pour l'année 2013 sur un total de 208,2 millions d'euros, ainsi qu'un quasi-monopole en ce qui concerne la visibilité médiatique (128,7 heures de diffusion sur les 131,7 heures lorsque l'on cumule les 4 activités). Avec un nombre de licenciés (182000) ainsi qu'un budget (6,2 millions d'euros) proches de ceux du tennis de table, le badminton présente cependant 10 fois plus de publications dans des revues scientifiques que ce dernier. On peut également noter que malgré un poids démographique et financier faible à l'échelon national, le squash connaît un essor important dans les pays anglo-saxons et bénéficie d'une visibilité scientifique internationale non négligeable. Le tennis de table apparaît finalement comme le parent pauvre des sports de raquette en ce qui concerne la visibilité médiatique à l'échelon national, et scientifique à l'échelon international. Malgré la mise en place de modifications des règles visant

## INTRODUCTION

---

essentiellement à ralentir le jeu afin de le rendre plus attractif (*e.g.* augmentation du diamètre de la balle en 2000, passage aux sets de 11 points en 2001, interdiction de masquer la balle durant le service en 2003, apparition des balles en PVC en 2014), le tennis de table reste relativement marginalisé dans les médias et peine à élargir son public. La domination au très haut niveau sans partage de la Chine depuis de nombreuses années participe vraisemblablement également au désintérêt médiatique et ministériel en France lorsque l'on sait que les chances de médaille au niveau international sont faibles. Malgré cela, les récents succès des joueurs français lors des derniers championnats d'Europe (Budapest, Octobre 2016), conjugués à d'excellents résultats dans les différentes catégories jeunes depuis plusieurs années, incitent plutôt à l'optimisme. Au plan scientifique, il est également notable que pour la première fois, une revue internationale (*Journal of Sports Sciences*) a proposé la parution d'un numéro spécial exclusivement consacré au tennis de table (*Call for papers* Mars 2016). Dans cet appel à contribution, cette revue souligne à la fois le retard que connaît la discipline sur le plan scientifique en même temps que la volonté de stimuler la recherche (entendu ici comme un moyen d'optimisation de la performance) et ainsi relancer une compétitivité sportive à ce jour trop peu présente dans le monde.

Ce travail se situe dans une recherche de meilleure compréhension des effets de l'activité tennis de table, ceci dans une optique d'optimisation de la performance. En effet, si, à l'instar des sports de raquette, le tennis de table apparaît comme une activité éminemment technique (Kondric *et al.* 2013), elle exige des joueurs de haut niveau des qualités de vitesse, de force et d'endurance (Djokic 2007b) susceptibles d'induire de la fatigue. Or, il est relativement bien admis que l'existence d'une fatigue neuromusculaire entraîne une diminution du niveau de performance au cours de l'exercice. Ainsi, Jonhson *et al.* (2015) ont mis en évidence une plus grande activité au cours d'un match de rugby de la part des joueurs dotés d'une meilleure condition physique, ainsi qu'une récupération plus rapide, permettant ainsi de mieux enchaîner les matchs. Concernant le football, une étude de Njororai (2014) a montré qu'un plus grand nombre de buts était marqué en seconde période (56%), et plus particulièrement au cours des 15 dernières minutes (25% du nombre total de buts contre 12% au cours des 15 premières minutes). Des études portant sur le basket ou le futsal ont également mis en évidence une diminution de l'activité des joueurs en 2<sup>ème</sup> période comparativement à la première (Caprino *et al.* 2012 ; Milioni *et al.* 2016). Les effets de la fatigue, induisant une diminution de la qualité de la défense, ont été proposés pour expliquer cette plus grande efficacité offensive au fur et à mesure de l'avancée dans la rencontre. Pour ce qui est des sports de raquette, une étude de Rota

## INTRODUCTION

---

*et al.* (2013) a également mis en évidence une diminution de la vitesse et de la précision du service au tennis, ainsi qu'une diminution de la précision des frappes coup droit après la réalisation d'un exercice à base de frappes induisant une fatigue neuromusculaire. Même si, à ce jour, la présence d'une telle fatigue n'a pas encore été démontrée en tennis de table, il est probable que celle-ci s'accompagne de dégradations concernant la réalisation technique des frappes (Pradas *et al.* 2005a). L'importance de la composante physique en tennis de table est par ailleurs renforcée par plusieurs études qui montrent que les joueurs de haut niveau présentent une condition physique supérieure aux joueurs de niveau moindre (Melero Romero 2005 ; Suchomel 2010), même si les paramètres physiologiques ne permettent pas réellement de prédire le niveau de performance de joueurs de niveau proche (Zagatto *et al.* 2014). Malgré cela, la demande énergétique ou neuromusculaire de cette activité reste mal connue (Kondric *et al.* 2013), et en conséquence la condition physique idéale du pongiste reste à établir (Kondric *et al.* 2010 ; Melero Romero *et al.* 2005). Ainsi, du fait de la dimension multifactorielle du tennis de table (Lees 2003), il paraît prometteur de lier le cadre méthodologique de la fatigue neuromusculaire à des considérations techniques. Par ailleurs, de par la nature même du jeu, les qualités mentales ou émotionnelles apparaissent comme essentielles dans les sports de raquette (Lees 2003) et peut être plus encore en tennis de table, du fait de la proximité entre les joueurs et du très faible temps imparti pour réagir et agir (Baron *et al.* 1992 ; Poizat *et al.* 2003). Dès lors, il semble intéressant d'étudier également l'impact possible de la fatigue mentale sur ces mêmes qualités techniques. Le but de ce travail était donc d'évaluer l'impact de deux modalités de fatigue, *i.e.* fatigue neuromusculaire et fatigue mentale, sur le niveau de performance (qualité de la balle) ainsi que sur le temps de réaction, paramètre essentiel dans cette activité (Ak & Koçak 2010 ; Hung *et al.* 2005 ; Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008). Dans un premier temps, nous avons évalué et caractérisé l'ampleur de la fatigue neuromusculaire des membres inférieurs générée par une compétition de tennis de table (étude préliminaire). Faisant suite à ce premier travail, nous avons mesuré les niveaux d'activité électromyographique (EMG) de plusieurs groupes musculaires des membres inférieurs afin d'analyser les sollicitations musculaires au cours de frappes caractéristiques de l'activité du pongiste (étude n°1). Dans un deuxième temps, nous avons évalué l'impact de la fatigue neuromusculaire et de la fatigue mentale sur la qualité de la balle (étude n°3). Au préalable, il était nécessaire de mettre en place un test sensible et reproductible, capable d'évaluer les paramètres définissant la qualité de la balle (étude n°2). Enfin, le tennis de table se caractérisant par des situations d'urgence temporelle (Bhabhor *et al.* 2013), nous avons cherché à déterminer l'effet de ces deux mêmes

## **INTRODUCTION**

---

modalités de fatigue sur les différentes composantes du temps de réaction, *i.e.*, temps prémoteur (TPM) et temps moteur (TM) ou délai électromécanique (DEM) (étude n°5).

**CADRE  
THÉORIQUE**

### Chapitre I

#### **Analyse de l'activité tennis de table parmi les sports de raquette**

##### I Structure du jeu en tennis de table

###### *I.1 Activités intermittentes*

L'estimation des efforts consentis lors de la réalisation d'une activité physique constitue un préalable incontournable à son analyse car elle permet d'adapter les charges d'entraînement (intensité et durée) à sa demande réelle (Lees 2003 ; Zagatto *et al.* 2010). Lors d'activités continues de type course, cyclisme, natation, les durées d'effort sont aisément mesurables et fournissent des informations importantes aux entraîneurs et aux préparateurs physiques pour le suivi et l'individualisation de l'entraînement. Lors des activités intermittentes de type sports collectifs ou sports de raquette, la notion d'effort est plus délicate à cerner du fait de l'alternance entre des temps de jeu plus ou moins variables et des temps de récupération plus ou moins standardisés. L'analyse de la structure temporelle et/ou événementielle permet alors d'identifier de nombreux paramètres comme des durées moyennes d'effort, le nombre d'occurrences d'une action particulière ou d'une course particulière, la répartition des coups, des actions ou des courses selon le paramètre considéré et finalement réduire l'activité à un modèle représentatif des efforts consentis. Toutes les activités intermittentes ont recours à cette forme de modélisation, qu'il s'agisse des sports collectifs : basketball (Delextrat & Cohen 2008 ; Mc Innes *et al.* 1995), football (Robineau *et al.* 2012), futsal (Barbero-Alvarez *et al.* 2008), handball (Alexander & Boreskie 1989), hockey sur gazon (Spencer *et al.* 2005), rugby (Deutsch *et al.* 2007) ; ou des sports de raquette (cf ci-après). Dans cette partie, nous nous consacrerons à l'analyse temporelle (*i.e.*, durées) et événementielle (*i.e.*, types d'actions) du tennis de table resitué dans le contexte des sports de raquette.

###### *I.2 Analyse temporelle*

###### *I.2.1 Durée d'un match*

Si la durée d'un match est très variable d'un sport de raquette à l'autre, il peut également varier dans des proportions très importantes pour une même activité (Girard 2006), suivant le sexe (Kim *et al.* 2002), le style de jeu des joueurs (Allen 1991) ou encore le niveau de pratique

des joueurs (Kovacs 2006 ; Tu 2007 ; Zagatto *et al.* 2010). Cependant, il est possible d'indiquer des durées relativement standards, permettant une estimation plus précise et le plus souvent fiable quant à la durée réelle des matchs. Pour le tennis, une durée comprise entre 90 min (Kovacs 2006) et 150 min (Morante & Brotherhood 2005) semble cohérente. En effet, pour Hornery *et al.* (2007a), si certaines rencontres lors des tournois du grand Chelem peuvent parfois excéder 5 h, ces auteurs s'accordent sur une durée de 120 min en moyenne lors de ces rendez-vous majeurs. Pour le squash, Sherman *et al.* (2004) donnent une amplitude relativement importante (de 40 à 90 min), alors que Vuckovic *et al.* (2004) observent des durées correspondant plutôt à la fourchette basse précédemment donnée, avec un peu plus de 11 min par set, soit 35 à 60 min suivant le nombre de sets joués. En ce qui concerne le badminton, l'ensemble des études semblent s'accorder sur une durée comprise entre 30 et 60 min (Cabello *et al.* 2004 ; Chen & Chen 2008 ; Chin *et al.* 1995 ; Kim *et al.* 2002). Les matchs en tennis de table sont les plus brefs, avec une moyenne légèrement inférieure à 5 min par set, soit entre 15 et 30 min pour un match (Katsikadelis *et al.* 2007, 2010 ; Zagatto *et al.* 2010).

### I.2.2 Durée d'un point

Pour Smekal *et al.* (2001) en tennis ou encore Katsikadelis *et al.* (2010) en tennis de table, la durée des points représente le facteur le plus important dans la détermination de la demande physiologique des sports de raquette. Ainsi, connaître la durée des points est un facteur essentiel qui permet de repérer la provenance de l'énergie utilisée lors de la réalisation de l'effort (Sharp 1998). Bien que Lees (2003) donne des durées moyennes comprises entre 3 s et 10 s pour l'ensemble des sports de raquette, des disparités existent entre ces différentes activités, et peuvent également être présentes au sein d'une même activité. La variabilité des résultats s'explique par un grand nombre de facteurs. Ainsi, d'une manière générale, plus le niveau de performance augmente, plus les points ont tendance à durer en badminton (Zekan & Ciliga 2002) ainsi qu'en squash (Montpetit 1990). Inversement, concernant le tennis de table, Zagatto *et al.* (2010) trouvent des échanges généralement plus longs chez des joueurs de niveau régional comparativement aux joueurs de niveau national. Cette différence s'expliquerait par la production de frappes moins violentes et d'une importance des deux premières frappes (*i.e.*, service-remise de service) moindre pour les joueurs de niveau régional. Cependant, cette différence ne semble plus exister entre des joueurs de niveau national et élite (Leite *et al.* 2017). Le sexe, le style de jeu des joueurs ou encore le nombre de joueurs (simple ou double) sont également des variables susceptibles d'influer sur la durée des points (Ghosh 2007 ; Zekan & Ciliga 2002). De manière plus surprenante, le format du match peut également avoir une

incidence sur ce paramètre. Ainsi, Tu (2007) observe une durée supérieure des points pour des sets de 21 points comparativement aux sets de 15 points lors de matchs de badminton (8,1 s et 7,4 s respectivement), même si le passage d'un format de 21 points par set à 11 points n'a pas eu d'incidence majeure en tennis de table (Djokic 2007c). Plus spécifiquement, en ce qui concerne le tennis, la surface de jeu représente un nouvel élément à prendre en compte. Ainsi, des échanges plus longs sont classiquement observés sur terre battue (7,6 s, Brown & O'Donoghue 2008 et O'Donoghue & Liddle 1998) comparativement au jeu sur surface dure (~ 6,5 s, Hornery *et al.* 2007b ; O'Donoghue & Liddle 1998) ou sur gazon (5,4 s, Brown & O'Donoghue 2008). D'une manière générale, pour cette activité, de nombreux auteurs attribuent des valeurs comprises entre 4 et 10 s de jeu (Fernandez *et al.* 2010 ; König *et al.* 2001 ; O'Donoghue & Ingram 2001). Concernant la répartition des échanges selon leur durée, Ghosh (2007) montre que 41% des échanges ont une durée supérieure à 10 s de jeu, dont 19% présentent une durée supérieure à 20 s, alors que pour O'Donoghue et Liddle (1998), 40% des échanges ont une durée supérieure à 6 s. A l'exclusion de Ming *et al.* (2008), qui observent une durée par point légèrement inférieure à 5 s, les valeurs relevées pour le badminton sont assez voisines de celles rapportées au tennis (Cabello & Gonzalez-Badillo 2003 ; Chen & Chen 2008 ; Faude *et al.* 2007 ; Fernandez *et al.* 2013 ; Pastène & Louchart 1996 ; Pearce 2002 ; Tu 2007 ; Zekan & Ciliga 2002). Pour Faude *et al.* (2007), les échanges longs (supérieurs à 6 s) représentent 30% du total des points joués, dont 13,3% sont d'une durée supérieure à 9 s. Ce pourcentage de points très longs (supérieurs à 10 s) est plus important pour Zekan et Ciliga (2002), soit entre 20 et 25% des points joués. Par ailleurs, on relève relativement peu d'études sur ce thème concernant le squash. De plus, celles-ci donnent des disparités très importantes, avec une durée inférieure à 10 s selon Locke *et al.* (1997) et supérieure à 18 s selon Girard *et al.* (2007). Cependant, l'ensemble des données concernant le squash donnent des valeurs significativement plus élevées que dans les 3 autres sports de raquette. De plus, Mercier *et al.* (1987) notent que plus de 60% des points joués ont une durée supérieure à 5 s, dont 28% de plus de 10 s. En ce qui concerne le tennis de table, les durées relevées lors des différentes études donnent une très faible étendue, avec des valeurs moyennes comprises entre 3,1 s (Leite *et al.* 2017) et 4,1 s (Takeuchi *et al.* 2002). Le passage d'une balle de 38 mm à 40 mm de diamètre en Février 2000 a eu pour conséquence d'augmenter la durée des points (Djokic 2002 ; Kondric *et al.* 2006 ; Takeuchi *et al.* 2002 ; Tang *et al.* 2002). En effet, du fait d'une vitesse et d'une rotation moindres (Kondric *et al.* 2013 ; Shieh *et al.* 2010 ; Tang *et al.* 2002), on observe de la part des joueurs une diminution du nombre de fautes directes (Djokic 2002 ; Tang *et al.* 2002). L'adaptation de cette règle, faite pour augmenter la durée des échanges et ainsi rendre l'activité

plus médiatique (Kondric *et al.* 2010), a de fait eu des répercussions puisque dès les championnats du monde d'Osaka (2001), un allongement de la durée moyenne des échanges est observé (Kondric *et al.* 2006). Cependant, ce changement a eu pour conséquence d'augmenter les contraintes physiques sur les joueurs (Kondric *et al.* 2006), agissant notamment sur la quantité d'énergie nécessaire pour obtenir autant de rotation (Imoto *et al.* 2002) ou sur le sentiment de fatigue (Takeuchi *et al.* 2002). Même si ces données sont importantes à intégrer dans l'optique d'une préparation la mieux adaptée aux sollicitations réelles de l'activité, les joueurs doivent être capables de s'adapter en permanence au contexte de la compétition. Plusieurs auteurs montrent en effet que des grandes variabilités peuvent être observées, et ce même lorsque les standards sont les mêmes en terme de niveau de jeu et de format de compétition (O'Donoghue 2000 ; Pritchard *et al.* 2001).

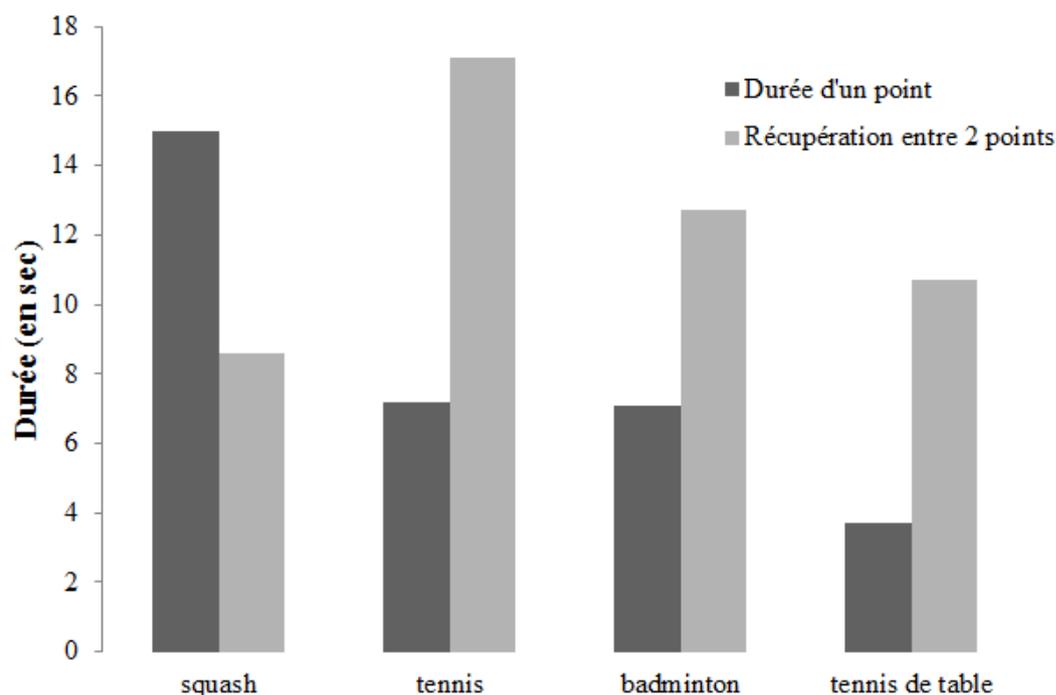
### I.2.3 Récupération entre deux points

Pour des raisons de règlement ou de rythme tacitement adopté par les joueurs, le temps de récupération peut varier sensiblement entre les différents sports de raquette mais reste généralement relativement homogène à l'intérieur d'une même activité. Associé au temps de jeu réel, ce paramètre permet de calculer le temps de jeu effectif (TJE, en pourcentage du temps de jeu total), représentant la part d'activité réelle de l'exercice et permettant ainsi une meilleure estimation de la dépense énergétique. Pour le tennis, si Girard (2006) et Fernandez *et al.* (2006) donnent des valeurs comprises entre 10 et 20 s, la plupart des études relèvent des résultats plutôt proches de la limite supérieure (Fernandez *et al.* 2010 ; O'Donoghue & Liddle 1998 ; Mendez-Villanueva *et al.* 2007) et Hornery *et al.* (2007b) observent que les récupérations sont davantage marquées lors des matchs joués sur terre battue du fait de points généralement plus longs observés sur cette surface. Dans cette activité, le TJE est relativement faible, classiquement évalué entre 15 et 30% (Christmass *et al.* 1998 ; Hornery *et al.* 2007a ; König *et al.* 2001 ; Kovacs 2006 ; Morante & Brothehood 2005 ; Reilly & Palmer 1994 ; Smekal *et al.* 2001), en fonction des multiples paramètres énoncés précédemment. Le badminton présente des temps de récupération entre deux points significativement plus courts, oscillant généralement autour de 10-12 s (Cabello & Gonzalez-Badillo 2003 ; Faude *et al.* 2007 ; Fernandez *et al.* 2013 ; Ming *et al.* 2008), bien qu'une étude récente (Abian *et al.* 2014) montre une augmentation des situations au cours desquelles les joueurs utilisent des temps de récupération longs (27 à 30 s), allant fréquemment jusqu'aux limites autorisées par le règlement (30 s). De ce fait, on peut estimer que le TJE se situe entre 40 et 50% du temps total. Enfin, le temps de récupération est relativement proche en ce qui concerne le squash et le tennis de table (~ 8-10 s) (Locke *et al.*

## CADRE THÉORIQUE

---

1997 ; Molodtsov 2008 ; Sharp 1998 ; Sherman *et al.* 2004 ; Zagatto *et al.* 2016), constituant ainsi les temps de pause les plus faibles entre deux points disputés. Cependant, lorsque cette valeur est mise en rapport avec le temps d'effort par point joué, le TJE devient très différent entre ces deux activités : s'il se situe entre 20 et 40% pour le tennis de table (Zagatto *et al.* 2010, 2016), il est généralement supérieur à 60% en ce qui concerne le squash (Girard *et al.* 2007 ; Mercier *et al.* 1987 ; Montpetit 1990 ; Sharp 1998), seule activité parmi les sports de raquette à présenter un temps de jeu supérieur au temps de récupération. Le faible TJE en tennis de table est en outre renforcé par une étude récente concernant des pongistes de niveau élite, qui a montré que le temps de récupération entre deux points était significativement supérieur pour cette population (18,6 s), diminuant d'autant le TJE (~ 15%) (Leite *et al.* 2017). La **Figure 2** donne la durée moyenne d'un point ainsi que le temps moyen de récupération entre deux points pour les différents sports de raquette, selon les valeurs relevées dans la littérature.



---

**Fig 2.** Structure temporelle des sports de raquette selon les valeurs existantes dans la littérature scientifique.

---

### *1.3 Analyse évènementielle*

Bouché (2010) met en avant l'existence d'un système de contraintes biomécaniques commun à l'ensemble des sports de raquette. Ces contraintes prennent la forme de changements de direction, de déplacements faits de brusques accélérations et décélérations, souvent sous-estimées et qui pourtant sollicitent fortement les membres inférieurs. Cependant, l'importance des variables relatives à l'analyse évènementielle varie selon les caractéristiques de l'activité considérée. Le nombre d'actions par point joué représente néanmoins une donnée intéressante car elle permet de compléter des informations physiologiques par d'autres davantage neuromusculaires. Concernant le tennis, les différentes études donnent des résultats allant de moins de trois frappes par point joué pour la plupart d'entre elles (Fernandez *et al.* 2006 ; Mendez-Villanueva *et al.* 2007) à environ cinq frappes (Hornery *et al.* 2007b), la surface de jeu ne semblant pas être ici un facteur déterminant (Hornery *et al.* 2007b).

De manière intéressante, Fernandez *et al.* (2006) constatent qu'un joueur effectue en moyenne quatre changements de direction par point joué alors que Hornery *et al.* (2007b) l'évaluent entre deux et trois ce qui, à l'échelle d'un match, donne entre 200 et 600 efforts explosifs (Meyers 2008). Ce nombre est relativement plus conséquent au badminton, avec un nombre d'actions compris entre 4,5 et 8,5 par point selon les études (Cabello & Gonzalez-Badillo 2003 ; Chen & Chen 2008 ; Faude *et al.* 2007 ; Ming *et al.* 2008 ; Pearce 2002). A l'échelle d'un match, le nombre total d'actions s'élève à  $331 \pm 51.6$  frappes pour Ming *et al.* (2008) alors qu'il est de  $510 \pm 109.8$  pour Cabello et Gonzalez-Badillo (2003), soit une différence de 54%. Relativement peu de données sont disponibles en squash concernant ce paramètre. Cependant, la durée relativement importante des points associée à une taille de terrain moyenne et à une vitesse de balle élevée font de cette activité celle dans laquelle on recense le plus grand nombre d'actions par point. Même si Hughes (2002) observe que ce nombre a diminué de manière conséquente dans la dernière partie du siècle précédent, il reste élevé avec 14 frappes par point, soit environ 1000 frappes par match. La distance parcourue par un joueur lors d'un point est également conséquente, variant de 12 à 26 m selon les études (Hughes 2002 ; Vuckovic *et al.* 2004).

Du fait de la faible taille de la table, la structure des déplacements est différente en tennis de table et Molodzoff (2008) parle davantage de « micro déplacements » ou de déplacements autour de la balle. De ce fait, la distance parcourue par les joueurs ne représente pas réellement une donnée significative. Néanmoins, les pongistes doivent être en mesure de réaliser des

déplacements latéraux rapides et courts (Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008 ; Pradas *et al.* 2012), une tension permanente des membres inférieurs devant de surcroît permettre de réagir aux frappes adverses (Pradas *et al.* 2012). Les muscles concernés doivent donc concilier des qualités de puissance et d'explosivité (Zagatto *et al.* 2008a). Le nombre d'actions par point en revanche, du fait que celles-ci s'expriment dans une durée très brève, rend compte du caractère explosif de l'activité. Ce nombre est relativement faible, autour de 4 frappes par point joué (Takeuchi *et al.* 2002 ; Zagatto *et al.* 2016), mettant ainsi en exergue l'importance des premières balles, *i.e.*, service, retour de service et prise d'initiative (Wu & Su 2010). Par ailleurs, lors d'un match, un joueur effectue une centaine de mouvements latéraux et environ cinquante mouvements en profondeur, et réalise une centaine de frappes en coup droit pour 60-70 frappes effectuées en revers (Djokic 2007b).

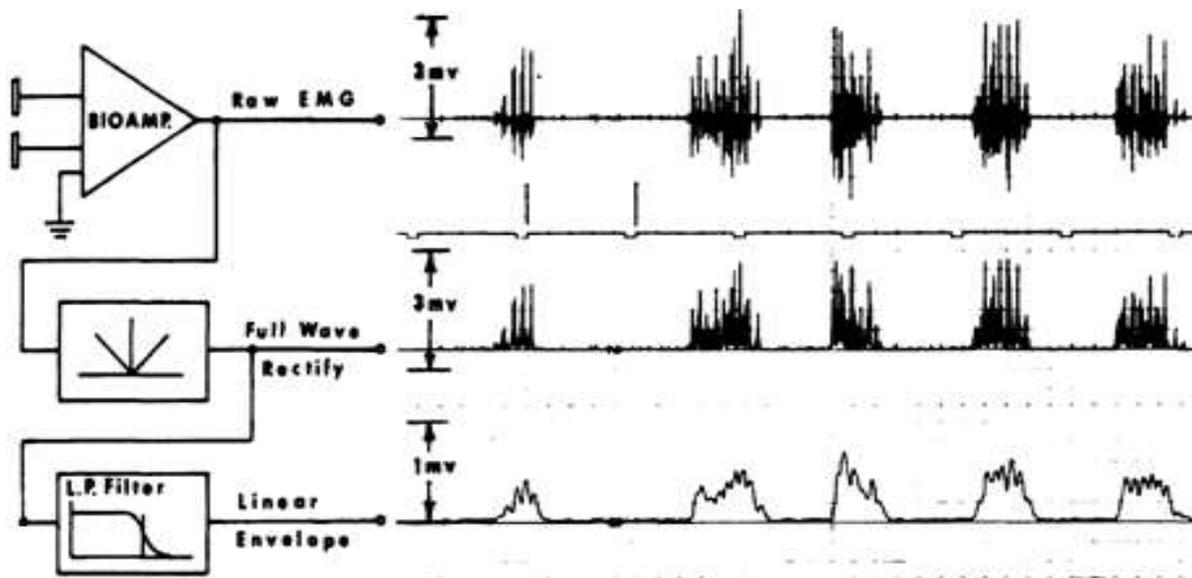
### *I.4 Apports de l'approche électromyographique*

Grâce à l'une des propriétés musculaires essentielles, *i.e.*, excitabilité membranaire, l'électromyographie (EMG) permet de rendre compte de l'activité électrique d'un muscle en mouvement. Ainsi, via l'EMG, l'étude de la fonction musculaire au cours de mouvements spécifiques permet de lier des données externes (*e.g.* analyse temporelle, événementielle) et des données internes (implications neuromusculaires).

#### I.4.1 Principes d'utilisation de l'EMG

L'utilisation de l'EMG s'appuie sur la bonne relation qui existe entre ce paramètre et la force maximale, *i.e.*, augmentation linéaire ou curvilinéaire de l'amplitude de l'EMG de surface avec l'augmentation de la force musculaire (pour revue, Cao 2010). Le positionnement d'électrodes de surface permet de capter de manière non-invasive l'activité électrique des fibres musculaires des muscles superficiels en réponse à une activation des motoneurones alpha (motoneurones  $\alpha$ ) (Basmajian & De Luca 1985, d'après Rota 2013). L'amplitude et le spectre de puissance peuvent alors être déterminés, l'amplitude reflétant le nombre d'unités motrices (UM) activées ainsi que la fréquence de décharge de celles-ci, sans qu'il soit possible de différencier les deux phénomènes (Bigland-Ritchie 1981 ; Vollestad 1997). La valeur efficace du signal, qui rend compte de l'activité musculaire globale, peut alors être obtenue à partir de la valeur du root mean square (RMS) ou de l'EMG intégré (EMGi). L'électromyographie de surface a été largement utilisée dans le champ des pratiques sportives afin d'étudier la fonction

du muscle et est couramment acceptée par la communauté scientifique en tant qu'indicateur du niveau d'activité du muscle étudié, car « représentatif de l'activité du muscle dans sa globalité » (Bouisset & Maton 1972). Au cours d'une contraction musculaire, les contributions de toutes les UM actives se mélangent pour former un pattern d'interférence, l'EMG de surface pouvant être définie comme « un pattern d'interférence spatial et temporel de l'activité électrique des UM activées situées près des surfaces de détection » (Clancy *et al.* 2002). De nombreux facteurs sont susceptibles d'influencer le signal EMG (pour revue Rota 2013). Parmi ceux-ci, les plus à même de modifier le signal sont le « crosstalk », *i.e.*, partie du signal provenant des muscles voisins, et l'annulation du signal (« signal cancellation »), *i.e.*, annulation d'une partie du signal liée à la superposition des phases positives et négatives des potentiels d'action (PA). Il est préconisé de suivre les recommandations de la SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) afin de garantir des enregistrements des données EMG les plus fiables possibles et éviter ainsi les erreurs lors de l'acquisition et/ou du traitement du signal. Par ailleurs, les données brutes recueillies n'étant pas réellement informatives, l'utilisation de l'EMG afin de quantifier le niveau d'activité d'un muscle implique donc une normalisation (Balshaw & Hunter 2012 ; Lehman & Mc Gill 1999), qui permet de quantifier la valeur du signal en la convertissant en pourcentage d'une valeur de référence (Ball & Scurr 2010). À ce jour, la détermination de la meilleure procédure de normalisation du signal EMG reste encore en débat. Cependant, pour de nombreux auteurs, la normalisation est plus pertinente avec une méthode dynamique comparativement à une méthode statique (type contraction maximale volontaire [CMV]) (Albertus-Kajee *et al.* 2010 ; 2011 ; Ball & Scurr 2013 ; Rota 2013). Cette normalisation étant « muscle dépendante » (Ball & Scurr 2013), dans l'idéal, celle-ci doit varier suivant le muscle étudié. L'analyse temporelle, *i.e.*, amplitude du signal EMG, a été largement utilisée au cours d'activités cycliques (*e.g.* Mero & Komi 1987 ; Gazendam & Hof 2007 en course ; Hug & Dorel 2009 en cyclisme), permettant ainsi d'obtenir des informations relatives au pic d'activité, à la moyenne d'activité sur une période donnée, ou encore sur les coordinations musculaires (Dorel *et al.* 2008, 2009 ; Hug & Dorel 2009 ; Hug *et al.* 2008). La **Figure 3** propose un exemple de traitement de données permettant de passer d'un signal EMG brut à une enveloppe linéaire.



---

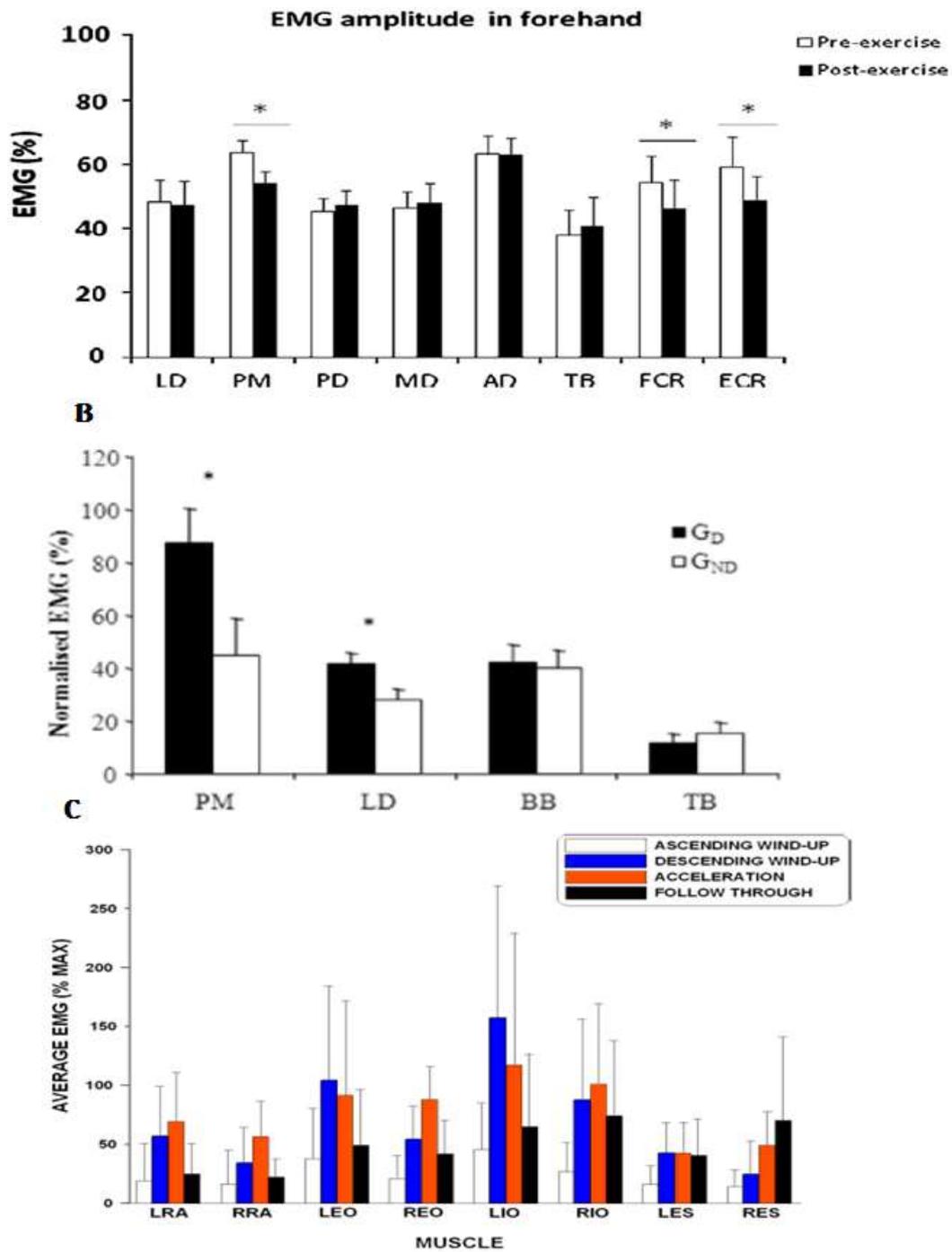
**Fig 3.** Exemple de traitement du signal EMG permettant le passage de l'acquisition de signaux bruts (Raw EMG) à une enveloppe EMG (Linear Envelope) après rectification du signal (Full Wave Rectify). D'après Winter (1979) dans Soderberg et Cook (1984).

---

### I.4.2 L'EMG dans les sports de raquette

L'utilisation de l'EMG, très répandue au cours de mouvements cycliques, a cependant été également exploitée dans les sports de raquette, essentiellement en tennis. Néanmoins, il est intéressant de noter que pour la très grande majorité, ces études se sont focalisées sur les muscles du tronc (Chow *et al.* 2009 ; Rogowski *et al.* 2011 ; Rota *et al.* 2012 ; Rouffet *et al.* 2009) et des membres supérieurs (Giangarra *et al.* 1993 ; Morris *et al.* 1989 ; Rogowski *et al.* 2011 ; Rota *et al.* 2012 ; Rouffet *et al.* 2009 ; Ryu *et al.* 1988 ; Sakurai & Ohtsuki 2000 ; Tsai *et al.* 2008), alors que l'étude des membres inférieurs est étonnamment absente de ce type d'investigation. Le plus souvent, l'EMG est utilisée afin d'évaluer les niveaux d'activité des muscles ciblés en fonction de la phase du mouvement lors de la réalisation de frappes classiques (Chow *et al.* 2009 ; Morris *et al.* 1989 ; Rouffet *et al.* 2009 ; Ryu *et al.* 1988). Les patterns d'activité ainsi que les niveaux d'activité peuvent être également analysés et comparés selon le niveau d'habileté des joueurs (Rogowski *et al.* 2011 ; Sakurai & Ohtsuki 2000), le niveau

d'engagement dans la balle (Rota *et al.* 2012) ou encore le type de technique utilisée (Tsai *et al.* 2008) (**Figure 4**). Sakurai et Ohtsuki (2000) ont montré une bonne reproductibilité des patterns de mouvement au cours du smash de badminton chez les joueurs de haut niveau, supérieure à celle relevée pour les joueurs de niveau moindre. Qu'il s'agisse du tennis ou du badminton, les études précédemment citées ont montré l'importance des muscles distaux afin de produire des frappes rapides (Rouffet *et al.* 2009), précises (Sakurai & Ohtsuki 2000) et variées (Rogowski *et al.* 2011). Par ailleurs, les seuils utilisés afin de quantifier les différents niveaux d'activité, *i.e.*, faible, moyenne, forte intensité, varient fortement selon les études considérées (Chow *et al.* 2009 ; Giangarra *et al.* 1993 ; Morris *et al.* 1989 ; Ryu *et al.* 1988). Concernant le tennis de table, une seule véritable étude a utilisé l'EMG, et ce afin d'étudier les modifications engendrées par le passage d'une balle de 38 mm à 40 mm de diamètre (Kondric *et al.* 2006). Cette étude a montré des niveaux d'activité supérieurs pour 3 muscles des membres supérieurs (*biceps brachii*, *deltoideus anterior* et *pectoralis major*) avec la balle de plus gros diamètre. Un des objectifs de ce travail de thèse était de mieux cerner la demande de l'activité tennis de table au niveau des muscles des membres inférieurs. Ce choix nous paraît justifié du fait que selon le principe de la chaîne cinématique, les membres inférieurs sont à l'origine du mouvement, permettant la production d'un geste efficace (Girard *et al.* 2005a). L'hypothèse sous-jacente étant qu'une fatigue est susceptible de modifier le pattern de mouvement (timing et/ou amplitude des niveaux d'activité), conduisant à une détérioration du niveau de performance (pour revue Kovacs 2006). Dans la mesure où le pic d'activité sera étudié, davantage que la durée de la bouffée d'activité ou que le timing d'activation, le seuil retenu pour définir les actions de haute intensité sera relativement élevé comparativement à d'autres études, *i.e.*, 60% (Ryu *et al.* 1988).



**Fig 4.** Exemples de données EMG obtenues pour différents muscles après normalisation. L'analyse permet de comparer le niveau d'activité avant et après réalisation d'un exercice fatigant (Rota *et al.* 2013, panel A), selon le niveau de compétence (Rogowski *et al.* 2011, panel B) ou selon la phase du mouvement (Chow *et al.* 2009, panel C). LD : *latissilus dorsi*, PM : *pectoralis major*, PD : *posterior deltoid*, MD : *middle deltoid*, AD : *anterior deltoid*, TB : *triceps brachii*, FCR : *flexor carpi radialis*, ECR : *extensor carpi radialis*, BB : *biceps brachii*, LRA : *left rectus abdominis*, RRA : *right rectus abdominis*, LEO : *left external oblique*, REO : *right external oblique*, LIO : *left internal oblique*, RIO : *right internal oblique*, LES : *left erector spinae*, RES : *right erector spinae*.

Ce qu'il faut retenir

Plus qu'un paramètre unique, il semble que c'est bien l'interaction entre l'ensemble des éléments qui détermine la demande réelle d'une activité. Le tennis de table se différencie des autres sports de raquette par la brièveté et l'explosivité de ses échanges, pendant lesquels le nombre d'actions effectuées par les joueurs est très restreint, sur des durées de matchs assez courtes. Bien que les temps de pause entre deux points soient relativement faibles comparativement aux autres sports de raquette, ils sont cependant systématiquement supérieurs au temps de jeu. Outre le fait que le nombre d'études concernant l'analyse des paramètres temporels demeure relativement faible en tennis de table, l'évolution constante des caractéristiques du jeu suppose une actualisation permanente de ce type de données afin de mettre en lumière la nature des modifications (Abian *et al.* 2014 ; Katsidelis *et al.* 2010). Au cours de ce travail, une telle analyse sera effectuée au cours d'une compétition simulée impliquant des joueurs de niveau national. Par ailleurs, du fait de la nature même des déplacements, *i.e.*, dans un espace restreint obligeant les joueurs à effectuer des démarrages et des arrêts brusques, la notion de distance parcourue semble peu pertinente pour évaluer la demande réelle de l'activité tennis de table. De ce fait, nous proposerons une méthodologie différente, basée sur la notion d'actions plus ou moins sollicitantes au niveau des membres inférieurs. Cette approche sera complétée par une analyse électromyographique des frappes les plus utilisées par les pongistes de haut niveau.

## II Aspects énergétiques du tennis de table

### II.1 *Contribution des différentes filières*

Connaître la ou les filières prépondérantes d'une activité, c'est-à-dire identifier l'origine de l'énergie nécessaire à la resynthèse de l'adénosine triphosphate (ATP), permet en amont de sélectionner ou d'orienter des athlètes qui présentent des aptitudes particulièrement intéressantes au regard de celle-ci, et en aval d'adapter l'intensité et/ou la durée de l'entraînement. De par leur nature intermittente, les différents sports de raquette sollicitent de manière concomitante les différentes filières (Girard & Millet 2008 ; Lees 2003), bien que la contribution de chacune d'entre elles reste en débat (Ghosh 2007 ; Girard & Millet 2008). De manière générale, il est relativement bien admis que les qualités aérobies sont nécessaires du fait de la durée des matchs, en lien avec des capacités anaérobies importantes du fait de

## CADRE THÉORIQUE

---

l'intensité élevée et de la durée relativement courte des points (Lees 2003). Cependant, la proportion dévolue à chacune des filières varie d'une activité à l'autre. Ainsi, concernant le badminton, 60 à 70% de l'énergie utilisée par les joueurs proviendrait de la filière aérobie pour 30% issue des processus anaérobies (principalement alactiques) (Ghosh 2007). En squash, Ghosh (2007) met en avant une forte demande de l'ensemble des filières énergétiques alors que pour Todd *et al.* (1998), la filière aérobie représente la filière énergétique sollicitée de manière préférentielle. Enfin, concernant le tennis, le débat reste ouvert entre les tenants d'une activité majoritairement aérobie et ceux pour qui la production d'ATP est principalement liée aux processus anaérobies (Ghosh 2007 ; Girard 2006). Le tennis de table n'échappe pas à cette logique et de nombreux auteurs mettent en avant une sollicitation conjointe des mécanismes aérobie, afin d'être capable de maintenir une qualité de frappe tout au long des entraînements ou d'enchaîner les points et les matchs lors des compétitions (Djokic 2007b ; Kondric *et al.* 2010, 2013 ; Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008), et du système phosphagène lors des situations de jeu (Kondric *et al.* 2007 ; Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008 ; Pradas *et al.* 2012 ; Zagatto *et al.* 2008b). Bien que vraisemblablement peu en phase avec les caractéristiques du jeu moderne, Faccini (pour revue Pradas *et al.* 2005b) propose en 1989 une répartition possible de la fourniture énergétique en tennis de table avec 40 à 50% de l'ATP produite provenant de la filière aérobie, 30 à 50% issue de la filière anaérobie alactique, et 10 à 20% de la filière anaérobie lactique. Cette faible contribution de la glycolyse anaérobie est à mettre en lien avec la très faible durée des points, cette filière n'intervenant que dans quelques situations particulières comme la réalisation de points particulièrement longs (Zagatto *et al.* 2008b). Cependant, une étude récente faite sur la base de matchs simulés met en évidence une énorme prépondérance de la voie aérobie (96% de la fourniture énergétique), avec une part très faible du système PCr (phosphocréatine) (2.5%) et une part négligeable de la glycolyse anaérobie (Zagatto *et al.* 2016). Les auteurs de cette étude concluent donc que le tennis de table est une activité de faible intensité, avec ponctuellement des actions de haute intensité. Du fait d'un temps de jeu effectif faible, la récupération peut se faire de manière quasi-complète afin de restaurer le stock de PCr-ATP (Zagatto *et al.* 2016). Malgré cela, Kondric *et al.* (2007) soulignent qu'à de nombreuses reprises, le pongiste doit être capable de développer une haute intensité de puissance instantanée ou sur quelques secondes, et que l'importance de ce pic de puissance est généralement sous-évaluée. Ainsi, une étude réalisée sur les équipes nationales de Slovénie a montré un faible niveau de développement du pic de puissance et de la puissance moyenne au cours d'un test de Wingate (Kondric *et al.* 2007). Par ailleurs, la classification effectuée par Mitchell *et al.* (1994) attribue au tennis de table une faible sollicitation sur le plan

statique et modérée sur le plan dynamique. La différence du type de sollicitation entre les membres inférieurs et les membres supérieurs est également soulignée par de nombreux auteurs (Molodtsov 2008 ; Pradas *et al.* 2005a ; Zagatto *et al.* 2008a,b). Du fait d'une faible résistance, la force maximale au niveau des membres supérieurs apparaît être un facteur peu pertinent en tennis de table, alors que la capacité à maintenir de la vitesse et de l'explosivité apparaît plus intéressante (Melero Romero *et al.* 2005 ; Pradas *et al.* 2005a ; Zagatto *et al.* 2008b). Néanmoins, un faible niveau de force peut être associé à une apparition précoce de la fatigue neuromusculaire, avec des incidences sur la qualité de la réalisation technique au cours des frappes (Pradas *et al.* 2005a). Concernant les membres inférieurs, les changements de position effectués lors de déplacements latéraux courts et rapides requièrent de la part du pongiste des qualités d'explosivité, de vitesse et de force (Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008) généralement sous-évaluées dans la littérature (Malagoli Lanzoni *et al.* 2012). Une étude réalisée sur les joueurs de l'équipe nationale espagnole a mis en évidence un index d'élasticité ( $[(\text{Counter movement Jump (CMJ)} - \text{Squat Jump (SJ)}) * 100 / \text{SJ}]$ ) satisfaisant ainsi qu'une relation force/vitesse mettant en évidence le rôle des fibres rapides en tennis de table. En revanche, le niveau de performance lors d'un SJ ou d'un CMJ est généralement inférieur à celui constaté pour les joueurs d'autres sports de raquette, et notamment le badminton (34.1 cm *vs* 42.7 cm et 36.7 cm *vs* 46.3 cm pour le SJ et le CMJ, respectivement) (Pradas *et al.* 2012). On relève par ailleurs un déséquilibre entre les deux jambes, avec une hypertrophie du côté de la jambe tenant la raquette (Folorunso *et al.* 2010 ; Molodtsov 2008). Ce phénomène, lié à la recherche prioritaire du coup droit (Djokic 2007b ; Malagoli Lanzoni *et al.* 2013) est susceptible d'entraîner des pathologies au niveau des hanches chez les joueurs de haut niveau du fait de déplacements plus nombreux et plus violents comparativement à des joueurs de niveau moindre (Folorunso *et al.* 2010).

### *II.2 Contribution de la filière aérobie*

#### *II.2.1 Consommation maximale d'oxygène ( $\text{VO}_{2\text{max}}$ )*

Le  $\text{VO}_{2\text{max}}$  est classiquement considéré comme un indicateur fiable des qualités aérobies et représente l'index physiologique le plus fréquemment étudié (Berthoin *et al.* 2007). Les valeurs classiquement répertoriées pour ce paramètre peuvent aller de 30 ml  $\text{O}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  pour des sujets sédentaires à 90 ml  $\text{O}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  pour des sujets très entraînés en endurance. Une étude menée à l'INSEP sur des sportifs français de haut niveau situe l'ensemble des sports de raquette autour de 60 ml  $\text{O}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  pour les hommes, en lien avec d'autres sports

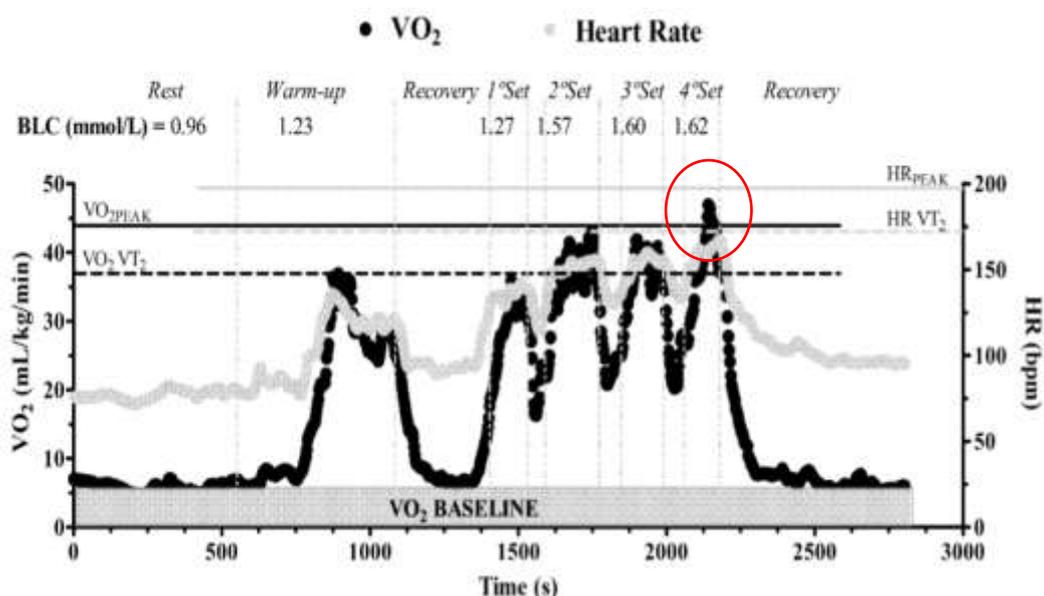
techniques pour lesquels l'aspect énergétique aérobie n'est cependant pas absent (Jousselin *et al.* 1990). Concernant plus spécifiquement le tennis de table, les valeurs rapportées dans la littérature s'accordent généralement autour de cette valeur, avec une variabilité de plus ou moins 10 ml O<sub>2</sub>.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup> selon l'étude considérée (Djokic 2007a,b ; Pradas *et al.* 2005b ; Suchomel 2010). Les mesures effectuées lors de matchs étant impossibles, hormis lors de matchs simulés, il n'existe que peu de valeurs répertoriées quant à la fraction de VO<sub>2max</sub> utilisée en cours de rencontre. Si celle-ci peut s'élever jusqu'à 70% (Pradas *et al.* 2005b), une étude récente de Zagatto *et al.* (2016) rapporte des valeurs plus faibles, autour de 52%, en lien avec d'autres études (Guy 2007 ; Suchomel 2010). Pour comparaison, des valeurs voisines voire supérieures à 70% sont généralement rapportées pour le badminton, le squash et le tennis (Christmass *et al.* 1998 ; Ghosh 2007 ; Guy 2007). Notons enfin que pour plusieurs auteurs, plus que VO<sub>2max</sub>, c'est la capacité à soutenir une fraction importante de ce paramètre pendant une longue période d'activité qui pourrait être le plus pertinent dans les sports de raquette (Kasai *et al.* 1994 ; Todd *et al.* 1998). Concernant le tennis de table, Zagatto *et al.* (2011, 2012) ont ainsi déterminé qu'une fréquence minimum de 56,7 balles.min<sup>-1</sup> était nécessaire afin d'atteindre VO<sub>2max</sub>, alors qu'une fréquence de 40 balles.min<sup>-1</sup> correspondait au seuil anaérobie. Or, une étude effectuée par cette même équipe (Zagatto *et al.* 2010) a mis en évidence une fréquence de 35,3 frappes.min<sup>-1</sup> en compétition, expliquant ainsi la faible contribution de la glycolyse anaérobie, l'état stable maximal de lactatémie n'étant pas ou que rarement atteint ou dépassé.

### II.2.2 Fréquence cardiaque (FC)

Les valeurs reportées lors d'un match de tennis de table présentent une étendue importante. Plusieurs études rapportent des valeurs assez modestes, comprises entre 126 et 160 battements par minute (bpm) (Kasai *et al.* 1994 ; Sperlich *et al.* 2011 ; Zagatto *et al.* 2016), alors que d'autres font état de FC plus élevées, allant de 160 à 190 bpm (Kondric *et al.* 2010 ; Zagatto *et al.* 2010), correspondant à des pourcentages élevés de FCmax (supérieurs à 80% ; Guy 2007 ; Zagatto *et al.* 2010). Plusieurs facteurs peuvent être à l'origine d'une telle disparité. Suchomel (2010) a ainsi mis en évidence des différences significatives en ce qui concerne les réponses cardiovasculaires entre des joueurs de niveau régional et des joueurs de niveau national, avec des valeurs plus élevées constatées pour les joueurs de niveau supérieur (156 bpm vs 141 bpm et 78% vs 70% FCmax pour les joueurs de niveau national et de niveau régional, respectivement). Cette augmentation de l'implication énergétique avec le niveau de pratique correspondrait à un niveau de stress supérieur mais également à un niveau d'engagement supérieur, les joueurs de haut niveau recherchant l'efficacité, et donc l'engagement, plutôt que

## CADRE THÉORIQUE

l'efficacité (Jospin 2005 ; Suchomel 2010). Par ailleurs, il a été montré une augmentation de la fréquence cardiaque en fin de rencontre, due aux effets conjugués des efforts précédemment consentis et du stress (**Figure 5**, Djokic 2007b ; Zagatto *et al.* 2016). Or, cette augmentation de la FC n'est pas sans conséquence sur le niveau de réalisation technique puisque celle-ci s'accompagne généralement d'une diminution de la précision des frappes (Fayt *et al.* 2003 ; Jospin 2005).



**Fig 5.** Fréquence cardiaque (HR) et consommation d'oxygène (VO<sub>2</sub>) au cours d'un match de tennis de table (d'après Zagatto *et al.* 2016).

### II.3 Contribution de la filière anaérobie : lactatémie

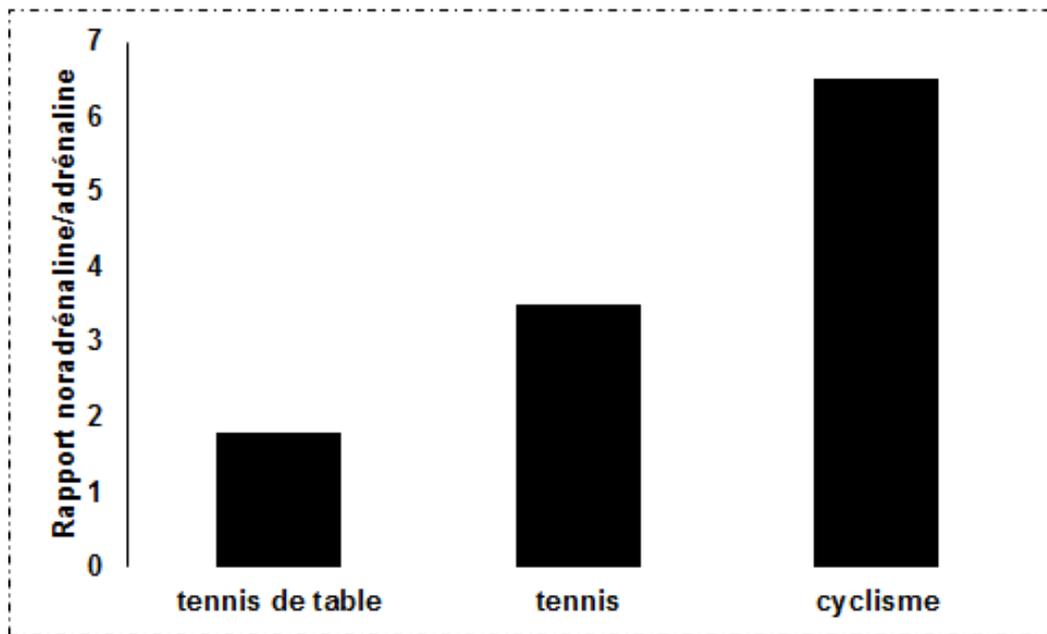
En lien avec les caractéristiques du jeu et la fourniture énergétique qui en découle (cf partie précédente), les valeurs de lactatémie rapportées suite à un match de tennis de table sont faibles, voire insignifiantes. Ainsi, ces valeurs sont généralement comprises entre 1,3 et 1,9 mmol.l<sup>-1</sup> (Kasai *et al.* 1994 ; Kondric *et al.* 2010 ; Sperlich *et al.* 2011 ; Zagatto *et al.* 2010) et de manière générale n'excèdent pas 3 mmol.l<sup>-1</sup> (Baron *et al.* 1992). L'acidose musculaire, liée à l'accumulation d'ions hydrogène, ne représente donc pas un facteur susceptible d'expliquer la fatigue ou la diminution du niveau de performance en tennis de table.

### II.4 Aspects émotionnels du tennis de table

Comme les autres sports de raquette, le tennis de table est un duel qui oppose 2 joueurs ou 2 couples de joueurs. L'absence d'égalité à l'issue d'une rencontre s'apparente alors à une

mise à mort symbolique (During 1990) tandis que pour Molodzoff (2008), l'aspect ludique disparaît dès lors qu'un match, « véritable lutte à mort », s'engage. Lors de l'activité physique, le système nerveux sympathique est stimulé et favorise la sécrétion, parmi d'autres, de 2 neurotransmetteurs, *i.e.*, adrénaline et noradrénaline, par la médullosurrénale dans le sang, aboutissant à une augmentation de la fréquence cardiaque (Tortora & Grabowski 2001). Si ces neurotransmetteurs sont classiquement associés au stress et/ou à l'activité physique, il semble que la sécrétion de noradrénaline est davantage liée au stress physiologique alors que la sécrétion d'adrénaline est davantage associée au stress mental et émotionnel (Konig *et al.* 2001 ; Krahenbul 1975). De plus, certains paramètres comme le niveau d'entraînement (Zouhal *et al.* 2008) ou l'intensité de l'exercice (Hackney 2010 ; Romijn *et al.* 1993 ; Sothmann *et al.* 1987) sont susceptibles d'avoir une influence sur l'ampleur de cette sécrétion. Outre leur taux respectif, le ratio entre ces deux neurotransmetteurs (*i.e.*, noradrénaline/adrénaline) est également utilisé afin de rendre compte de l'état émotionnel du sujet, et ce aussi bien au repos (Pequignot *et al.* 1979) qu'à l'exercice (Guy 2007). Plus ce ratio est faible, plus le sujet est considéré comme stressé ou la situation considérée comme stressante.

Concernant les sports de raquette, plusieurs études (pour revue, Konig *et al.* 2001) ont montré qu'il existait une différence substantielle (~ 10 bpm) en ce qui concerne la fréquence cardiaque des serveurs par rapport aux non serveurs au tennis. Ce stress supplémentaire lié à l'importance du service dans cette discipline se traduit pour Mendez-Villanueva *et al.* (2007) par une différence de perception d'effort suivant le statut serveur/relanceur. D'autre part, Garden *et al.* (1986) ont relevé une très forte augmentation des concentrations d'adrénaline et de noradrénaline au cours d'un match de squash par rapport aux valeurs de pré-compétition. Enfin, plusieurs auteurs ont montré que le ratio noradrénaline/adrénaline variait en fonction du contexte de pratique. Lors d'une étude portant sur le tennis, Ferrauti *et al.* (2001) ont relevé des concentrations plasmatiques d'adrénaline supérieures lors des tournois par rapport à l'entraînement et un rapport noradrénaline/adrénaline significativement plus faible lors des tournois, témoin d'une augmentation de l'activité du système sympathique sous l'effet d'un stress psychologique. Baron *et al.* (1992) ont comparé la valeur de ce ratio dans différentes conditions de pratique du tennis de table. Ainsi, les auteurs ont rapporté que celui-ci est le plus élevé lors d'un entraînement (6/1), diminuant légèrement lors de matchs sans enjeu (5/1), pour atteindre son niveau le plus faible lors des compétitions (2/1).



**Fig 6.** Valeurs du rapport noradrénaline/adrénaline en fonction de l'activité. (d'après Guy 2007).

Si l'importance des aspects psychologiques dans les sports de raquette a été soulignée par de nombreux auteurs (Hornery *et al.* 2007a, Lees 2003) en raison de la nature même de ces activités (opposition duelle, intensité de l'exercice, activité intermittente...), ceux-ci prennent une dimension supplémentaire en tennis de table du fait de la proximité des joueurs (~ 3 m) et du temps imparti très faible pour agir et réagir sur la balle. Pour Molodzoff (2008), « le tennis de table a ceci de complexe qu'il doit marier la tension de l'explosivité, le relâchement nécessaire à la vitesse, ainsi que le calme et la réflexion impératifs à l'analyse adverse et à la maîtrise émotionnelle de la situation stressante ». De ce fait, le rapport noradrénaline/adrénaline relevé dans cette activité est généralement plus faible comparativement à d'autres sports de raquette comme le tennis (**Figure 6**). Cette pression mentale s'est par ailleurs accrue lors du passage des sets de 21 à 11 points (2011) (Leite *et al.* 2017). En effet, même si le nombre total de points disputés est devenu moindre, Dong-Hua et Yang (2003) ont mis en évidence l'importance de mener ou d'être mené au score lors du 6<sup>ème</sup> point sur l'issue du set. La pression subie par les joueurs est donc liée au fait que i) il est essentiel de démarrer le set dans les meilleures conditions possibles du fait de l'importance des premiers points et ii) les joueurs se retrouvent plus rapidement en fin de set, moment décisif et donc potentiellement stressant.



Au cours de cette première partie, nous avons pu constater que le tennis de table génère un système de contraintes spécifiques, dont les caractéristiques principales sont i) des temps de jeu très brefs entrecoupés de temps de récupération de durée brève mais néanmoins supérieure au temps de jeu, permettant ainsi une récupération plus ou moins complète, ii) des déplacements explosifs de faible distance, occasionnant des démarrages et des arrêts brusques. Les muscles des membres inférieurs sont fortement sollicités, du fait qu'ils participent à la fois aux déplacements-replacements et à l'exécution du geste, iii) un système de décompte des points et une proximité entre les joueurs favorisant la survenue d'un stress, notamment en fin de set. Nous faisons ainsi l'hypothèse que ces contraintes sont de nature à générer une fatigue, fatigue qui peut prendre des formes multiples. Cependant, à ce jour, l'analyse de la littérature scientifique n'a pas montré de réponse à cette question. La partie suivante va donc s'attacher à définir deux formes de fatigue que sont la fatigue neuromusculaire et la fatigue mentale, et à déterminer les conditions qui favorisent leur apparition ainsi que leurs possibles effets au cours d'exercices variés.



### Chapitre II

## Fatigue neuromusculaire et fatigue mentale : définition, mécanismes et évolution au cours de l'exercice

### I La fatigue neuromusculaire

#### I.1 Définitions

D'une manière générale, on peut définir la fatigue comme une « sensation désagréable de difficulté à effectuer des efforts physiques ou intellectuels, provoquée par un effort intense, par une maladie, ou sans cause apparente. » (Petit Larousse 1999). De manière plus spécifique, la littérature propre au domaine sportif fait apparaître un grand nombre de définitions, chacune rendant compte d'une approche particulière. Parmi ces définitions, peuvent prévaloir des notions d'incapacité à maintenir un niveau de force attendu (Bigland-Ritchie 1981), de perception de l'effort (Enoka et Stuart 1992), ou encore de moment d'apparition de la fatigue, *i.e.*, baisse de l'efficacité musculaire bien avant l'arrêt de l'exercice (Barry & Enoka 2007 ; Sogaard *et al.* 2006).

Après étude d'un grand nombre de définitions, Williams et Ratel (2009) dégagent 3 points pour définir la fatigue musculaire : i) la diminution d'un ou de plusieurs paramètres (force, vitesse, puissance) ; ii) une diminution qui est réversible, ce qui permet de dissocier la fatigue musculaire de la maladie ou du surentraînement ; iii) cette diminution peut ou ne pas arriver avant une diminution de la performance ou l'échec de la tâche. Cela signifie que si la fatigue est souvent observée lors d'une diminution de la performance maximale, elle peut aussi survenir lors de tâches de longue durée. Cet aspect permet de concevoir la fatigue comme un mécanisme de protection afin de préserver le muscle. Ce dernier élément est essentiel car il suppose que les définitions basées sur l'idée d'un « point de rupture » ou d'une manifestation soudaine de la fatigue ne sont pas adaptées pour comprendre les origines de celle-ci, du fait de perturbations d'origines diverses présentes bien avant l'arrêt de la tâche (Boyas & Guével 2011). Ainsi, il semble plus intéressant de considérer la fatigue comme un phénomène évolutif et continu (Cairns *et al.* 2005).

### 1.2 Évaluation de la fatigue

La fatigue neuromusculaire consécutivement à la réalisation d'un exercice peut être objectivée par deux modèles quantitatifs mesurant respectivement la diminution de la puissance (vitesse et/ou force) ou de la force maximale isométrique (Maffiuletti & Bendahan 2009). Au cours de tests isométriques, on mesure le couple de force au niveau de l'articulation permettant d'évaluer la contraction maximale volontaire (CMV) (Hogrel *et al.* 2006, Wilson & Murphy 1996). Dans les deux cas, les mesures de force et/ou de puissance sont généralement effectuées avant, pendant et après l'exercice (Maffiuletti & Bendahan 2009), même si les mesures pre/post sont davantage prises en compte, tandis que trop peu d'études s'attachent à évaluer la fatigue au cours de l'exercice (Cairns *et al.* 2005 ; Lepers 2010). Cet aspect est pourtant essentiel afin de quantifier et de caractériser la cinétique d'apparition et d'évolution de la fatigue au cours du temps. Cette logique a été utilisée au cours d'une tâche mono-articulaire au cours d'exercices de durées différentes (Froyd *et al.* 2016a), ou poly-articulaire telle que le cyclisme (Decorte *et al.* 2012 ; Lepers *et al.* 2002), la course (Martin *et al.* 2010 ; Place *et al.* 2004 ; Ross *et al.* 2010), ou les activités intermittentes (*e.g.* tennis, Girard *et al.* 2008), et a mis en évidence des cinétiques différentes de celles décelées dans le seul cadre de mesures effectuées post exercice. Cependant, plusieurs auteurs mettent en avant les limites de l'évaluation de la seule force maximale mesurée au cours de CMV du fait i) d'un pattern d'activation isométrique *vs* dynamique différent (Wilson & Murphy 1996), ii) de différences liées au mode de contraction utilisé (isométrique *vs* concentrique *vs* excentrique) (Robineau *et al.* 2012), iii) de la non prise en compte de la vitesse de contraction (Cairns *et al.* 2005 ; Millet 2010 ; Vollestad 1997 ; Westerblad & Allen 2009). Ce dernier point est particulièrement vrai en ce qui concerne les sports de raquette, pour lesquels la capacité à produire une vitesse importante dans un laps de temps très réduit est essentiel (Girard & Millet 2008). Néanmoins, l'évaluation de la perte de force mesurée grâce à des tests isométriques présente de nombreux avantages, *e.g.* prix, réalisation relativement aisée (Wilson & Murphy 1996), et demeure donc l'outil de mesure le plus fréquemment utilisé (Cairns *et al.* 2005, Maffiuletti & Bendahan 2009). Par ailleurs, il est relativement bien admis que la CMV présente une bonne reproductibilité (Allen *et al.* 1995 ; Place *et al.* 2007), supérieure à celle observée au cours de mouvements poly-articulaires (Allen *et al.* 1995 ; Fuglevand *et al.* 1993 ; Hogrel *et al.* 2006 ; Place *et al.* 2007 ; Wilson & Murphy 1996), même si les résultats peuvent varier suivant le muscle étudié (Todd *et al.* 2004 ; Vollestad 1997). Plusieurs études ont ainsi mis en évidence des différences de production de force selon la présence ou l'absence de feedbacks visuels et/ou encouragements (Campanella

*et al.* 2000 ; Peacock *et al.* 1981). Au cours des différentes études de ce travail nécessitant la mesure de la force maximale, nous évaluerons la fatigue par la mesure de la CMV en respectant les consignes préconisées par Gandevia (2001), permettant de garantir une réalisation maximale de la part des athlètes : i) qualité des instructions et entraînement, ii) prodiguer des feedbacks pendant la contraction et non après, iii) prodiguer des encouragements adaptés en direct, iv) donner la possibilité aux sujets de rejeter les essais que eux-mêmes estiment comme non maximaux, v) varier les échelles de feedback de sorte qu'en cas de mesures répétées, les sujets ne soient pas conscients de l'ampleur des variations, vi) récompenser les sujets en cas de sessions multiples.

### I.3 La perte de force au cours d'exercices intermittents

#### I.3.1 Perte de force

Les pertes de force à la suite d'activités continues telles que la course (Giandolini *et al.* 2016b ; Martin *et al.* 2004, 2010 ; Millet *et al.* 2002, 2011b ; Nummela *et al.* 2008 ; Racinais *et al.* 2007 ; Ross *et al.* 2007, 2010 ; Saldanha *et al.* 2007) ou le cyclisme (Decorte *et al.* 2012 ; Lepers *et al.* 2000, 2001, 2002 ; Millet *et al.* 2003b ; Thomas *et al.* 2015) ont été largement étudiées, allant de 6% à 41% (Skof & Strojnik 2006 ; Martin *et al.* 2010). De nombreux paramètres sont avancés afin d'expliquer la variété des résultats observés, tels que la nature même de l'activité (cyclisme vs course à pied) (Lepers *et al.* 2002 ; Place *et al.* 2004 ; Tomazin *et al.* 2016), la durée (Martin *et al.* 2010 ; Millet *et al.* 2003a ; Place *et al.* 2004 ; Ross *et al.* 2010) et/ou l'intensité (Lepers *et al.* 2000, 2001 ; Thomas *et al.* 2015) de l'exercice, le groupe musculaire analysé (triceps sural vs quadriceps) (Martin *et al.* 2010 ; Petersen *et al.* 2007) ou encore la fonction même du muscle isolé (mono-articulaire vs bi-articulaires) (pour revue, Lepers *et al.* 2002).

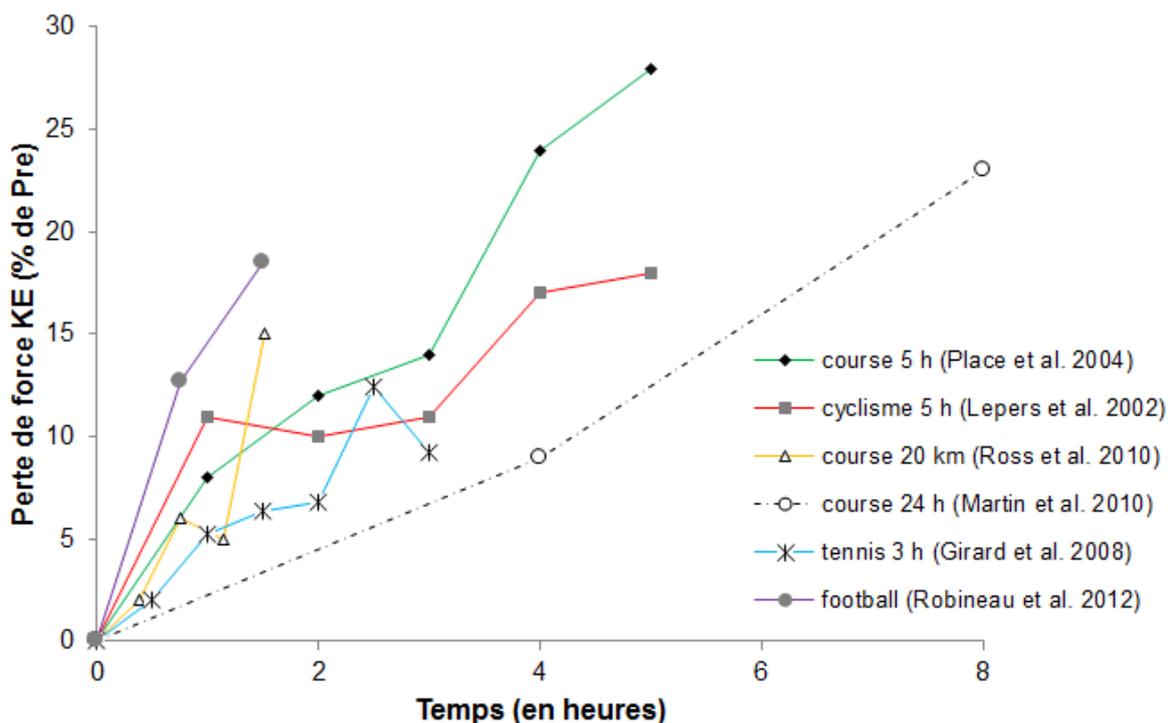
À l'inverse, les activités intermittentes se caractérisent par l'alternance de temps d'effort plus ou moins longs et de temps de repos généralement standardisés, *e.g.* sports de raquette, ou de temps d'efforts effectués à des intensités variées, *e.g.* sports collectifs. Concernant ces derniers, les efforts consistent généralement en la répétition d'actions très intenses, *e.g.* sprints, sauts, entrecoupées de périodes d'activité de faible, voire très faible intensité, le type d'effort global se différenciant fortement des efforts effectués à intensité constante (Buchheit 2005). Les résultats observés après des matchs de sports collectifs sont relativement variables, avec des valeurs de perte de force autour de 10% pour les muscles extenseurs de jambe à la suite de match de handball, football ou futsal (Miloni *et al.* 2016 ; Thorlund *et al.* 2008, 2009) et

pouvant aller jusqu'à 20% après une épreuve de beach-volley (Magalhaes *et al.* 2011). Cependant, du fait d'un délai parfois important entre la fin de l'exercice et le début des tests neuromusculaires (20 minutes pour l'étude de Thorlund *et al.* 2008), certains protocoles ont pu sous-estimer les effets réels de l'exercice. La diminution de capacité de production de force consécutivement à la pratique des sports de raquette a été relativement peu étudiée comparativement aux activités continues (Girard & Millet 2008). Là encore, les résultats varient de manière importante selon l'activité et les études considérées. Une diminution modérée, mais néanmoins significative de la force maximale du quadriceps a été mise en évidence après 1 h de badminton ou 3 h de tennis (-11% et -13%, respectivement ; Lin 2014 ; Girard *et al.* 2008), alors qu'une perte de force plus conséquente a été observée pour le même groupe musculaire après 1 h de squash (Girard *et al.* 2010). La perte de force a également été mesurée pour les fléchisseurs plantaires après 3 h de tennis (-15% CMV, Girard *et al.* 2008). Ainsi, bien que la présence d'une fatigue neuromusculaire ait été démontrée pour la plupart des sports de raquette, il n'existe à ce jour aucune étude à avoir démontré l'existence d'une telle fatigue en tennis de table.

### I.3.2 Cinétique du développement de la fatigue

Parmi les études citées précédemment, seules deux d'entre elles ont effectué des mesures intermédiaires. Des tests effectués toutes les 30 min au cours d'un match de 3 h de tennis (Girard *et al.* 2008) ont montré une cinétique pendant l'exercice relativement voisine de celle observée par Lepers *et al.* en cyclisme (2002) ou Place *et al.* en course à pied (2004), *i.e.*, chute-relative stagnation-chute de CMV. Concernant le football, la majeure partie de la perte de force est observée à l'issue de la première mi-temps (-12,7% et -8,2% pour les extenseurs et fléchisseurs de jambe, respectivement), alors que la deuxième mi-temps n'induit que des modifications mineures (Robineau *et al.* 2012). La **Figure 7** montre la cinétique de la perte de force (% CMV) concernant le même groupe musculaire (extenseurs de jambe) au cours d'exercices différents. On remarque que i) la perte de force peut être très différente à iso-moment (même moment absolu pour des d'exercices de durée différente), *e.g.* 1,5 h, 3 h, et ii) toutes les études montrent une relation non-linéaire entre la perte de force et la durée de l'exercice.

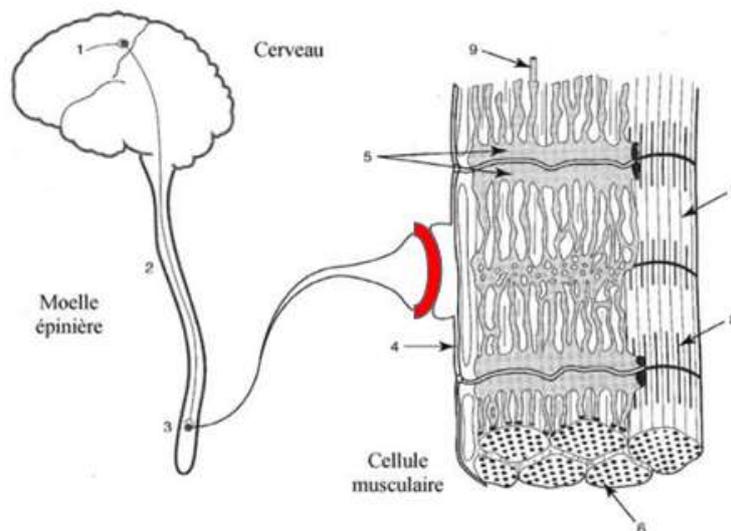
## CADRE THÉORIQUE



**Fig 7.** Cinétique de la perte de force des extenseurs de jambe (KE) au cours de protocoles variés. Pour des raisons de simplification, seules les valeurs reportées pour 4 h et 8 h de course sont reportées dans l'étude de Martin *et al.* (2010).

Au cours de cette partie, nous avons constaté que la fatigue neuromusculaire, évaluée en cours ou à la fin d'un exercice, variait selon de nombreux paramètres, *e.g.* intensité, durée, type d'exercice, suggérant que chacune de ces variables peut être associée à des mécanismes différents, mettant en évidence le concept de spécificité de la tâche (*task specific*, Enoka & Duchateau 2007 ; Enoka & Stuart 1992). Ainsi, il ne semble pas possible d'inférer l'ampleur de la fatigue induite par une activité à partir des résultats observés au cours d'une autre. Or, à notre connaissance, il n'existe pas d'étude ayant cherché à quantifier la fatigue neuromusculaire au cours d'un match et/ou d'une compétition de tennis de table. Par ailleurs, la contraction volontaire résultant d'une série d'évènements, *i.e.*, des centres moteurs supérieurs à l'interaction des filaments d'actine et de myosine (Bigland-Ritchie 1981), des défaillances peuvent survenir à n'importe quelle étape de ce processus. Les conséquences prennent alors la forme d'une diminution de la capacité de production de force et/ou d'une plus grande dépense d'énergie pour maintenir un niveau constant de force (Bigland-Ritchie 1981 ; Boyas & Guével 2011 ; Enoka 2002 ; Westerblad & Allen 2009), renvoyant ainsi au concept de « chaîne de commande » élaboré par Edwards (Gandevia 2001 ; Williams & Ratel 2009). L'idée sous-

jacente reposant sur l'idée qu'en identifiant le site responsable de la fatigue dans un contexte donné et en l'entraînant en conséquence, le niveau de performance sera amélioré en repoussant le seuil d'apparition du phénomène concerné (Williams & Ratel 2009). La **Figure 8** propose un schéma récapitulatif de l'ensemble des sites pouvant contribuer à l'instauration d'une fatigue (Boyas & Guével 2011, d'après Bigland-Ritchie 1981). Classiquement, il est d'usage de distinguer la fatigue centrale de la fatigue périphérique selon que les altérations sont situées en amont ou en aval de la jonction neuromusculaire (ou plaque motrice). Cette dichotomie n'est pas récente puisqu'elle a été utilisée pour la première fois par Brainbridge en 1931 (Millet 2006) et reste largement usitée aujourd'hui encore, bien que de nombreuses interactions existent entre ces deux niveaux, rendant cette distinction peu physiologique (Barry & Enoka 2007). Cependant, celle-ci est généralement utilisée par l'ensemble des auteurs car elle permet une meilleure visualisation.



---

**Fig 8.** Sites pouvant contribuer à la fatigue neuromusculaire (Boyas & Guével 2011, d'après Bigland-Ritchie 1981).

---

### *1.4 La fatigue centrale*

#### **1.4.1 Définition et signification**

La fatigue centrale peut être définie comme la baisse de la capacité à activer volontairement le muscle au cours de l'exercice (Lepers 2010). Elle peut se situer au niveau spinal, *i.e.*, diminution de l'activité des motoneurone  $\alpha$ , ou supra-spinal, *i.e.*, défaillance du

cortex moteur (Taylor & Gandevia 2008). Elle est avérée par le fait que la fonction musculaire périphérique est plus ou moins préservée alors que l'activité volontaire est défaillante et engendre une perte de force (Morana & Perrey 2009). D'un point de vue physiologique, la survenue d'une fatigue d'origine centrale indique que le nombre d'UM activées est incomplet (*i.e.*, recrutement spatial) et/ou que la fréquence de décharge des UM actives est incomplète ou non-optimale (*i.e.*, recrutement temporel) (Lepers 2010 ; Maffiuletti & Bendaham 2009). La présence d'une fatigue centrale est attestée pour des exercices de durée et d'intensité variées, et ce quel que soit le niveau d'activation initial du muscle (Gandevia 2001). D'un point de vue fonctionnel, il a été avancé que la fatigue centrale viserait à éviter l'instauration d'un niveau de fatigue périphérique tel que la récupération serait longue, voire impossible. Cet ensemble de phénomènes, *i.e.*, sagesse musculaire (*muscle wisdom*), serait alors mis en place au niveau du système nerveux central (SNC) afin d'économiser le muscle fatigué (Decherchi & Dousset 2003 ; Enoka & Stuart 1992 ; Gandevia 2001). La fonction de protection du muscle par une régulation au niveau central n'est cependant pas évidente, car certaines conditions d'exercice sont susceptibles d'entraîner l'instauration d'une fatigue centrale telle que la poursuite de celui-ci est impossible, alors même que l'ampleur de la fatigue périphérique demeure relativement modeste (Gandevia 2001).

### I.4.2 Mesures de la fatigue centrale

Il existe de nombreuses méthodes permettant d'attester la présence d'une fatigue d'origine centrale et de la quantifier. Celles-ci vont être succinctement présentées puis comparées au cours de cette partie.

#### I.4.2.1 Activité électromyographique (EMG).

Au cours d'une contraction sous-maximale, une augmentation de l'amplitude du signal (RMS ou EMGi) témoigne d'un recrutement d'UM non fatiguées supplémentaire afin de pallier la baisse de force de chaque UM, et ainsi maintenir le niveau de force requis (Vollestad 1997). Inversement, au cours d'une CMV soutenue, une diminution du signal EMG est classiquement observée (Bigland-Ritchie 1981), témoignant possiblement d'une diminution de la commande descendante (niveau supraspinal), de l'influence des phénomènes d'inhibition des motoneurones  $\alpha$ , conséquence des multiples afférences agissant positivement (facilitateurs) ou négativement (inhibiteurs ou défacilitateurs) au niveau spinal (Gandevia 1998, 2001), ou d'une moindre excitabilité membranaire (niveau périphérique) (Bigland-Ritchie & Woods 1984) (**Figure 9 A**). Du fait de l'importance des propriétés de la membrane musculaire dans la mesure

de l'EMG globale (Farina *et al.* 2014 ; Gandevia 1998), il est donc nécessaire de normaliser ce paramètre par un paramètre périphérique afin d'éviter les erreurs d'interprétation (Maffiuletti & Bendaham 2009 ; Millet 2006). Les paramètres de l'onde musculaire (onde M) utilisés pour normaliser le signal EMG sont l'amplitude, la surface ou la RMS, *i.e.*, RMS/M ou EMGi/M (Lepers *et al.* 2004 ; Millet & Lepers 2005 ; Place *et al.* 2007).

### I.4.2.2 Twitch interpolé ou surimposition

Le principe de la surimposition consiste dans le fait de délivrer une secousse au niveau du nerf périphérique au cours d'une CMV isométrique ou isocinétique. Si le recrutement des UM est incomplet et/ou si des UM ne présentent pas une fréquence de décharge susceptible de produire sa force maximale, alors une augmentation de la force sera visible sur le tracé, reflet d'une réserve de force, *i.e.*, force supra-maximale (Allen *et al.* 1995 ; Maffiuletti & Bendaham 2009 ; Vollestad 1997). La mesure de la surimposition, variable selon les muscles et les sujets (Allen *et al.* 1995 ; Lepers 2010 ; Millet *et al.* 2002), permet d'établir le ratio d'activation centrale (CAR pour central activation ratio) par le calcul du rapport de la force maximale volontaire et de la force surimposée (1):

$$\text{CAR} = \text{CMV}/\text{CMV}_{\text{surimposée}} \quad (1)$$

Si une secousse est appliquée avant, *i.e.*, repos, ou après *i.e.*, potentialisée, la CMV, alors, il est également possible de calculer le niveau d'activation volontaire (NAV) en utilisant la formule suivante (2):

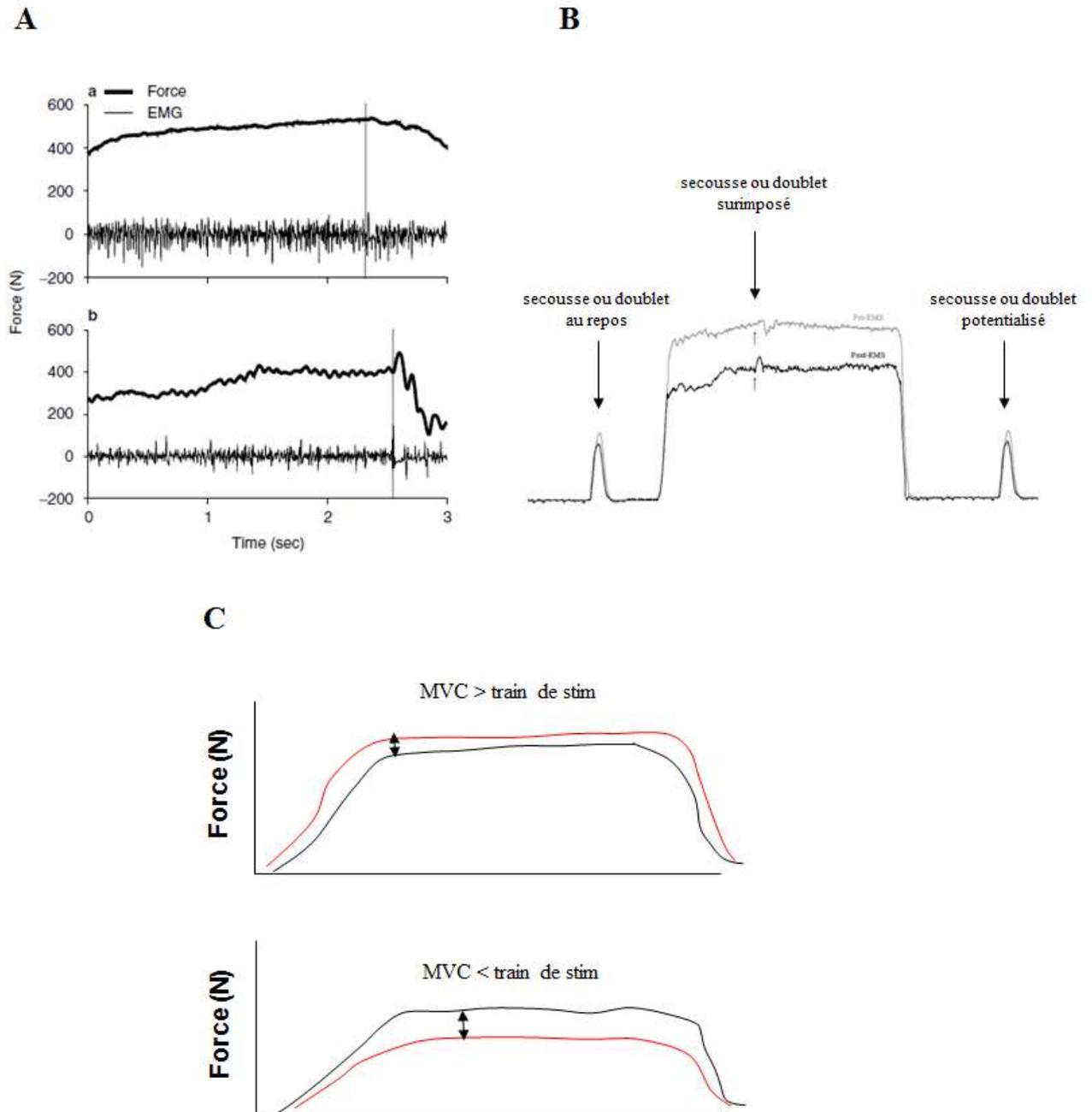
$$\text{NAV} = (1 - \text{amplitude de la surimposition}/\text{amplitude secousse}) \times 100 \quad (2) \quad (\text{Lepers 2010}).$$

La mesure du NAV a été montrée comme reproductible, notamment pour les muscles *quadriceps* (Place *et al.* 2007), *biceps brachii* (Allen *et al.* 1995) ou encore *triceps surae* (Todd *et al.* 2004). Afin de s'assurer les mesures les plus fiables possibles, certaines préconisations sont à respecter, *i.e.*, i) une intensité de stimulation généralement comprise entre 120-150% de l'intensité de stimulation permettant d'obtenir une onde M et une réponse mécanique (secousse) maximales, ceci afin de s'assurer d'un recrutement spatial complet (Maffiuletti & Bendaham 2009), ii) une utilisation du doublet à haute fréquence (80-100 Hz) (Gandevia 2001 ; Kent-Braun 1999 ; Place *et al.* 2007 ; Racinais *et al.* 2007), iii) et ce au cours d'une secousse de préférence potentialisée (Kufel *et al.* 2002) (**Figure 9 B**).

Bien que présentant certaines limites (pour revue de Haan *et al.* 2009 ou Gandevia 2001), l'investigation de la fatigue d'origine centrale par le calcul du NAV (doublet potentialisé) semble représenter le meilleur rapport confort du sujet-sensibilité de la mesure-reproductibilité de la mesure et reste donc la technique recommandée par Place *et al.* (2007). C'est donc celle-ci qui sera utilisée au cours des études présentées dans ce travail (étude préliminaire, étude n°5) et qui donc sera étudiée lors de la partie suivante (partie I.4.3).

I.4.2.3 Ratio force maximale volontaire/force tétranique évoquée par un train de stimulations

L'évolution du ratio entre la force maximale volontaire (CMV) et la force tétranique obtenue au cours d'un train de stimulations à haute fréquence appliqué au niveau du nerf ou du muscle (qui ne dépend donc pas de la commande centrale) est considérée comme Gold Standard dans l'évaluation de la commande centrale descendante (Gandevia 1998 ; Maffiuletti & Bendaham 2009). Après une immobilisation forcée ou un entraînement en force, l'évolution à des degrés différents de ces deux paramètres, aboutissant à une modification du ratio CMV/force évoquée, met en évidence une altération ou au contraire une augmentation de l'activation des muscles entraînés ou désentraînés (**Figure 9 C**). Bien que robuste d'un point de vue méthodologique (Duchateau & Enoka 2002), la tolérance à ce type de stimulation demeure la principale limite de cette technique (Millet 2006).



**Fig 9.** Présentation de différentes méthodes d'évaluation de la fatigue d'origine centrale : A) signal EMG normalisé au cours de CMV pre et post exercice (Millet & Lepers 2005). B) Calcul du niveau d'activation volontaire (NAV) pre et post exercice par la technique de la secousse surimposée (modifié d'après Boerio *et al.* 2005). C) Ratio entre la contraction maximale volontaire (CMV, *i.e.*, MVC, en rouge) et un train de stimulations à haute fréquence (en noir) pre et post exercice. À noter que dans le graphique supérieur (pre fatigue), la force évoquée au cours d'un train de stimulations est sensiblement égale à celle obtenue au cours de la CMV. Dans le graphique inférieur (post fatigue), la baisse de la CMV est supérieure à celle observée au cours du train de stimulations, témoignant ainsi de la présence d'une fatigue d'origine centrale.

### I.4.2.4 Fatigue spinale et supraspinale

Une des principales limites de l'ensemble des méthodes vues précédemment est qu'elles n'apportent aucune information sur l'origine spinale ou supraspinale de la fatigue observée. L'utilisation de certaines techniques (*e.g.* stimulation magnétique transcrânienne [TMS], réflexe de Hoffmann [réflexe H]) permet de localiser plus précisément le site altéré et donc la cause possible de la perte de force. Cependant, ces techniques n'ayant pas été utilisées au cours des études réalisées dans cette thèse, elles ne seront ici pas présentées. L'existence d'une fatigue au niveau supraspinale a été mise en évidence au cours d'exercices mono-articulaires pour des contractions isométriques maximales et sous-maximales et pour des modalités de contractions différentes (pour revue Taylor *et al.* 2006). Cependant, si la présence d'une fatigue supraspinale demeure possible après des exercices de longue durée, des adaptations au niveau spinal sont généralement observées (Millet & Lepers 2005). Concernant les sports de raquette, la méthodologie utilisée par Girard *et al.* pour le tennis (2008), le squash (2010) et Lin (2014) pour le badminton n'a pas permis de conclure à la présence de l'une ou l'autre forme de fatigue centrale, bien qu'une diminution de la capacité à activer l'ensemble des fibres ait été observée dans ces différentes études. Cependant, une autre étude de Girard *et al.* (2011b) a montré une diminution du ratio  $H_{\max}/M_{\max}$  après 30 min de tennis (*soleus*), mettant ainsi en évidence une contribution significative des mécanismes spinaux dans la perte de force constatée. Du fait des temps de pause importants entre deux points, l'hypothèse d'une accumulation métabolique ou chimique demeure peu plausible. Les auteurs ont plutôt attribué l'origine des modifications spinales aux contractions excentriques induites par les multiples démarrages et arrêts effectués lors des déplacements sur le court. Ainsi, le squash impliquant également de nombreux démarrages et arrêts, *i.e.*, contractions excentriques, associées à des lactatémies élevées (Girard *et al.* 2007), il est probable que la fatigue centrale mesurée après 1 h de squash soit liée, pour une part au moins, à une fatigue d'origine spinale. Ceci est renforcé par une absence de perte de force maximale au niveau d'un membre non impliqué dans l'exercice (Girard *et al.* 2010). Concernant le tennis de table, les déplacements étant plus réduits en termes de distance parcourue lors de chaque course, les forces freinatrices sont moindres et donc génèrent moins d'efforts excentriques. Par ailleurs, il a déjà été mentionné que les temps de jeu et de récupération entre deux points permettaient d'éviter une accumulation des lactates au cours des matchs (cf Chap I, partie II.3). Ainsi, dans l'hypothèse où un match ou une compétition de tennis de table générerait une diminution de la capacité à activer pleinement le muscle, il

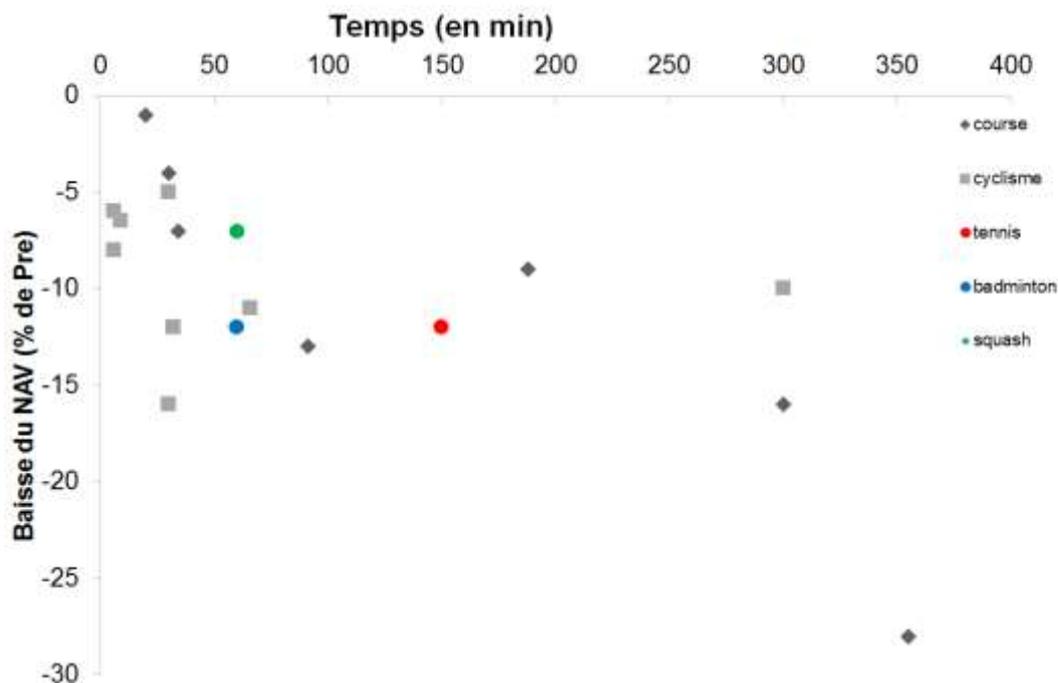
n'existe pas d'indice permettant de se prononcer sur la contribution de l'une ou l'autre forme de fatigue d'origine centrale.

### I.4.3 Développement et cinétique de la fatigue centrale

D'une manière générale, il est relativement bien admis que la fatigue centrale augmente de manière progressive au fur et à mesure de l'avancée dans l'exercice (Edwards 1981 ; Gandevia 2001 ; Sjøgaard *et al.* 2006). Inversement, il semble que le déficit d'activation ne joue pas ou peu de rôle au cours d'exercices brefs et intenses (pour revue Barry & Enoka 2007). Il semble également que la diminution du niveau d'activation soit plus importante pour des contractions isométriques comparativement aux contractions concentriques (Babault *et al.* 2006). La même logique prévaut en ce qui concerne les mouvements poly-articulaires. Ainsi, pour un groupe musculaire donné (*quadriceps*), des différences importantes sont relevées en fonction de la durée de l'exercice (**Figure 10**).

La répétition d'efforts très brefs (< 10 sec) entrecoupés de temps de récupération passive ou à faible intensité caractérisent la plupart des sports d'équipe et de raquette (Girard *et al.* 2011a). Pour ce type d'activité, l'ampleur de la fatigue d'origine centrale dépend d'une part de la durée totale de l'exercice et d'autre part de la durée des phases de récupération entre les efforts. Pour Girard *et al.* (2011a), la présence ou non d'une fatigue d'origine centrale suite à la répétition d'efforts brefs et très intenses dépend du niveau de fatigue totale. Lorsque celle-ci est faible, la commande nerveuse descendante est généralement stable. Lorsque la diminution de force est plus conséquente, on observe une diminution de la capacité à activer pleinement le muscle. Néanmoins, pour un niveau de perte de force donné, la diminution du NAV semble moins rapide et moins marquée lors de tâches intermittentes comparativement aux tâches continues (Bilodeau 2006). Les résultats rapportés concernant les sports de raquette confirment l'hypothèse d'une influence de la durée de l'exercice sur la capacité du SNC à utiliser pleinement le potentiel musculaire. Girard *et al.* (2008) ont ainsi mis en évidence une diminution progressive du NAV (-12%) au cours d'un match de tennis de longue durée. Cependant, l'influence de l'intensité de l'exercice sur le NAV n'est pas systématiquement observée. Ainsi, après 1 h d'activité, la perte de force était de 5% pour le tennis, 11% pour le badminton et 16% pour le squash, tandis que la diminution du NAV sur la même période d'activité atteignait respectivement 10%, 12% et 7% (Girard *et al.* 2008, 2010, Lin 2014)

(Figure 10). Il est possible néanmoins que le délai entre la fin de l'exercice et le début des tests neuromusculaires ait pu contribuer à sous-estimer certaines mesures (Froyd *et al.* 2013).



**Fig 10.** Baisse du niveau d'activation volontaire (NAV) des muscles extenseurs de la jambe mesurée après la réalisation d'exercices de course, de cyclisme et de sports de raquette de différentes durées. Pour le tennis, la valeur est celle observée après 150 min pour une durée d'effort totale de 180 min (valeurs tirées des études suivantes : course : Giandolini *et al.* 2016a ; Martin *et al.* 2004 ; Millet *et al.* 2002, 2003b ; Place *et al.* 2004 ; Ross *et al.* 2010 ; Skof & Strojnik 2006 ; cyclisme : Blain *et al.* 2016 ; Lepers *et al.* 2001, 2002, 2008 ; Pageaux *et al.* 2014 ; Thomas *et al.* 2015 ; tennis : Girard *et al.* 2008 ; badminton : Lin 2014 ; squash : Girard *et al.* 2010).

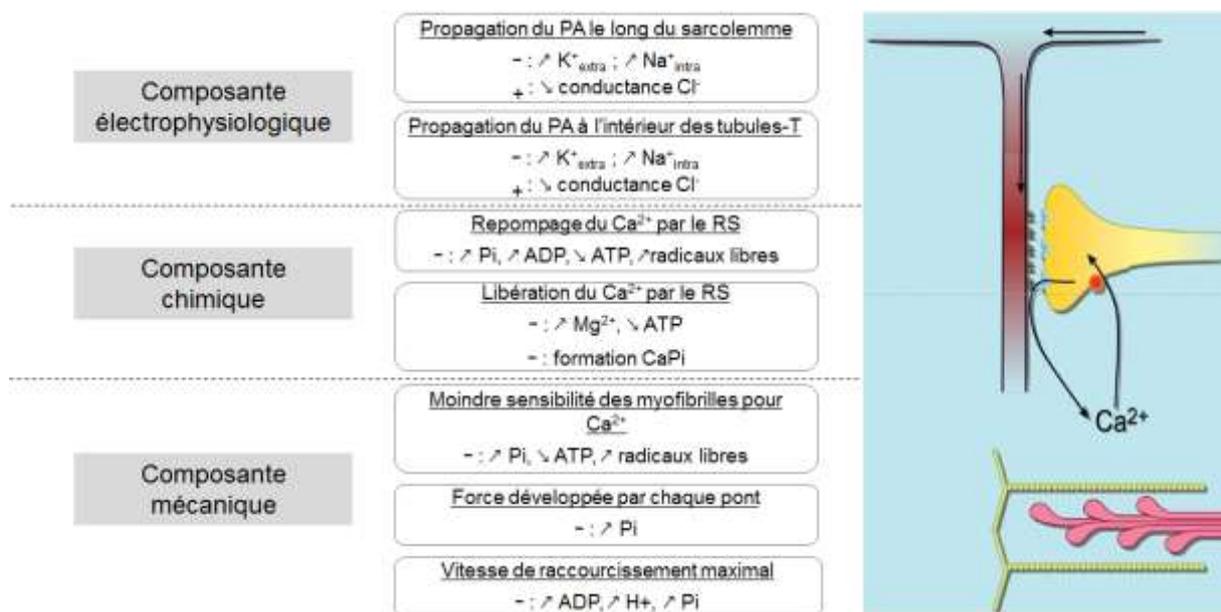
### 1.5 La fatigue périphérique

#### 1.5.1 Définition et signification

Conformément au principe de la chaîne de commande (pour revue Gandevia 2001), on distingue au niveau périphérique une cascade d'évènements, allant de la jonction neuromusculaire, *i.e.*, zone de contact entre la terminaison du motoneurone  $\alpha$  et la fibre musculaire, à la contraction musculaire (Westerblad & Allen 2009). Pour des raisons de simplification, l'ensemble de ces étapes peut être regroupé en 3 composantes principales (**Figure 11**) : une composante électrophysiologique, *i.e.*, excitabilité et propagation du PA le long de la membrane et à l'intérieur de la cellule (pour détails, Allen *et al.* 2008), une composante chimique, *i.e.*, couplage excitation-contraction (couplage E-C) (pour détails,

## CADRE THÉORIQUE

Sesboüé & Guinestre 2006), et une composante mécanique, *i.e.*, au niveau des myofibrilles. Bien que l'existence d'une composante centrale de la fatigue neuromusculaire soit désormais bien admise, il est cependant reconnu qu'une part importante de la perte de force intervient au niveau périphérique (Allen *et al.* 2008 ; Leppik *et al.* 2004). Par ailleurs, l'instauration d'une telle fatigue est systématiquement observée lors de la réalisation d'exercices intermittents, les périodes de repos limitant le développement de la fatigue centrale (Bilodeau 2006 ; Morana & Perrey 2009).



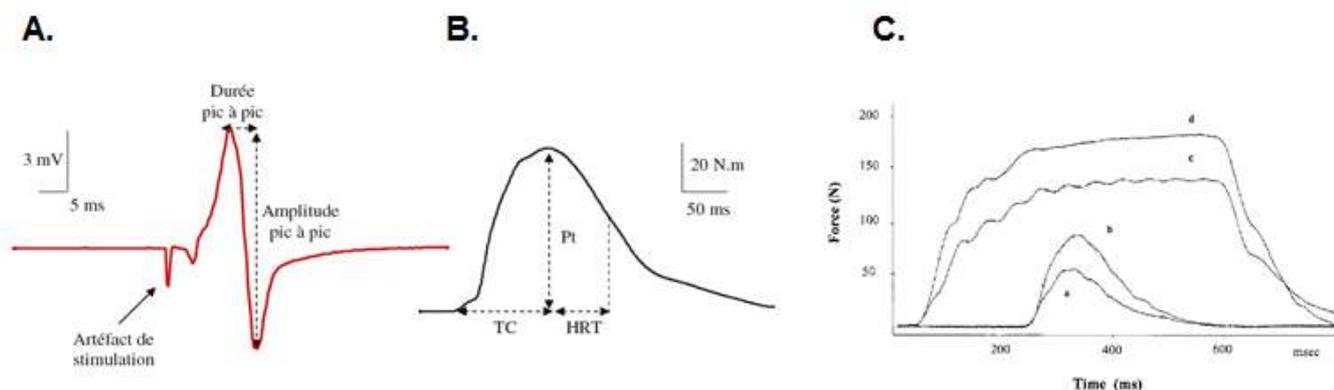
**Fig 11.** Sites possibles et mécanismes possiblement impliqués dans la fatigue périphérique.

Modifié d'après Allen *et al.* (2008).

### I.5.2 Les mesures de la fatigue périphérique

Les développements technologiques successifs ont permis l'amélioration de la compréhension des mécanismes impliqués et ce à des niveaux croissants de précision (Allen *et al.* 2008 ; Westerblad & Allen 2009). Cependant, au cours des études présentées dans le présent document, seule la stimulation percutanée a été utilisée afin d'investiguer l'ampleur de la fatigue périphérique et sera donc brièvement décrite. La stimulation électrique supra-maximale

d'un nerf moteur au repos permet l'activation de toutes les UM du muscle. L'EMG de surface permet alors l'enregistrement de l'onde M, qui rend compte de la somme des potentiels d'action engendrés par la dépolarisation créée suite à la stimulation (Lepers 2010 ; Place 2010). Les paramètres de l'onde M classiquement analysés sont la durée pic à pic (*i.e.*, vitesse de propagation du PA), l'amplitude pic à pic (*i.e.*, excitabilité du sarcolemme), et la RMS (**Figure 12 A**). Cependant, des travaux récents semblent mettre en évidence l'existence de deux phases bien distinctes de l'onde M, chacune renvoyant à des mécanismes physiologiques différents (Rodriguez-Falces & Place 2016). Ainsi, seule la première phase de l'onde M serait valide afin de rendre compte de l'excitabilité membranaire (Rodriguez-Falces & Place 2016). Si l'EMG correspond à la réponse électrique lors d'une contraction musculaire, la secousse musculaire qui lui est associée rend compte, quant à elle, de la réponse mécanique. Les paramètres analysés lors d'une secousse musculaire sont le plus souvent : l'amplitude maximale de la secousse, le temps de contraction et le demi-temps de relaxation (**Figure 12 B**). L'amplitude de la secousse peut être associée à la quantité de calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) intracellulaire, alors que le temps de contraction et de demi-relaxation sont davantage en lien avec la vitesse des mouvements calciques au niveau du muscle (Fitts 2008). Cependant, l'ampleur de la secousse ( $P_t$ ) résulte des effets contradictoires de la fatigue et de la potentialisation, *i.e.*, phosphorylation des chaînes légères de myosine engendrant une amélioration de la sensibilité au  $\text{Ca}^{2+}$  (Millet & Lepers 2005). Par ailleurs,  $P_t$  est parfois très faible et donc difficile à mesurer précisément, notamment en situation de fatigue (Vollestad 1997). Par conséquent, cette mesure est considérée comme peu fiable pour rendre compte des capacités de production de force du muscle intrinsèque (Millet 2006). Pour limiter les effets de la potentialisation, un doublet à haute fréquence (80-100 Hz) est généralement utilisé pour mesurer les propriétés contractiles musculaires (Maffiuletti & Bendaham 2009). Enfin, il est possible d'utiliser un ratio doublet ou train de stimulations à basse (10-20 Hz) et haute fréquence (ratio 10-20 Hz/80-100 Hz), une diminution de ce ratio étant associée à une fatigue dite de basse fréquence, alors qu'une augmentation de ce ratio est associée à une fatigue dite de haute fréquence (**Figure 12 C**).



**Fig 12.** Onde M (A), secousse musculaire associée (B) et les différents paramètres mesurés au cours d'une stimulation. Pt = amplitude de la secousse ; TC = temps de contraction ; HRT = demi-temps de relaxation. D'après Lepers (2010). Réponses mécaniques suite à une stimulation simple (a), doublet (b), trains de stimulation à 20- (c) et 100 Hz (d) (C). D'après Place *et al.* (2004).

### I.5.3 Ampleur de la fatigue périphérique dans les sports de raquette

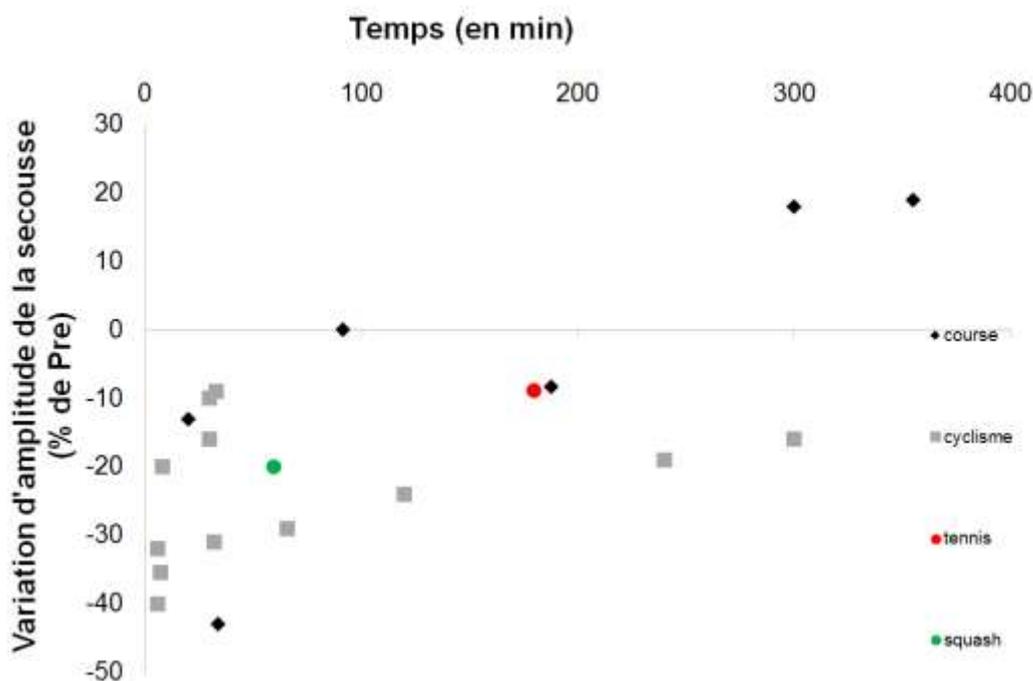
#### I.5.3.1 Amplitude de l'onde musculaire

Une augmentation de ce paramètre correspond à une incapacité à restaurer les gradients de  $\text{Na}^+$  et de  $\text{K}^+$  de part et d'autre de la membrane avant l'impulsion suivante, aboutissant à une accumulation de  $\text{K}^+$  extracellulaire, entraînant une dépolarisation du potentiel de membrane, une inactivité des canaux sodiques et donc une perte d'excitabilité, *i.e.*, fatigue de haute fréquence (Fitts 1994 ; Fitts & Balog 1996). Lors de la réalisation d'exercices intermittents de longue durée (*e.g.* sports de raquette), les temps de récupération semblent suffisants pour rétablir les équilibres ioniques de part et d'autre de la membrane. Ainsi, à l'issue de 3 h de tennis (Girard *et al.* 2008), aucune diminution de l'amplitude de l'onde M n'est observée pour le muscle *vastus lateralis* (VL). Les résultats sont davantage contrastés lorsque l'intensité de l'exercice augmente. Girard *et al.* (2009) n'ont ainsi pas observé de diminution significative de l'amplitude de l'onde M après 1 h de squash (-9% et -5% pour le VL et le *vastus medialis* [VM], respectivement). Cependant, bien que ce paramètre n'ait pas été mesuré au cours de l'étude de Lin (2014) concernant le badminton, une diminution de la force tétanique évoquée lors d'un train de stimulations à haute fréquence (80 Hz) a été observée, suggérant la présence d'une fatigue de haute fréquence. Bien que des facteurs physiologiques existent, permettant de limiter l'instauration d'une fatigue de haute fréquence au cours d'un exercice réalisé *in vivo*

(Westerblad & Allen 2009), une telle forme de fatigue peut donc se manifester et contribuer significativement à la fatigue périphérique. Cependant, dans une grande majorité des études, la diminution des réponses mécaniques est plus importante que la diminution des réponses électrophysiologiques, supposant ainsi que des adaptations intracellulaires participent également à la baisse de la capacité de production de force (Lepers 2010).

### I.5.3.2 Amplitude de la secousse musculaire

De nombreux facteurs peuvent intervenir sur l'ampleur de la secousse musculaire (Fitts 2008). Ainsi, le type d'exercice (Lepers 2010), la combinaison durée-intensité de l'exercice (Froyd *et al.* 2016a ; Fuglevand *et al.* 1993), les masses musculaires mobilisées (Rossman *et al.* 2012), le niveau d'entraînement des sujets (Finni *et al.* 2003), l'angle articulaire (Jones 1996), le temps de latence entre la fin de l'exercice et le début des mesures (Neyroud *et al.* 2012), le groupe musculaire considéré (Giandolini *et al.* 2016b) ou encore le type de contraction (Perrey *et al.* 2010) apparaissent comme autant d'éléments susceptibles d'avoir une incidence sur le pic de force, le doublet ou encore le train de stimulations. La **Figure 13** présente l'évolution du pic de force (Pt) des muscles extenseurs de la jambe consécutivement à la réalisation d'un exercice continu (course et cyclisme) ou de sport de raquette. Par ailleurs, plusieurs études semblent montrer que si l'instauration d'une fatigue d'origine périphérique se fait rapidement, dès le début de l'exercice, celle-ci ne se développe que faiblement (voire plus du tout) lorsque l'exercice se rapproche de son terme. Différents résultats ont été répertoriés concernant les sports de raquette. À l'instar des activités de course de longue durée continue (Martin *et al.* 2010) ou intermittente (Robineau *et al.* 2012), 3 h de tennis n'engendrent qu'une faible diminution de la secousse musculaire (-9% pour les extenseurs de jambe et -10% pour les fléchisseurs plantaires, Girard *et al.* 2008, 2009). En revanche, l'ampleur de la fatigue périphérique semble supérieure après 1 h de badminton ou de squash (Pt=-20%, doublet 100 Hz=-13% pour le squash et le badminton, respectivement) (Girard *et al.* 2010 ; Lin 2014).



**Fig 13.** Variation de l'amplitude de la secousse musculaire (Pt) des muscles extenseurs de la jambe après la réalisation d'exercices de courses, de cyclisme et de sports de raquette de différentes durées (valeurs tirées des études suivantes : course : Giandolini *et al.* 2016a ; Millet *et al.* 2002, 2003b ; Place *et al.* 2004 ; Ross *et al.* 2010 ; Skof & Strojnik 2006 ; cyclisme : Amann & Dempsey 2008 ; Goodall *et al.* 2012 ; Jubeau *et al.* 2017 ; Lepers *et al.* 2000, 2001, 2002, 2008 ; Pageaux *et al.* 2014 ; Theurel & Lepers 2008 ; Thomas *et al.* 2015 ; tennis : Girard *et al.* 2008 ; squash : Girard *et al.* 2010).

### I.5.3.3 La fatigue de basse fréquence

La présence d'une fatigue de basse fréquence n'a pas été mise en évidence après des exercices de longue durée pour la course, le cyclisme ou le ski à roulettes (pour revue Millet & Lepers 2005). Ce résultat est surprenant, notamment en ce qui concerne la course et le ski à roulettes. En effet, du fait de la présence d'une phase excentrique à chaque foulée, ce type de contraction induisant des dommages musculaires est généralement associé à une diminution de l'efficacité du couplage E-C (Allen 2004). La présence d'une fatigue de basse fréquence a cependant été observée à l'issue d'une course longue (Millet *et al.* 2011b), la présence d'un dénivelé négatif, *i.e.*, induisant des phases excentriques davantage prononcées, expliquant probablement ce résultat, particulièrement pour le muscle quadriceps (Giandolini *et al.* 2016a ; Martin *et al.* 2004). Au cours d'un exercice intense et d'une durée moindre (6-30 min), une fatigue de basse fréquence a été également observée suite à la réalisation d'un exercice monoarticulaire (Froyd *et al.* 2013) ou polyarticulaire et ce aussi bien en course, continue (Skof

& Strojnik 2006) ou fractionnée (Lattier *et al.* 2004 ; Perrey *et al.* 2010), qu'en cyclisme (Blain *et al.* 2016). Concernant les sports de raquette, une diminution de 12% du ratio 20 Hz/80 Hz a été observée après 3 h de tennis (Girard *et al.* 2008). Bien que le tennis soit classiquement considéré comme une activité aérobie, la présence d'une telle fatigue est probablement à mettre en lien avec les nombreux arrêts, démarrages et mouvements explosifs (Fernandez *et al.* 2006 ; Kovacs 2006) effectués pendant une durée relativement longue. La même diminution (~ -10%) du ratio 20 Hz/80 Hz a été mise en évidence par Lin (2014) pour le badminton (1 h de simple). Curieusement, cette baisse a été observée après 1 h de récupération, alors que le ratio mesuré juste à la fin de l'exercice n'a pas montré d'altération. Là encore, le type de déplacements, *i.e.*, fentes, responsable d'une part non négligeable de la perte de force maximale, explique probablement ce délai d'apparition d'une fatigue de basse fréquence.

### *1.6 Interactions des systèmes centraux et périphériques*

Si la dichotomie centrale/périphérique est fréquemment utilisée afin de déterminer le ou les sites responsables de la perte de force, une telle approche est réductrice car il n'existe pas de frontière évidente entre le système nerveux et le muscle (Barry & Enoka 2007). Ainsi, les ajustements ou altérations qui se produisent à un endroit peuvent avoir une incidence sur ce qui se passe à un autre (Barry & Enoka 2007 ; Gandevia 2001 ; Millet 2010). Les rétroactions afférentes en réponse aux changements mécaniques ou métaboliques au niveau du muscle représentent un bon exemple de l'interdépendance qui existe entre les mécanismes centraux et périphériques.

De manière concomitante au travail musculaire, des informations sensibles issues des muscles et des tendons informent les centres nerveux de manière à adapter la commande motrice selon l'état de la commande périphérique (Decherchi & Dousset 2003 ; Gandevia 1998). Les groupes de fibres sensibles d'origine musculaire et/ou tendineuses sont au nombre de 4, numérotés ainsi selon leur ordre de diamètre décroissant : I (a et b), II, III et IV. La décharge des afférences Ia et II a un effet excitateur sur les motoneurones  $\alpha$  agonistes alors que la décharge des afférences Ib a un effet opposé, *i.e.*, action inhibitrice des motoneurones  $\alpha$  agonistes et/ou une action excitatrice des motoneurones  $\alpha$  des muscles antagonistes. Ces afférences I et II agissent sur l'activité des motoneurones  $\alpha$  par l'intermédiaire d'interneurones au niveau spinal. Les afférences issues des groupes III et IV sont des métaborécepteurs ou nocicepteurs, en lien avec des accumulations de substances dans le muscle (*e.g.* lactate,  $H^+$ ,  $K^+$ ) ou des modifications diverses (*e.g.* température interne du muscle, ischémie, hypoxie, douleur).

Localisées dans les espaces extracellulaires du muscle, ces afférences facilitent le développement de la fatigue centrale par une influence inhibitrice sur la commande descendante, *i.e.*, rôle inhibiteur sur le motoneurone  $\alpha$  (Decherchi & Dousset 2003 ; Gandevia 1998, 2001). Les fibres de type III interviendraient lors de la première phase d'ajustement cardio-ventilatoire, alors que les fibres de type IV interviendraient dans un second temps, *i.e.*, maintien de ces ajustements. Le rôle des afférences de type III et IV a été largement étudié depuis quelques années afin de mieux comprendre le contexte favorisant leur activation (Decherchi & Dousset 2003 ; Decherchi *et al.* 2004). Dans le champ de la fatigue neuromusculaire, la quantité d'afférences issues des fibres de type III et IV a été manipulée afin de vérifier l'hypothèse d'un seuil de fatigue périphérique maximal limitant la performance humaine, *i.e.*, seuil critique (Amann & Dempsey 2008 ; Amann *et al.* 2009, 2011 ; Blain *et al.* 2016 ; Blain & Hureau 2017 ; Hureau *et al.* 2014). Selon cette hypothèse, l'atteinte d'un certain niveau de fatigue périphérique, en lien avec l'instauration d'une fatigue centrale facilitée par les afférences III et IV, entraînerait l'arrêt d'un exercice réalisé à charge constante ou la diminution de la puissance d'un exercice d'endurance réalisé à charge libre (Amann *et al.* 2011). Les tenants de cette théorie s'appuient sur certaines observations telles que i) l'atteinte d'un niveau de fatigue périphérique plus important lors d'exercices réalisés alors que les afférences des groupes III et IV sont bloquées pharmacologiquement (Amann *et al.* 2009, 2011 ; Blain *et al.* 2016), ii) l'atteinte d'un niveau de fatigue périphérique identique en fin d'exercice avec pourtant des niveaux de pre-fatigue variables et une puissance développée moindre en situation de pre-fatigue (Amann & Dempsey 2008 ; Hureau *et al.* 2014) ou iii) une diminution plus marquée de la baisse de force en lien avec un niveau de fatigue périphérique supérieur lorsque les masses musculaires mobilisées au cours de l'exercice sont moindres, suggérant que le SNC tolère une fatigue d'origine périphérique plus importante lorsque la quantité d'afférences est réduite (Rossman *et al.* 2012). Quelle que soit la méthodologie utilisée, cette théorie fait donc le postulat de l'existence d'un seuil critique de fatigue périphérique et donc d'un ajustement de la commande centrale descendante visant à ne pas dépasser ce seuil considéré comme dangereux pour l'homéostasie (Blain & Hureau 2017). De nombreuses études s'opposent cependant à cette théorie (Froyd *et al.* 2016a, 2016b ; Goodall *et al.* 2012 ; Neyroud *et al.* 2012), critiquée notamment pour sa non prise en compte des particularités inter-individuelles, au-delà des seules moyennes utilisées (Neyroud *et al.* 2016). Néanmoins, outre cette divergence, il semble indéniable qu'il existe des mécanismes de régulation au niveau central (spinal et supra-spinal) qui, à partir d'informations issues des muscles impliqués via un système d'afférences complexe,

## CADRE THÉORIQUE

modifie l'amplitude de la commande centrale descendante afin de limiter l'ampleur de la fatigue périphérique (pour revue Millet *et al.* 2011b).

	Localisation	Mécanismes	Techniques d'évaluation
CENTRAL	Supraspinal	Activation du cortex moteur Commande descendante	TMS (NAV cort) CMV muscle non impliqué
	Spinal	Excitabilité motoneuronale Relation la-motoneurone $\alpha$	TMS (CMEP) Hmax/Mmax  NAV-CAR-RMS/M-CMV/force évoquée
PÉRIPHÉRIQUE	Composante électrophysiologique	Propagation neuromusculaire Excitabilité du sarcolemme	Propriétés de l'onde M (amplitude, durée)
	Composante chimique	Couplage E-C	Ratio 10-20Hz/80-100Hz
	Composante mécanique	Propriétés contractiles	Twitch-doublet (amplitude, TC, Tps 1/2R) Train de stimulations (80-100Hz) Études sur fibres intactes ou pelées



**Fig 14.** Bilan de l'évaluation de la fonction neuromusculaire. TMS = stimulation magnétique transcrânienne ; CMEP = potentiel évoqué moteur cervico-médullaire ; Hmax/Mmax = réflexe H normalisé par l'amplitude maximale de l'onde M ; Couplage E-C = couplage excitation-contraction ; Ratio 10-20 Hz/80-100 Hz = ratio basse fréquence/haute fréquence ; TC = temps de contraction ; Tps 1/2R = temps de demi-relaxation. Modifié d'après Morana et Perrey (2009).

### *1.7 Les paramètres subjectifs de la fatigue.*

La perception subjective, *i.e.*, auto-évaluation de l'effort, est désormais largement utilisée dans le champ des sciences du sport. Ce type d'évaluation s'appuie sur des échelles de cotation que le sujet remplit à l'issue de l'exercice ou du match, selon son ressenti. A partir d'une corrélation significative observée entre une échelle visuelle analogique (sous forme de règle non graduée de 100 mm, VAS pour *visual analogic scale*) et le pourcentage de force développée au cours de contractions isométriques ( $r=0,73, p<0,01$ ), Leung *et al.* (2004) ont montré que cet outil était pertinent pour quantifier la fatigue musculaire, plus particulièrement pour des niveaux de force supérieurs à 25% de la force maximale.

## CADRE THÉORIQUE

---

Cependant, l'outil le plus largement utilisé pour ce type de mesure reste l'échelle RPE (pour *rating of perceived exertion*) développée par Borg (1982). Différentes versions de cette échelle existent, ce qui rend les comparaisons peu évidentes. Cependant, pour Borg, la plus ancienne version (en 15 points, *i.e.*, 6-20) demeure la plus pertinente pour définir la perception de l'effort lors d'un exercice physique, tandis que la plus récente (en 10 points, *i.e.*, 0-10) relève davantage du secteur médical, *e.g.* douleur, difficultés respiratoires (Borg 1982). Prioritairement basée sur la fréquence cardiaque, cet outil prend néanmoins en considération les facteurs centraux et périphériques (Borg 1982) et plusieurs études ont mis en évidence des corrélations significatives entre la RPE et la perte de force (Froyd *et al.* 2016a ; Smith *et al.* 2007). En étudiant la cinétique de l'évolution de la RPE au cours de contractions concentriques, Froyd *et al.* (2016a) ont montré une évolution régulière de ce paramètre, alors que des paramètres centraux (RMS/onde M) ou périphériques (doublet à 100 Hz) demeuraient stables. D'après ces résultats, les auteurs concluent que la RPE n'est pas uniquement le reflet des processus agissant au niveau central (Marcora 2009) ou bien liée aux feedbacks en provenance des muscles impliqués dans l'exercice (Amann *et al.* 2011 ; Blain *et al.* 2016), mais plutôt le reflet d'une anticipation de la durée et de l'intensité de l'exercice. Des liens entre la fatigue centrale et la RPE sont pourtant avancés par Gomez-Merino et Guézennec (2004), une augmentation de la RPE étant constatée lorsque la quantité de substrat capturé au niveau cérébral diminuait. En établissant une corrélation importante entre la RPE (0-10) et l'amplitude des potentiels corticaux relatifs aux mouvements enregistrée par électroencéphalographie ( $p < 0,01$ ), Morree *et al.* (2012) ont montré que la perception de l'effort reflétait la perception consciente de la commande motrice centrale en direction des muscles actifs.

Concernant les sports de raquette, la plupart des études montrent une augmentation progressive de la RPE au cours du temps (Girard *et al.* 2011b ; Sherman *et al.* 2004), même si cette cinétique n'est pas systématiquement observée (Kingsley *et al.* 2006). Les valeurs relevées pour le tennis et le squash sont sensiblement proches (~ 13-15 pour le tennis et ~ 14-16 pour le squash) (Girard *et al.* 2011b ; Kingsley *et al.* 2006 ; Marks *et al.* 2004 ; Mendez-Villanueva *et al.* 2007 ; Sherman *et al.* 2004), mettant en évidence des efforts perçus comme « assez difficiles » à « difficiles ». Par ailleurs, Mendez-Villanueva *et al.* (2007) ont mesuré une perception de l'effort supérieure pour le joueur qui sert comparativement au joueur non serveur (13,5 vs 12, respectivement), attestant d'un niveau de stress supérieur pour le joueur serveur. Concernant le badminton, l'étude de Lin (2014) a montré qu'à la suite d'un match d'une heure de badminton, les joueurs percevaient l'effort comme « très difficile » (7/10). Enfin, s'agissant

du tennis de table, Sperlich *et al.* (2011) ont montré que 3 sets de tennis de table étaient perçus comme relativement faciles par des juniors de haut niveau (12/20), avec des pics à 14 après un échange plus difficile. Plus récemment, Martin *et al.* (2015a) ont montré pour cette activité une difficulté perçue supérieure (de difficile à très difficile), avec une différence significative selon le type de jeu de l'adversaire, un défenseur induisant une perception plus importante de l'effort, en lien avec une différence également sur le plan cardio-vasculaire. Au cours de cette étude, des corrélations significatives ont par ailleurs été observées entre la RPE et la durée moyenne des points ( $r=0,64$ ,  $p<0,05$ ) ainsi que le temps de jeu effectif ( $r=0,62$ ,  $p<0,05$ ) (Martin *et al.* 2015a).

### *1.8 Effets de la fatigue neuromusculaire sur les habiletés motrices*

#### I.8.1 Définition et enjeux

Dans de nombreuses activités physiques et sportives, comme les sports de raquette ou les sports d'équipe, la composante énergétique ne représente qu'un aspect de la performance, tandis que la capacité à effectuer des habiletés techniques ou motrices fines au cours de coordinations à haute vitesse s'avère le plus souvent déterminante à haut niveau (Duncan *et al.* 2015). Dans le cadre du contrôle du mouvement, la vitesse et la précision représentent les deux paramètres visibles extérieurement et révélateurs de la coordination visio-manuelle (Bonnetblanc 2008). Le modèle régissant ces deux paramètres a été décrit par Fitts (1954) sous la dénomination « conflit vitesse-précision ». Ce paradigme propose une relation inverse, suggérant que toute augmentation d'un des deux paramètres entraîne une diminution de l'autre et inversement (Fitts 1954). Ainsi, lorsque le mouvement à réaliser doit être à la fois rapide et précis, les sujets doivent effectuer un compromis entre ces deux paramètres, liés entre eux par une relation faisant interagir la distance entre les cibles ainsi que la taille de celles-ci, *i.e.*, index de difficulté (Fitts 1954). Bien que considérée comme étant une loi robuste et valide, l'interprétation quant à la nature du contrôle du mouvement (contrôle proactif-contrôle itératif, *i.e.*, avec ou sans ajustements du mouvement en lien avec les feedbacks sensori-moteurs) reste en débat (Bonnetblanc 2008). En situation de fatigue neuromusculaire, il semble que les sujets diminuent la vitesse du mouvement lors d'une tâche de pointage mono-articulaire afin de conserver le même niveau de précision (Missenard *et al.* 2009). De plus, lors d'une tâche de pointage mettant en jeu le corps entier, le SNC est capable de modifier la stratégie de coordination du mouvement de sorte qu'une fatigue au niveau des membres inférieurs n'a pas d'incidence sur la précision du geste effectué au niveau des membres supérieurs (Schmid *et al.* 2006).

### I.8.2 Au cours de situations sportives

Plusieurs études, issues d'activités sportives variées, s'opposent aux résultats de Missenard *et al.* (2009), à savoir que la fatigue altère la précision en squash (Bottoms *et al.* 2006), badminton (Bottoms *et al.* 2012), tennis (Davey *et al.* 2002) mais également en tennis de table (Fayt *et al.* 2003 ; Jospin 2005). Cependant, ces modifications ne sont pas systématiquement observées et concernent certaines frappes seulement (Davey *et al.* 2002), notamment celles moins automatisées (Bottoms *et al.* 2006) et à partir d'un certain niveau de fatigue (Lyons *et al.* 2013). De plus, une étude de Aune *et al.* (2008) a montré qu'en situation de fatigue des membres inférieurs, les pongistes experts étaient capables de modifier leur pattern de mouvement (vitesse et amplitude du mouvement) afin de maintenir la précision de la balle, accréditant ainsi les travaux de Missenard *et al.* (2009), *i.e.*, maintien de la précision, et de Schmid *et al.* (2006), *i.e.*, réorganisation de la coordination afin de préserver la précision. Cependant, ces différentes études ont essentiellement porté leur attention sur la précision et n'ont pas mesuré la vitesse de la balle/volant. De ce fait, les sujets n'ont pas réellement géré le conflit vitesse-précision mais ont plutôt adapté leur comportement afin de répondre à la consigne donnée, relative à la précision. Peu d'études, à notre connaissance, ont mesuré simultanément les deux paramètres avant et après un protocole de fatigue. Ainsi, Royal *et al.* (2006) n'ont pas observé de détérioration de la vitesse ou de la précision du tir au water-polo mais une modification du geste technique. Concernant le tennis, Vergauwen *et al.* (1998) ont montré que certaines frappes (2<sup>ème</sup> service, frappes neutres) étaient frappées avec moins de vitesse et moins de précision alors que pour d'autres (frappes défensives), seule la vitesse de la balle était altérée. Une limite importante réside dans la multiplication des protocoles mis en place, aboutissant ainsi à des niveaux de fatigue différents, ce qui peut expliquer les différents résultats observés (Hornery *et al.* 2007a). A notre connaissance, deux études seulement ont quantifié la perte de force d'un ou plusieurs groupes musculaires afin d'évaluer la fatigue neuromusculaire sur des habiletés motrices spécifiques. Ainsi, Apriantono *et al.* (2006) ont montré qu'une diminution de la capacité de production de force des extenseurs (~ -24%) et fléchisseurs (~ -33%) de jambe entraînait une diminution de la vitesse de la balle de 6% au cours d'une frappe en football. En tennis, Rota *et al.* (2013) ont également mis en évidence une diminution de la vitesse de la balle au service (-5%) ainsi qu'une diminution plus marquée de la précision au service également (-12%) ainsi qu'en coup droit (-25%) suite à une perte de force des muscles fléchisseurs du poignet (~ -8%) et rotateurs du bras (~ -13%). Il est possible que l'incidence de la fatigue sur le conflit vitesse-précision varie selon le groupe musculaire

considéré (*e.g.* membre inférieur, membre supérieur) et plus vraisemblablement encore selon l'activité considérée, certaines privilégiant davantage un paramètre plutôt que l'autre. En tout état de cause, l'impact de la fatigue neuromusculaire sur le comportement des pongistes demeure à ce jour inconnu lorsque vitesse et précision doivent être gérées simultanément. Cependant, en lien avec les caractéristiques vues au cours de la première partie de ce travail (cf Chap I), la vitesse apparaît comme le paramètre déterminant en tennis de table. Il est donc possible qu'à l'instar du tennis, les pongistes cherchent à maintenir une vitesse élevée à la balle, au détriment alors de la précision.

## II La fatigue mentale

### *II.1 Définition*

La fatigue mentale est un état psychobiologique caractérisé par une sensation d'épuisement et de manque d'énergie (Boksem & Tops 2008). Bien que couvrant de nombreux domaines tels que l'école (Guerrien & Mansy-Dannay 2005), le monde du travail (Hamon-Cholet & Rougerie 2000) ou encore l'armée (Leman 2016), l'étude des possibles effets négatifs de cette forme de fatigue reste relativement récente. Concernant le champ de la performance sportive, une des premières études a été réalisée par l'équipe britannique du professeur Marcora en 2009 (Marcora *et al.* 2009). Cette étude a pour la première fois mis en évidence le fait qu'une tâche cognitive mentalement fatigante était susceptible d'altérer les performances en endurance en dehors de toute influence des paramètres cardiovasculaires. Par la suite, de nombreuses études se sont intéressées aux effets de la fatigue mentale sur les paramètres physiologiques et/ou les habiletés motrices nécessaires à la réalisation d'une performance dans une activité donnée.

Du fait qu'il n'existe pas de marqueurs neurophysiologiques clairement associés à la fatigue mentale, celle-ci est généralement évaluée de manière subjective par le biais d'échelles ou de questionnaires psychologiques permettant d'évaluer l'état mental du sujet (Rozand & Lepers 2017). Les outils d'évaluation les plus fréquemment utilisés par les auteurs sont le National Aeronautics and Space Administration Task Load Index (NASA-TLX, Hart & Staveland 1988), le Brunel Mood Scale (BRUMS, Terry & Lane 2003) ou encore l'échelle visuelle analogique (VAS).

La fatigue mentale est classiquement associée à la réalisation d'une tâche cognitive intense et/ou prolongée (Rozand & Lepers 2017). Dans ce paradigme, l'ampleur de la fatigue est liée à la durée de la tâche, *i.e.*, plus celle-ci dure dans le temps, plus la fatigue sera conséquente. Cependant, d'après le modèle d'équilibre coûts/bénéfices développé par Boksem et Tops (2008), modèle expliquant le maintien ou le désengagement dans la tâche, une fatigue mentale ne sera pas nécessairement observée après une tâche de plusieurs heures si les bénéfices sont perçus comme élevés (*e.g.* salaire, reconnaissance). Pour Boksem et Tops (2008), la fatigue mentale ne se fait donc pas qu'au détriment de la performance. Elle peut également être considérée comme un signal signifiant que la stratégie adoptée continue d'être coûteuse alors que le but n'a pas été atteint, signifiant ainsi que le comportement n'est pas adapté. Dans ce sens, elle peut être considérée comme un encouragement à modifier la stratégie utilisée vers une nouvelle, moins coûteuse (Boksem & Tops 2008).

### *II.2 Fatigue mentale et fonctions cognitives*

Plusieurs études ont mis en évidence les effets négatifs de la fatigue mentale sur les processus cognitifs (Lorist *et al.* 2000, 2005 ; Van der Linden *et al.* 2003 ; Van der Linden & Eling 2006). De manière générale, il semble relativement bien établi que la fatigue mentale altère la capacité à planifier l'action (Boksem *et al.* 2006 ; Lorist *et al.* 2000 ; Van der Linden *et al.* 2003), augmente le niveau de distraction (Boksem *et al.* 2005, 2006), diminue la faculté des sujets à s'adapter à une situation nouvelle et non automatisée (Boksem *et al.* 2005), ou encore atténue la capacité à générer et tester des hypothèses (Van der Linden *et al.* 2003). Langner *et al.* (2010) ont également mis en évidence une augmentation du temps de réaction (TR) liée à une baisse de l'éveil ainsi qu'une baisse de l'engagement dans la tâche après une tâche mentale de 51 minutes (cf Chap III, partie III.2).

Au cours de la perception, les mécanismes attentionnels peuvent être focalisés sur des caractéristiques globales ou locales de l'environnement. Il a par ailleurs été démontré que les processus attentionnels globaux étaient exécutés de manière rapide et automatisée, alors que l'attention locale était généralement plus lente, car plus exigeante d'un point de vue attentionnel (Van der Linden & Eling 2006). Au cours d'un protocole de fatigue liant des cibles globales et locales, Van der Linden et Eling (2006) ont mis en évidence un effet délétère plus prononcé pour ce qui concerne le traitement local de l'information comparativement au traitement global, renforçant l'idée selon laquelle la capacité à réaliser des tâches automatisées semble maintenue dans un contexte de fatigue mentale (Lorist *et al.* 2000, 2005 ; Rozand & Lepers 2017 ; Van

der Linden & Eling 2006). Par ailleurs, différentes structures sont impliquées au cours de processus cognitifs complexes, qui toutes ne réagissent pas de manière identiques en situation de fatigue mentale. Lorist *et al.* (2005) ont ainsi constaté que le phénomène d'ajustement de « post-error slowing », *i.e.*, ralentissement lors d'un essai consécutivement à une erreur lors de l'essai précédent, était altéré après seulement 30 minutes de tâche. Au cours de cette même étude, les auteurs ont observé une altération des processus de contrôle après une période plus longue, soit 60 minutes de tâche.

### *II.3 Fatigue mentale et performance physique*

Classiquement, le design expérimental des études consiste à réaliser une tâche mentalement fatigante, *e.g.* AX-CPT, tâche de Stroop non congruente, représentant la condition fatigante, ainsi qu'une tâche peu ou pas exigeante, *e.g.*, film neutre, lecture, tâche de Stroop congruente, représentant la condition contrôle, et ce au cours de sessions séparées. Quelle que soit la nature de l'exercice physique, celui-ci est réalisé pendant ou immédiatement après la tâche cognitive ou neutre afin de comparer les effets respectifs de chacune des conditions sur les paramètres de la performance, les paramètres psychologiques, cardiovasculaires et/ou neuromusculaires.

#### II.3.1 Exercices globaux

La première étude à s'être intéressée aux effets de la fatigue mentale sur les performances physiques a été réalisée par l'équipe de Marcora *et al.* (2009). Au cours de cette étude, les auteurs ont comparé le temps d'épuisement, *i.e.*, temps limite, lors d'un exercice de pédalage réalisé à 80% de la puissance maximale consécutivement à la réalisation d'une tâche cognitive ou neutre. Les résultats ont montré que les sujets mentalement fatigués arrêtaient l'exercice plus rapidement, et ce en dehors de toute différence d'origine cardiovasculaire. De manière intéressante, si la RPE n'était pas différente entre les deux conditions à l'issue de l'exercice de pédalage, ce paramètre mesuré à iso-moment (même moment absolu) était significativement supérieur consécutivement à la tâche cognitive (**Figure 15 A**).

Brownsberger *et al.* (2013) ont opéré avec une logique inverse en basant la puissance de l'exercice sur l'effort perçu par le sujet. Les exercices de pédalage étaient effectués après réalisation d'une tâche cognitive ou neutre. Pour les deux intensités d'exercice (RPE=11 et RPE=15), les puissances développées étaient supérieures après la condition contrôle comparativement à la condition fatigue mentale. En plus des informations afférentes relatives

aux données physiologiques ou à la douleur musculaire, il semble donc que la perception de l'effort joue un rôle essentiel dans la détermination de l'intensité de l'effort au cours d'une tâche poly-articulaire de pédalage.

Pageaux *et al.* (2014) ont comparé le temps nécessaire pour parcourir 5 km (course à pied) après réalisation de deux tâches cognitives de 30 minutes, l'une impliquant les processus d'inhibition par un effet d'interférence et l'autre n'impliquant pas ces mêmes processus (tâche de Stroop non congruente *vs* congruente). Les résultats de cette étude ont montré une augmentation significative du temps nécessaire pour réaliser les 5 km après réalisation de la tâche de Stroop non congruente. Comme lors de l'étude de Marcora *et al.* (2009), les paramètres métaboliques ou cardiovasculaires ne représentaient pas des mécanismes sous-jacents susceptibles d'expliquer la différence de performance entre les deux conditions. En revanche, et bien que les sujets ne se soient pas sentis davantage fatigués à l'issue de la tâche de Stroop non congruente, la perception de l'effort évaluée tous les km au cours de la course était systématiquement supérieure après avoir réalisé une tâche cognitive mentalement exigeante, alors même que la vitesse de course était moindre (**Figure 15 B**). De manière intéressante, ce résultat montre que les performances en endurance peuvent être altérées dans le cas où une fatigue mentale est présente, et ce même si les sujets ne se sentent pas mentalement fatigués par la réalisation d'une tâche cognitive préalable.

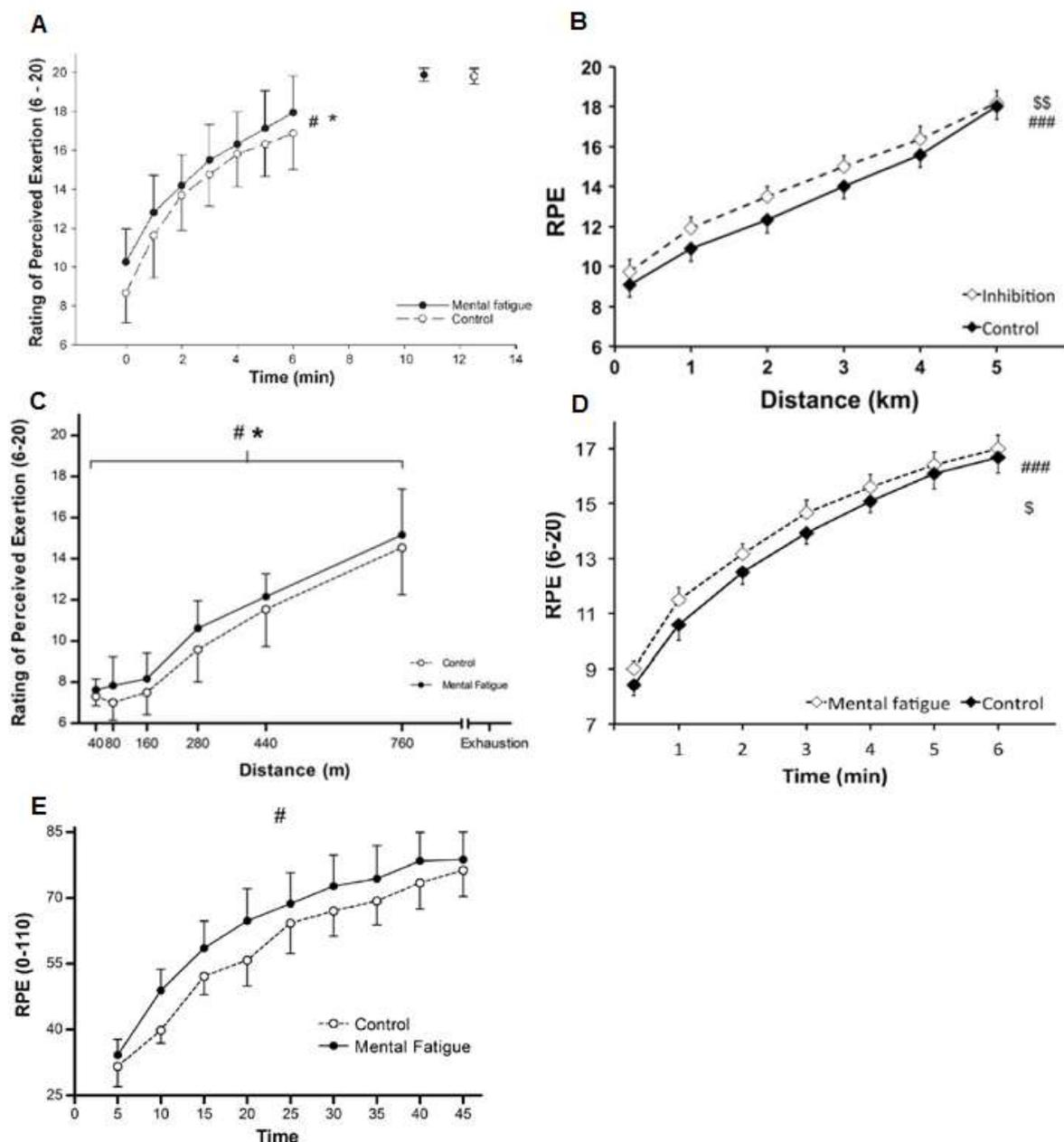
Au cours de ces différentes études, l'effort à fournir était relativement constant. Cependant, au cours de nombreuses activités comme les sports collectifs, les intensités de course varient au gré des situations de jeu rencontrées. Smith *et al.* (2015) ont ainsi étudié les effets de la fatigue mentale sur les vitesses de course au cours d'un protocole proche de la demande véritable des sports collectifs. Les résultats ont montré un effet significatif de la fatigue mentale sur les activités de faible intensité, avec pour conséquence une distance parcourue moindre, alors que les activités de haute intensité n'étaient pas affectées par la réalisation précédente de la tâche cognitive. À la fin de l'exercice, aucun des marqueurs métaboliques ou cardiovasculaires n'étaient significativement différents entre les deux conditions mais la perception de l'effort mesurée 30 minutes à l'issue du protocole de course était supérieure lorsque les sujets étaient mentalement fatigués (**Figure 15 E**). Une autre étude effectuée par la même équipe (Smith *et al.* 2016a) à partir d'une tâche mentale plus courte a montré des résultats similaires, *i.e.*, RPE plus élevée à iso-moment (même moment absolu) (**Figure 15 C**), absence d'influence des paramètres cardio-vasculaires et baisse du niveau de performance (-16%) au cours d'un test spécifique de football (Yo-Yo IR1). Concernant les

## CADRE THÉORIQUE

---

activités explosives ou de haute intensité, la fatigue mentale ne semble pas avoir d'effets négatifs sur la performance au cours d'un contre mouvement jump, d'une tâche de pédalage de 3 minutes (Martin *et al.* 2015b) ou encore de tâches de pédalage de 30 s (Duncan *et al.* 2015).

Plusieurs éléments émergent de ces différentes études : i) la fatigue mentale altère les performances en endurance, tandis que les efforts de haute intensité (quelques secondes à quelques minutes) ne semblent pas être affectés par ce phénomène (4 x 30 s de cyclisme, 3 min de cyclisme, à partir de 70% de la vitesse maximale pour Duncan *et al.* 2015 ; Martin *et al.* 2015b ; Rozand & Lepers 2017 ; Smith *et al.* 2015, respectivement), ii) la diminution du niveau de performance ne paraît pas devoir être expliquée par une altération des paramètres métaboliques ou cardiovasculaires, iii) la diminution de la performance en endurance consécutivement à l'instauration d'une fatigue mentale est systématiquement associée à une augmentation de la perception de l'effort au cours de l'exercice.



**Fig 15.** Effets de la fatigue mentale sur la perception de l’effort au cours d’un exercice de temps limite en cyclisme (Marcora *et al.* 2009, panel A), de 5 km de course (Pageaux *et al.* 2014, panel B), de course spécifique pour le football (Smith *et al.* 2016a, panel C), d’un exercice de 6 min de pédalage (Pageaux *et al.* 2015, panel D) de course à allures variées (Smith *et al.* 2015, panel E). Pour chacune de ces études, un effet significatif de la condition sur la perception de l’effort (RPE) a été observé.

### II.3.2 Exercices analytiques

L’étude des effets de la fatigue mentale au cours d’exercices globaux (course ou cyclisme sur ergocycle) présente l’avantage d’être relativement écologique. Cependant, l’investigation de ce type de fatigue au cours d’exercices analytiques mono-articulaires, si elle

s'éloigne des types de contractions rencontrées lors des activités (Rozand & Lepers 2017), permet une analyse des paramètres neuromusculaires, *e.g.* force maximale volontaire, fatigue centrale et/ou périphérique, sans temps de latence entre la fin de l'exercice physique et l'analyse neuromusculaire (Rozand & Lepers 2017). Ainsi, au cours de l'étude de Pageaux *et al.* (2014), 10 min se sont écoulées entre la fin de la tâche cognitive et l'épreuve de temps limite sur tapis roulant, ce qui a pu atténuer les effets de la fatigue mentale.

### II.3.2.1 Exercices de temps limite lors de contractions sous-maximales

Une diminution conséquente du temps limite de contraction a été mise en évidence au niveau des membres supérieurs (-23% à 50% CMV, Bray *et al.* 2008) et inférieurs (-13% à 20% CMV, Pageaux *et al.* 2013) lorsque les sujets étaient mentalement fatigués. Parmi ces deux études, seuls Pageaux *et al.* (2013) ont observé une perception accrue de l'effort après la réalisation d'une tâche cognitive mentalement exigeante. De manière intéressante, Graham *et al.* (2014) ont montré qu'une tâche d'imagination motrice, *i.e.*, imaginer une action sans la réaliser réellement, était également suffisamment exigeante pour diminuer le temps limite (-21%) au cours d'un exercice de serrage de main effectué à 50% de la force maximale. Si la RPE n'a pas été mesurée, une variante de ce paramètre (RPME pour *rating of perceived mental exertion*) a montré une différence importante (13,6 vs 6,9) entre les sujets ayant réalisé la tâche d'imagerie motrice et les sujets n'ayant pratiqué aucune tâche, réelle ou imaginée. Les auteurs rapportent également une activité électromyographique plus importante pour les sujets ayant réalisé la tâche d'imagerie motrice, *i.e.*, recrutement d'un plus grand nombre d'UM, notamment au cours des premiers temps de l'exercice de serrage réel. Lorsque la tâche cognitive est réalisée au cours même de l'exercice physique, les sujets semblent avoir des difficultés à maintenir un niveau de force constant, notamment à des faibles niveaux de force (5 à 20% de la force maximale) (Pereira *et al.* 2015 ; Yoon *et al.* 2009) ou à maintenir leur effort longtemps (Yoon *et al.* 2009).

### II.3.2.2 Exercices de force maximale

Outre la capacité à réguler son effort sans fluctuation excessive du niveau de force (Pereira *et al.* 2015 ; Yoon *et al.* 2009) ou à maintenir son effort dans le temps (Bray *et al.* 2008 ; Graham *et al.* 2014 ; Pageaux *et al.* 2013 ; Yoon *et al.* 2009), certaines études se sont intéressées à la capacité de production de force maximale des sujets en condition de fatigue mentale. Des premiers résultats rapportés par Bray *et al.* (2012) ont fait état d'une diminution de la force maximale des muscles de la main chez les sujets mentalement fatigués, alors même

qu'aucune différence n'a été observée entre les deux groupes concernant la commande descendante, *i.e.*, capacité du SNC à recruter les UM. La perception de l'effort mental a également montré une différence significative entre les deux groupes, avec une RPME supérieure pour le groupe ayant réalisé la tâche de Stroop non congruente, et ce dès les premières minutes d'effort. Cependant, ces résultats n'ont par la suite pas été confirmés par Pageaux *et al.* (2013) ou Martin *et al.* (2015b), qui n'observent aucune altération de la capacité à produire une force maximale des muscles extenseurs de la jambe après 90 minutes d'une tâche cognitive, non plus qu'aucun indicateur de la présence d'une fatigue centrale (Pageaux *et al.* 2013). Une possible explication entre ces différents résultats est l'absence de feedback visuel donné aux sujets dans l'étude de Bray *et al.* (2012) (Gandevia 2001 ; Rozand *et al.* 2014a). Une étude de Rozand *et al.* (2014a) a confirmé les résultats observés par Pageaux *et al.* (2013) et Martin *et al.* (2015b). Au cours de cette étude, des feedbacks visuels ont été fournis aux sujets, ceci afin d'assurer une motivation maximale pendant la réalisation des CMV (Gandevia 2001). De plus, les contractions étaient effectuées sans temps de latence (Rozand & Lepers 2017) au niveau des muscles extenseurs de la jambe, ceci afin d'éviter toute interférence des muscles sollicités au cours de la tâche cognitive, *e.g.* avant-bras, trapèze, à l'origine d'une possible fatigue périphérique. Trois conditions différentes ont été testées (tâche de Stroop congruente, non congruente, film neutre) pendant 27 minutes et aucune différence n'a été observée, qu'il s'agisse de la force maximale ou des paramètres relatifs à la commande descendante. Les auteurs ont donc conclu à l'absence d'effet de la fatigue mentale sur la capacité de production de force maximale. Ces résultats ont par ailleurs été confirmés par une autre étude de Rozand *et al.* (2014b) utilisant l'imagerie mentale.

Comme pour les exercices impliquant le corps entier, la fatigue mentale entraîne une incapacité des sujets à maintenir un niveau de force moyen (20 à 50% de la force maximale) dans la durée, cette altération pouvant intervenir après la réalisation d'une tâche cognitive relativement brève (Bray *et al.* 2008) ou imaginée (Graham *et al.* 2014). Concernant la production d'une force maximale isométrique, les résultats sont davantage contrastés. Cependant, les études les plus récentes et les plus robustes semblent montrer que cette capacité reste intacte lorsque ce type de fatigue est présent (Martin *et al.* 2015b ; Pageaux *et al.* 2013, 2014 ; Rozand *et al.* 2014a, 2014b).

### II.3.2.3 Mécanismes explicatifs

Parmi les études évoquées précédemment, plusieurs ont mis en évidence la présence d'une activité électromyographique des muscles sollicités plus importante au cours de la réalisation d'un exercice physique consécutivement à une tâche cognitive brève (Bray *et al.* 2008 ; Graham *et al.* 2014) ou longue (Pageaux *et al.* 2013, 2015). D'un point de vue neuromusculaire, ce phénomène traduit le recrutement d'une plus grande proportion d'UM, visible notamment dès les premiers temps de l'exercice physique (Bray *et al.* 2008 ; Graham *et al.* 2014). Ce paramètre étant classiquement considéré comme un indicateur de la commande centrale descendante, certains auteurs (Bray *et al.* 2008 ; Graham *et al.* 2014) ont ainsi émis l'hypothèse d'un lien entre l'augmentation de l'activité électromyographique et la fatigue centrale, autrement dit, entre fatigue centrale et fatigue mentale. Cependant, des études récentes ont montré que le NAV, considéré comme « gold standard » pour évaluer l'activation musculaire (Place *et al.* 2007), n'était pas affecté par la réalisation d'une tâche cognitive au cours d'un exercice mono-articulaire (Pageaux *et al.* 2013 ; Rozand *et al.* 2014a) ou global (Pageaux *et al.* 2015), ainsi que le ratio d'activation centrale après une tâche d'imagerie mentale (Rozand *et al.* 2014b). Les auteurs de ces études postulent donc que fatigue centrale et fatigue mentale représentent deux phénomènes distincts (Pageaux *et al.* 2015), impliquant des aires motrices cérébrales différentes (Pageaux *et al.* 2013, 2015 ; Rozand *et al.* 2014a). Plus précisément, il semble clairement établi que les tâches mentales stimulent principalement le cortex cingulaire antérieur (Braver *et al.* 2001 ; Lorist *et al.* 2005 ; Mostofsky & Simmonds 2008 ; Tanaka *et al.* 2014), alors que la fatigue centrale entraîne une diminution de l'activation dans des zones différentes, *e.g.* partie postérieure des aires motrices supplémentaires, gyrus paracentral, putamen droit (van Duinen *et al.* 2007). A la suite de la réalisation d'une tâche cognitive, une diminution du glucose sanguin est observée, associée à une diminution de la performance lors des tâches complexes (Gailliot *et al.* 2007), ainsi qu'une augmentation de l'adénosine cérébrale, facteur hypnogène important (Rozand *et al.* 2014a). Par ailleurs, il est à noter que lors des études associant une tâche cognitive à une contraction sous-maximale jusqu'à épuisement, les sujets arrêtaient l'exercice alors qu'ils avaient encore, théoriquement, assez de force maximale comparativement à l'intensité requise par l'exercice (Bray *et al.* 2008 ; Pageaux *et al.* 2013 ; Yoon *et al.* 2009).

Une autre étude de Marcora et Staiano (2010) a montré qu'à l'issue d'un exercice de pédalage effectué à 80% de la puissance maximale aérobie jusqu'à épuisement, les sujets arrêtaient l'exercice alors qu'ils étaient capables de développer une puissance maximale

## CADRE THÉORIQUE

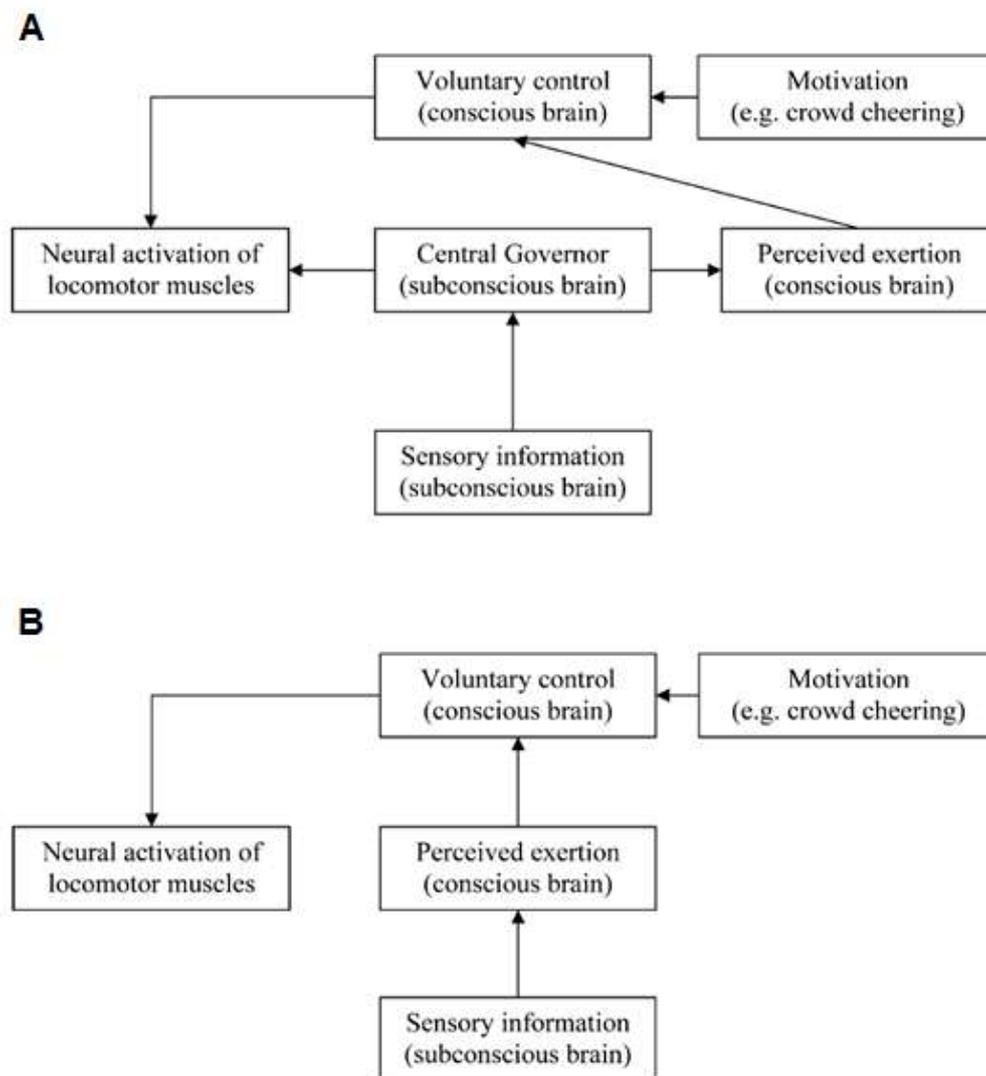
---

correspondant en moyenne à trois fois la puissance requise par l'exercice, disposant ainsi de réserves neuromusculaires suffisantes pour poursuivre celui-ci. Ainsi, l'arrêt ou la poursuite de l'exercice au cours d'un exercice sous-maximal semble devoir s'expliquer par des facteurs autres que neuromusculaires (Marcora 2010 ; Marcora & Staiano 2010). De manière intéressante, la perception de l'effort au cours de l'exercice représente un paramètre présentant des différences significatives entre les sujets mentalement fatigués et les sujets ayant effectué une tâche neutre, qu'il s'agisse d'un exercice maximal (Bray *et al.* 2012), sous-maximal (Graham *et al.* 2014 ; Pageaux *et al.* 2013) ou impliquant le corps entier (Marcora *et al.* 2009 ; Pageaux *et al.* 2014 ; Smith *et al.* 2016a), avec un effort perçu supérieur lorsque les sujets étaient préalablement soumis à une tâche cognitive mentalement exigeante.

Classiquement, la littérature scientifique identifie 2 modèles associant les signaux sensoriels à l'origine des processus neurocognitifs responsables de la perception de l'effort (Pageaux *et al.* 2015). Le premier de ces modèles est celui du « gouverneur central » proposé par Noakes (2012). Dans ce paradigme, le SNC détient un rôle déterminant qui est le maintien de l'homéostasie, *i.e.*, planifier la fin de l'exercice avant la survenue d'un échec dangereux d'un point de vue métabolique ou de la thermorégulation. Pour cela, le SNC modifie en permanence le nombre d'UM recrutées, fixant ainsi la demande métabolique. La sensation de fatigue n'est alors pas issue d'un état des réserves au niveau musculaire, mais de la manifestation consciente de calculs réalisés inconsciemment à partir d'informations afférentes en provenance des organes périphériques (Noakes *et al.* 2004) (**Figure 16 A**). Pour ces auteurs, la plus évidente preuve que la performance est régulée au niveau du SNC, dans le cadre d'un système dynamique, est l'existence d'une homéostasie dans tous les organes alors même que le sujet atteint son temps limite (Noakes *et al.* 2004 ; Noakes 2012). Cependant, pour Marcora (2007, 2008), l'incorporation tardive de la perception de l'effort par Noakes dans le modèle du gouverneur central aboutit à un modèle inutilement complexe. Ainsi, les résultats avancés par Noakes pour étayer l'idée d'une régulation inconsciente de l'activité neuronale à partir de feedbacks afférents pouvant tout aussi bien s'expliquer par une sensation consciente de l'effort au cours de l'exercice, *i.e.*, modèle psychobiologique (Marcora 2007). Ainsi, le modèle psychobiologique proposé par Marcora suggère que les variations de performance au cours d'un exercice d'endurance peuvent s'expliquer en termes psychologiques, *i.e.*, auto-régulation consciente, avant d'être appréhendées en termes neurobiologiques (Marcora 2010) (**Figure 16 B**). En lien avec la théorie motivationnelle de Brehm, l'approche psychobiologique postule que les sujets décident de se désengager de la tâche lorsque celle-ci est perçue comme trop

## CADRE THÉORIQUE

difficile ou que l'effort que requiert la tâche est supérieur à ce que les sujets sont prêts à y investir (Marcora *et al.* 2009). Renvoyant ainsi à l'idée d'utilité ou d'importance accordée au succès, la motivation potentielle suggère que l'individu va continuer de s'engager dans la tâche tant que l'effort est considéré comme possible et utile (Wright 2008). Ce modèle d'auto-régulation consciente au cours d'un exercice de puissance sous-maximale devient alors principalement déterminé par 5 facteurs cognitifs/émotionnels (Marcora 2010): i) la perception de l'effort, ii) la motivation potentielle, iii) la connaissance de la distance à parcourir, iv) la connaissance de la distance parcourue ou restante, v) une expérience d'efforts perçus au cours d'exercices d'intensité et de durée variées. Pour Marcora (2010), les afférences issues des muscles fatigués ne sont pas susceptibles d'expliquer ces 5 items.



**Fig 16.** Présentation des deux modèles associant les signaux sensoriels à la perception de l'effort. Modèle du gouverneur central proposé par Noakes (A), modèle psychologico-motivationnel proposé par Marcora (B). D'après Marcora (2008).

### II.3.3. Fatigue mentale et habiletés motrices

#### II.3.3.1 Définition et enjeux

Le paradigme mis en jeu ici demeure celui évoqué précédemment, *i.e.*, conflit vitesse-précision (Fitts 1954). Du fait que i) ce type de mouvement fait appel à des processus cognitifs complexes (Rozand *et al.* 2015b) et que ii) la fatigue mentale altère des fonctions cognitives telles que la préparation de l'action ou la capacité à s'adapter à une situation non-automatisée (cf Chap II, partie II.2), l'étude de l'impact de la fatigue mentale sur le contrôle du mouvement paraît porteuse de sens dans des activités mettant en jeu des coordinations qui doivent être à la fois rapides et précises. Pourtant, le nombre d'études portant sur cette thématique reste relativement limité (Rozand & Lepers 2017), bien qu'au cours de ces dernières années, on relève quelques travaux, portant aussi bien sur les aspects théoriques (Duncan *et al.* 2015 ; Rozand *et al.* 2015b) qu'écologiques (Smith *et al.* 2016a, 2016b) de cet aspect de la performance.

#### II.3.3.2 Contexte théorique

Afin d'étudier les adaptations motrices mises en jeu dans un contexte de fatigue mentale, Rozand *et al.* (2015b) ont étudié les effets de 90 minutes d'une tâche de Stroop non congruente sur une tâche de pointage effectuée sur tablette. Au cours de cette étude, l'index de difficulté a été manipulé par l'utilisation de trois cibles de tailles différentes et de deux écartements entre les cibles. Les résultats ont montré une augmentation du temps d'exécution de la tâche de pointage en situation de fatigue mentale (+4,1%), avec une altération stable observée au cours de l'ensemble des mouvements réalisés, signifiant que les effets de la fatigue mentale étaient susceptibles de durer dans le temps (au moins 15 minutes, le temps de réalisation des tests). Par ailleurs, la précision, *i.e.*, nombre d'erreurs, a également été impactée par cette forme de fatigue. Pour les auteurs, cette altération ne serait pas due à un manque de force, mais viendrait d'une modification au cours des phases de planification et d'exécution au niveau du SNC. Autrement dit, le SNC intégrerait le bruit dans la commande motrice imputable à la fatigue mentale et planifierait un mouvement plus lent afin de néanmoins réussir la tâche (Rozand *et al.* 2015b). L'augmentation cependant du nombre d'erreurs signifierait que l'augmentation de la durée du mouvement serait insuffisante pour pallier l'augmentation du bruit dans la commande motrice. Duncan *et al.* (2015) ont également mis en évidence l'existence d'altérations de la qualité du mouvement suite à une tâche cognitive de 40 minutes. La dextérité manuelle, évaluée à partir du Minnesota Manual Dexterity Turning Test, ainsi que l'efficacité au cours d'une tâche

d'anticipation-coïncidence (Bassin Anticipation Timer) présentaient une efficacité moindre comparativement au groupe contrôle, traduisant une diminution des performances psychomotrices et de la prise d'information en présence de fatigue mentale. Il semble donc que la fatigue mentale n'impacte pas seulement les exercices d'endurance mais également les processus sensori-moteur essentiels à la réalisation de mouvements précis et/ou rapides. Cependant, bien que les différentes tâches utilisées pour évaluer le comportement psychomoteur des sujets soient validées, le modèle de comportement du contrôle moteur en situation de fatigue mentale ainsi dégagé ne peut être directement transférable dans le champ des activités sportives (Duncan *et al.* 2015). Ainsi, appréhender l'ampleur et les caractéristiques de l'évolution du contrôle moteur pendant l'exécution de réels mouvements sportifs ne peut se faire qu'au cours de protocoles plus écologiques.

### II.3.3.3 Contexte sportif

Comme énoncé précédemment, l'évaluation du contrôle moteur se fait généralement par des mesures de la vitesse et/ou de la précision au cours d'un mouvement isolé (Duncan *et al.* 2015 ; Rozand *et al.* 2015b). Ces deux paramètres semblent également pertinents pour caractériser la qualité du projectile, *i.e.*, balle ou ballon, dans les sports d'équipe ou les sports de raquette. A ce jour, seules deux études se sont intéressées aux effets de la fatigue mentale sur la prise de décision et la réalisation de gestes techniques, ces études portant toutes deux sur le football (Smith *et al.* 2016a, 2016b). Smith *et al.* (2016b) ont ainsi montré que la prise de décision des joueurs était altérée lorsqu'ils faisaient face à des situations de phases offensives filmées dans un contexte de fatigue mentale. Cette détérioration se traduisait par des choix de moins bonne qualité ainsi qu'une vitesse de traitement de l'information ralentie. Pour les auteurs, cette moindre efficacité de la prise d'information en situation de fatigue mentale serait davantage liée à une moindre efficacité des processus attentionnels et à des troubles du focus attentionnel plutôt qu'à des modifications du comportement de détection visuelle. De manière concrète, les joueurs semblent alors éprouver davantage de difficultés à utiliser les informations liées à l'environnement, *i.e.*, anticiper et/ou interpréter les déplacements des joueurs ou du ballon (Smith *et al.* 2016b). De la même manière, les joueurs semblent dans ce contexte montrer moins de spontanéité et analysent davantage les situations (Smith *et al.* 2016b). Or, Laborde et Raab (2013) rapportent que dans des situations de pression temporelle comme celles rencontrées au cours de situations sportives, la première option est souvent la plus efficace et demeure prioritairement utilisée par les joueurs de haut-niveau. De manière plus pragmatique encore, Smith *et al.* (2016a) ont montré qu'après 30 minutes d'une tâche cognitive, les joueurs

voyaient leur niveau de performance au cours d'un test de passes (Loughborough Soccer Passing Test) diminuer. Contrairement aux résultats de Rozand *et al.* observés au cours d'une tâche de pointage (Rozand *et al.* 2015b), la vitesse était ici maintenue, mais s'accompagnait d'une diminution de la précision, *i.e.*, nombre de passes ratées, traduisant la volonté de maintenir la vitesse du ballon quitte à commettre davantage d'erreurs. Pour les auteurs, la fatigue mentale entraînerait une diminution du « post-error slowing » (Lorist *et al.* 2005) et donc une augmentation du nombre de fautes. De manière intéressante, si les travaux de Rozand *et al.* (2015b) d'une part, et de Smith *et al.* (2016a) d'autre part, montrent que la fatigue mentale entraîne des altérations du contrôle du mouvement, il semble que les stratégies diffèrent selon le contexte de la situation, *i.e.*, tâche de pointage *vs* tâche écologique. Cependant, du fait du faible nombre d'études traitant conjointement de la fatigue mentale et du contrôle moteur et devant la multitude des contextes de situations sportives possibles, il semble difficile de généraliser et de dégager un modèle général de comportement.

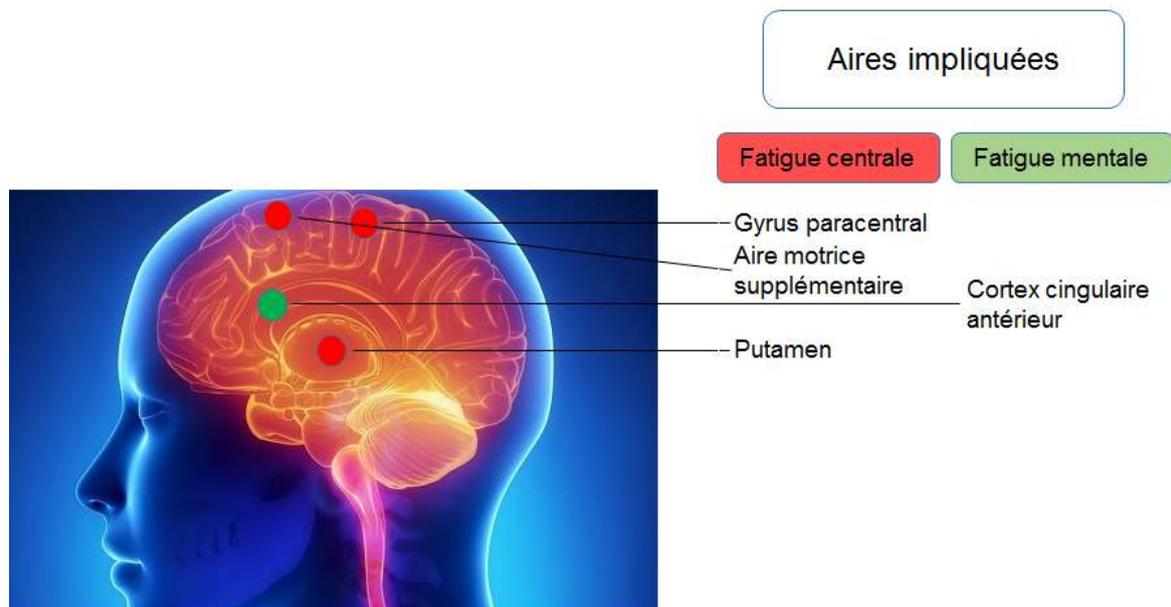
### II.3.4 Fatigue mentale et performances sportives : bilan

Bien qu'étant un phénomène d'étude relativement récent, l'impact de la fatigue mentale sur la performance sportive tend à se documenter rapidement, témoignant ainsi de l'importance des aspects cognitifs dans la performance globale. D'un point de vue neuromusculaire, la capacité de production de force maximale semble préservée en présence de fatigue mentale, ainsi que la capacité de la commande centrale à recruter l'ensemble des UM, montrant ainsi que fatigue centrale et fatigue mentale sont deux phénomènes clairement distincts l'un de l'autre (**Figure 17**). Par ailleurs, les activités globales explosives ou de faible durée semblent également ne pas être affectées par cette forme de fatigue. En revanche, on observe une altération du niveau de performance consécutivement ou de manière concomitante à la réalisation d'une tâche cognitive mentalement exigeante dans de nombreux domaines tels que i) les exercices d'endurance monoarticulaire ou impliquant le corps entier, ii) la capacité à maintenir constant un faible niveau de force (fluctuations de la force générée) ou encore iii) le contrôle moteur, avec possiblement des différences stratégiques plus ou moins conscientes selon le contexte de la tâche. Par ailleurs, si les effets de la fatigue mentale peuvent durer dans le temps, le SNC semble capable de s'adapter, soit rapidement, par l'utilisation de feedbacks sensoriels afin d'actualiser et de réguler le mouvement (Rozand *et al.* 2016), soit plus lentement, par l'existence d'un mécanisme neuronal compensatoire, *i.e.*, augmentation de l'activité au niveau de la zone frontale antérieure, permettant un maintien du niveau des performances durant cette période d'activité (Wang *et al.* 2016). La réalisation d'une tâche mentale impliquant un

## CADRE THÉORIQUE

---

large réseau d'aires situées dans l'ensemble des lobes du cerveau ainsi que des structures sous-corticales (pour revue Rozand & Lepers 2017), ces altérations semblent liées à une défaillance des projections dopaminergiques. Cette défaillance se traduit alors par altération de la transmission de la dopamine d'une région cérébrale à l'autre, et plus particulièrement au niveau des ganglions de la base et du cortex cingulaire antérieur (Lorist *et al.* 2005). La diminution d'acides aminés précurseurs de la dopamine, *e.g.* tyrosine, en situation de fatigue mentale confirmant le rôle clef joué par ce neurotransmetteur dans un tel contexte (Mizuno *et al.* 2007). Deux conséquences majeures résultent de ces modifications, entraînant des répercussions néfastes pour la performance sportive, à savoir i) une augmentation de la perception de l'effort, identifiée dans presque toutes les études considérées ici, conduisant, selon le modèle psychobiologique de Marcora (2007, 2010), à une modification du rapport coût/bénéfice (Boksem & Tops 2008) et donc à un désengagement précoce de la tâche, et ii) un dysfonctionnement du contrôle du mouvement avant (Boksem *et al.* 2005, 2006 ; Duncan *et al.* 2015 ; Lorist *et al.* 2005 ; Rozand *et al.* 2015b ; Smith *et al.* 2016b ; Van der Linden *et al.* 2003) et au cours de l'action (Duncan *et al.* 2015 ; Rozand *et al.* 2015b).



---

**Fig 17.** Localisation de différentes aires motrices impliquées lors de la survenue d'une fatigue centrale et d'une fatigue mentale.

---



Au cours de cette deuxième partie, nous avons abordé le concept de fatigue, envisagée sous une forme neuromusculaire ou mentale. Il ressort que les zones cérébrales impliquées dans chacune de ces deux formes de fatigue sont différentes, impliquant dès lors des mécanismes explicatifs distincts et donc des conséquences possiblement différentes. Une fatigue neuromusculaire peut ainsi entraîner i) une altération de la fonction sensori-motrice, avec pour conséquence une diminution de la capacité à reproduire un mouvement précis (Tripp *et al.* 2004), ii) une nouvelle organisation du mouvement au cours duquel le principe de sommation des vitesses tout au long de la chaîne cinématique n'est plus respecté (Forestier & Nougier 1998), ou encore iii) une diminution de la capacité à produire un niveau de force donné, notamment après la réalisation de contractions excentriques (Brockett *et al.* 1997). Par ailleurs, il a été montré que la fatigue mentale, pour sa part, engendrait des effets négatifs sur les fonctions cognitives (pour revue Rozand & Lepers 2017 et parti II.2) et la perception de l'effort (Marcora *et al.* 2009). Parmi ces différents effets délétères, le choix a été fait d'évaluer ceux de la fatigue neuromusculaire et mentale sur le temps de réaction. Ce paramètre est en effet fréquemment avancé comme étant essentiel en tennis de table du fait du faible temps imparti pour agir et/ou réagir sur la balle (Ambrosino 2003 ; Bhabhor *et al.* 2013 ; Melero Romero *et al.* 2005). Une augmentation du temps de réaction consécutivement à une fatigue pourrait donc être fortement préjudiciable au maintien du niveau de performance. Par ailleurs, le temps de réaction représente la somme des parts cognitives et motrices qui le composent (cf Chap III, partie I.4). Ainsi, l'évaluation de ce paramètre pourrait permettre de différencier les conséquences de l'une ou de l'autre forme de fatigue au cours d'un protocole unique. Au cours de cette troisième et dernière partie, nous définirons donc le concept de temps de réaction pour le mettre en lien avec celui de fatigue (mentale et/ou neuromusculaire).



### Chapitre III

#### Temps de réaction, délai électromécanique et fatigue

##### I Temps de réaction (TR)

###### *I.1 Définition*

Le temps de réaction (TR) correspond à l'intervalle de temps séparant la présence d'un stimulus et le début de la réponse mécanique pour réagir face à celui-ci. Dans de nombreuses activités physiques, et particulièrement dans les sports de raquette, la capacité des individus à réagir rapidement en tenant compte des informations reçues s'avère déterminante pour accéder au haut-niveau. Cette faculté à percevoir les stimuli, sélectionner la réponse et programmer celle-ci doit en outre pouvoir se faire de manière efficace malgré des contraintes physiologiques le plus souvent importantes et presque toujours stressantes. Même si, pour de nombreux auteurs, *e.g.* Zatsiorski, Weineck, Bauersfeld (pour revue Cometti 2005), les facteurs innés sont prépondérants dans la présence ou non de cette qualité, un nombre croissant d'études tendent à s'intéresser au TR dans le cadre des activités physiques et sportives.

Le cadre conceptuel évoqué alors est celui du programme moteur, élaboré en premier lieu par Keele (1968), puis par Schmidt et Debû (1993) et Sanders (1990) dans lequel le sujet est assimilé à une machine qui reçoit et qui traite des informations. L'idée centrale est donc celle d'une information qui entre dans le système, est traitée et ressort du système sous forme de réponse motrice. Dans ce paradigme, le temps de réaction reflète l'ensemble des étapes de traitement à l'intérieur de la « Boite noire ».

###### *I.2 Facteurs influençant le TR*

De nombreux facteurs sont susceptibles d'avoir une incidence (positive ou négative) sur le TR. Parmi eux, nous pouvons citer la nature même du stimulus. Ainsi, le TR face à un signal sonore est inférieur à celui observé lors d'un signal visuel (Cometti 2005 ; Pascual-Leone *et al.* 1992). L'âge est également un facteur pouvant influencer sur le TR. Ainsi, de nombreuses études montrent que celui-ci augmente au fur et à mesure de l'avancée en âge (Der & Deary 2006 ; Philip *et al.* 2004 ; Redfern *et al.* 2002). Les raisons avancées sont aussi bien mécaniques (*i.e.*, vitesse de transmission) que comportementales, supposant ainsi que les personnes plus âgées ont tendance à ne pas prendre de risque et à attendre d'être sûr de leur réponse pour agir. Les études sur le genre ont également montré des différences avec des TR plus longs pour les

femmes (Der & Deary 2006). L'entraînement a un effet positif sur le TR (Ando *et al.* 2002) même si celui-ci ne se fait plus ressentir après 3 semaines de désentraînement (Ando *et al.* 2004). Par ailleurs, Chmura *et al.* (1998) ont montré l'existence d'une corrélation négative entre le TR et les concentrations plasmatiques d'adrénaline et de noradrénaline, montrant ainsi une implication des catécholamines dans les situations de vigilance. De nombreux autres facteurs comme le niveau d'intelligence, la présence d'alcool dans l'organisme, le cycle respiratoire (TR inspiration > TR expiration), rythmes circadiens... peuvent également agir sur les résultats observés, ce qui peut expliquer des résultats parfois contradictoires, dû à la difficulté d'isoler le facteur étudié.

### *I.3 Temps de réaction simple (TRS) et temps de réaction au choix (TRC)*

Lors des situations rencontrées dans les activités physiques et sportives, deux alternatives sont possibles : soit le sujet n'a qu'une réponse possible et on se retrouve alors dans le cadre d'un temps de réaction simple (TRS), soit les réponses possibles sont multiples et on parlera alors de temps de réaction au choix ou temps de réaction complexe (TRC).

#### *I.3.1 Temps de réaction simple*

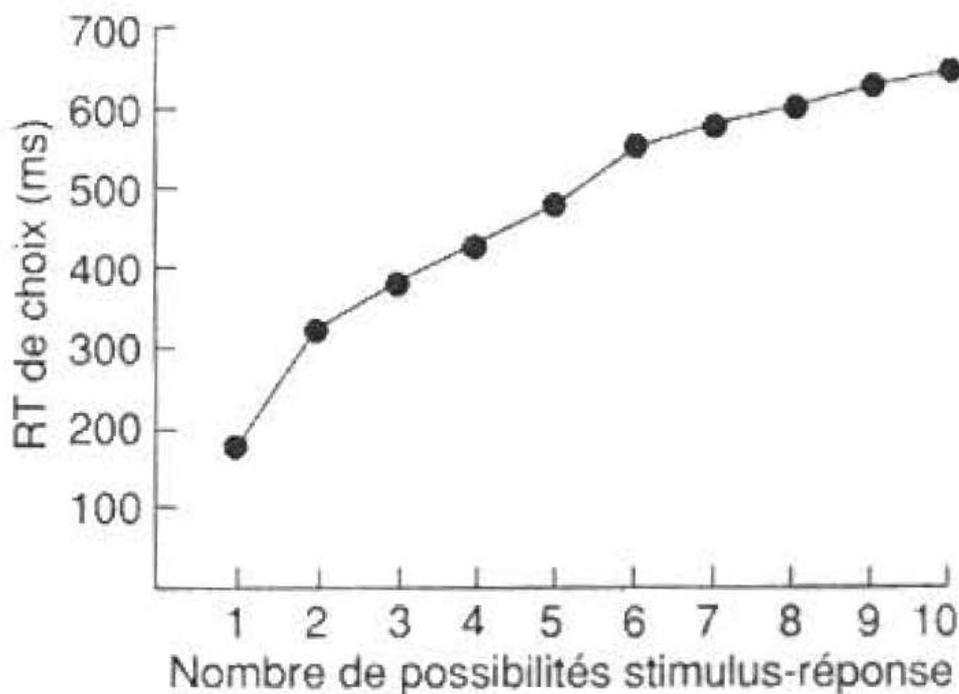
On présente au sujet un stimulus, *e.g.* signal lumineux, coup de pistolet, que le sujet doit signaler le plus rapidement possible (*e.g.* appuyer sur un bouton, démarrer). Dans ce type de tâche ou de situation sportive, le mouvement à produire est connu. Il n'y a qu'une réponse possible et donc pas d'incertitude autre que le moment d'apparition du stimulus. Au même stimulus, la même réponse est attendue. Les TRS impliquant l'ensemble du corps (*e.g.* départ de course) sont supérieurs à ceux obtenus lors de tâches impliquant des parties spécifiques du corps comme la main, voire le pouce. Henry and Rogers (1960) soulignent que le TR dépendant du nombre et de la nature des muscles concernés par la réponse, ainsi que de la spécification de l'ordre et de la durée du programme moteur, le TRS augmente proportionnellement suivant la complexité du mouvement.

#### *I.3.2 Temps de réaction au choix*

Lors de tâches de TRC, le sujet a le choix entre plusieurs réponses possibles et ne sait pas par avance la réponse qu'il doit donner. Il va devoir extraire l'information pertinente afin d'apporter la réponse la plus adaptée au contexte. Du fait de l'existence de plusieurs réponses possibles, les étapes de traitement sont également plus nombreuses, avec pour conséquence une augmentation du TR (Viader *et al.* 2000). Suivant la Loi de Hick (1952), le TR augmente linéairement avec le logarithme (de base 2) du nombre d'éventualités stimulus-réponses :

$$TRC = b + a \text{Log}(N)$$

Le TR augmente fortement lorsque le nombre d'éventualités commence à augmenter. Ainsi, lorsque l'on passe d'un TRS à une situation avec 2 solutions possibles, le TR augmente de 58% alors que cette augmentation n'est plus que de 2 à 3% lorsque l'on passe d'une situation avec 9 à une situation avec 10 réponses possibles (Schmidt & Debû 1993) (**Figure 18**). La transposition dans les situations sportives est relativement aisée. Ainsi, lorsqu'un escrimeur doit répondre à une attaque précise par une parade unique, le temps de réponse est très proche de celui d'un TRS. En revanche, le TR augmente avec l'augmentation du nombre d'éventualités d'attaque (Cometti 2005). De ce fait, dans certaines activités, *e.g.* sports collectifs, sports de raquette, les joueurs sont amenés à prélever des informations sur les intentions de leur adversaire afin d'anticiper et ainsi de gagner du temps dans l'organisation de la réponse. C'est pourquoi Hick (1952) souligne que l'on considère que la vitesse de traitement est améliorée si, lorsque l'on observe une diminution du TRC, le taux de mauvaises réponses n'augmente pas proportionnellement.



---

**Fig 18.** Augmentation du temps de réaction en fonction du nombre de réponses possibles (d'après Schmidt & Debû 1993).

---

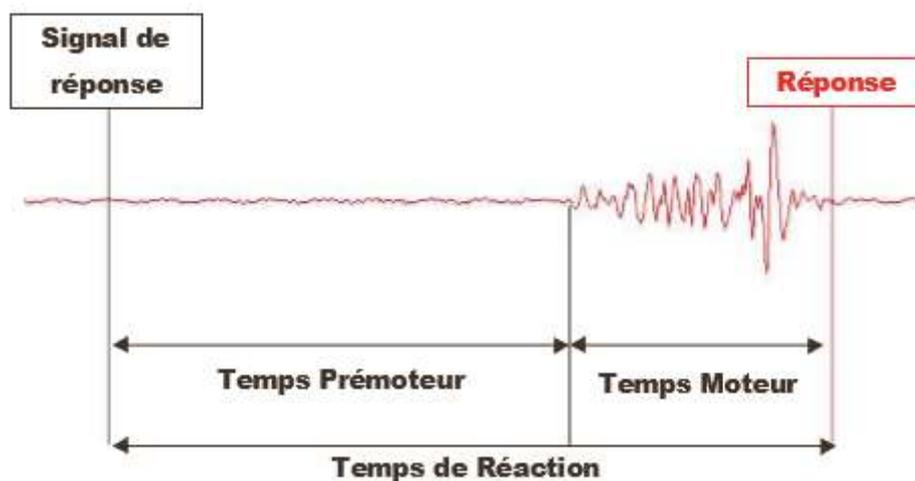
### *1.4 Logique chronométrique*

La logique chronométrique représente « l'étude du décours temporel de l'information dans le système nerveux » (Posner 1978). Le paradigme de la chronométrie mentale, élaboré par Donders en 1868, stipule que le TR correspond à la somme des durées de traitement de chaque étape, les durées de chacune d'entre elles étant indépendantes. Le TR rend ainsi compte de la demande informationnelle de la tâche motrice et le mouvement correspond au produit observable des opérations sous-jacentes. Le TR constitue donc une estimation fiable de la vitesse de traitement de l'information. Cette technique de décomposition du TR utilise les réponses mécaniques et électromyographiques afin d'obtenir deux intervalles : le temps prémoteur (TPM) et le temps moteur (TM) ou délai électromécanique (DEM) (Hasbroucq *et al.* 2002) (**Figure 19**) :

$$\text{TR} = \text{TPM} + \text{TM}$$

Le TPM correspond à l'intervalle de temps séparant la présentation du signal et l'arrivée d'un PA au niveau de la plaque motrice des fibres musculaires impliquées dans la réponse (Davranche 2003). Il représente les étapes sensorielles et centrales de traitement (Hasbroucq *et al.* 2002), auquel on peut ajouter la vitesse de conduction nerveuse.

Le TM correspond à l'intervalle de temps séparant le début de l'activité EMG de l'amorce d'une réponse motrice (Davranche 2003). Il rend compte de la vitesse de la contraction musculaire et une partie des opérations tardives qui permettent l'exécution de la réponse (Hasbroucq *et al.* 1995).



---

**Fig 19.** Fractionnement du temps de réaction d'après la logique chronométrique : Temps Prémoteur et Temps Moteur (ou délai électromécanique) (d'après Davranche 2003).

---

A partir de ce point et pour la suite de ce travail, le temps moteur (TM) sera étudié sous l'appellation « délai électromécanique » (DEM).

### II Délai électromécanique (DEM)

#### *II.1 Définition et valeurs*

Lors d'une contraction musculaire volontaire ou stimulée, on observe un laps de temps entre le début de la réponse électrique et le début de la réponse mécanique, *i.e.*, début de la production de la force. Ce laps de temps correspond au délai électromécanique (DEM). Si ce délai est relativement bref (de 7 à 101 ms) (**Table 1**), son importance n'est cependant pas négligeable dans les activités physiques dans lesquelles le développement de la force doit être rapide (Minshull *et al.* 2012), dans la prévention de certains risques musculo-articulaires comme par exemple la rupture du ligament croisé du genou (Blackburn *et al.* 2009 ; Hannah *et al.* 2013 ; Minshull *et al.* 2007), ou encore dans l'analyse des coordinations musculaires (pour revue Minshull *et al.* 2012).

## CADRE THÉORIQUE

Études	Muscle	volontaire	évoquée	Seuil début EMG	Seuil début force
Begovic et al. (2014)	RF	49,7 ms			3 x SD
Blackburn et al. (2008)	BF	~126 ms		2 x moy ligne de base	5% pic de force
Cavanagh and Komi (1979)	brachial-brachio radial	55,4 ms (conc)		0,03 mV	20 N
	brachial-brachio radial	53,9 ms (iso)		0,03 mV	20 N
	brachial-brachio radial	49,4 ms (exc)		0,03 mV	20 N
Cè et al. (2013a)	BB	34,5 à 37,4 ms			3 x SD
Chung and Ng (2012)	FPB	60,9 ms			2 x SD
Conchola et al. (2013)	VL	92,9 ms (adultes)		3 x SD	7,5 Nm
	VL	101,6 ms (âgés)		3 x SD	7,5 Nm
	BF	80,5 ms (adultes)		3 x SD	4 Nm
	BF	82,0 ms (âgés)		3 x SD	4 Nm
Conchola et al. (2015)	VL	94,7 ms (femmes)		3 x SD	7,5 Nm
	VL	86,7 ms (hommes)		3 x SD	7,5 Nm
	BF	91,0 ms (femmes)		3 x SD	4 Nm
	BF	86,1 ms (hommes)		3 x SD	4 Nm
Esposito et al. (2016)	TA	21,8 à 22,5 ms	21,7 à 22,5 ms		3 x SD
	VL	21,2 à 21,6 ms	21,3 à 22,1 ms		3 x SD
Granata et al. (2000)	KE		54,3 ms (enfants)		2 x SD
Grosset et al. (2009)	TS		8 ms	Somme des réponses rectifiées	1 <sup>er</sup> point > ligne de base
Häkkinen and Komi (1983)	RF-VL		32,6 ms	0,014 mV	2 N
	Hannah et al. (2013)	KF	44 ms	0,002 mV	0,12 N
	KE	22,6 ms		0,002 mV	0,12 N
Hopkins et al. (2007)	GM	22,8 ms	9,7 ms		
Howatson et al. (2009)	BB	~ 58 ms (iso)			4 x SD
Howatson et al. (2010)	BB	60 à 65 ms			2 x SD
Hug et al. (2011)	BB		10 ms		2 x SD
Jenkins (2013)	VL	43,9 à 50,1 ms (âgés)	24,3 à 25,8 ms (âgés)		1 <sup>er</sup> point avec une dérivée négative dans le sens inverse du temps
Kubo et al. (2001)	VL	52,6 ms		0,015 mV	3 x SD
Lacourpaille et al. (2013a)	BB		10,2 à 17,2 ms	artefact de stimulation	1 Nm
Lacourpaille et al. (2013b)	BB		8,7 ms	artefact de stimulation	visuellement
Lacourpaille et al. (2014)	BB		12,5 ms (enfants)	artefact de stimulation	visuellement
Lacourpaille et al. (2016)	GM		15,3 ms	artefact de stimulation	visuellement
Minshall et al. (2007)	BF	51,2 ms (femmes)	~ 26 ms (femmes)		1 <sup>er</sup> point > 95% de l'intervalle de confiance de la ligne de base
	BF	50 ms (hommes)	~ 31 ms (hommes)		1 <sup>er</sup> point > 95% de l'Int Conf
Minshall et al. (2009)	BF	49,5 ms	28,6 ms		1 <sup>er</sup> point > 95% de l'Int Conf
Minshall et al. (2012)	BF	55,3 ms	24,5 ms		1 <sup>er</sup> point > 95% de l'Int Conf
Muraoka et al. (2004)	GM		14,8 ms (5 <sup>e</sup> )		1 <sup>er</sup> point > 99% Int Conf
	GM		19,2 ms (-30°)		1 <sup>er</sup> point > 99% Int Conf
Nordez et al. (2009)	GM		11,6 ms		1 <sup>er</sup> point avec une dérivée négative dans le sens inverse du temps
Rampichini et al. (2014)	GM		27,5 ms	artefact de stimulation	3 x SD
Sasaki et al. (2011)	BB		11,3 à 23,1 ms selon l'angle	artefact de stimulation	2 x SD
Stock et al. (2015)	VL	83,7 ms (femmes)		3 x SD	7,5 Nm
	BF	98,9 ms (femmes)		3 x SD	4 Nm
Tillin et al. (2010)	KE	~ 14 ms	~ 7 ms		visuellement
Virtz et al. (2001)	BB	83,5 ms			Cross-corrélation
Zhou et al. (1995)	RF-VL	38,7 ms	17,2 ms	0,015 mV	3,6 N
Zhou (1996)	RF-VL	37,8 ms	16,7 ms	0,015 mV	3,6 N
Zhou et al. (1996)	RF-VL	40,4 ms		0,015 mV	3,6 N
Zhou et al. (1998)	RF	34,7 ms		0,015 mV	3,6 N
	VL	32,1 ms		0,015 mV	3,6 N

BB = *biceps brachii* ; BF = *biceps femoris* ; conc = concentrique ; exc = excentrique ; FPB = *flexor pollicis brevis* ; GM ; *gastrocnemius medialis* ; Int Conf = intervalle de confiance ; iso = isométrique ; KE = knee extensors ; ms = milliseconde ; mV = millivolt ; N = newton ; Nm = newton mètre ; RF = *rectus femoris* ; SD = standard deviation ; TA = *tibialis anterior* ; TS = *triceps surae* ; VL = *vastus lateralis*.

**Table 1.** Délai électromécanique mesuré au cours d'une contraction volontaire ou évoquée en fonction du groupe musculaire. Les seuils de détection de la force et de l'EMG sont également indiqués.

Le DEM correspond à l'ensemble des processus depuis l'arrivée du PA au niveau de l'axone jusqu'à la transmission de la force au niveau de la composante élastique-série (CES) de l'ensemble muscle-tendon. Classiquement, on distingue la composante électrochimique, *i.e.*, de la propagation du PA à la formation des ponts, et la composante mécanique, *i.e.*, transmission de la force le long des fibres, aponévroses et tendons (Nordez *et al.* 2009 ; Rampichini *et al.*

2014 ; Sasaki *et al.* 2011 ). Au cours d'une étude utilisant la stimulation électrique transcutanée, Rampichini *et al.* (2014) ont considéré une composante synaptique, quantifiée par le délai entre la stimulation et le début de l'activité EMG, et qui représente le temps nécessaire pour que le PA se propage de l'axone au sarcolemme.

De nombreuses études se sont intéressées à la contribution respective de ces différentes composantes dans le DEM. Si dans un premier temps, les conditions matérielles ne permettent pas de quantifier la part relative de chacune des composantes, la transmission de la force au niveau de la CES, *i.e.*, composante mécanique, est avancée rapidement comme étant la part la plus importante du DEM, et ce pour les membres inférieurs (Muraoka *et al.* 2004 ; Rampichini *et al.* 2014) et supérieurs (Cavanagh & Komi 1979 ; Sasaki *et al.* 2011). Par ailleurs, la CES est composée d'une fraction active, qui correspond à la capacité d'allongement des myofibrilles, et d'une fraction passive, qui rend compte des propriétés élastiques des structures tendineuses et aponévrotiques (Shorten 1987). L'utilisation de l'échographie à haute fréquence (4 kHz) par Nordez *et al.* (2009) a permis de repérer plus précisément le début du mouvement des fascicules musculaires, *i.e.*, début de la fraction passive de la CES, mais également, grâce à l'identification du début du mouvement de la jonction myo-tendineuse, de distinguer à l'intérieur de cette fraction passive les parts respectives du DEM liées à l'aponévrose et au tendon. L'utilisation de cette technique a mis en évidence l'existence de mécanismes électrochimiques identiques pour le GM (Nordez *et al.* 2009) et le biceps brachii (Hug *et al.* 2011a). En revanche, les parts respectives liées à l'aponévrose et au tendon étaient différentes selon le muscle considéré (Nordez *et al.* 2009 ; Hug *et al.* 2011a). Ces différences dans les mécanismes de transmission de la force entre ces deux muscles semblent davantage devoir s'expliquer par des différences d'architecture (muscle penné *vs* muscle fusiforme) plutôt qu'à des différences de tension passive liées au protocole expérimental (Lacourpaille *et al.* 2013a).

Certains paramètres semblent être négativement corrélés au DEM. La raideur musculaire ( $K=\Delta F/\Delta L$ ) représente un facteur déterminant principalement en ce qui concerne la transmission de la force. De nombreuses études font état d'un effet direct de ce paramètre pour expliquer des différences de DEM observées en fonction de nombreuses variables (Granata *et al.* 2000 ; Grosset *et al.* 2009 ; Mora *et al.* 2003 ; Zhou *et al.* 1995). Ainsi, Grosset *et al.* (2009) font état d'un lien fort entre ces deux paramètres lors d'une comparaison entre deux protocoles d'entraînement différents (endurance *vs* pliométrie). Cependant, ce lien raideur-DEM n'est pas systématiquement observé. Ainsi, lors d'une étude visant à comparer diverses réponses neuromusculaires sur le BF en fonction du genre, Blackburn *et al.* (2009) font état d'une

différence en ce qui concerne la raideur musculaire, avec une raideur significativement supérieure chez les hommes ( $p < 0,001$ ) alors qu'aucune différence n'est observée en ce qui concerne le DEM. Par ailleurs, la vitesse de montée de force (RFD, *rate of force development*), qui représente la capacité du muscle à générer rapidement de la force (Aagaard *et al.* 2002 ; Jenkins 2013), peut également avoir de l'importance. De ce fait, elle est un paramètre permettant d'évaluer la capacité du système neuromusculaire à recruter rapidement les UM rapides de type II (Aagaard *et al.* 2002 ; Zhou *et al.* 1995). Là encore, de nombreux auteurs établissent un lien entre la RFD et le DEM, stipulant ainsi que les sujets ayant la RFD la plus rapide atteignent plus vite le seuil requis pour déclencher le début de la réponse mécanique (Hopkins *et al.* 2007 ; Zhou *et al.* 1995, 1998). Le DEM est enfin généralement associé à la force maximale (Hopkins *et al.* 2007 ; Zhou *et al.* 1995, 1998), même si Howatson (2010) ne relève pas de corrélation entre la cinétique de la récupération de la force (96 h) lors de CMV isométriques (45° de flexion) et isocinétiques (60°.s<sup>-1</sup> et 210°.s<sup>-1</sup>) et le DEM consécutivement à un exercice induisant de forts dommages musculaires au niveau du *biceps brachii*.

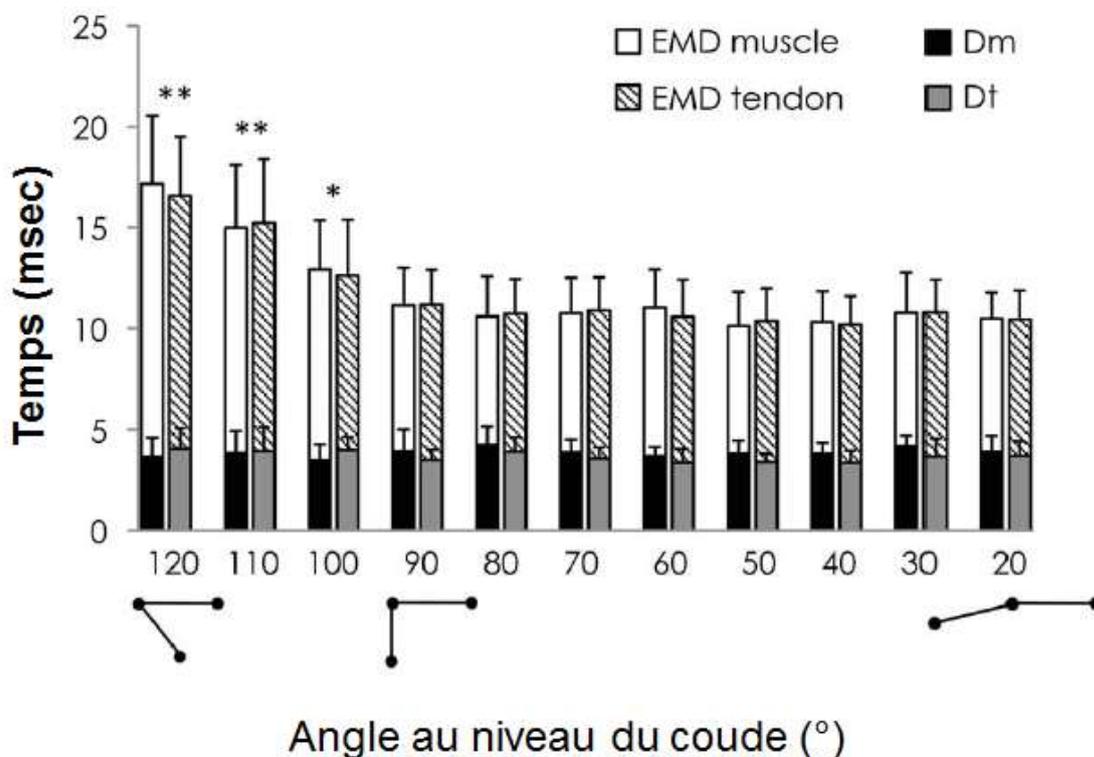
Même si aucun paramètre n'est systématiquement relevé comme ayant un lien sur le DEM, l'ensemble des travaux laissent à penser que ce paramètre sera favorisé par la présence d'un haut niveau de force et de RFD, ainsi qu'une raideur du système musculo-tendineux forte, même si des interférences existent entre ces différents aspects dues aux caractéristiques des fibres sollicitées prioritairement.

### II.2 Facteurs influençant le DEM

#### II.2.1 Considérations générales

De nombreux facteurs sont susceptibles de modifier positivement ou négativement le DEM. Parmi ceux-ci, nous pouvons distinguer les facteurs généraux tels que l'âge (Jenkins 2013 ; Yavuz *et al.* 2010 ; Zhou *et al.* 1995), le sexe (Minshull *et al.* 2007 ; Zhou *et al.* 1995), le niveau et/ou la modalité d'entraînement, *i.e.*, endurance vs pliométrie (Grosset *et al.* 2009 ; Zhou *et al.* 1996) ou encore l'état de santé (Esposito *et al.* 2016 ; Lacourpaille *et al.* 2014) des facteurs musculaires comme l'architecture musculaire (Hannah *et al.* 2013), la typologie musculaire (Conchola *et al.* 2013 ; Gabriel & Boucher 1998), le mode de contraction utilisé (Cavanagh & Komi 1979 ; Howatson *et al.* 2009), ou l'angle articulaire (Hannah *et al.* 2013 ; Lacourpaille *et al.* 2013a ; Muraoka *et al.* 2004 ; Rampichini *et al.* 2014 ; Sasaki *et al.* 2011). Concernant ce dernier paramètre, il a été démontré que la diminution du DEM lorsque le système musculo-tendineux tendait vers l'extension n'était observable que jusqu'à 90° de flexion (proche de la valeur de la slack length [longueur à partir de laquelle le système musculo-

tendineux commence à développer une force élastique passive], soit 95° de flexion pour le *biceps brachii*). À partir de cette valeur, toute augmentation de l'extension n'entraîne pas de diminution du DEM supplémentaire (Lacourpaille *et al.* 2013a) (**Figure 20**).



**Fig 20.** Évolution du délai électromécanique (EMD, en msec) et de ses composantes selon l'angle articulaire du coude. Dm = début de mouvement des fascicules musculaires ; Dt = début de mouvement de la jonction myo-tendineuse. D'après Lacourpaille *et al.* (2013a).

### II.2.2 Considérations méthodologiques

D'autres facteurs liés aux conditions de la mesure du DEM sont également à prendre en considération. Ainsi, celui-ci peut être évalué au cours d'une contraction volontaire ou involontaire, *i.e.*, stimulation induite électriquement par voie transcutanée (Costa *et al.* 2010) ou percutanée (Hopkins *et al.* 2007 ; Lacourpaille *et al.* 2014 ; Nordez *et al.* 2009), magnétiquement (Minshull *et al.* 2007, 2009) ou par voie réflexe (Hakkinen & Komi 1983 ; Moore *et al.* 2002 ; Zhou *et al.* 1995). Les résultats observés montrent généralement des DEM plus longs lors des contractions volontaires (Zhou *et al.* 1995). Bien que l'évaluation au cours d'une contraction volontaire soit plus écologique et donc plus proche de la vraie capacité de performance des athlètes (Hopkins *et al.* 2007 ; Minshull *et al.* 2012), la stimulation évoquée présente l'avantage d'être moins sujette aux conditions expérimentales comme la motivation

ou le stress et permet ainsi de standardiser l'ensemble des procédures et donc assure une bonne reproductibilité (Hopkins *et al.* 2007; Minshull *et al.* 2012 ; Nordez *et al.* 2009). De ce fait, l'étendue des valeurs relevées suite à des contractions évoquées est moins importante (de 7 à 30 ms) que lors de contractions volontaires (de 9 à 130 ms) (Sasaki *et al.* 2011), et son estimation semble être plus fiable (Minshull *et al.* 2009). Ainsi, si certaines études font état d'une bonne reproductibilité des mesures du DEM lors d'une contraction volontaire (Esposito *et al.* 2016 ; Hopkins *et al.* 2007 ; Howatson *et al.* 2009), les CV et/ou ICC vont dans le sens d'une meilleure fiabilité/reproductibilité à la suite d'une contraction induite (Esposito *et al.* 2016 ; Lacourpaille *et al.* 2013b ; Nordez *et al.* 2009 ; Rampichini *et al.* 2014 ; Sasaki *et al.* 2011). Notons même que pour Hug *et al.* (2011b), le manque de précision liée à l'utilisation d'électrodes afin de détecter le début de l'activité électromyographique rend tout simplement caduque l'évaluation du DEM au cours de contractions volontaires.

Le choix d'une définition permettant la détermination des seuils électromyographiques et mécaniques participe également à l'hétérogénéité des résultats obtenus selon l'étude considérée. Ainsi, si la détermination visuelle apparaît plus sensible et plus précise qu'une détermination automatisée (Tillin *et al.* 2010) et est parfois utilisée (Lacourpaille *et al.* 2013a, 2013b, 2014), l'approche mathématique semble montrer une meilleure reproductibilité des mesures (Thompson *et al.* 2012), de même qu'une plus grande objectivité, un gain de temps dans le traitement des données ainsi qu'une moins grande dépendance vis-à-vis de l'expertise de l'expérimentateur (Hodges & Bui 1996 ; Thompson *et al.* 2012).

Enfin, lorsque l'intensité de la stimulation (en mA) augmente, ou bien lorsque la force développée volontairement (en % CMV) augmente, le DEM tend vers une diminution. Zhou *et al.* (1995) ont ainsi montré l'existence de différences liées à l'intensité du stimulus pour 3 conditions différentes (volontaire, réflexe, stimulation électrique). Afin de pallier l'inconfort lié à une intensité de stimulation maximale ou supra-maximale, ainsi que pour limiter l'activation des muscles voisins, Lacourpaille *et al.* (2013b) ont comparé les réponses électromécaniques du *biceps brachii* et ses composantes (*i.e.*, fraction passive de la composante mécanique) à diverses intensités lors de contractions évoquées électriquement (de 30% à 130% de l'intensité maximale). Les résultats obtenus étaient en cohérence avec ceux de Zhou *et al.* (1995) et ont montré des différences selon l'intensité de la stimulation. Dans ces deux études, la diminution du DEM a davantage été associée à une diminution du temps requis pour étirer la CES qu'à la composante électrochimique. En effet, Zhou *et al.* (1995) n'ont pas constaté de différence de la vitesse de conduction selon les conditions et/ou selon le mode de stimulation (de 5 à 6 m.s<sup>-1</sup>) et

ont donc conclu à une absence de contribution de ce paramètre sur la variation du DEM. De même, au cours de l'étude de Lacourpaille *et al.* (2013b), les auteurs ont constaté que les deux composantes de la fraction passive de la CES (aponévrose et tendon) diminuaient lorsque l'intensité de la stimulation augmentait, montrant ainsi que ce paramètre a une influence sur l'ensemble de la composante mécanique. Enfin, une étude de Yavuz *et al.* (2010) a utilisé la méthode de la surimposition (150% de l'intensité maximale) au cours de contractions volontaires réalisées à différentes intensités (de 0 à 50% CMV). Les résultats ont montré une diminution du DEM lorsque l'intensité de la contraction augmentait entre 0 et 40% CMV, sans relever de différence entre 40 et 50% CMV. Ainsi, si, lors de faibles niveaux de contraction, la CES se comporte comme un ressort, alors toute augmentation du niveau de force contribue à faire en sorte que le muscle et les tendons soient davantage étirés, ce qui a pour conséquence de diminuer le DEM, dans la mesure où la CES doit être étirée afin que la transmission de la force puisse se faire du muscle vers les articulations. Cependant, à partir de 40% de la CMV, le muscle atteint son niveau d'étirement maximum et se comporte alors comme une structure rigide. De ce fait, toute diminution du DEM sera alors imputable aux autres composantes. Même si relativement peu d'études se sont intéressées à l'influence de l'intensité du stimulus sur le DEM, on observe un relatif consensus sur les modifications des réponses et les mécanismes sous-jacents de ce paramètre qui doit donc être précisé et standardisé afin de permettre un suivi longitudinal ou de comparer des populations entre elles.

### *II.3 Délai électromécanique et fatigue neuromusculaire*

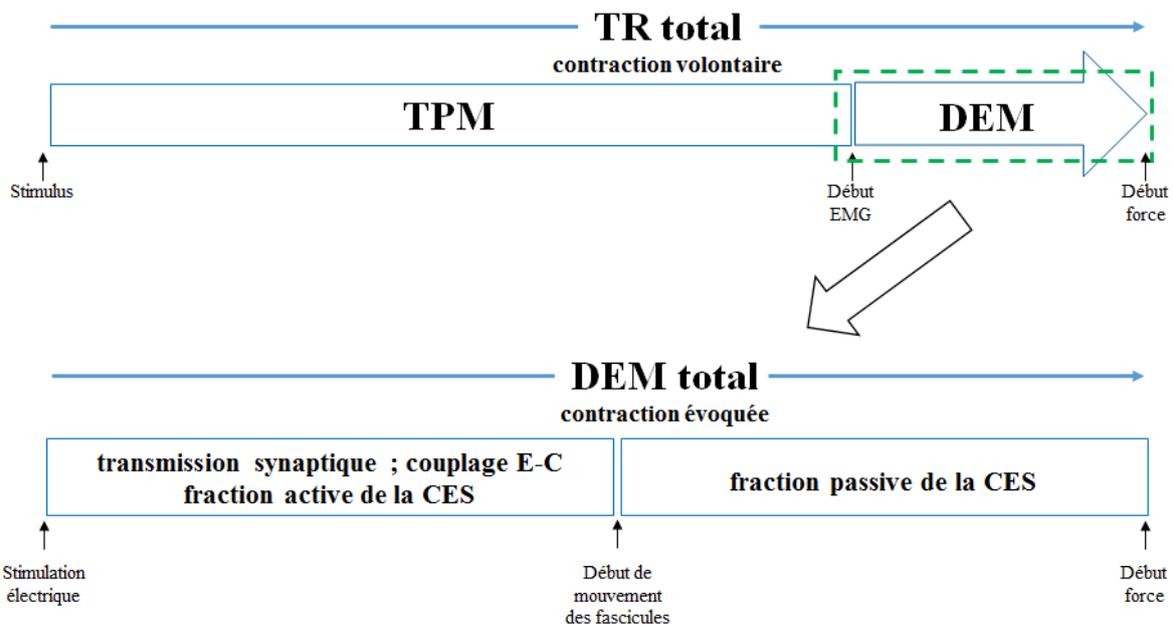
De manière générale, il est relativement bien admis que le DEM tend à augmenter consécutivement à la réalisation d'un exercice fatiguant (Grosset *et al.* 2009 ; Zhou *et al.* 1996). Cependant, les résultats observés diffèrent selon le muscle étudié (Conchola *et al.* 2013), le protocole de fatigue utilisé (Zhou 1996), ou encore le mode de contraction, *i.e.*, volontaire ou stimulée (Minshull *et al.* 2012 ; Zhou 1996).

Concernant les muscles extenseurs de la jambe, plusieurs études ont mis en évidence une altération du DEM après des protocoles de fatigue variés (Conchola *et al.* 2013, 2015 ; Hakkinen & Komi 1983 ; Zhou 1996 ; Zhou *et al.* 1996, 1998), avec des augmentations qui s'échelonnent de +23% à +57%. Les mécanismes fréquemment évoqués concernent une diminution de la vitesse de conduction du PA (Hakkinen & Komi 1983 ; Zhou 1996), une altération des propriétés contractiles (Hakkinen & Komi 1983 ; Zhou 1996), une baisse d'efficacité du couplage E-C (Zhou *et al.* 1996), ou encore une diminution de la vitesse de

transmission de la force le long de la CES (Zhou *et al.* 1996). Si l'entraînement ne semble pas avoir d'effet positif sur la dégradation du DEM (Zhou *et al.* 1996), les effets délétères liés à la fatigue semblent disparaître après une dizaine de minutes (Conchola *et al.* 2013 ; Zhou 1996) même si des travaux récents montrent une récupération incomplète après 30 min de récupération pour une population peu entraînée (Conchola *et al.* 2015). Au niveau du muscle *biceps femoris*, plusieurs études montrent également une augmentation du DEM en condition volontaire après un exercice fatiguant (Conchola *et al.* 2013, 2015 ; Minshull *et al.* 2007, 2012), bien que Minshull *et al.* n'observent pas de modifications pour les hommes (Minshull *et al.* 2007). Plusieurs études (Conchola *et al.* 2013 ; Minshull *et al.* 2012) soulignent que le retour à des valeurs pre-exercice n'est pas immédiat, avec une différence toujours significative 6 minutes après la fin de l'exercice pour Minshull *et al.* (55,3 ms vs 69,5 ms, 2012) et 30 minutes pour Conchola *et al.* (81,2 ms vs 99,1 ms et 88,6 ms vs 100,8 ms, 2013, 2015, respectivement). Pour Conchola *et al.* (2013), ce délai de récupération, que l'on n'observe pas pour les muscles extenseurs de la jambe, serait lié au fait que le muscle *biceps femoris* est peu habitué aux efforts intenses et récupère donc moins bien. Rampichini *et al.* (2014) ont étudié les effets de 120 s de stimulation à 35 Hz sur le GM. Les résultats ont mis en évidence une altération du couplage E-C ainsi qu'une augmentation du temps nécessaire pour que la force soit transmise le long de la CES, *i.e.*, composante mécanique. Cependant, une étude de Lacourpaille *et al.* (2016) effectuée sur le même muscle n'a pas montré d'effet de la fatigue suite à des contractions excentriques, qu'il s'agisse de la composante électrochimique ou de la composante mécanique. La même modalité de contraction excentrique a été utilisée par Howatson (2010) pour étudier le DEM au niveau du *biceps brachii*. Ce paramètre n'était pas altéré 48 h après la fin de l'exercice mais était significativement diminué par rapport aux valeurs pre-exercice 96 h après la fin de celui-ci, alors que la force maximale était revenue aux valeurs de départ. Strojnik et Komi (1998) n'ont pas observé de modification du DEM (VL) après un exercice concentrique de poussée à l'aide d'un chariot coulissant. Enfin, Skof et Strojnik (2006) ont même observé un raccourcissement du DEM (VL, -6,1%,  $p < 0,05$ ) après 6 km de course effectués au seuil anaérobie. Cependant, pour ces deux études, le DEM n'était pas le paramètre principal étudié et aucune n'a précisé les méthodes utilisées ainsi que les définitions des seuils électromyographiques et mécaniques retenues pour le calcul du délai.

Il semble intéressant, à partir de la méthodologie proposée par Nordez *et al.* (2009), de clarifier les mécanismes responsables d'une probable augmentation du DEM en situation de

fatigue neuromusculaire. Par ailleurs, nous avons couplé les résultats avec ceux obtenus au cours d'une tâche volontaire, dans l'objectif d'étudier l'impact de chacune des composantes de ce paramètre sur le temps de réaction global au cours d'une tâche de contraction (logique de découpage chronométrique) (**Figure 21**).



**Fig 21.** Composantes du délai électromécanique et leur impact sur le temps de réaction total au cours d'une contraction volontaire. TR = temps de réaction ; TPM = temps premoteur ; DEM = délai électromécanique ; couplage E-C = couplage excitation-contraction ; CES = composante élastique série. D'après Davranche 2003 et Nordez *et al.* 2009.

### III Incidences de la fatigue sur le temps de réaction

#### III.1 Effets de la fatigue neuromusculaire sur le temps de réaction

De nombreuses études se sont intéressées à l'impact de la fatigue physique ou neuromusculaire sur le TR (Brisswalter *et al.* 2002). Les différences de résultats observées selon l'étude considérée rendent compte de la diversité des protocoles mis en place (*e.g.* type et intensité de l'exercice physique, type de tâche cognitive, niveau d'entraînement des sujets) (Lemmink & Visscher 2005). Klimovitch (1977) a ainsi mis en évidence une augmentation du TR consécutivement à un exercice fatiguant alors que Kroll (1973) n'observe pas d'effet de la fatigue sur ce paramètre. Dans ces deux études, les auteurs ont pourtant mis en évidence une altération au niveau périphérique, *i.e.*, augmentation du DEM, ainsi qu'une stabilité de la vitesse

de réponse au niveau central, *i.e.*, TPM. Bien que Stull et Kearney (1978) aient trouvé une augmentation linéaire du DEM en fonction du niveau de perte de force (de +4% à +28,5% pour une perte de force allant de 20% à 60% par rapport aux valeurs de repos), ces auteurs n'ont pas observé de corrélation significative entre le DEM et le TR (de  $r=-0,04$  à  $0,43$ ), alors que des corrélations fortes ont été établies entre le TPM et le TR (de  $r=0,95$  à  $0,98$  selon le niveau de fatigue). Par ailleurs, les très faibles corrélations observées entre le DEM et le TPM (de  $-0,28$  à  $0,12$ ) tendent à montrer que les paramètres centraux et périphériques évoluent indépendamment l'un de l'autre. Cependant, cette tendance n'est pas systématiquement observée. Ainsi, Kroll (1973) n'a pas observé de modification du TR au niveau des muscles extenseurs de la jambe après la réalisation d'un exercice dynamique ou isométrique. Kashihara et Nakahara (2005) ont montré qu'un exercice de pédalage effectué à faible intensité (seuil anaérobie) pendant 10 minutes permettait d'améliorer le TRC comparativement à un groupe contrôle, même si cet aspect bénéfique disparaissait rapidement (8 min). Les auteurs ont mis en avant une augmentation de l'attention suite à l'exercice physique afin d'expliquer l'effet positif de l'activité physique. Enfin, notons que Lemmink et Visscher (2005) n'ont pas observé d'effet positif ou négatif lié à un exercice intermittent sur le TRC.

### *III.2 Effets de la fatigue mentale sur le temps de réaction*

Consécutivement à une fatigue mentale, il semble que les tâches simples et automatisées restent performantes, alors qu'une détérioration des tâches complexes est classiquement observée (Langner *et al.* 2010 ; Lorist *et al.* 2000). En effet, les processus de contrôle cognitif intervenant davantage au cours des tâches complexes, ces dernières sont davantage vulnérables en situation de fatigue mentale (Lorist *et al.* 2000). Cependant, une augmentation du TR a été observée au cours d'une tâche de 51 minutes (3 x 17 minutes) de TRS par Langner *et al.* (2010), avec un effet significatif après 17 minutes de test. Bien que non significative, une tendance vers une altération des performances a également été observée par Xiao *et al.* (2015) au cours d'une tâche de TRC (4 choix) consécutivement à une heure de tâche cognitive entraînant somnolence et baisse de l'attention. Une diminution de l'éveil, ainsi qu'une baisse de l'engagement dans la tâche expliquent vraisemblablement cette diminution du niveau de performance (Langner *et al.* 2010). Bien que ces différentes études n'aient pas fragmenté le TR, il apparaît donc logique de situer ces altérations au niveau central, *i.e.*, TPM.

Les effets de la réalisation simultanée d'une tâche physique et d'une tâche mentale sont davantage contrastés (Brisswalter *et al.* 2002). La littérature montre ainsi possiblement une

## CADRE THÉORIQUE

détérioration, une amélioration, ou encore une stabilité des performances cognitives au cours d'un exercice physique (**Table 2**), ces divergences entraînant souvent une explication *a posteriori* des résultats (Brisswalter *et al.* 2002). Pour Brisswalter *et al.* (1997), l'augmentation du TRS au cours d'un exercice de pédalage est liée à la demande attentionnelle de la tâche physique. Cependant, pour Mc Morris et Keen (1994), qui n'observent un effet négatif de l'activité physique sur le TR que pour des intensités élevées, les mécanismes explicatifs de cet allongement du TR sont davantage liés à la perception d'inconfort qu'à la concentration que requiert la tâche. Si peu d'études se sont intéressées aux fluctuations du TR au cours de situations écologiques et donc porteuses de signification pour les joueurs, Mroczek *et al.* (2011) ont montré qu'une situation compétitive de volleyball tendait à améliorer les performances, *i.e.*, diminution du TR, auprès d'une population de spécialistes de l'activité.

Études	Tâches cognitives	Intensité de l'exercice	Sujets	Effet sur le TR
Mc Morris et Keen (1994)	TRS	70% Pmax	modérément entraînés	+4% (NS)
	TRS	100% Pmax	modérément entraînés	+15%
Brisswalter <i>et al.</i> (1995)	TRS	50% VO <sub>2max</sub>	peu entraînés	+18%
Brisswalter <i>et al.</i> (1997)	TRS	20 à 80% Pmax	entraînés en endurance	+10 à +20%
	TRS	20 à 80% Pmax	peu entraînés	+15 à +30%
Arcelin <i>et al.</i> (1998)	TRC	60% Pmax	modérément entraînés	+5 à +6%
Chmura <i>et al.</i> (1998)	TRC	10% > SA	modérément entraînés	-12%
	TRC	30% < SA	modérément entraînés	-18%

TR : temps de réaction ; TRS : temps de réaction simple ; TRC : temps de réaction au choix ; SA : seuil anaérobie ; NS = non significatif.

**Table 2.** Effets de l'exercice (cyclisme) sur le temps de réaction simple (TRS) et le temps de réaction au choix (TRC).

#### IV Temps de réaction et sports de raquette

Le tennis de table se distingue des autres sports de raquette par la faible distance qui sépare les joueurs (Hung *et al.* 2004). De ce fait, il s'agit pour l'essentiel d'une activité explosive, basée sur la vitesse et la précision (Melero Romero 2005 ; Sève 2000). Le temps imparti, *i.e.*, temps dont dispose le joueur pour réaliser sa frappe, étant très faible dans toutes les situations, le TR apparaît donc comme un élément essentiel pour être performant à très haut

## CADRE THÉORIQUE

---

niveau. En effet, d'après Molodzoff (pour revue Ambrosino 2003), une frappe comme le topspin ( $\sim 130 \text{ km.h}^{-1}$ ) ne met que 80 msec pour parcourir les 3 m qui séparent les deux joueurs (données cependant antérieures au changement de diamètre de la balle). Hung *et al.* (2004) ont ainsi relevé des TR plus rapides chez des pongistes comparativement à des sujets ne pratiquant pas une activité de rapidité. Une autre étude (Ak & Koçak 2010) a comparé les TR de deux populations issues des sports de raquette, *i.e.*, tennis de table et tennis. En effet, si le tennis est fréquemment associé à une activité de rapidité, du fait de la vitesse des frappes, les auteurs ont également rapporté ces valeurs de vitesse à la distance séparant les deux joueurs. Si les joueurs de tennis disposent en moyenne d'un peu plus d'une seconde pour réagir et s'organiser, ce laps de temps n'est que d'une demi-seconde en tennis de table. Au cours de cette étude, les auteurs ont ainsi rapporté une différence significative ( $p < 0,001$ ) entre les deux populations, avec un TR plus rapide chez les pongistes.

**OBJECTIFS  
DE  
THÈSE**

## OBJECTIFS DE THÈSE

---

La fatigue neuromusculaire apparaît comme la conséquence logique et classique de l'exercice physique. Cependant, l'ampleur d'une telle fatigue, son délai d'apparition, sa cinétique ou encore ses propriétés sont fortement dépendantes des caractéristiques de la tâche (cf Chap II, partie I). De ce fait, il est impossible de prédire les résultats relatifs à un exercice à partir de ceux observés lors de la réalisation d'un autre, quand bien même les caractéristiques seraient proches. **Le premier objectif de cette thèse était donc de caractériser les efforts induits par le tennis de table au niveau des membres inférieurs (Figure 22).** Pour cela, deux études ont été réalisées. La première étude (**étude préliminaire**) a permis de vérifier l'hypothèse de l'existence d'une fatigue neuromusculaire pour le muscle quadriceps, considéré comme le muscle le plus important lors de la réalisation de frappes en tennis de table (Nikolic *et al.* 2014). Simultanément, en lien avec la spécificité des déplacements et du rôle joué par les membres inférieurs lors de la réalisation des différentes frappes, nous avons caractérisé les efforts effectués par les pongistes (membres inférieurs) par une méthodologie originale qui consistait à répertorier et classer chaque frappe en action de faible, moyenne ou haute intensité. Bien que nouvelle et opérante, cette méthodologie comportait cependant une part de subjectivité. L'approche électromyographique utilisée lors de l'**étude 1**, *i.e.*, analyse des niveaux d'activité de huit muscles des membres inférieurs au cours de frappes standards, a permis de compléter cette approche. Nous avons émis l'hypothèse que les frappes les plus décisives étaient également celles qui induisaient les niveaux d'activité les plus importants. Nous avons également supposé que chaque frappe générait sa propre 'signature', visible par des niveaux d'activité variables selon le groupe musculaire considéré.

La fatigue mentale se traduisant par une sensation d'épuisement et de manque d'énergie non visible par des marqueurs neurophysiologiques, nous avons considéré que les caractéristiques du tennis de table étaient de nature à générer une telle forme de fatigue. Au cours de la précédente partie (cf Chap II, partie II), nous avons constaté que les effets de la fatigue mentale ou neuromusculaire au cours de mouvements complexes variaient selon la finalité de la tâche. Ainsi, si au cours d'une tâche de pointage, le maintien de la précision au détriment de la vitesse semble être la règle consécutivement à l'instauration d'une fatigue (mentale ou neuromusculaire), les résultats au cours de tâches plus écologiques sont davantage contrastés. **Le second objectif de cette thèse était d'étudier les effets de ces deux formes de fatigue sur la qualité de la balle des pongistes au cours d'un test mesurant simultanément la vitesse et la précision de la balle (Figure 22).** Un tel test n'existant pas à ce jour, le but de l'**étude 2** était donc de construire un test sensible et reproductible capable d'évaluer ces deux

## OBJECTIFS DE THÈSE

---

paramètres. Au cours de l'**étude 3**, des pongistes de niveau régional et national ont réalisé ce test avant et après un protocole induisant différentes formes de fatigue (fatigue mentale, fatigue neuromusculaire au niveau du *biceps brachii*, fatigue neuromusculaire au niveau du *quadriceps*). Nous avons émis l'hypothèse que les trois formes de fatigue étaient susceptibles d'altérer la qualité de la balle, en lien avec une augmentation de la perception de l'effort.

**Le troisième objectif de cette thèse était d'étudier les effets de ces deux mêmes formes de fatigue sur les différentes composantes du temps de réaction, étant entendu que ce paramètre revêtait une grande importance en tennis de table (cf Chap III) (Figure 22).** Au cours de l'**étude 4**, nous avons testé la reproductibilité des différentes composantes du temps de réaction, *i.e.*, temps prémoteur et délai électromécanique, au cours d'une session comprenant un faible nombre d'essais, ceci afin de limiter les effets de la récupération. Lors de l'évaluation du délai électromécanique au cours d'une contraction volontaire, la difficulté principale consiste à déterminer précisément le début de l'activité électromyographique. Pour cela, nous avons utilisé une matrice d'électrodes (64 voies) afin de repérer les fibres musculaires responsables du début du mouvement. Lors de la dernière étude (**étude 5**), cette méthodologie a été utilisée afin d'évaluer les effets de la fatigue sur le temps de réaction. Nous avons émis les hypothèses suivantes : les deux formes de fatigue devraient entraîner une augmentation du temps de réaction, liée à une augmentation du temps prémoteur dans le cas d'une fatigue mentale, et liée à une augmentation du délai électromécanique dans le cas d'une fatigue neuromusculaire.

Schéma général des études réalisées

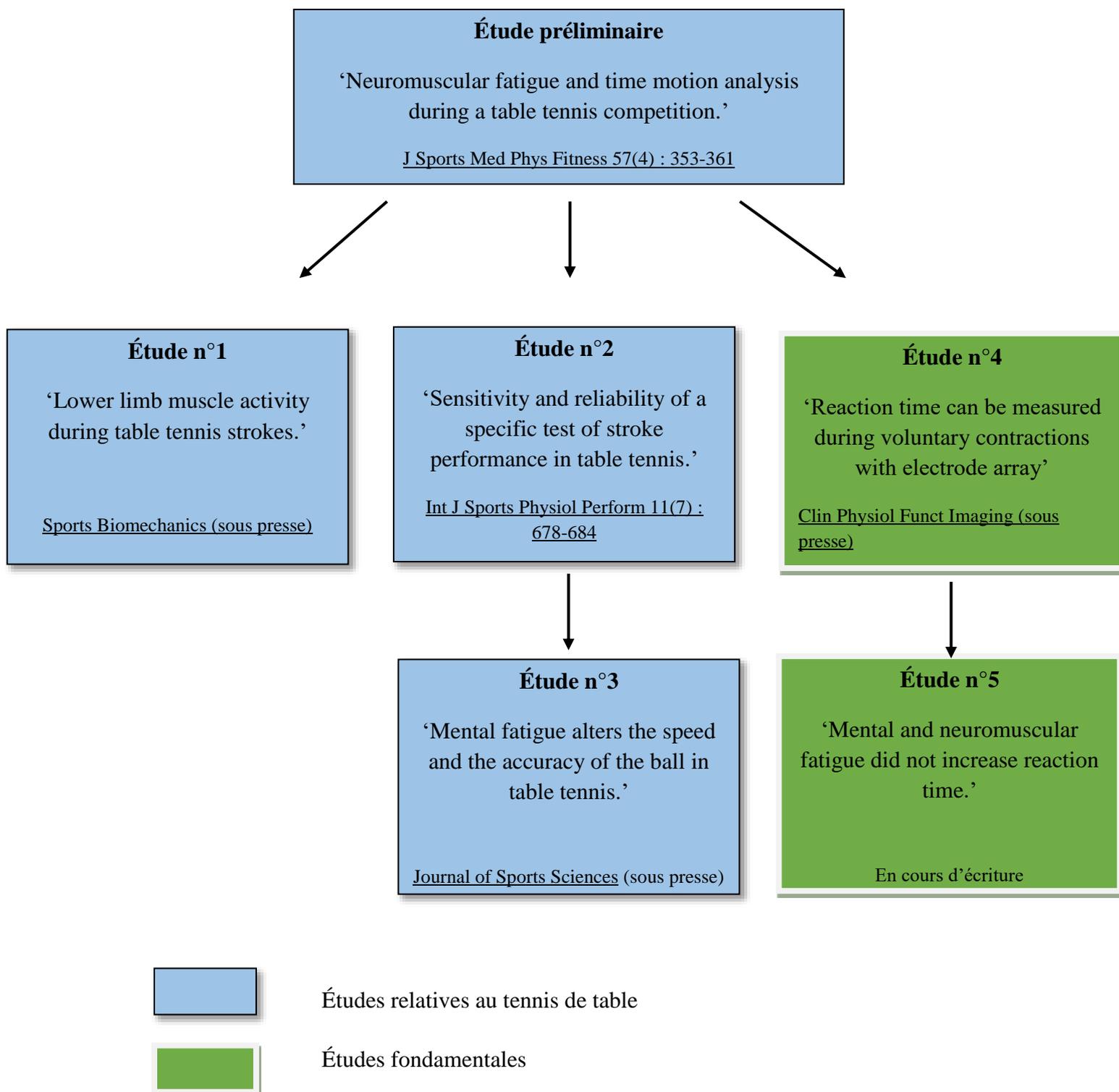


Fig 22. Schéma général des études réalisées.

**ÉTUDES  
EXPÉRIMENTALES**

## PRELIMINARY STUDY

NEUROMUSCULAR FATIGUE AND TIME MOTION ANALYSIS  
DURING A TABLE TENNIS COMPETITION

Le Mansec Y., SÈVE C., Jubeau M.

*Published in April 2017, in J Sports Med Phy Fitness 57(4) : 353-361*

## ÉTUDE PRÉLIMINAIRE

FATIGUE NEUROMUSCULAIRE ET ANALYSE TEMPORELLE ET  
ÉVÈNEMENTIELLE AU COURS D'UNE COMPÉTITION DE TENNIS  
DE TABLE

## Résumé

**But de l'étude :** Cette étude avait pour objectif de déterminer l'ampleur de la fatigue neuromusculaire (mécanismes centraux et périphériques) ainsi que les caractéristiques du jeu au cours d'une compétition de tennis de table. **Méthodes :** Quatorze pongistes de niveau national ont participé à cette étude au cours de laquelle des tests neuromusculaires (*i.e.*, force maximale volontaire, niveau d'activation volontaire et propriétés contractiles des muscles extenseurs de la jambe) ont été réalisés avant le premier match et immédiatement après chacun des quatre matchs (5 sets) de tennis de table afin d'évaluer l'ampleur de la fatigue ainsi que ses origines. Une analyse temporelle (durée moyenne d'un point, temps de récupération entre deux points, répartition des points selon leur durée, temps de jeu effectif) ainsi qu'une analyse événementielle (actions de faible-, moyenne- et forte intensité) ont également été réalisées. **Résultats :** À la fin de la compétition, une perte de force significative ( $-12.5 \pm 9.0\%$ ) était observée, de

même qu'une diminution significative du niveau d'activation volontaire (de  $89.4 \pm 3.5\%$  à  $81.6 \pm 7.3\%$ ). Les propriétés électriques et contractiles des secousses évoquées électriquement étaient également altérées à l'issue du premier match (environ -15% pour le doublet potentialisé et l'amplitude de l'onde M) pour ne plus évoluer par la suite. Par ailleurs, les actions de faible et moyenne intensité représentaient une part importante ( $84.3 \pm 4.7\%$ ) des actions effectuées par les joueurs alors que les actions de haute intensité représentaient  $15.7 \pm 4.7\%$ .

**Conclusion :** Cette étude a mis en évidence le fait qu'une compétition simulée de tennis de table générait une fatigue significative, en lien avec des altérations au niveau central et périphérique. Notre étude a également montré qu'une grande majorité des actions effectuées par les joueurs peut être considérée comme des actions de faible et moyenne intensité.

## ORIGINAL ARTICLE

# Neuromuscular fatigue and time motion analysis during a table tennis competition

Yann LE MANSEC, Carole SEVE, Marc JUBEAU \*

Laboratory of Motricity, Interactions and Performance (EA4334), Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Nantes, France

\*Corresponding author: Marc Jubeau, Laboratory of Motricity, Interactions and Performance (EA4334), Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Boulevard Guy Mollet 25bis, BP 72206, 44 322 Nantes Cedex 3, France. E-mail: [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr)

## ABSTRACT

**BACKGROUND:** This study aimed to determine the neuromuscular fatigue (central *versus* peripheral mechanisms) as well as the game characteristics and physical demand induced by a simulated table tennis competition.

**METHODS:** Fourteen national table tennis players participated in this study, in which neuromuscular tests (*i.e.*, maximal voluntary contractions, voluntary activation and twitch properties of the knee extensor muscles) were performed before and immediately after four games of five sets of table tennis to assess both the magnitude of fatigue and its origin. The game characteristics and the physical demand of the players (low-, moderate- and high-intensity actions) were identified using time motion analysis methodology.

**RESULTS:** A significant decrease ( $-12.5 \pm 9.0\%$ ) of force was observed at the end of the competition. Voluntary activation significantly decreased at the end of the competition, from  $89.4 \pm 3.5\%$  to  $81.6 \pm 7.3\%$ . Electrical and contractile properties were also significantly reduced after the first game (approximately 15% for both the potentiated doublet and M-wave amplitude) and did not decrease thereafter. Moreover, low and moderate actions represented an important portion ( $84.3 \pm 4.7\%$ ) of the actions performed by the players, whereas high intensity actions represented  $15.7 \pm 4.7\%$ .

**CONCLUSIONS:** This study demonstrated that a simulated table tennis competition induced significant fatigue due to central and peripheral alterations. Our study also demonstrated that a large proportion of the actions performed by the players during table tennis can be considered low to moderate intensity actions.

(Cite this article as: Le Mansec Y, Seve C, Jubeau M. Neuromuscular fatigue and time motion analysis during a table tennis competition. J Sports Med Phys Fitness 2017;57: . DOI: 10.23736/S0022-4707.16.06129-6)

**Key words:** EMG; quadriceps; muscle activation; maximal voluntary contraction; racket sports

Neuromuscular fatigue, described as a decrease in the ability to produce force whether the task can be sustained or not,<sup>1</sup> can also occur during maximal and/or sub-maximal exercise.<sup>2</sup> As it is classically used, neuromuscular fatigue is characterized by a reduction of maximal voluntary isometric contractions (MVC).<sup>3</sup> Reduction of MVC can be triggered by various factors located along the entire chain of command, from the supraspinal centres to the contractile proteins. Nevertheless, it is useful to distinguish central fatigue, *i.e.*, a progressive reduction in voluntary activation (VA), from peripheral fatigue, *i.e.*, a reduction in the ability

of the muscle to produce force according to where the fatigue is located (proximal and distal to the neuromuscular junction),<sup>4,5</sup> even if fatigue results from a complex interaction between both central and peripheral fatigue.<sup>4</sup> Indeed, research<sup>6-8</sup> has emphasized the interdependence of the central nervous system and peripheral alterations. It is currently well accepted that a maximal degree of peripheral fatigue exists, *i.e.*, a “critical threshold” that sensory neurons, such as group III and IV afferents, relay to the central nervous system. Beyond this threshold, the central nervous system limits the development of locomotor muscle fatigue to avoid excessive muscle

dysfunction.<sup>6, 7</sup> In this paradigm, the magnitude of peripheral fatigue partly reflects the total amount of feedback from ascending group III and IV afferents, thus regulating the magnitude of central motor drive.<sup>6-8</sup>

Neuromuscular fatigue in racket sports,<sup>9, 10</sup> such as tennis or squash, has already been investigated, and these studies reported a moderate force loss ( $\approx$ -15%) of the knee extensor muscles. In these studies, the fatigue was characterized by both central factors, demonstrated by a decrease in the voluntary activation and/or the normalized root mean square, and peripheral factors, such as the decrease in twitch peak tension. To our knowledge, it is still unknown whether neuromuscular fatigue is induced by table tennis competition.

Table tennis is an intermittent sport based on speed and accuracy, particularly due to the small playing field, which induces very short displacements for the players. The temporal structure of a game is represented by very short periods ( $<4$  s) of high intensity exercise with brief periods ( $\approx 8$  s) of recovery.<sup>11</sup> Moreover, while upper limbs are important and largely recruited in table tennis for stroke production,<sup>12</sup> lower limb muscles are also essential. Indeed, table tennis players must be able to quickly accelerate and decelerate in a short distance to effectively strike the ball, causing strong static and dynamic contractions of the lower limb muscles.<sup>13</sup> Moreover, according to Nikolic *et al.*,<sup>14</sup> the quadriceps femoris muscle is the most important muscle in the kinetic chain of each stroke in table tennis. These authors concluded that the movement efficacy of a table tennis player during a long point largely depends on repetitive lower limb strength. Given this information, it seems particularly relevant to investigate the neuromuscular fatigue of the quadriceps femoris muscles that is induced by a table tennis competition. Thus, we hypothesized that a simulated table tennis competition induces significant fatigue, *i.e.*, a reduction in quadriceps MVC force, due to both peripheral and central alterations.

The aim of this study was to examine both the magnitude of neuromuscular fatigue induced by a table tennis competition and the contribution of both central and peripheral (mechanical and electrical) factors. A second objective was to analyze the game characteristics of a simulated table tennis competition by using an ecological approach based on time motion analysis (there is less information available about game characteristics, such as the total playing time, effective playing time

and number of strokes) and to analyze the intensity of the actions performed by the players in table tennis. Because fatigue can significantly alter the performance of the players,<sup>15</sup> it is of particular interest to evaluate the magnitude and origin of neuromuscular fatigue, as well as the distribution of effort depending on both rally duration and type of strokes performed, during a table tennis competition. This will provide relevant information to coaches and/or trainers and enable them to conceive successful training programs.

## Materials and methods

To determine the neuromuscular fatigue and physical demand induced by a table tennis competition, 14 national table tennis players performed a simulated competition, *i.e.*, 4 games separated by 40 minutes. Neuromuscular tests were conducted before the first game and after each game to assess the amplitude of fatigue as well as its origin. All matches were also recorded and time motion analysis (temporal and qualitative approach) was performed to describe the physical demand of the activity.

## Subjects

Fourteen highly trained male table tennis players (mean age  $27.5 \pm 5.4$  years; body mass  $69.9 \pm 4.8$  kg; height  $177.3 \pm 5.5$  cm) volunteered to participate in this study. The participants had been playing table tennis regularly for at least 13 years (average weekly training  $7.3 \pm 9.2$  h/wk) and played in the official competition in the French national championship. All participants signed an informed consent form before the experiments. Ethical approval was obtained from the local institution's Human Ethics Committee (ID RCB: 2013-A01714-41).

## Procedures

Each participant participated in one session in which neuromuscular tests (see below) were performed before and after each game of a simulated competition. Only one participant was tested per session. A standardized warm-up consisting of 6-8 submaximal isometric contractions of the knee extensor muscles (from 20% to 80% MVC) was performed, followed by neuromuscu-

lar tests, including evoked and voluntary contractions of the quadriceps.

The simulated competition consisted of 4 games of 5 sets (regardless of the score) separated by 40 minutes of recovery between games against an opponent of equal ranking. In accordance with the international table tennis federation regulation, players had 2 minutes of warm-up before each game, 1 min of rest between 2 sets, a short break every 6 rallies and 1 timeout per game. This format of competition, *i.e.*, 4 games of 5 sets separated by 40 minutes of recovery, was chosen because it is representative of a real French national competition in which players are expected to play 2 to 6 games per day, depending on the type of competition (individual or collective).

#### *Time motion analysis*

The temporal structure variables of table tennis games were determined from video recordings (Handycam, 25 Hz, DCR-SR36 Sony, Tokyo, Japan). During the four games, the players remained on the same side throughout the match and a camera was mounted in a fixed position in a corner opposite the player, *i.e.*, at 7-8 m. This position was chosen to ensure that the camera visualized all of the actions of the players. All videos were stored on a computer for manual analysis post testing. The following variables were analyzed: duration of rallies; rest time between rallies; total playing time corresponding to the sum of rallies and rest time; real playing time corresponding to the sum of rallies; effective playing time (*i.e.*, real playing time/total playing time  $\times 100$ ); and number of actions that occurred in each rally. The calculation of rally duration was made from the last moment in which the ball is stationary on the palm of the free hand before being intentionally projected in service, until the rally is decided as a let or a point according to the international table tennis federation regulations. All of the variables were recorded from each set, and analysis was performed with 277 data sets (for technical reasons, 3 sets were not recorded).

The intensity of the actions of the lower limb muscles at each ball striking was also quantified. Only the actions performed during the effective playing time were taken into account, while the displacements performed during rest time were not analyzed. Most of the actions corresponded to: 1) the strokes performed by the player,

2) the position of the return-service and 3) the displacements and postures begun by the player that had not resulted in a stroke due to a non-return of the ball by the opponent. Therefore, the following three types of actions were identified and were used for the analysis of one set per game (*i.e.*, 56 sets analyzed):

1. low-intensity actions, corresponding to passive strokes, when the player maintained an erect posture, generating low impact on the lower limbs. The player did not perform displacement and his main intention was to return the ball without risk (*e.g.* pushes, passive blocks);

2. moderate-intensity actions, *i.e.*, more forceful strokes, with a more flexed position of the lower limbs and/or a sharper impulse, reflecting an intention to hit the ball harder and therefore strongly involving the lower limbs (*e.g.* flicks, active blocks);

3. high-intensity actions, *i.e.*, strokes aiming for maximum speed and/or spin, close to the squat position, and therefore strongly involving the lower limbs (*e.g.* top spin, smash).

#### *Intra- and inter-operator reliability of the video analysis*

To the best of our knowledge, no previous study has attempted to describe the effort exerted during table tennis with such criteria. In the present study, effort was analyzed visually through video recordings. Thus, in the categorization of intensity types, there is an element of subjective interpretation of the researchers,<sup>16</sup> which is difficult to validate with objective measurements. However, to overcome this limit, the intra- and inter-experimenter reliability of the video analysis was performed by analyzing 32 sets by the same experimenter at two different occasions and separated by at least one month (intra-experimenter reliability), as well as by analyzing the same sets by another experimenter (inter-experimenter reliability). The coefficient of variation (CV), standard error of measurements (SEM) as well as intraclass correlation coefficients (ICC) were calculated for each intra- and inter-experimenter reliability measure. The relative and absolute reliability analyses were performed using a downloadable spreadsheet (<http://www.sportsci.org/resource/stats/xrely.xls>).<sup>17</sup> Our analysis showed good repeatability for both intra- and inter-experimenters for all actions, with CV values ranging

from 5 to 15% (SEM=2.8, CV=6.3%, ICC=0.95 and SEM=4.3, CV=11.0%, ICC=0.92, respectively). Actions of varying intensities yielded the following results: low intensity (SEM=3.6, CV=6.8%, ICC=0.82 and SEM=6.1, CV=10.3%, ICC=0.86, respectively), moderate intensity (SEM=3.0, CV=7.1%, ICC=0.80 and SEM=4.0, CV=7.6%, ICC=0.66, respectively) and high intensity (SEM=1.3, CV=5.2%, ICC=0.93 and SEM=2.5, CV=15.2%, ICC=0.85, respectively).

### *Neuromuscular tests*

Neuromuscular tests were performed before (Pre) and immediately after the first game (Post 1<sup>st</sup> game), the second game (Post 2<sup>nd</sup> game), the third game (Post 3<sup>rd</sup> game) and the fourth game (Post 4<sup>th</sup> game).

### *Force measurements*

Force measurements were performed under isometric conditions on the leg corresponding to the hand of the racket; *i.e.*, the right leg for a right-hander. The participants were seated on a custom-built quadriceps chair equipped with a strain gauge. The hip and knee angle were set at 95° and 110°, respectively (180° corresponding to full knee extension), with a manual goniometer. The lever arm was controlled before each test to ensure that the measurement point was identical throughout the entire experiment. Harnesses were applied across the thorax while the arms were positioned across the chest towards the opposite shoulder to prevent unwanted movements. During contractions, the leg was attached to a strain gauge with a strap around the ankle. Each participant was asked to isometrically perform 2 MVC (duration 5 s) of the knee extensors and was strongly encouraged to push as hard as possible during the MVC.

### *Electromyographic activity*

Electromyographic (EMG) activity was recorded on the vastus lateralis (VL) muscle, which is considered to be representative of the knee extensor muscles.<sup>18</sup> However, it is important to note here that different behaviors were observed between mono- and bi-articular muscles of the quadriceps during a fatiguing task due to their anatomical and functional characteristics;<sup>19</sup> this suggests that other muscles of the quadriceps (*e.g.*, rectus

femoris) could respond differently to the protocol. After careful preparation of the skin by abrading and cleaning with alcohol, two surface electrodes (Kendall, Covidien, Dublin, Ireland, UK) were fixed on the VL muscle in accordance with SENIAM's recommendations.<sup>20</sup> The inter-electrode distance was 2 cm (center to center). The ground electrode was positioned on the patella. Participants kept the electrodes fixed with adhesive tape throughout experiment. However, the placement of the electrodes was marked on the skin with an indelible pen in case of replacement. All EMG signals were amplified ( $\times 500$ ) and filtered with a band-pass filter of 5 Hz to 1 kHz. Both EMG and mechanical data were sampled at a 2 kHz frequency and stored with BIOPAC Student Lab Pro<sup>®</sup> software (Biopac Systems Inc., Goleta, CA, USA).

### *Electrical stimulation of the femoral nerve*

Electrical stimulations of the femoral nerve were elicited by placing a cathode (10 mm diameter, Ag-AgCl, ADInstruments Pty Ltd) into the femoral triangle, manually pressed by the same experimenter, and placing a rectangular anode (9 $\times$ 5 cm; Stimex<sup>®</sup>, Rouffach, France) opposite to the cathode in the gluteal fold. A constant current stimulator (DS 7A, Digitimer, Welwyn Garden City, England, UK) was used to deliver a square wave stimulus of 1-ms duration with a maximal voltage of 400 V (ranging from 90 to 140 mA). To evoke paired stimulations (frequency 100 Hz), a stream generator (DG 2A, Digitimer) was associated with the constant current stimulator. The optimal stimulus intensity was determined by incrementally increasing (10 mA) the intensity of stimulation until the maximal amplitude of both twitch force and M-wave measurements was reached. The optimal intensity was then further increased by an additional 20%. A superimposed doublet was delivered over the isometric plateau during each MVC as well as 2 s after the MVCs in relaxed muscle, to ensure maximal potentiation,<sup>21</sup> *i.e.*, a potentiated doublet. The superimposed and potentiated doublets were used to assess VA and knee contractile properties. A single stimulation was also delivered 4 s after the MVC to obtain M-wave. It is important to mention that 2 participants did not tolerate the electrical stimulation, due to pain and discomfort. Consequently, their data (*i.e.*, VA, twitch, doublet and M-wave) were removed from the analysis.

The intra- and inter-reliability of all of these procedures (*i.e.*, MVC, VA, twitch, doublet and M-wave) has been previously demonstrated on the quadriceps femoris.<sup>22</sup>

### Rating of perceived exertion

The rating of perceived exertion was evaluated with a calibrated Borg's Scale, from 6 to 20.<sup>23</sup> At the beginning of the competition and at the end of each game, subjects were asked to rate their perception of effort, defined as the conscious sensation of how hard, heavy, and strenuous the exercise was.<sup>24</sup>

### Mechanical and EMG data analysis

Peak force was measured as the maximal amplitude of the force trace before the superimposed stimuli. The maximal value obtained during the two contractions performed at Pre was retained, while the first MVC was used solely after each game. In accordance with Froyd *et al.*,<sup>25</sup> the time gap between the end of the game and the neuromuscular tests was minimized as much as possible (less than 1 min 30 s). The amplitude of both the superimposed and potentiated doublet as well as the amplitude of the potentiated resting twitch (peak force) were also determined. VA was obtained from the following formula:<sup>26</sup>

$$\%VA = [1 - (\text{superimposed doublet} / \text{potentiated doublet})] \times 100.$$

M-wave peak-to-peak amplitude and duration were also obtained for the VL.

### Statistical analysis

All data are expressed as the mean  $\pm$  SD. After a check for normality using a Shapiro-Wilk test and for sphericity using a Mauchly test, neuromuscular parameters (MVC, VA, twitch and doublet peak force, M-wave amplitude) and RPE were tested using one-factor (time) ANOVA with repeated measures (Pre, Post 1<sup>st</sup> game, Post 2<sup>nd</sup> game, Post 3<sup>rd</sup> game, Post 4<sup>th</sup> game). When a significant effect was found ( $P < 0.05$ ), Tukey's HSD post hoc test was used. Omega-squared ( $\omega^2$ ) values were calculated with the following spreadsheet ([www.ai-therapy.com/psychology-statistics/hypothesis-test-](http://www.ai-therapy.com/psychology-statistics/hypothesis-test-)

TABLE I.—Temporal structure variables during a table tennis game.

Variables	Mean $\pm$ SD	95% CI
Rallies duration (s)	3.7 $\pm$ 0.6	3.6-3.7
Rest time (s)	8.5 $\pm$ 1.6	8.4-8.7
Short rallies (<3 s; %)	68.4 $\pm$ 13.1	66.8-70.0
Moderate rallies (3 to 6 s; %)	25 $\pm$ 10.8	23.7-26.3
Long rallies (>6 s; %)	6.6 $\pm$ 6.8	5.8-7.4
Effective playing time (%)	30.3 $\pm$ 5.0	29.7-30.9
Low intensity actions (%)	42.7 $\pm$ 7.7	38.3-47.2
Moderate intensity actions (%)	41.6 $\pm$ 6.6	37.7-45.4
High intensity actions (%)	15.7 $\pm$ 4.7	12.9-18.4

ing/anova?groups=1&parametric=0) and are reported as measures of effect size, with medium and large effects defined as  $\omega^2 \geq 0.06$  and  $\omega^2 \geq 0.14$ , respectively.<sup>27</sup> Confidence intervals (95% CI) were also calculated. All of the statistical analyses were undertaken by using Statistica (Statistica® V6, Statsoft, Tulsa, OK, USA).

## Results

Table I displays the means, standard deviations and confidence intervals (95%) for the characteristics of the game. The real playing time was 68.4 $\pm$ 16.7 s and the total playing time was 231.4 $\pm$ 63.1 s for a set. The mean rally duration was 3.7 $\pm$ 0.6 s, and players performed 2.2 $\pm$ 0.4 strokes per rally on average. Analysis of the intensity of the actions during the effective playing time showed that low and moderate actions represented 84.3 $\pm$ 4.7% of the actions performed by the players, whereas high intensity actions represented 15.7 $\pm$ 4.7% (Table I).

### MVC force

The decrease in MVC force was moderate and became significant at Post 1<sup>st</sup> game (-7.2 $\pm$ 8.8%; 95% CI: 1.6-11.8%). At the end of the competition, the MVC force loss was 12.5 $\pm$ 9.0% (95% CI: 7.7-18.2%;  $\omega^2 = 0.031$ ) (Figure 1A).

### Central factors

VA decreased significantly compared to pre-competition values after the first game (89.4 $\pm$ 3.5% [95% CI: 87.2-91.7] *versus* 84.2 $\pm$ 6.4% [95% CI: 80.1-88.4];  $\omega^2 = 0.117$ ) and continued to decrease until Post 4<sup>th</sup> game (81.6 $\pm$ 7.3%; 95% CI: 77.0-86.33;  $P < 0.001$ ) (Figure 1B).

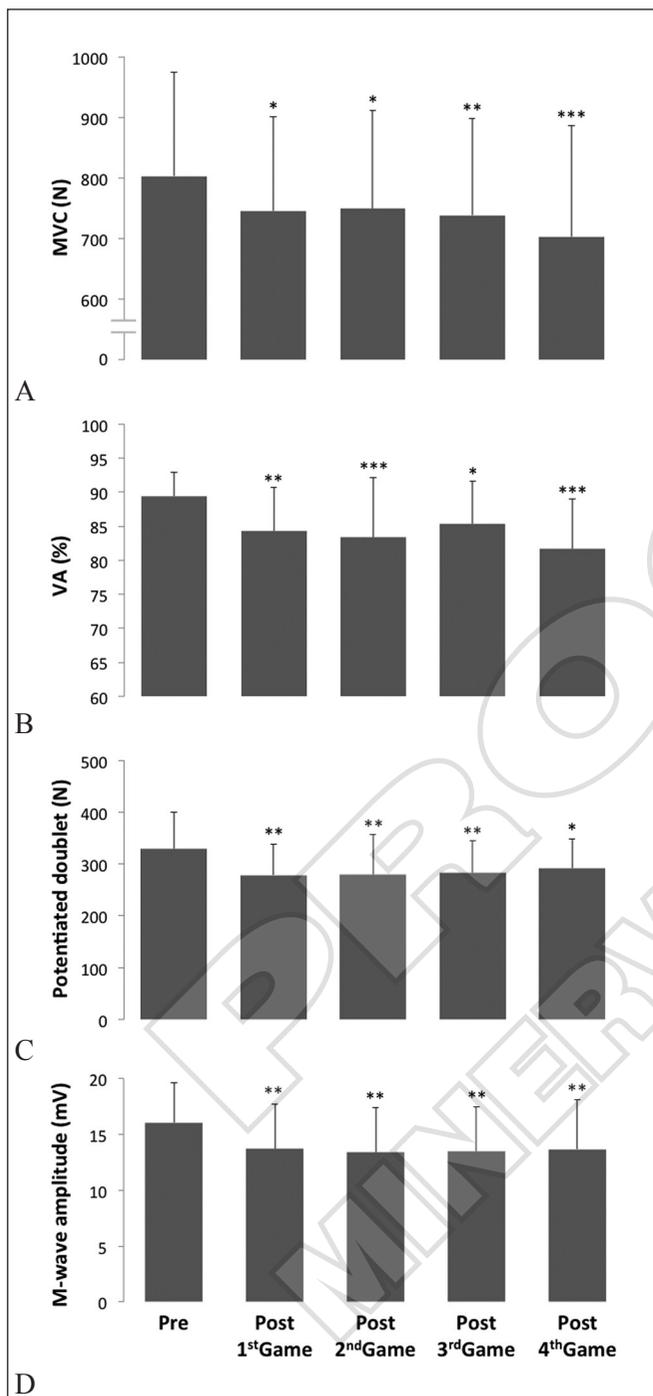


Figure 1.—Maximal isometric contraction (MVC) (A), voluntary activation level (VA) (B), potentiated doublet peak force (C) and M-wave amplitude of the vastus lateralis muscle (D) measured before (Pre) and immediately after each table tennis game (Post 1<sup>st</sup> game, Post 2<sup>nd</sup> game, Post 3<sup>rd</sup> game, Post 4<sup>th</sup> game). \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ , and \*\*\* $P < 0.001$  versus Pre.

### Peripheral factors

Figure 1C represents the peak force of the potentiated doublet. The doublet peak force declined significantly after the first game ( $-14.8 \pm 11.0\%$ ; 95% CI: 7.4–22.2;  $\omega^2 = 0.063$ ) and remained significantly depressed thereafter (Figure 1C). Interestingly, M-wave amplitude evolved in a manner similar to peak force, with a significant decrease at Post 1<sup>st</sup> game ( $-14.8 \pm 13.0\%$  [95% CI: 6.5–23.1] at Post 1<sup>st</sup> game; Figure 1D), and did not change thereafter ( $\omega^2 = 0.186$ ). Finally, the M-wave duration did not change significantly.

### Perception of effort

RPE increased throughout the entire competition. Compared with baseline ( $7.9 \pm 2.4$ ), RPE was significantly higher at Post 1<sup>st</sup> game ( $10.3 \pm 2.6$ ) and reached a value of  $13.9 \pm 2.2$  at Post 4<sup>th</sup> game ( $P < 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.418$ ), representing moderate effort.

### Discussion

The main results of this study were that a simulated table tennis competition induced a significant MVC force loss of the knee extensor muscles, suggesting the presence of neuromuscular fatigue. This can be explained by a decrease in VA associated with alterations of the electrical and contractile properties of the muscle. The game characteristics of table tennis, *i.e.*, short and moderately intense periods of activity associated with slightly longer periods of recovery, can be a possible explanation for the decrease in force.

### Temporal structure and intensity of actions

The temporal characteristics observed during the simulated competition are in line with the study by Zagatto *et al.*<sup>28</sup> Indeed, these authors reported an average of 3.6 s and 7 s for rally duration and rest time, respectively, for regional players, and 3.2 s and 9.3 s, respectively, for national players, yielding lower effective playing time values (28.6% and 21.4%, respectively) than those found in our study ( $30.3 \pm 5\%$ ). It is possible that the type of competition (real *versus* simulated) explained the small difference between the previous study and our own. Moreover, the number of strokes per rally was very low ( $2.2 \pm 0.4$ ); thus, long rallies ( $> 6$  s) only

represent 6.6% ( $\pm 6.8$ ) of the total rallies played, while they represent 40% for tennis.<sup>29</sup> Interestingly, the intensity of actions performed by the players, depending on the load level carried at the lower limbs, was also classified for the first time in the present study. Thus, our study demonstrated that the actions in table tennis are mainly performed at low and moderate intensity, *i.e.*, 84.3% of total actions. This result is in line with the study by Sperlich *et al.*,<sup>30</sup> who reported a low cardiorespiratory and metabolic demand in highly trained table tennis players. We also demonstrated that a proportion of movements during the effective playing time is also characterized by high intensity actions (15.7%), as previously observed in other sport activities.<sup>31, 32</sup> It is important to note that these high intensity actions are generally decisive in terms of winning points because they include the most offensive strokes (*e.g.* smashes, forehand top spins). It is also noteworthy that the experimenter visually performed the analysis of the distribution of actions, and this can be viewed as a limitation. However, we obtained satisfying intra- and inter-experimenter reliability of strokes distribution, thus confirming our results of the explosive nature of table tennis and the essential role of the first strokes during competition in addition to the important contribution of the lower limbs in this activity.

### Neuromuscular fatigue

#### MVC FORCE, CENTRAL AND PERIPHERAL FATIGUE

In the present study, a moderate MVC force loss was observed at the end of the competition ( $12.5 \pm 9.0\%$ ), in line with the study by Girard *et al.*,<sup>9</sup> who observed a significant torque reduction after a 3-hour tennis game (-13%). Interestingly, Bentley *et al.*<sup>33</sup> found the same result (*i.e.*, -13%) after 30 minutes of cycling at  $80\% \text{VO}_{2\text{max}}$ , which represents the average intensity observed in the present (data not shown) and previous studies.<sup>28</sup> This means, as suggested by Girard *et al.*,<sup>9</sup> that the load profile of racket sports, *i.e.*, intermittent activities, is the reason that there are such differences between continuous/discontinuous activity because the rest time between two rallies is sufficient to recover with respect to rally duration. Indeed, our results demonstrated that a major portion of MVC force loss occurred early in the competition, *i.e.*, after the first game, while only minor and non-significant changes were observed between

Post 1<sup>st</sup> game and Post 4<sup>th</sup> game, mainly due to the recovery between games. Although we cannot deny that participants were likely to be less motivated to perform MVC after playing four games of table tennis than they were at the beginning of the experiment, we contend that motivation played a minimal role in our results. Moreover, even if the quadriceps femoris remains the most important muscle group for movement efficacy in table tennis,<sup>14</sup> it should be acknowledged that fatigue of the quadriceps femoris muscle is not necessarily representative of whole body fatigue, and does not necessarily represent table tennis performance. Indeed, one might suggest that muscle fatigue is higher in upper limb than lower limb muscles due to the upper limbs' great contribution to stroke production.<sup>12</sup> Further studies involving the upper limb muscles should be performed to investigate the fatigue induced in these muscles through a table tennis competition.

As previously observed, after 1 hour of squash,<sup>10</sup> VA is significantly reduced at the end of a competition. It is likely that during our protocol the decrease of the MVC force was partly due to a decreased descending command, *i.e.*, reduced motor unit recruitment and/or firing rate, and that this component of central fatigue would seem to increase as the competition goes on, implying spinal and/or supraspinal mechanisms. The present methodology only allows us to determine a global measurement of muscle activation, and it was not possible to specifically investigate if there were impairments at the supraspinal (*e.g.* alteration in neurotransmitters such as serotonin), and/or spinal level (*e.g.* decreased motoneuronal excitability).

The decreases in the twitch and doublet peak force as well as M-wave amplitude indicate that peripheral mechanisms also greatly contribute to the fatigue observed after a table tennis competition. Indeed, a reduced twitch and doublet peak force has been observed and generally results from an increase in the inorganic phosphate concentration during high intensity physical activity.<sup>5</sup> Interestingly, reduced twitch force has been associated with a significant reduction in M-wave amplitude after the first game, indicating an important failure in neuromuscular transmission-propagation and/or sarcolemmal excitability, whereas Girard *et al.*<sup>9</sup> did not observe such a reduction after a 3-hr tennis match. It is likely that the intense short-term actions performed by the players, as observed during a table tennis game

(see temporal structure above), might induce reductions in ionic ( $N^+$ ;  $K^+$ ) trans-membrane gradients, generating significant alterations in M-wave amplitude.<sup>34</sup>

Otherwise, we found no significant differences between the first and the fourth game in the present study, for both doublet peak force and M-wave amplitude. It has been previously shown that the magnitude of peripheral fatigue is limited when large muscle mass is involved in the exercise due to the greater feedback of group III/IV afferents, thus facilitating central fatigue.<sup>8</sup> Based on these previous studies, one could suggest that the steady state of peripheral fatigue observed throughout the competition is partly due to the elevated amount of feedback from group III and IV muscle afferents to the central nervous system because table tennis involves whole-body muscles. The reduction in VA observed in the present study could therefore be explained by the inhibitory afferent feedback from the working muscles, thus limiting the extent of peripheral fatigue to the knee extensor muscles.

It is also interesting to note that RPE significantly increased throughout the competition. A combination of feedback and feed-forward mechanisms could explain this observation. Indeed, De Morree *et al.*<sup>35</sup> proposed that an increase in RPE may reflect an increase in central motor command. The sense of effort is centrally mediated by forwarding corollary discharges or afferent copies from the motor to the sensory areas of the cerebral cortex by a corticofugal system.<sup>36</sup> Thus, it is also likely that these mechanisms, *i.e.*, corollary discharges, contributed to the increased sense of effort in the present study.

These results are highly relevant for trainers as well as strength and conditioning coaches who lead athletic and/or technical table tennis training programs. First, the ability to repeat high intensity actions is generally considered to be a crucial element to performing effectively during intermittent activities, such as team sports and racket sports (*e.g.* football, tennis).<sup>37, 38</sup> It is obvious that the specificity of the effort during table tennis activity (*e.g.* duration and intensity) must be considered during training sessions. Our study showed that a work to rest ratio between 1:2 and 1:3 should be considered for table tennis training sessions to meet the game requirements, including periods of moderate-high intensity activity (*e.g.* technical drills such as a combination of top spins), followed by a passive recovery time, repeated

between 15 and 20 times. As previously demonstrated for tennis, fatigue appears to impair the skills of players, especially the speed and accuracy of the strokes performed.<sup>39</sup> Moreover, it is well established that central fatigue leads to decreased motivation and concentration<sup>40</sup> and may alter the speed of information processing when it becomes severe.<sup>41</sup> With our methodology, we observed that the magnitude of peripheral impairments is greater than that of central failures, although the latter tend to increase as the competition proceeds over time. In the current study, we also demonstrated that only one game per day was sufficient to induce neuromuscular fatigue. For trainers and coaches, it is therefore necessary to postpone these deleterious effects in an activity such as table tennis, in which the quality of the strokes, reading of the opponent's intention, and decision making, are crucial. Further research is needed to examine the influence of fatigue on the characteristics of strokes (*e.g.* accuracy, speed) and on attentional and decisional abilities in table tennis.

## Conclusions

By using a neuromuscular approach as well as time motion analysis, we showed for the first time that table tennis is characterized by intermittent activity of moderate intensity and induced a significant fatigue of the knee extensors muscles. Interestingly, the fatigue induced by the competition is due to a reduction of voluntary activation and alterations of contractile and electrical properties. It is suggested that group III/IV afferents played a role in the development of central fatigue. Further studies are therefore necessary to finely determine the central and peripheral mechanisms associated with fatigue in table tennis by using more sophisticated methodologies, such as transcranial magnetic stimulation, nuclear resonance magnetic and/or electroencephalography.

## References

1. Søgaard K, Gandevia SC, Todd G, Petersen NT, Taylor JL. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol* 2006;573:511-23.
2. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol* 2008;104:542-50.
3. Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjøgaard G. Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* 2005;33:9-16.

4. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001;81:1725-89.
5. Westerblad H, Allen DG. Recent advances in the understanding of skeletal muscle fatigue. *Curr Opin Rheumatol* 2002;14:648-52.
6. Aman n M, Proctor LT, Sebranek JJ, Pegelow DF, Dempsey JA. Opioid-mediated muscle afferents inhibit central motor drive and limit peripheral muscle fatigue development in humans. *J Physiol* 2009;587:271-83.
7. Amann M, Venturelli M, Ives SJ, Mc Daniel J, Layec G, Rossman MJ, Richardson RS. Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output. *J Appl Physiol* 2013;115:355-64.
8. Rossman MJ, Venturelli M, McDaniel J, Amann M, Richardson RS. Muscle mass and peripheral fatigue: a potential role for afferent feedback? *Acta Physiologica* 2012;206:242-50.
9. Girard O, Lattier G, Maffiuletti NA, Micallef J-P, Millet GP. Neuromuscular fatigue during a prolonged intermittent exercise: Application to tennis. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:1038-46.
10. Girard O, Micallef J-P, Noual J, Millet GP. Alteration of neuromuscular function in squash. *J Sci Med Sport* 2010;13:172-7.
11. Zagatto AM, Papoti M, Gobatto CA. Validity of critical frequency test for measuring table tennis aerobic endurance through specific protocol. *J Sports Sci Med* 2008;7:461-6.
12. Iino Y, Kojima T. Kinetics of the upper limb during table tennis top-spin forehands in advanced and intermediate players. *Sports Biomech* 2011;10:361-77.
13. Melero Romero C, Pradas de la Fuente F, Vargas Corzo C. Control biomédico del entrenamiento en tenis de mesa. Ejemplo de test de campo. *Educ Fis Deport* 2005;81:67-76.
14. Nikolić I, Furjan-Mandić G, Kondrič M. The Relationship of Morphology and Motor Abilities to Specific Table Tennis Tasks in Youngsters. *Coll Antropol* 2014;38:241-5.
15. Davey PR, Thorpe RD, Williams C. Fatigue decreases skilled tennis performance. *J Sports Sci* 2002;20:311-8.
16. Impellizzeri FM, Marcora SM, Castagna C, Reilly T, Sassi A, Jaia FM, Rampinini E. Physiological and performance effects of generic versus specific aerobic training in soccer players. *Int J Sports Med* 2006;27:483-92.
17. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000;30:1-15.
18. Babault N, Desbrosses K, Fabre M-S, Michaut A, Pousson M. Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *J Appl Physiol* 2006;100:780-5.
19. Place N, Matkowski B, Martin A, Lepers R. Synergists activation pattern of the quadriceps muscle differs when performing sustained isometric contractions with different EMG biofeedback. *Exp Brain Res* 2006;174:595-603.
20. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
21. Vandervoort AA, Quinlan J, McComas AJ. Twitch potentiation after voluntary contraction. *Exp Neurol* 1983;81:141-52.
22. Place N, Maffiuletti NA, Martin A, Lepers R. Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle Nerve* 2007;35:486-95.
23. Borg G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med* 1970;2:92-8.
24. Pageaux B, Lepers R, Dietz KC, Marcora M. Response inhibition impairs subsequent self-paced endurance performance. *Eur J Appl Physiol* 2014;114:1095-105.
25. Froyd C, Millet GY, Noakes TD. The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *J Physiol* 2013;591:1339-46.
26. Krishnan C, Williams GN. Quantification method affects estimates of voluntary quadriceps activation. *Muscle Nerve* 2010;41:868-74.
27. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Academic Press; 2013.
28. Zagatto AM, Morel EA, Gobatto CA. Physiological responses and characteristics of table tennis matches determined in official tournaments. *J Strength Cond Res* 2010;24:942-9.
29. O'Donoghue PD, Liddle SD. A notational analysis of time factors of elite men and ladies singles tennis on clay and grass surfaces. In: Lees A, Maynard I, Hughes M, Reilly T, editors. *Science and Racket Sports II*. London: E & FN Spon; 1998. p. 241-6.
30. Sperlich B, Koehler K, Holmberg HC, Zimmer C, Mester J. Table tennis: cardiorespiratory and metabolic analysis of match and exercise in elite junior national players. *Int J Sports Physiol Perform* 2011;6:234-42.
31. Barbero-Alvarez JC, Soto VM, Barbero-Alvarez V, Granda-Vera J. Match analysis and heart rate of futsal players during competition. *J Sports Sci* 2008;26:63-73.
32. Abdelkrim NB, Faza SE, Ati JE. Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *Br J Sports Med* 2007;41:69-75.
33. Bentley DJ, Smith PA, Davie AJ, Zhou S. Muscle activation of the knee extensors following high intensity endurance exercise in cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2000;81:297-302.
34. Girard O, Millet GP. Neuromuscular fatigue in racquet sports. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2009;20:161-73.
35. Morree HM, Klein C, Marcora SM. Perception of effort reflects central motor command during movement execution. *Psychophysiology* 2012;49:1242-53.
36. Poulet JF, Hedwig B. New insights into corollary discharges mediated by identified neural pathways. *Trends Neurosci* 2007;30:14-21.
37. Girard O, Mendez-Villanueva A, Bishop D. Repeated-sprint ability - part I: factors contributing to fatigue. *Sports Med* 2011;41:673-94.
38. Impellizzeri FM, Rampinini E, Castagna C, Bishop D, Ferrari Bravo D, *et al.* Validity of a repeated-sprint test for football. *Int J Sports Med* 2008;29:899-905.
39. Lyons M, Al-Nakeeb Y, Hankey J, Nevill A. The effect of moderate and high-intensity fatigue on groundstroke accuracy in expert and non-expert tennis players. *J Sports Sci Med* 2013;12:298-308.
40. Meeusen R, Watson P, Hasegawa H, Roelands B, Piacentini MF. Central fatigue: the serotonin hypothesis and beyond. *Sports Med* 2006;36:881-909.
41. Rietjens GJ, Kuipers H, Adam JJ, Saris WHM, van Breda E, van Hamont D, *et al.* Physiological, biochemical and psychological markers of strenuous training-induced fatigue. *Int J Sports Med* 2005;26:16-26.

*Conflicts of interest.*—The authors certify that there is no conflict of interest with any financial organization regarding the material discussed in the manuscript. Article first published online: March 24, 2016. - Manuscript accepted: March 14, 2016. - Manuscript revised: February 25, 2016. - Manuscript received: September 4, 2015.

## Synthèse étude préliminaire

Cette étude est considérée comme préliminaire car réalisée au cours de l'année de Master 2. Cependant, les autres études dépendant directement des résultats observés ici, il n'était pas possible de ne pas la prendre en considération pour des raisons de cohérence.

Il a été démontré l'existence d'une fatigue neuromusculaire consécutivement à la réalisation d'un match de badminton (1 h), de tennis (3 h) ou de squash (1 h). Cependant, les contraintes étant spécifiques à chaque activité (*e.g.* temps de jeu par point, temps de récupération entre deux points), il n'était pas possible, à partir de ces résultats, de conclure à l'existence d'une telle fatigue en tennis de table. Au cours de cette **étude préliminaire**, nous avons ainsi montré qu'une compétition de tennis de table générait une perte de force modérée (-12%) mais néanmoins significative au niveau des muscles extenseurs de la jambe. Les altérations observées étaient à la fois centrales, visible par une diminution progressive du niveau d'activation volontaire (-9%), et périphériques (-15%). Les cinétiques respectives de l'amplitude de l'onde M et des secousses musculaires ont mis en évidence l'existence d'une fatigue de haute fréquence, caractérisée par une vitesse de récupération rapide. De manière intéressante, au cours de ce travail, nous avons également montré qu'un seul match suffisait à induire une diminution significative de la capacité de production de force maximale. Enfin, l'analyse événementielle a mis en évidence une large prédominance des actions de faible ou moyenne intensité.

Au cours de cette **étude préliminaire**, un seul groupe musculaire a été étudié (extenseurs de jambe). Cependant, il est probable que d'autres groupes musculaires des membres inférieurs (*e.g.* triceps sural, muscles extenseurs de la hanche) puissent également être sollicités, sans qu'il soit possible, à ce stade, de déterminer le niveau réel de ces sollicitations. Par ailleurs, l'utilisation d'un protocole écologique, s'il donne un aperçu réel de la demande de l'activité, ne permet pas de distinguer le niveau des sollicitations en fonction des diverses actions ou frappes effectuées par les joueurs. Le but de l'**étude 1** était donc d'évaluer le niveau d'activité (EMG) d'un nombre plus conséquent de muscles (8) selon des frappes caractéristiques de l'activité du pongiste de haut niveau.

## STUDY 1

LOWER LIMB MUSCLE ACTIVITY DURING TABLE TENNIS  
STROKES

Le Mansec Y., Dorel S., Hug F., Jubeau M.

*Accepted in Sports Biomechanics*

## ÉTUDE 1

L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE DES MEMBRES INFÉRIEURS AU  
COURS DE DIFFÉRENTES FRAPPES EN TENNIS DE TABLE

## Résumé

**But de l'étude** : Cette étude avait pour objectif de comparer l'activité musculaire des membres inférieurs au cours de frappes caractéristiques en tennis de table.

**Méthodes** : Quatorze pongistes de haut niveau (évoluant à un niveau national) ont participé à cette étude au cours de laquelle cinq frappes (topspin revers, lift coup droit, topspin coup droit, smash, flip) ont été analysées. L'activité électromyographique de surface (EMG) de huit muscles a été enregistrée (*gluteus maximus*, *biceps femoris*, *vastus medialis*, *vastus lateralis*, *rectus femoris*, *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis*, *soleus*) et normalisée selon l'activité maximale mesurée au cours d'un squat jump ou d'une contraction maximale volontaire. **Résultats** : Le lift coup droit, le top spin coup droit ainsi que le smash ont montré des niveaux d'activité significativement supérieurs aux autres frappes. Les muscles *biceps femoris* et *gluteus maximus* étaient fortement activés au cours du smash, du lift coup droit et du topspin coup droit (de 62.8% à 91.7% de l'activité EMG maximale). Les vastes (médial et latéral) ainsi que le

*rectus femoris* étaient modérément à fortement activés au cours du lift coup droit (de 50.4% à 62.2% de l'activité EMG maximale) alors que les muscles gastrocnémiens et le *soleus* ont montré leur plus haut niveau d'activité EMG au cours du smash (de 67.1% à 92.1% de l'activité EMG maximale). **Conclusion :** Notre étude a mis en évidence un plus haut niveau d'activité musculaire lors de la réalisation des frappes offensives comparativement aux autres frappes chez le pongiste.

Original investigation

**Lower limb muscle activity during table tennis strokes**

YANN LE MANSEC, SYLVAIN DOREL, FRANCOIS HUG, & MARC JUBEAU

*Laboratory Movement, Interactions, Performance, Faculty of Sport Sciences, University of*

*Nantes, Nantes, France*

Correspondence:

Marc Jubeau

Laboratory Movement, Interactions, Performance

Faculty of Sport Sciences

University of Nantes

Nantes

France

Tel : 00 33 (0)2 51 83 70 44

Fax : 00 33 (0)2 51 83 70 45

E-mail : [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr)

Yann Le Mansec

Laboratory Movement, Interactions, Performance

Faculty of Sport Sciences

University of Nantes

Nantes

France

Tel : 00 33 (0)2 51 83 70 44

Fax : 00 33 (0)2 51 83 70 45

E-mail: [yann.le-mansec@univ-nantes.fr](mailto:yann.le-mansec@univ-nantes.fr)

Sylvain Dorel

Laboratory Movement, Interactions, Performance  
Faculty of Sport Sciences  
University of Nantes  
Nantes  
France  
Tel : 00 33 (0)2 51 83 72 13  
Fax : 00 33 (0)2 51 83 70 45  
E-mail: sylvain.dorel@univ-nantes.fr

François Hug

Laboratory Movement, Interactions, Performance  
Faculty of Sport Sciences  
University of Nantes  
Nantes  
France  
Tel : 00 33 (0)2 53 46 39 11  
Fax : 00 33 (0)2 51 83 70 45  
E-mail: francois.hug@univ-nantes.fr

**Running head** : Muscle activity and table tennis.

Text : 3879 words

Figures : 2

---

**Lower limb muscle activity during table tennis strokes.****1 Abstract**

2 This study aimed to compare the muscle activity of lower limbs across typical table tennis  
3 strokes. Fourteen high-level players participated in this study in which five typical strokes  
4 (backhand top, forehand top, forehand spin, forehand smash, flick) were analysed. Surface  
5 electromyography activity (EMG) of eight muscles was recorded (gluteus maximus, biceps  
6 femoris, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, gastrocnemius medialis,  
7 gastrocnemius lateralis, soleus) and normalised to the maximal activity measured during squat  
8 jump or isometric maximal voluntary contractions. The forehand spin, the forehand top and the  
9 forehand smash exhibited significant higher EMG amplitude when compared with other  
10 strokes. Both biceps femoris and gluteus maximus were strongly activated during the smash,  
11 forehand spin and forehand top (from 62.8% to 91.7% of maximal EMG activity). Both vastii  
12 and rectus femoris were moderately to strongly activated during the forehand spin (from 50.4  
13 % to 62.2% of maximal EMG activity) whereas gastrocnemii and soleus exhibited the highest  
14 level of activity during the smash (from 67.1% to 92.1% of maximal EMG activity). Our study  
15 demonstrates that offensive strokes, such as smash or forehand top, exhibit higher levels of  
16 activity than other strokes.

17 (188 words)

18 **Keywords:** *Racket sports, level of activity, hip extensors, knee extensors, plantar flexors*

19

20

---

## 21 **Introduction**

22 As table tennis is played on a very small field, players perform short distance during rallies.  
23 Players should predominantly be able to perform brief explosive movements to quickly and  
24 frequently change of direction to hit the ball effectively (Pradas, de Teresa, & Vargas, 2005). It  
25 is, therefore likely that some lower limb muscles such as the knee extensors and the plantar  
26 flexors play a pivotal role in the overall performance. This is indirectly supported by recent  
27 results of our group showing that a simulated competition of table tennis induces a significant  
28 decrease in maximal voluntary contraction (MVC) of the knee extensor muscles (~ 10%) (Le  
29 Mansec, Sève, & Jubeau, 2017).

30 To the best of our knowledge, no studies have quantified the activity level of the lower limb  
31 muscles during table tennis. It is likely that the level of activity depends on the stroke as  
32 previously suggested from bioenergetic variables (Kasai, Dal Monte, Faccini, & Rossi, 1994).  
33 These authors revealed that the offensive strokes (i.e., top spin and smash) result in a greater  
34 physical demand than the defensive stroke (i.e., control spin). Recently, Zhang, Zhu, Li, Xiao,  
35 and Zhang (2013) used a force platform to determine the effects of two specific strokes  
36 (forehand attack and forehand loop drive) on the ground reaction force in the vertical, medio-  
37 lateral and antero-posterior directions. They showed that each stroke has specific kinetic  
38 features and thus probably involves differently the lower limb muscles. However, these results  
39 do not provide direct information about the activity level of lower limb muscles. Yet, such  
40 knowledge may provide crucial information for coaches and physical trainers in order to setting  
41 up relevant conditioning programs and, therefore, adapt exercise intensity or physical training  
42 (Kovacs, 2006).

43 In this context, recordings of myoelectrical activity using surface electromyography (EMG)  
44 appears to be a relevant approach for a better understanding of the level of activity of lower  
45 limb muscles during table tennis strokes. Girard, Micallef, and Millet (2005) studied EMG

46 activity simultaneously with a ground reaction force during the tennis serve. Authors pointed  
47 out that players used a combination of eccentric and concentric actions, with moderate to high  
48 muscle activity level for the vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) and gastrocnemius  
49 lateralis (GL) during the concentric phase.

50 This study aimed to compare the muscle activity of eight lower limb muscles across seven  
51 typical strokes of table tennis. Based on previous studies reporting kinetic and energetic  
52 measures (Kasai et al., 1994; Zhang et al., 2013), we hypothesised that (i) as decisive strokes,  
53 the top spin and smash strokes would be associated with the higher level of muscle activity and  
54 (ii) activity levels of each muscle would depend on the characteristics of the stroke and its main  
55 intent, thus reflecting difference in muscle coordination between the strokes.

56

## 57 **Methods**

### 58 *Participants*

59 Fourteen well-trained (national level) male table tennis players (age:  $27.1 \pm 4.9$  yr; body mass:  
60  $73.5 \pm 8.4$  kg; height:  $177.5 \pm 5.3$  cm) volunteered to participate in this study. Their average  
61 weekly training was  $4.7 \pm 1.9$  h/wk (range from 2 to 8 h/wk) and they all played official  
62 competition in the French national championship. All participants gave their consent before the  
63 experiment and had no history of lower limb pain within the last two years. All participants  
64 were fully informed of the benefits and risks of the investigation prior to signing. The  
65 experiment was in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the  
66 University of Nantes Human Ethics Committee.

### 67 *Procedures*

68 After a 10 min standardised warm-up consisting of static stretching (5 min), run (5 min),  
69 isometric submaximal knee extensions and knee flexions (5 min), participants performed two

70 maximal tests (squat jump and maximal isometric knee flexion) to determine a maximal value  
71 of the muscle activity for each recorded muscle (i.e., normalisation procedure). Subsequently,  
72 participants performed a classical table tennis warm-up immediately followed by the table  
73 tennis test, i.e., repetition of classical strokes in which muscle activity of eight lower limb  
74 muscles were recorded using EMG.

#### 75 *Normalisation procedure*

76 Maximal squat jump was chosen to elicit maximal activation of the plantar flexors (GL,  
77 gastrocnemius medialis [GM], soleus [SOL]), knee extensors (VL, VM, rectus femoris [RF])  
78 and gluteus maximus muscles (GMax), as it has been mentioned that normalisation method  
79 requires to use familiar movements and to be representative of muscle activation during the  
80 task, especially during high velocity muscle actions (Ball & Scurr, 2013). Indeed, it has been  
81 reported that the squat jump induces greater EMG activity of the plantar flexor muscles than  
82 MVC while no significant difference was reported for the knee extensor muscles (Ball & Scurr,  
83 2010; Burden, 2010; de Ruitter, van Leeuwen, Heijblom, Bobbert, & de Haan, 2006; Toumi,  
84 Best, Martin, & Poumarat, 2004). Furthermore, it has to be noted that the squat jump has been  
85 previously used to normalise EMG muscle activity of the quadriceps muscles during an  
86 explosive ecological task, i.e., soccer kicking (Scurr, Abbott, & Ball, 2011). Each trial was  
87 performed with the trunk as straight as possible, hands akimbo with initial knee angle of 90°.  
88 Participants performed three trials separated by 1 min rest. As the contribution of the hamstring  
89 muscles is relatively low during a squat jump test (Comfort & Kasim, 2007), a maximal  
90 isometric knee flexion was performed to normalise the activity of the biceps femoris (BF).  
91 Isometric MVC was chosen because isometric MVC is easy to perform and allows participants  
92 to strongly activate the hamstrings with sufficient repeatability (Albertus-Kajee, Tucker,  
93 Derman, Lamberts, & Lambert, 2011). The participants were seated on a quadriceps chair, at  
94 95° hip angle and 95° knee flexion angle (180° corresponding to full knee extension). Arms

95 were crossed over the chest. Two maximal isometric voluntary contractions (5-s duration) were  
96 then performed with 2 min rest between them. Participants were asked to pull maximally and  
97 were strongly encouraged.

#### 98 *Strokes test measurement*

99 Participants performed the seven strokes that are the most frequently used by the players  
100 (Malagoli Lanzoni, Di Michele, & Merni, 2013) in a randomised order: service, backhand  
101 block, forehand and backhand top, forehand spin (i.e., stroke implying a high production of  
102 spin, while the forehand top is generally performed to produce much power), forehand flick  
103 (i.e., attack a ball when it is close to the net), forehand smash. For each stroke, the participants  
104 performed a series of 15 attempts for 1 min 30 s, with a trial every 6 s (except for service, i.e.,  
105 8 trials). A table tennis robot was used (Robo-Pong 2040 Donic<sup>®</sup>, Völkingen Germany) to  
106 ensure high reproducibility of the ball bounce and velocity of the ball let, even if possible minor  
107 variation in ball speed and/or ball frequency could have occurred. All participants used their  
108 own racquet. The instructions given to the participants were dependent on the main intention  
109 from the stroke performed. For the smash and the forehand top, the players were asked to hit  
110 the ball to conclude the rally. For all other strokes, the instruction was to play the ball as they  
111 were in an official game, without excessive risk. The series were invalidated when (i) at least a  
112 third of the trials were missed, i.e., five trials, or (ii) if a series of three consecutive errors  
113 occurred.

#### 114 *EMG*

115 Surface EMG signal was recorded on eight lower limb muscles on the leg corresponding to the  
116 side of the racquet (e.g. right for a right-handed): GMax, BF, VM, RF, VL, GM, GL, SOL. A  
117 pair of surface Ag/AgCl bipolar electrodes (3 cm diameter, circular; Kendall, Covidien<sup>®</sup>,  
118 Dublin, Ireland) was fixed to the skin with a 3-cm interelectrode distance. The electrodes were  
119 located and placed according to the SENIAM's recommendations (Hermens, Freriks,

120 Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Before fixing electrodes, the skin was shaved, abraded and  
121 cleaned with alcohol in order to reduce impedance. Electrodes and cables were well secured to  
122 the skin with adhesive tape, to minimise movement artefacts. Nets were also positioned around  
123 the leg to stabilise the electrodes/cables and thus to not obstruct the participants. EMG signals  
124 were pre-amplified close to the electrodes ( $\times 1,000$ ), band-passed filtered (bandwidth: 8-500  
125 Hz) and digitised at 1,000 Hz (common mode rejection ratio = 110 dB, signal-to-noise ratio: >  
126 99%, ME6000, Mega Electronics LTD<sup>®</sup>, Kuopio, Finland).

### 127 *Data processing*

128 EMG signals were high-pass-filtered (15 Hz, FFT filter), analysed with a 25-ms moving root  
129 mean square (RMS) window and finally smoothed using a low-pass-filtered (17 Hz, FFT filter).  
130 The highest value of the EMG envelope during the two maximal tests (MVC and squat jump)  
131 was retained and was considered as the reference, i.e., maximal level of activity, regardless the  
132 moment of the EMG peak appeared. The same procedure was used in order to determine the  
133 EMG peak amplitude during the seven strokes.

134 While seven strokes were performed and recorded, two strokes, i.e., service and forehand block,  
135 were removed from further analyses due to lower levels of activity. Consequently, only five  
136 strokes were considered in the present study. During the stroke test measurements, the first two  
137 were considered as a familiarisation and were not considered for further analysis. EMG  
138 amplitude was averaged for each muscle and each stroke over the remaining 13 attempts. We  
139 detected all peak values (30-ms duration) for each trial and we kept the ten higher trials for  
140 further analysis. For each stroke, we then obtained the global level of activity by averaging the  
141 eight muscles. A second analysis was done to determine the differences in muscle activity for  
142 each stroke depending on the muscle studied. In the present study, we considered an average  
143 EMG level of activity greater than 60% of the maximal level of activity as 'strong' (Ryu,  
144 McCormick, Jobe, Moynes, & Antonelli, 1988).

145 *Statistical analysis*

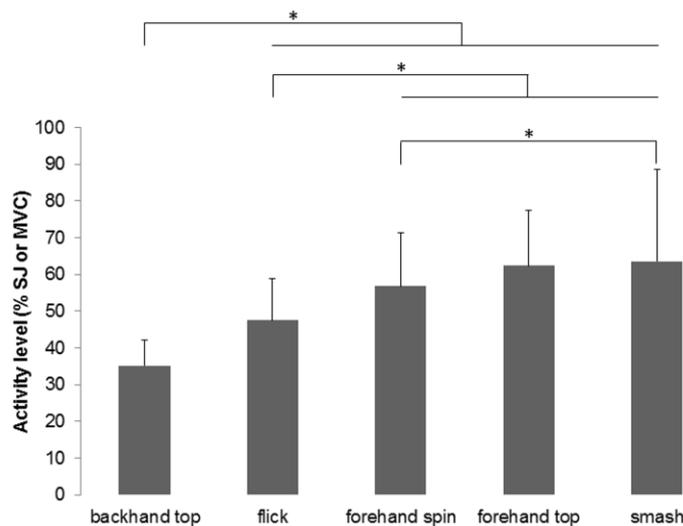
146 A Grubb's test was performed for each series. When outliers were found, values were cancelled  
147 and replaced by the mean of the series. The same has been done when EMG recording was  
148 defective. 3.6% of the series were removed on all 560 series analysed. All results are reported  
149 as means  $\pm$  SD.

150 The EMG activity level averaged among the eight muscles was compared between the strokes  
151 using a one-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures (stroke). One-way  
152 ANOVAs with repeated measures (5 strokes: backhand top, flick, forehand spin, forehand top,  
153 forehand smash) were thereafter applied for each of the eight muscles. When significant effect  
154 was found, the HSD Tukey *post hoc* test was used in order to compare the differences between  
155 means. Partial eta square ( $\eta_p^2$ ) values are reported as measures of effect size, with moderate and  
156 large effects considered for  $\eta_p^2 \geq 0.06$  and  $\eta_p^2 \geq 0.14$  respectively (Cohen, 1988). For the follow  
157 up tests, Cohen's effect sizes  $d_z$  are reported, with small, moderate and large effects considered  
158 for  $d_z = 0.2$ ,  $d_z = 0.5$  and  $d_z = 0.8$  respectively (Cohen, 1988).

159 Statistical significance was accepted at  $p < 0.05$ . The statistical analyses were undertaken by  
160 using Statistica (Statistica®V6, Statsoft, Tulsa, USA) and G\*Power® software (version 3.1.6  
161 Universität Düsseldorf, Germany, Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007). To the best of our  
162 knowledge, no previous study has attempted to compare the level of activity during different  
163 strokes in table tennis. However, such investigations have been carried out in tennis for the  
164 trunk muscles and/or the upper limbs muscles (Chow, Park, & Tillman, 2009; Giangarra,  
165 Conroy, Jobe, Pink, & Perry, 1993; Morris et al., 1989; Ryu et al., 1988) and their sample size  
166 were comprised between 6 and 14 participants per group. Thus, according to these previous  
167 studies the sample size of the present study was set at fourteen participants. This sample size  
168 appeared to be large enough to detect significant differences between both strokes and muscles  
169 analyses.

170 **Results**171 *EMG amplitude between strokes difference: averaged muscle activity*

172 There was a main effect of stroke on EMG amplitude averaged over all the muscles ( $\eta_p^2 = 0.304$ ;  
 173  $p < 0.001$ ) (Fig. 1). Post hoc analysis revealed that both the backhand top ( $35.1 \pm 7.1\%$  of  
 174 maximal EMG amplitude) and flick ( $47.5 \pm 11.3\%$  of maximal EMG amplitude) were  
 175 associated to a lower EMG amplitude than all the other strokes ( $d_z$  ranged from 0.45 to 1.42; all  
 176  $p$  values  $< 0.05$ ). In contrast, forehand spin ( $56.8 \pm 14.5\%$  of maximal EMG amplitude),  
 177 forehand top ( $62.4 \pm 15.0\%$  of maximal EMG amplitude) and smash ( $63.6 \pm 25.1\%$  of maximal  
 178 EMG amplitude) were associated to a higher EMG amplitude. A significant difference was  
 179 observed between the forehand spin and the smash ( $d_z = 0.266$ ;  $p = 0.038$ ).

180 **Figure 1.**

180

181 **Figure 1.** Global level of activity of the 5 strokes (average of gluteus maximus [GMax], biceps femoris [BF],  
 182 gastrocnemius lateralis [GL], gastrocnemius medialis [GM], soleus [SOL], vastus lateralis [VL], vastus medialis  
 183 [VM], rectus femoris [RF]). Values are means  $\pm$  SD. EMG signals were normalised to the muscle activity assessed  
 184 during squat jump (SJ) (GMax, GL, GM, SOL, VL, VM and RF) or maximal voluntary contraction (MVC) (BF). \*  
 185 indicates significant differences between strokes ( $p < 0.05$ ).

186 *EMG amplitude between strokes difference: individual muscle activity*

187 Figure 2 depicts the EMG amplitude calculated for each muscle and for each stroke. The  
188 analysis of variance revealed a main effect of stroke on the level of activity for the eight muscles  
189 studied ( $\eta_p^2$  ranged from 0.35 to 0.74; all  $p < 0.001$ ).

190

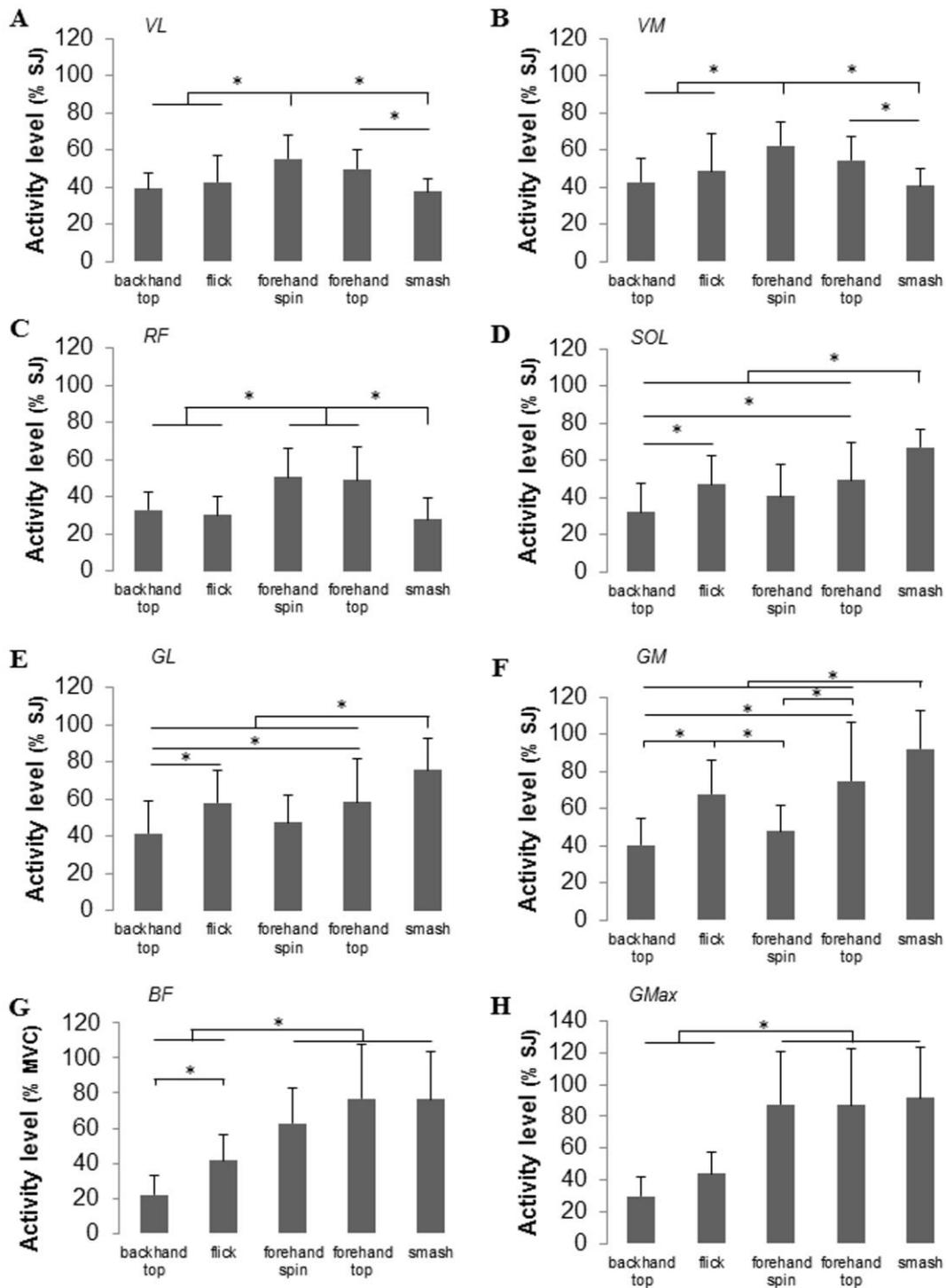


Fig.2

191

192 **Figure 2.** Normalised EMG activity level of 8 lower-limb muscles during 5 table tennis strokes: vastus lateralis  
 193 (VL, A), vastus medialis (VM, B), rectus femoris (RF, C), soleus (SOL, D), gastrocnemius lateralis (GL, E),  
 194 gastrocnemius medialis (GM, F), biceps femoris (BF, G), gluteus maximus (GMax, H). Values are means  $\pm$  SD. \*  
 195 indicates significant difference between strokes ( $p < 0.05$ ).

196 The knee extensors, i.e., VL, VM and RF, were moderately to strongly activated during the  
197 forehand spin (statistically different from the backhand top, the flick and the smash,  $d_z$  ranged  
198 from 0.53 to 1.66) and in a lesser extent during the forehand top. Both VL and VM exhibit a  
199 greater level of activity during the forehand top compared to the smash ( $d_z = 1.06$  and  $d_z = 1.48$   
200 for VL and VM, respectively) while a clear trend was found when compared to the backhand  
201 top ( $p = 0.070$  and  $d_z = 1.22$ ;  $p = 0.098$  and  $d_z = 0.92$  for the VL and the VM, respectively). RF  
202 EMG activity measured during the forehand top was statistically different than that measured  
203 during the backhand top, the flick and the smash ( $d_z$  ranged from 1.14 to 1.64) (Fig. 2A, 2B,  
204 2C).

205 The plantar flexors, i.e., GL, GM and SOL, were strongly activated during the smash  
206 (statistically different from all other strokes,  $d_z$  ranged from 0.68 to 2.69, all  $p$  values  $< 0.05$ ),  
207 and in a lesser extent during the forehand top and the flick (from  $47.1 \pm 15.5\%$  to  $67.7 \pm 18.1\%$ ).  
208 Regarding these two strokes, both GL and SOL exhibited a greater level of activity when  
209 compared to the backhand top ( $d_z$  ranged from 0.99 to 1.14, all  $p$  values  $< 0.05$ ). GM EMG  
210 activity measured during the forehand top and the flick was statistically different than that  
211 measured during the backhand top and the forehand spin ( $d_z$  ranged from 0.96 to 1.35, all  $p$   
212 values  $< 0.05$ ) (Fig. 2D, 2E, 2F).

213 The hip extensors, i.e., BF and GMax, were strongly activated during the forehand spin, the  
214 forehand top and the smash (from  $62.8 \pm 20.4\%$  to  $91.7 \pm 31.7\%$  of maximal EMG activity).  
215 As regards these three strokes, both BF and GMax exhibited a greater level of activity when  
216 compared to the backhand top and the flick ( $d_z$  ranged from 1.44 to 2.71, all  $p$  values  $< 0.05$ ).  
217 Significant difference was also observed for BF EMG activity when the flick was compared to  
218 the backhand top ( $d_z = 1.40$ ,  $p = 0.011$ ) (Fig. 2G, 2H).

219

220

---

**221 Discussion and implications**

222 The aim of this study was to compare the level of activity of the lower limb muscles across  
223 seven typical strokes of table tennis. This study has two main findings: first, as expected, the  
224 most offensive strokes, i.e., smash, forehand spin and forehand top (Malagoli Lanzoni et al.,  
225 2013), result in a greater EMG muscle activity than strokes which aim to stabilise the rally.  
226 Thus, the global level of activity of a stroke can be related to its main tactical intent. Second,  
227 there are substantial differences within the offensive strokes group. These differences could be  
228 associated to the characteristics of the strokes, according to specific biomechanical constraints.

*229 Between strokes difference*

230 In line with our hypothesis, the results revealed that the activity of the lower limb muscles  
231 strongly depends on the stroke being performed.

232 The smash, the forehand top, and in a lesser extent the forehand spin, stood out as the strokes  
233 that induced the highest activation of the lower limb muscles. It is well established that the level  
234 of EMG activity is related to the exercise intensity (Kyröläinen, Avela, & Komi, 2005; Moritani  
235 & Muro, 1987; Neptune, Kautz, & Hull, 1997). Although no EMG study has been performed  
236 in table tennis, Kasai et al. (1994) showed that the metabolic demand (assessed from oxygen  
237 consumption, ventilation, heart rate, blood lactate concentration) increased during 2-min of  
238 smash and topspin strokes compared to control stroke. In agreement with these previous studies,  
239 our results showed that the level of activity tended to increase when the tactical intent was  
240 headed towards the breakdown of the rally, i.e., violent strokes, thus explaining the higher  
241 energy expenditure.

242 The comparison of the level of activity of different muscle groups has already been reported  
243 during some racket sports. Ryu et al. (1988) analysed the EMG activity of eight upper limb  
244 muscles during several strokes performed in a tennis game and observed a large variability in

245 the level of activity between muscles (e.g. latissimus dorsi, serratus anterior, biceps brachii)  
246 and strokes (i.e., serve, forehand and backhand). In the same activity, Rota et al. (2012) found  
247 that during a forehand drive, the activity level of several muscles of the upper limbs (e.g.  
248 obliquus externus, biceps brachii, triceps brachii) significantly increased along with the stroke  
249 velocity. The present study shows that the respective contributions seem to be related to the  
250 main tactical intent of the stroke and to its specific gesture. For instance, the difference noted  
251 between the forehand top and the backhand top in the present study could be explained by the  
252 fact that the players usually take less risk when they performed backhand strokes such that the  
253 ball is less potent inducing a lesser impulse from the lower limbs (Kovacs, 2007). Indeed,  
254 Malagoli Lanzoni et al. (2013) showed that the backhand top led to less errors than the forehand  
255 top. Otherwise, during a backhand top, the ball is generally touched into the centre of the  
256 mediolateral axis implying better weight distribution of the body between the two legs than  
257 during the forehand stroke (Mille & Mouchnino, 1998). As regards the forehand spin, this  
258 stroke is generally used to perform the first attack when the opposing ball is sliced (e.g. return  
259 service). The ball is then low and the players must strongly bend the knees to be able to produce  
260 a high rotation to the ball. Indeed, performing a forehand spin supposes to orientate the impulse  
261 violently and vertically, and therefore strongly implies the knee extensor muscles, probably  
262 during the concentric phase.

### 263 *Between muscles difference*

264 Hip extensors, i.e., GMax and BF, were strongly activated during the most offensive strokes.  
265 During the preparatory phase of these strokes, body weight is transferred to the leg on the side  
266 of the racket whilst this leg is flexed. It has been logically shown that single-leg squat jump  
267 induced higher activation levels of the GMax than double-leg squat jump (Barton et al., 2014;  
268 Distefano, Blackburn, Marshall, & Padua, 2009). It has been previously demonstrated that  
269 GMax was able to transfer forces between legs and spine (Vleeming, Pool-Goudzwaard,

270 Stoeckart, van Wingerden, & Snijders, 1995). Consequently, as regards table tennis, the force  
271 produced by GMax is important during early movement to create mechanical interaction with  
272 spinal muscles (Vleeming et al., 1995) and thus to transmit force to the upper limbs (Kovacs,  
273 2007), similar to what is observed during athletic throws (Bourdin et al., 2010). However, it  
274 should be acknowledged that the double-leg squat jump performed herein to normalise the  
275 GMax EMG amplitude might not have maximally activated this muscle (Barton et al., 2014),  
276 therefore leading to a slight overestimation of the EMG amplitude measured for this muscle  
277 during the strokes.

278 Over the five strokes analysed in the present study, three involved the plantar flexors (i.e., GM,  
279 GL, SOL) near or well above than 50% of maximal EMG level (i.e., flick, forehand top and  
280 smash)(Fig. 2). When a player performs one of these three strokes, we can frequently observe  
281 that a hip extension occurs, as well as the heel leaves the ground. Hébert-Losier, Schneiders,  
282 Garcia, Sullivan, and Simoneau (2012) showed that the activity of the plantar flexors during  
283 heels raised was slightly higher when the leg was in extension. This could explain why GM  
284 exhibited the highest value ( $92.1 \pm 20.4\%$ ) during the smash where the action of the plantar  
285 flexors appeared for taking off the heel (Hébert-Losier et al., 2012) while the legs are in  
286 extension (Signorile, Applegate, Duque, Cole, & Zink, 2002). Then, knee extensors, i.e., VL,  
287 VM and RF, are moderately to strongly activated during the forehand spin. This may be largely  
288 explained by larger flexion from the leg during this stroke, thus increasing knee extensors  
289 activity (Alrowayeh, Sabbahi, & Etnyre, 2005).

### 290 *Limitations*

291 Some methodological limitations may be addressed. First, it should be kept in mind that the leg  
292 studied has been chosen based on the handedness because the leg corresponding to the hand of  
293 the racket had a greater contribution to the actions performed than the other leg (Zhang et al.,  
294 2013). Although it is likely that measurements conducted on the other leg would partially have

295 led to different results, we are confident that the leg studied in the current study is strongly  
296 involved during a table tennis exercise and therefore is better representative of the effort  
297 performed by the players. Secondly, we cannot exclude that EMG signals were contaminated  
298 by a nearby muscle's electrical activity in the current study (referred to as cross-talk, Hug,  
299 2011). However, Solomonow et al. (1994) suggested that the cross-talk problem in surface  
300 recording is negligible for most biomechanical studies in which standard EMG recording  
301 protocol is employed. As we respected the SENIAM's recommendations for electrodes location  
302 and skin preparation, it is unlikely that cross-talk, if any, influenced our results. Lastly, as we  
303 decided to precisely control the reproducibility of the ball sent by the robot, we decided to avoid  
304 displacements before and/or after the player has performed the stroke analysed. Thus, it is likely  
305 that we slightly underestimated the level of activity that really occurs during an ecological table  
306 tennis task. In the same way, it should be acknowledged that several parameters such as the  
307 speed of the ball (not controlled in the present study) or the size of the ball may also influence  
308 the EMG activity (Kondrič, Furjan-Mandrić, & Medved, 2006).

### 309 *Practical applications*

310 Our results are highly relevant for trainers and/or strength and conditioning coaches who lead  
311 athletic training programs. Indeed, this kind of study, i.e., assessment of the level of activity  
312 during specific gestures, seems crucial in order to precisely evaluate the impact of the activity  
313 and optimise the physical preparation of athletes. Interestingly, we found that both hip extensors  
314 and plantar flexors (especially GM) were strongly activated during decisive strokes and  
315 therefore could be affected by repeated efforts when performing training and/or competition.

316

317

318

319 **Conclusions**

320 Using an EMG approach, we demonstrated that decisive table tennis strokes such as forehand  
321 smash and forehand top exhibited higher levels of activity than other strokes. However, we also  
322 demonstrated that each stroke has its specific features, leading to involve muscles differently.  
323 VL, VM and RF are strongly activated during the forehand spin. GL, GM and SOL are strongly  
324 activated during the smash. BF and GMax are strongly activated during the forehand spin, the  
325 forehand top and the smash. Further studies are needed to combine EMG with kinematic data  
326 for a better understanding of the movement patterns during table tennis strokes.

327 Conflict of interest: none declared

328

329 **References**

- 330 Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P., & Lambert, M. I. (2011).  
331 Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography &*  
332 *Kinesiology, 21*, 579-586.
- 333 Alrowayeh, H. N., Sabbahi, M. A., & Etnyre, B. (2005). Soleus and vastus medialis H-reflexes:  
334 Similarities and differences while standing or lying during varied knee flexion angles. *Journal*  
335 *of Neuroscience Methods, 144*, 215-225.
- 336 Ball, N., & Scurr, J. (2010). An assessment of the reliability and standardization of tests used  
337 to elicit reference muscular actions for electromyographical normalization. *Journal of*  
338 *Electromyography & Kinesiology, 20*, 81-88.
- 339 Ball, N., & Scurr, J. (2013). Electromyography normalization methods for high-velocity muscle  
340 actions: review and recommendations. *Journal of Applied Biomechanics, 29*, 600-608.
- 341 Barton, C. J., Kennedy, A., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., Malliaras, P., & Morrissey, D.  
342 (2014). Gluteal muscle activation during the isometric phase of squatting exercises with and  
343 without a Swiss ball. *Physical Therapy in Sport, 15*, 39-46.
- 344 Bourdin, M., Rambaud, O., Dorel, S., Lacour, J. R., Moyen, B., & Rahmani, A. (2010).  
345 Throwing performance is associated with muscular power. *International Journal of Sports*  
346 *Medicine, 31*, 505-510.
- 347 Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy  
348 participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of*  
349 *Electromyography & Kinesiology, 20*, 1023-1035.
- 350 Chow, J. W., Park, S. A., & Tillman, M. D. (2009). Lower trunk kinematics and muscle activity  
351 during different types of tennis serve. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy*  
352 *and Technology, 1*, 24.

- 353 Cohen, J. (1988). The t Test for Means. In *Statistical power analysis for the behavioral sciences*  
354 (2<sup>nd</sup> ed., pp. 19-74). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- 355 Comfort, P., & Kasim, P. (2007). Optimizing squat technique. *Strength & Conditioning*  
356 *Journal*, 29, 10-13.
- 357 De Ruitter, C. J., Van Leeuwen, D., Heijblom, A., Bobbert, M. F., & De Haan, A. (2006).  
358 Unilateral isometric knee extension torque development and bilateral jump height. *Medicine &*  
359 *Science in Sports & Exercise*, 38, 1843-1852.
- 360 Distefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., & Padua, D. A. (2009). Gluteal muscle  
361 activation during common therapeutic exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical*  
362 *Therapy*, 39, 532-540.
- 363 Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). G\*Power 3: a flexible statistical  
364 power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research*  
365 *Methods*, 39, 175-191.
- 366 Giangarra, C. E., Conroy, B., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1993). Electromyographic and  
367 cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single- and double-handed  
368 backhand strokes. *American Journal of Sports Medicine*, 21, 394-399.
- 369 Girard, O., Micallef, J. P., & Millet, G. P. (2005). Lower-limb activity during the power serve  
370 in tennis: effects of performance level. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 1021-  
371 1029.
- 372 Hébert-Losier, K., Schneiders, A. G., Garcia, J. A., Sullivan, S. J., & Simoneau, G. G. (2012).  
373 Influence of knee flexion angle and age on triceps surae muscle activity during heel raises.  
374 *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26, 3124-3133.

- 375 Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of  
376 recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of*  
377 *Electromyography & Kinesiology*, 10, 361-374.
- 378 Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography.  
379 *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21, 1-12.
- 380 Kasai, J., Dal Monte, A., Faccini, P., & Rossi, D. (1994). Oxygen consumption during practice  
381 and game in table tennis. *International Journal of Table Tennis Sciences*, 2, 120-121.
- 382 Kondrič, M., Furjan-Mandić, G., & Medved, V. (2006). Myoelectric comparison of table tennis  
383 forehand stroke using different ball sizes. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis*  
384 *Gymnica*, 36, 25-31.
- 385 Kovacs, M. S. (2006). Applied physiology of tennis performance. *British Journal of Sports*  
386 *Medicine*, 40, 381-386.
- 387 Kovacs, M. S. (2007). Tennis physiology. *Sports Medicine*, 37, 189-198.
- 388 Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing  
389 running speed. *Journal of Sports Sciences*, 23, 1101-1109.
- 390 Le Mansec, Y., Sève, C., & Jubeau, M. (2017). Neuromuscular fatigue and time motion analysis  
391 during a table tennis competition. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 57, 353-361.
- 392 Malagoli Lanzoni, I., Di Michele, R., & Merni, F. (2013). Technical and tactical performance  
393 of top-class senior, junior and cadet table tennis players. *Proceedings of the 13th ITTF Sports*  
394 *Science Congress*, 80-85.
- 395 Mille, M. L. & Mouchnino, L. (1998). Are human anticipatory postural adjustments affected  
396 by a modification of the initial position of the center of gravity? *Neuroscience Letters*, 242, 61-  
397 64.

- 398 Moritani, T. & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power  
399 spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 56,  
400 260-265.
- 401 Morris, M., Jobe, F. W., Perry, J., Pink, M., & Healy, B. S. (1989). Electromyographic analysis  
402 of elbow function in tennis players. *American Journal of Sports Medicine*, 17, 241-247.
- 403 Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Hull, M. L. (1997). The effect of pedaling rate on coordination  
404 in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30, 1051-1058.
- 405 Pradas, F., de Teresa, C., & Vargas, M. (2005). Evaluation of the explosive strength and  
406 explosive elastic forces of the legs in high level table tennis players. *Sports Science Research*,  
407 26, 80-85.
- 408 Rota, S., Hautier, C., Creveaux, T., Champely, S., Guillot, A., & Rogowski, I. (2012).  
409 Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *Journal of*  
410 *Electromyography & Kinesiology*, 22, 294-300.
- 411 Ryu, R. K., Mc Cormick, J., Jobe, F. W., Moynes, D. R., & Antonelli, D. J. (1988). An  
412 electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *American Journal of Sports*  
413 *Medicine*, 16, 481-485.
- 414 Scurr, J. C., Abbott, V., & Ball, N. (2011). Quadriceps EMG muscle activation during accurate  
415 soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 29, 247-251.
- 416 Signorile, J. F., Applegate, B., Duque, M., Cole, N., & Zink, A. (2002). Selective recruitment  
417 of the triceps surae muscles with changes in knee angle. *Journal of Strength & Conditioning*  
418 *Research*, 16, 433-439.
- 419 Solomonow, M., Baratta, R., Bernardi, M., Zhou, B., Lu, Y., Zhu, M., & Acierno, S. (1994).  
420 Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography &*  
421 *Kinesiology*, 4, 131-142.

- 
- 422 Toumi, H., Best, T. M., Martin, A., & Poumarat, G. (2004). Muscle plasticity after weight and  
423 combined (weight + jump) training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 1580-1588.
- 424 Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J.  
425 (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascial. Its function in load transfer from spine  
426 to legs. *Spine*, 20, 753-758.
- 427 Zhang, X., Zhu, Z., Li, W., Xiao, D., & Zhang, Y. (2013). GRF of table tennis players when  
428 using forehand attack and loop drive technique. *Proceedings of the 13th ITTF Sports Science*  
429 *Congress*, 8-15.
- 430

## Synthèse étude 1

Au cours de cette étude, nous avons quantifié les niveaux d'activité de huit muscles des membres inférieurs au cours de différentes frappes fréquemment utilisées en tennis de table. Cette étude a mis en évidence des disparités importantes en fonction de la frappe considérée, les frappes les plus décisives étant également celles produisant les niveaux d'activité les plus élevés. Par ailleurs, nous avons également mis en évidence une contribution importante des fléchisseurs plantaires (gastrocnémiens) et des extenseurs de hanche (*biceps femoris* et *gluteus maximus*) au cours de ces mêmes frappes décisives.

À partir de l'**étude préliminaire** puis de l'**étude 1**, nous avons pu analyser précisément la demande réelle de l'activité tennis de table en ce qui concerne les membres inférieurs. Cependant, un haut niveau de sollicitation et/ou une perte de la capacité de production de force maximale n'impliquent pas nécessairement une diminution de la capacité des joueurs à produire des frappes de balle de qualité. Les deux études suivantes auront donc pour objectifs l'élaboration d'un test capable d'évaluer de manière sensible et fiable la qualité de la balle (**étude 2**) afin par la suite d'étudier les effets de différentes modalités de fatigue (mentale et physique) sur les deux paramètres essentiels (vitesse et précision) permettant de définir cette qualité de balle (**étude 3**).

## STUDY 2

SENSITIVITY AND RELIABILITY OF A SPECIFIC TEST OF STROKE  
PERFORMANCE IN TABLE TENNIS

Le Mansec Y., Dorel S., Nordez A., Jubeau M.

*Published in July 2016, in Int J Sports Pysiol Perform 11(7) : 678-684*

## ÉTUDE 2

SENSIBILITÉ ET REPRODUCTIBILITÉ D'UN TEST SPÉCIFIQUE  
MESURANT LA QUALITÉ DE LA BALLE EN TENNIS DE TABLE

## Résumé

**But de l'étude :** Cette étude visait à construire un test simple, sensible et fiable afin d'évaluer la qualité de la balle (vitesse et précision de la balle) en tennis de table. **Méthodes :** Cinquante-deux joueurs ont été répartis en trois groupes en fonction de leur niveau : expert (EG), confirmé (AG), et inexpérimenté (IG). Le test consistait en la réalisation de 45 frappes au cours desquelles les joueurs devaient atteindre 3 cibles. Le test a été réalisé à deux reprises (8 min entre les deux répétitions) au cours de la première session (n=52) afin d'évaluer la reproductibilité intra-session. Une seconde session (n=28) a été réalisée afin d'évaluer la reproductibilité inter-session, avec un minimum de trois jours entre les deux sessions. La vitesse et la précision de la balle ont été mesurées afin de déterminer la sensibilité et la fiabilité de ce test. Par ailleurs, un index de performance ( $IP = [\text{vitesse moyenne de la série} \times \text{score de précision}]/100$ ) a été construit afin de prendre en compte simultanément les deux précédents

paramètres. **Résultats** : Cette étude a montré que le test spécifique présentait une bonne reproductibilité pour la vitesse et la précision de la balle pour EG et AG (ICC compris entre .42-.96 ; CV compris entre 2.0 et 9.0%), alors que la reproductibilité était faible pour IG. La vitesse et la précision étaient significativement supérieures pour EG comparativement aux deux autres groupes, et les deux paramètres étaient significativement corrélés avec le niveau des joueurs. **Conclusion** : Ces résultats montrent que le test spécifique proposé ici peut être considéré comme un outil simple et sensible, capable d'évaluer la qualité de la balle en tennis de table. Ce test pourrait ainsi s'avérer être un outil pertinent pour les entraîneurs.

# Sensitivity and Reliability of a Specific Test of Stroke Performance in Table Tennis

Yann Le Mansec, Sylvain Dorel, Antoine Nordez, and Marc Jubeau

**Purpose:** To develop a simple, reliable, and sensitive test to measure stroke performance (ball speed and accuracy) in table tennis. **Methods:** Fifty-two players were divided into 3 groups in accordance with their level: expert (EG), advanced (AG), and inexperienced (IG). The test consisted of 45 forehand shots where players were asked to reach 3 targets. The test was performed 2 times (separated by 8 min) during the first session ( $n = 52$ ) to assess intrasession reliability. A second session ( $n = 28$ ), at least 3 d later, was performed to test intersession reliability. Both speed and accuracy of the ball were measured to evaluate the absolute sensitivity and reliability of the specific test. **Results:** This study showed good reliability of the specific test for both ball speed and accuracy of EG and AG (ICC range .42–.96, CV range 2.0–9.0%). However, the reliability is low for IG. Ball speed and accuracy were greater in EG than in the other groups, and both variables were correlated with the level of the players. **Conclusion:** Results suggest that the specific test appears to be a simple and sensitive procedure to assess stroke performance in table tennis and that this test could be a relevant tool for coaches in table tennis.

**Keywords:** speed, accuracy, exercise performance

Performance in racket sports is multifactorial and involves technical, tactical, psychological, and physiological skills.<sup>1</sup> Thus, a lot of specific field tests have been proposed to evaluate these skills.<sup>2–8</sup> In table tennis, numerous studies have been conducted to assess aerobic<sup>9,10</sup> and anaerobic capacities<sup>11,12</sup> during an ecological exercise. However, while technical aspects are usually decisive for winning the rally,<sup>7</sup> to the best of our knowledge, no gold-standard test exists in table tennis to evaluate some technical parameters during a simple and ecological table tennis task.

In racket sports, ball speed and accuracy (ie, the capacity to hit a desired area) are the 2 relevant technical parameters to describe stroke performance.<sup>13,14</sup> Moreover, both parameters are crucial in table tennis since the distance between players and the reaction time are short.<sup>15</sup> Sakurai and Ohtsuki<sup>16</sup> showed that the accuracy, defined by the probability of hitting a vertical target placed on a wall 4 m from the player during a forehand-smash stroke in badminton was higher for the highly skilled players than for the inexperienced players, but the speed of the shuttlecock was not measured. Few studies have evaluated simultaneously both accuracy and ball speed.<sup>2,14,17</sup> The approach used by Vergauwen et al<sup>2</sup> in tennis seems relevant, because it tried to emphasize the interrelation between velocity and precision of the ball during forehand and backhand strokes during neutral tennis situations, that is, ball close to the area around the middle of the baseline. They reported that both velocity and precision (ie, evaluated as the distance to the sideline) of the ball were higher for international players than national players. We note that these authors calculated a velocity/precision index and demonstrated that this index is relevant to evaluate the quality of the stroke. The use of these tests has given valuable information depending on several variables such as level of expertise or fatigue. For instance, Vergauwen et al<sup>2</sup> showed that this test was sensitive

to detect the alterations of velocity and precision of the ball when fatigue occurred during a neutral situation in tennis.

Therefore, the main aim of this study was to develop a field test that might be able to evaluate both the ability to produce high ball speed and the accuracy of table tennis players. We proposed to assess the sensitivity of the measurements to the level of expertise of the athletes<sup>2</sup> and the reliability, meaning that the results of the test are consistent when subjects perform a test repeatedly.<sup>18</sup> The proposed test might be a relevant tool to discriminate player level. In addition, it should enable evaluation of the improvement in players' stroke quality after a training period.

## Methods

### Participants

Fifty-two male subjects (mean  $\pm$  SD age  $26.1 \pm 8.7$  y, height  $178.3 \pm 5.8$  cm, mass  $72.9 \pm 9.5$  kg) volunteered to participate in this study. They were divided into 3 groups determined by their single rankings by the French Federation of Table Tennis (FFTT) set in September 2014. Table 1 presents the individual characteristics of each group (age, height, body mass, table tennis experience, training volume, ranking). In the expert group (EG), all players were well trained ( $5.9 \pm 4.5$  times/week) and participated in national and/or international competitions. In the advanced group (AG), players were less trained ( $2.3 \pm 1.3$  times/week) and participated in a regional championship. The inexperienced group (IG) was composed of sport-science students without experience in table tennis and not ranked by the FFTT. All participants gave their written consent after they were informed about the procedures and the nature of the protocol, which was approved by the local ethics committee.

### Design

Fifty-two subjects performed a session of a specific table tennis test (duration  $\approx$  23 min). This session started with a 10-minute

The authors are with the Laboratory of Motricity, Interactions, and Performance EA4334, University of Nantes, Nantes, France. Address author correspondence to Marc Jubeau at [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr).

**Table 1** Anthropometric Values and Table Tennis Experience for the Inexperienced (IG), Advanced (AG), and Expert (EG) Groups, Mean  $\pm$  SD

	IG	AG	EG
n	18	14	20
Age (y)	19.5 $\pm$ 0.9	30.7 $\pm$ 11.3	28.4 $\pm$ 6.7
Height (cm)	176.9 $\pm$ 5.9	178.3 $\pm$ 6.2	178.9 $\pm$ 6.2
Body mass (kg)	69.0 $\pm$ 6.4	74.0 $\pm$ 12.3	74.5 $\pm$ 9.7
Table tennis experience (y)	—	13.4 $\pm$ 8.6	19.8 $\pm$ 6.8
Training volume (h/wk)	—	4.1 $\pm$ 2.3	10.4 $\pm$ 7.9
Ranking (French Federation of Table Tennis points)	500	1478.4 $\pm$ 107.5	2650.1 $\pm$ 343.2

standardized warm-up consisting of repeating a range of simple forehand rallies. Once familiarized with the procedure (ie, ball sent by the robot and target localization), each subject had to perform the test twice to assess intrasession reliability, with an 8-minute resting period in between. Twenty-eight of the 52 subjects initially recruited participated in a second session to assess intersession reliability (n = 11, 9, and 8 for IG, AG, and EG, respectively). There was a minimum of 3 days between the 2 sessions.

### Specific Table Tennis Test

The test consisted of 45 forehand top-spin shots, which is a classic stroke of the modern offensive game.<sup>19</sup> They were asked to hit, alternately but in the same order, 3 targets placed on the table (Figure 1). The 3 targets were in strategic locations. Two rectangular targets (80 cm length, 20 cm width) were positioned on the sides (right and left) of the table, 20 cm from the edge of the table. The third target was a semicircle 25 cm in diameter positioned at the center of the table and close to its edge. The players were instructed to hit the ball for winning the point as they would during an official game. Fifteen trials were evaluated for each target. The ball was sent by a robot (Robo-Pong 2040, Donic, Völklingen, Germany) to ensure the same kinematic characteristics (ie, speed, placement, bounce height). For each trial, the robot sent the ball to the center of the table, placing it 100 to 120 cm away from the net (Figure 1). The ball was delivered by the robot at 35 km/h every 3 seconds with a slice effect.

The performance assessment (ie, the score of accuracy and the methodology to calculate the performance index, describe further on) was explained to the subjects before starting the test. During the test, subjects were strongly encouraged and informed on their outcome to maintain vigilance and concentration throughout the procedure.

### Data Processing

**Ball Speed.** For each stroke, the speed of the ball hit by the players was measured with a radar device (Stalker ATS ii, Stalker Radar, Plano, TX, USA) at a frequency of 50 Hz and an accuracy of  $\pm$  0.041 m/s. The radar was located 1 m behind the table, between the axis of the robot and the player, at a height of 113 cm. All data were recorded on a personal laptop (Stalker ATS 5.0 software, Plano, TX, USA). The ball speed for each of the 45 strokes was measured. The mean speed was then calculated by averaging the 45 speed values.

**Accuracy.** Accuracy was directly assessed (ie, in real time) by 2 experienced examiners who had played table tennis for at least 10

years and were therefore accustomed with ball trajectories. The following procedure was used: When the ball reached the target, 2 points were granted (ie, accuracy); 1 point when the ball reached the table but did not touch the target (ie, consistency); and 0 point when a fault was committed. This procedure gave a score between 0 and 90 for each series. The distribution (ie, percentage of faults, consistency, and accuracy) was also calculated.<sup>14,20</sup>

**Performance Index.** To take into account the speed–accuracy conflict,<sup>21</sup> a performance index (PI) was calculated to link the 2 measured parameters with the following formula: PI = average speed of the series  $\times$  accuracy/100.

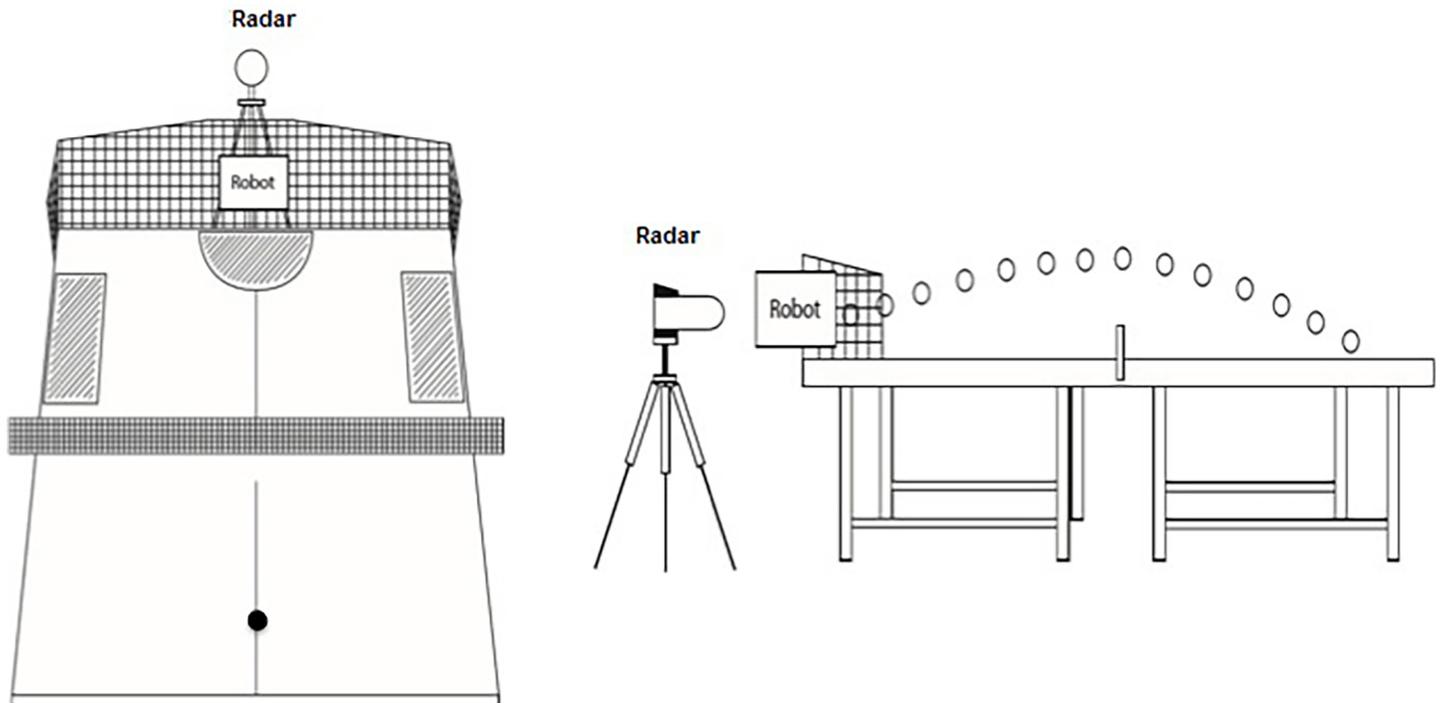
### Statistical Analysis

Statistical tests were performed with Statistica V6 software (Statsoft, Tulsa, OK, USA). Normality testing (Kolmogorov-Smirnov) was passed for all groups. Values are presented as mean  $\pm$  SD. Speed, accuracy, and PI were compared across the 3 populations (IG, AG, EG) by using a 1-way analysis of variance (ANOVA) (3 between-subjects factors: EG vs AG vs IG) for the first series of the first day. Post hoc analyses were performed when appropriate using an honestly significant difference Tukey test for multiple comparisons. Partial eta-square ( $\rho\eta^2$ ) values are reported as measures of effect size, with moderate and large effects considered for  $\rho\eta^2 \geq 0.07$  and  $\rho\eta^2 \geq 0.14$ , respectively.<sup>22</sup> Finally, correlation analyses (Bravais-Pearson) were performed to determine whether speed, accuracy, and/or PI were correlated to skill level (ie, FFTT ranking). The level of significance was set at  $P < .05$ . For each group and for EG and AG jointly, standard errors of measurement (SEM), intraclass correlation coefficients (ICC), and coefficients of variation (CV) were calculated for both intraday and interday.<sup>18</sup> Since we used a set time between sessions, the ICC<sub>3,1</sub> was chosen from Shrout and Fleiss.<sup>23</sup> Interday reliability was assessed by using the first series of day 1 versus the first series of day 2.

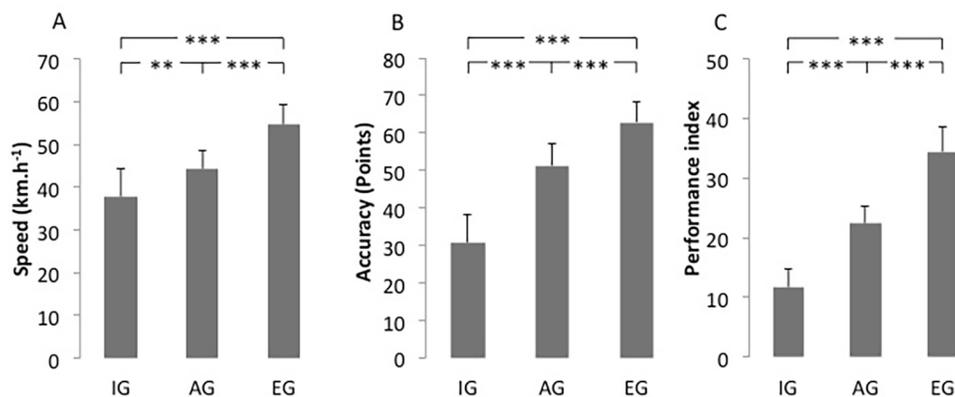
## Results

### Ball Speed

Our results showed a significant effect of expertise ( $\rho\eta^2 = 0.67$ ,  $P < .001$ ), indicating that ball speed was higher for EG than for AG and IG (+23% and +44%, respectively,  $P < .001$ ) and for AG than for IG ( $P < .01$ , +17%) (Figure 2[A]). In addition to this, a significant correlation was observed between ball speed and player ranking ( $r = .83$ ,  $P < .001$ , n = 34, IG excluded).



**Figure 1** — Top view (left) and side view (right) of the device used during the specific test. On the left, shaded areas correspond to the 3 targets that the players had to reach and the black circle corresponds to the rebound of the ball on the table.



**Figure 2** — (A) Ball speed, (B) accuracy, and (C) performance index for the inexperienced (IG), advanced (AG), and expert (EG) groups, mean  $\pm$  SD. Significant difference between groups, \*\* $P < .01$ , \*\*\* $P < .001$ .

## Accuracy

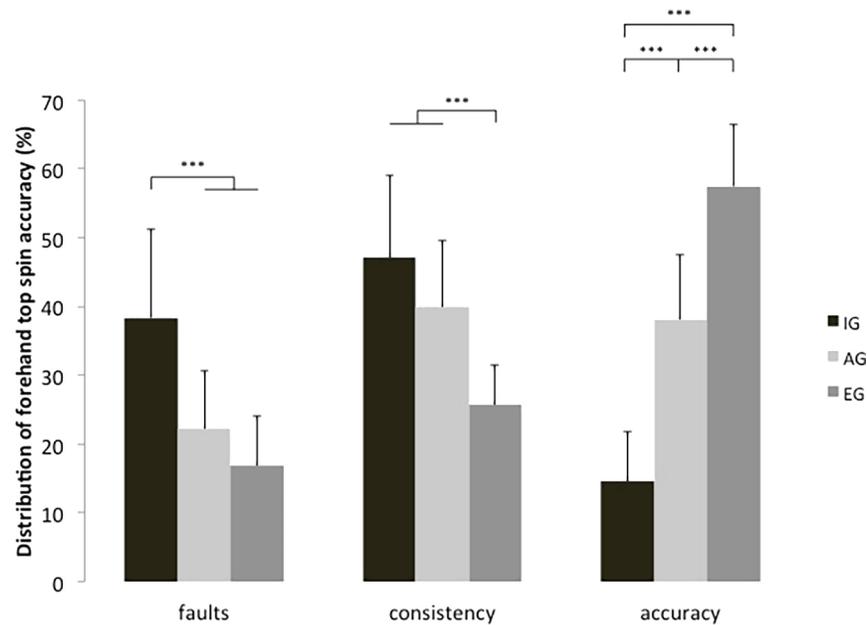
A significant main effect was observed for accuracy ( $\rho\eta^2 = 0.84$ ,  $P < .001$ ), showing that the score of accuracy (on 90 points) was higher for EG than for AG and IG (+22% and +104%, respectively,  $P < .001$ ) and for AG than for IG ( $P < .001$ , +66%) (Figure 2[B]). A significant correlation was also found between accuracy and ranking ( $r = .76$ ,  $P < .001$ ,  $n = 34$ , IG excluded). More specifically, Figure 3 gives the distribution of responses depending on the level of the players. Thus, EG made fewer errors (ie, fault) (−57%,  $P < .001$ ) than IG, while no significant difference was observed between EG and AG ( $P = .07$ ). EG also reached the targets significantly more often than AG and IG ( $P < .001$ ). AG made fewer errors (−43%,  $P < .001$ ) than IG and also reached the targets significantly more often than IG ( $P < .001$ ). No significant difference was observed between AG and IG for consistency ( $P = .07$ ).

## Performance Index

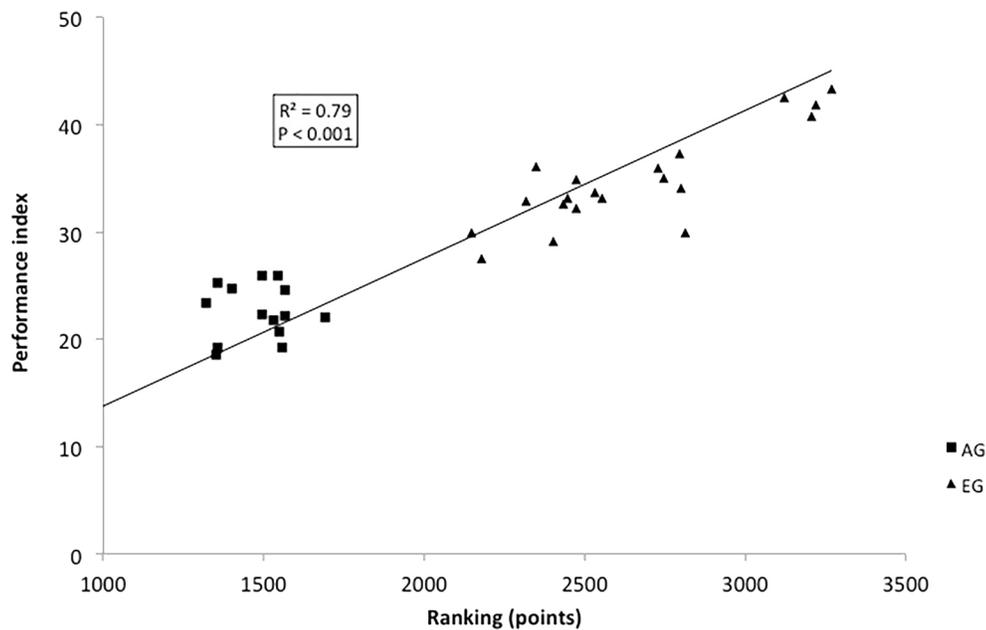
The ANOVA revealed significant differences between the 3 groups ( $\rho\eta^2 = 0.89$ ,  $P < .001$ ) for the PI (Figure 2[C]). It was higher for EG than for AG and IG (+54% and +174%, respectively,  $P < .001$ ) and for AG than for IG ( $P < .001$ , +77%). PI was highly correlated with player ranking ( $r = .92$ ,  $P < .001$ ,  $n = 34$ , IG excluded) (Figure 4).

## Intrasession and Intersession Reliability

The mean values, SDs, ICCs, SEMs, and CVs are shown in Table 2 for intrasession and intersession reliability for each group. The measured scores were strongly different depending on the group considered. Low CVs were found for EG among all parameters (2.0–6.8%), with a moderate to high ICC, except for accuracy and PI for intersession (.42 and .07, respectively). The CVs for AG



**Figure 3** — Distribution of forehand top-spin responses for the inexperienced (IG), advanced (AG), and expert (EG) groups, mean ± SD. \*\*\*Significant difference between groups,  $P < .001$ .



**Figure 4** — Performance index was linearly related to the ranking of the players. Only players from the expert group (EG) and advanced group (AG) are included ( $n = 34$ ).

group were acceptable for all variables (2.9–11.0%), and moderate to high ICCs were also observed (.45–.91). Except for ball speed, CVs were low for IG for intrasession and intersession (17.8–24.4%), and ICCs were regularly low.

### Discussion

The main outcomes of this study are that the proposed test is sensitive enough to discriminate groups with different levels, gives a PI that is highly correlated to the ranking of the players, and provides a reliable tool to assess the quality of strokes from a table tennis player.

### Stroke Characteristics and Sensitivity of the Specific Test

Our results highlighted that expert players hit the ball faster than advanced players and inexperienced players. The mean speed of the ball ranged from 37.8 ( $\pm 6.3$  km/h) for IG to 54.7 ( $\pm 4.7$  km/h) for EG. A significant correlation was found between ball speed and player ranking ( $r = .83$ ,  $P < .001$ ,  $n = 34$ ), showing that this parameter remains clearly related to success at a high level of expertise. Thus, the observed difference in ball speed is associated with a reduction of the time required by the ball to cross the table ( $\pm 42$  milliseconds between EG and AG). The time to react for the

**Table 2 Intrarater and Interrater Reliability for Ball Speed, Accuracy, and Performance Index (PI) for the Expert (EG), Advanced (AG) and Inexperienced (IG) Groups**

Dependent variable	Intraclass Reliability										Interrater Reliability			
	n	Mean (SD)			ICC	Mean CV (SD)	SEM	n	Mean (SD)			ICC	Mean CV (SD)	SEM
		T1	T2	T3					T1	T2	T3			
Expert group	20						8							
Ball speed (km/h)		54.7 (4.6)	54.7 (5.1)	.96	2.0 (1.5)	1.3		55.3 (3.7)	53.7 (3.5)	.85	3.7 (1.5)	1.89		
Accuracy (/90)		62.9 (5.3)	64.3 (8.3)	.66	6.3 (3.7)	4.6		59.1 (3.0)	60.4 (7.8)	.42	6.8 (4.3)	4.9		
PI		34.4 (4.1)	35.2 (5.5)	.79	6.6 (3.9)	2.6		32.8 (2.7)	32.2 (3.3)	.07	6.8 (5.8)	3.0		
Advanced group	14						9							
Ball speed (km/h)		44.0 (4.9)	44.4 (4.1)	.89	2.9 (3.0)	1.9		42.8 (6.8)	42.7 (7.4)	.91	5.7 (3.5)	3.0		
Accuracy (/90)		51.1 (5.7)	51.3 (8.7)	.45	9.0 (8.2)	5.9		49.0 (6.1)	53.7 (6.8)	.84	7.1 (5.7)	3.4		
PI		22.4 (2.8)	22.6 (3.1)	.55	7.5 (7.0)	2.2		20.8 (3.9)	22.7 (3.6)	.75	11.0 (5.9)	2.3		
Inexperienced group	18						11							
Ball speed (km/h)		38.3 (5.9)	37.4 (7.4)	.89	6.8 (5.4)	3.1		40.1 (5.5)	37.1 (7.0)	.72	9.3 (6.6)	3.9		
Accuracy (/90)		30.8 (7.2)	36.9 (7.2)	.54	17.8 (13.3)	5.5		29.4 (8.1)	39.0 (7.9)	.49	24.4 (15.4)	6.2		
PI		11.7 (3.0)	13.6 (3.1)	.47	19.7 (12.7)	2.4		11.7 (3.5)	14.3 (3.4)	.63	20.4 (13.2)	2.3		

Abbreviations: T1, first series of the first session; T2, second series of the first session; T3, first series of the second session; ICC, intraclass correlation coefficient; CV, coefficient of variation; SEM, standard error of measurement.

opponent is decreased, inducing favorable conditions to win the rally. Such a difference was also measured in tennis by Vergauwen et al,<sup>2</sup> who showed that international players produced significantly higher ball speed (5% faster) than semiprofessional players during a neutral tennis situation.

In addition, we showed that expert players made fewer faults and were more accurate than advanced and inexperienced players, as previously mentioned in racket sports.<sup>2,16,24</sup> Sakurai and Ohtsuki<sup>16</sup> also highlighted clear differences for accuracy between skilled and unskilled badminton players for smashes performed toward a target on the wall. Concerning tennis, Vergauwen et al<sup>2</sup> found that international players made 25% to 38% fewer errors than national players, depending on the situation met (defensive vs neutral situation). Also in tennis, Lyons et al<sup>24</sup> observed that expert players made 45% fewer errors and reached the target 50% more often than nonexpert players. Therefore, our study is in line with previous ones (24% fewer errors and 34% targets more often reached when EG was compared with AG). This result shows that technical aspects, that is, speed and/or accuracy of the ball,<sup>13,14</sup> assessed by our test may partly explain the difference between national and regional players. However, we cannot exclude that physiological and psychological aspects may also be critical to perform in table tennis at a high level.

When the 2 preceding parameters (ball speed and accuracy) were analyzed simultaneously (ie, using PI), our results clearly showed significant differences among all groups. On the other hand, when EG was examined separately, a significant correlation was also found between PI and ranking ( $r = .72, P < .001$ ). This result demonstrates the high sensitivity of both the specific test and the associated index (PI), which are able to discriminate the level of the players either between or within group when expertise is proved. Vergauwen et al<sup>2</sup> have already shown in tennis that the velocity–precision index reveals significant differences between national and international players in both neutral and defensive situations. Due to our visual methodology, it was not possible to measure the distance to the sideline<sup>2</sup> or to position several areas<sup>14</sup> to a better accuracy approach. However, the PI measured appears to be a good predictor of performance in table tennis.

### Reliability of the Specific Test

Our results demonstrate that the proposed specific test provides a reliable tool for table tennis players. Indeed, all variables showed low SEMs (1.3–4.9) and CVs (2.0–6.8%) for EG, reflecting a small within-subject variation when participants performed the test in a short period (ie, intrasession reliability) or several days later (ie, intersession reliability). For EG, ICC values varied widely and generally were low, lower than .7,<sup>25</sup> for the intersession reliability of PI. However, several authors have emphasized that the ICC is largely dependent on the heterogeneity of the sample and that a low between-subjects variability tends to decrease this parameter.<sup>26,27</sup> In the current study, experienced players who performed the test twice to assess the intersession reliability ( $n = 8$ ) constituted a more homogeneous group in terms of technical ability, expertise level, and ranking than the overall EG group ( $n = 20$ ). Moreover, PI showed a very small intersession variability (SDs of 2.7 and 3.3), which may explain the low ICC found for intersession. Moreover, given the fact that both SEM and CV were good—lower than 10%<sup>25</sup> (1.3–4.9 and 2.0–6.8% for SEM and CV, respectively)—one may conclude that our protocol was consistent for this group.

For AG, CVs, even if they were slightly higher than those observed for EG, can be considered acceptable.<sup>25</sup> The poor ICC observed for accuracy and PI may be attributed to a relatively

homogeneous group, as already explained, and lower technical skills, which may lead to players' lower ability to successfully modify their pattern of movement when they miss the targets.<sup>28</sup> Thus, several studies have previously demonstrated that the better the racket player, the better his or her capacity to be accurate in either nonfatigued<sup>2,16,24</sup> or fatigued<sup>24,28</sup> conditions.

Finally, except for ball speed during both intrasession and intersession testing for IG, a high CV (17.8–24.4%) was observed for all variables (Table 2). These results demonstrate that for inexperienced players, there was no consistency from one test to another (within or between days). We suggest that this poor reliability was due to the lack of technical skills when these players were confronted with a ball with a slice effect. This situation induced them to find other solutions during the test, resulting in a large variability of the results. Therefore, greater reliability was linked to a more experienced player. This is consistent with previous studies that assessed reliability during a specific activity of technical<sup>2,29</sup> or physiological<sup>3,5</sup> performance variables. Therefore, only table tennis players have sufficient technical skills to perform this specific test protocol.

Several methodological limitations may be addressed on the use of the test. First, the 45 consecutive aggressive strokes performed during the test session may have induced fatigue, which could alter the results. However, we only compared the first 10 and the last 10 strokes from each series. Because no significant effect was found, we presume that there was no deleterious effect of fatigue. Second, a significant improvement was observed for IG for both accuracy and PI between the first and second tests for both intrasession and intersession (Table 2). We cannot exclude that the familiarization was not sufficient for this inexperienced group, thus resulting in better performance during the second test and altering the reliability of the data for this group.

## Practical Applications

Our specific test appears to be a simple and reliable procedure that could be easily used by coaches with trained to well-trained table tennis players. Indeed, the sensitivity of the specific test was demonstrated by comparing the results between 3 typical different groups. Therefore, the proposed test could be used to compare stroke quality between players. Moreover, the good reliability of the test highlights its relevance to evaluate improvement in stroke quality during a training period.

## Conclusion

The specific table tennis test developed herein appears to be a sensitive and reliable tool to quickly assess the stroke-performance level of a table tennis player with minimal expertise.

### Acknowledgments

The authors thank Hamdi Kabboudi and Ricardo Andrade for their valuable help, the ESJL club (Joué sur Erdre, France) for loan the robot used, and the TTCNA club (Nantes, France) for the availability of their facilities.

## References

1. Lees A. Science and the major racket sports: a review. *J Sports Sci.* 2003;21:707–732. PubMed doi:10.1080/0264041031000140275

2. Vergauwen L, Spaepen AJ, Lefevre HP. Evaluation of stroke performance in tennis. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30:1281–1288. [PubMed doi:10.1097/00005768-199808000-00016](#)
3. Girard O, Chevalier R, Leveque F, Micallef JP, Millet GP. Specific incremental field test for aerobic fitness in tennis. *Br J Sports Med.* 2006;40:791–796. [PubMed doi:10.1136/bjism.2006.027680](#)
4. Ferrauti A, Kinner V, Fernandez-Fernandez J. The Hit & Turn Tennis Test: an acoustically controlled endurance test for tennis players. *J Sports Sci.* 2011;29:485–494. [PubMed doi:10.1080/02640414.2010.539247](#)
5. Girard O, Sciberras P, Habrard M, Hot P, Chevalier R, Millet GP. Specific incremental test in elite squash players. *Br J Sports Med.* 2005;39:921–926. [PubMed doi:10.1136/bjism.2005.018101](#)
6. Steininger K, Wodick RE. Sports-specific fitness testing in squash. *Br J Sports Med.* 1987;21:23–26. [PubMed doi:10.1136/bjism.21.2.23](#)
7. Chin MK, Wong AS, So RC, Siu OT, Steininger K, Lo DT. Sport specific fitness testing of elite badminton players. *Br J Sports Med.* 1995;29:153–157. [PubMed doi:10.1136/bjism.29.3.153](#)
8. Wonisch M, Hofmann P, Schwabergger G, von Duvillard SP, Klein W. Validation of a field test for the non-invasive determination of badminton specific aerobic performance. *Br J Sports Med.* 2003;37:115–118. [PubMed doi:10.1136/bjism.37.2.115](#)
9. Zagatto AM, Papoti M, Gobatto CA. Validity of critical frequency test for measuring table tennis aerobic endurance through specific protocol. *J Sports Sci Med.* 2008;7:461–466. [PubMed](#)
10. Zagatto A, Miranda MF, Gobatto CA. Critical power concept adapted for the specific table tennis test: comparisons between exhaustion criteria, mathematical modeling, and correlation with gas exchange parameters. *Int J Sports Med.* 2011;32:503–510. [PubMed doi:10.1055/s-0030-1270470](#)
11. Zagatto AM, Papoti M, Gobatto CA. Anaerobic capacity may not be determined by critical power model in elite table tennis players. *J Sports Sci Med.* 2008;7:54–59. [PubMed](#)
12. Zagatto AM, Gobatto C. Relationship between anaerobic parameters provided from MAOD and critical power model in specific table tennis test. *Int J Sports Med.* 2012;33:613–620. [PubMed doi:10.1055/s-0032-1304648](#)
13. Girard O, Millet GP. Neuromuscular fatigue in racquet sports. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2009;20:161–173. [PubMed doi:10.1016/j.pmr.2008.10.008](#)
14. Rota S, Morel B, Saboul D, Rogowski I, Hautier C. Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24:90–97. [PubMed doi:10.1016/j.jelekin.2013.10.007](#)
15. Melero Romero C, Pradas de la Fuente F, Vargas Corzo C. Control biomédico del entrenamiento en tenis de mesa. Ejemplo de test de campo. *Educ Fis Deport.* 2005;81:67–76.
16. Sakurai S, Ohtsuki T. Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *J Sports Sci.* 2000;18:901–914. [PubMed doi:10.1080/026404100750017832](#)
17. Reid M, Duffield R, Dawson B, Baker JD, Crespo M. Quantification of the physiological and performance characteristics of on-court tennis drills. *Br J Sports Med.* 2008;42:146–151. [PubMed doi:10.1136/bjism.2007.036426](#)
18. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 2000;30:1–15. [PubMed doi:10.2165/00007256-200030010-00001](#)
19. Malagoli Lanzoni I, Di Michele R, Merni F. A notational analysis of shot characteristics in top-level table tennis players. *Eur J Sport Sci.* 2014;14:309–317. [PubMed doi:10.1080/17461391.2013.819382](#)
20. Davey PR, Thorpe RD, Williams C. Fatigue decreases skilled tennis performance. *J Sports Sci.* 2002;20:311–318. [PubMed doi:10.1080/026404102753576080](#)
21. Fitts PM. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol.* 1954;47:381–391. [PubMed doi:10.1037/h0055392](#)
22. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* New York: Academic Press; 2013.
23. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull.* 1979;86:420–428. [PubMed doi:10.1037/0033-2909.86.2.420](#)
24. Lyons M, Al-Nakeeb Y, Hankey J, Nevill A. The effect of moderate and high-intensity fatigue on groundstroke accuracy in expert and non-expert tennis players. *J Sports Sci Med.* 2013;12:298–308. [PubMed](#)
25. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26:217–238. [PubMed doi:10.2165/00007256-199826040-00002](#)
26. Impellizzeri FM, Marcora SM. Test validation in sport physiology: lessons learned from clinimetrics. *Int J Sports Physiol Perform.* 2009;4(2):269–277. [PubMed http://dx.doi.org/10.1123/ijspp.4.2.269](#)
27. Weir JP. Quantifying test–retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19:231–240. [PubMed](#)
28. Aune TK, Ingvaldsen RP, Ettema GJC. Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Percept Mot Skills.* 2008;106:371–386. [PubMed doi:10.2466/pms.106.2.371-386](#)
29. Strecker E, Foster EB, Pascoe DD. Test–retest reliability for hitting accuracy tennis test. *J Strength Cond Res.* 2011;25:3501–3505. [PubMed doi:10.1519/JSC.0b013e318215fde6](#)

## Synthèse étude 2

Le but de cette étude consistait à élaborer un test sensible et reproductible capable d'évaluer la qualité de la balle des pongistes, définie par deux paramètres que sont la vitesse et la précision. Nous avons ainsi mis en évidence l'existence de corrélations fortes entre le niveau des joueurs et chacun de ces deux paramètres au cours d'une tâche nécessitant leur gestion simultanée. Ainsi, la vitesse de la balle et la précision de celle-ci peuvent être considérées comme deux déterminants de la performance à un haut-niveau de pratique. L'enjeu de maintenir une qualité de balle élevée est également mis en évidence par une meilleure reproductibilité des mesures pour les joueurs de niveau supérieur, supposant une plus grande capacité à réitérer un même niveau de performance lors de diverses échéances.

Les variables mesurées au cours du test spécifique, *i.e.*, vitesse de la balle, précision et index de performance, étant reproductibles pour les joueurs présentant un certain niveau de pratique, celui-ci sera donc utilisé afin d'évaluer les effets de la fatigue sur la qualité de la balle. L'étude suivante (**étude 3**) a donc pour objectif d'évaluer les effets de deux modalités de fatigue (mentale et physique) sur la qualité de la balle des pongistes, en utilisant les deux paramètres que sont la vitesse et la précision de la balle en tant que variables dépendantes.

## STUDY 3

MENTAL FATIGUE ALTERS THE SPEED AND THE ACCURACY OF  
THE BALL IN TABLE TENNIS

Le Mansec Y., Pageaux B., Nordez A., Dorel S., Jubeau M

*Submitted in April 2017, in Journal of Sports Sciences*

## ÉTUDE 3

LA FATIGUE MENTALE DIMINUE LA VITESSE ET LA PRÉCISION  
DE LA BALLE EN TENNIS DE TABLE

## Résumé

**But de l'étude :** Le but de cette étude était d'évaluer les effets de la fatigue mentale et physique sur la performance en tennis de table. **Méthodes :** La fatigue mentale (MF) a été induite par la réalisation d'une tâche cognitive de 90 minutes (AX-CPT), alors que la fatigue musculaire a été induite par la réalisation de contractions excentriques au niveau des muscles fléchisseurs du bras (BF) ou extenseurs de la jambe (QF). La condition contrôle était assurée par le visionnage d'un film neutre (90 min). Les caractéristiques de la balle (vitesse et précision), le sentiment de fatigue, ainsi que la capacité de production de force des muscles fléchisseurs du bras (BF, MF et condition contrôle) et extenseurs de la jambe (QF) ont été évalués avant et après les différents protocoles. **Résultats :** Le sentiment de fatigue a augmenté après les trois protocoles de fatigue. La capacité de production de force a diminué après les conditions BF et QF. La précision de la balle était altérée dans les conditions BF et MF. Cette baisse de la précision était associée à une augmentation de la vitesse de la balle dans la condition BF et à une

diminution de la vitesse de la balle dans la condition MF. La condition QF n'a pas ou peu eu d'effet sur la qualité de la balle. **Conclusion** : Nos résultats montrent que la fatigue mentale et la fatigue physique détériorent significativement la performance en tennis de table. Ainsi, l'ensemble des aptitudes physiques et mentales sont à prendre en considération afin d'optimiser la performance des pongistes.

1 Original investigation - Call for paper Table Tennis

2 **Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis**

3 Yann Le Mansec<sup>1</sup>, Benjamin Pageaux<sup>2</sup>, Antoine Nordez<sup>1</sup>, Sylvain Dorel<sup>1</sup>, Marc Jubeau<sup>1</sup>

4 <sup>1</sup>Laboratoire Motricité, Interactions, Performance - EA4334, Université de Nantes, France

5 <sup>2</sup>CAPS UMR1093, INSERM, Univ. Bourgogne-Franche Comté, F-21000 Dijon, France

6 E-mail : [yann.le-mansec@univ-nantes.fr](mailto:yann.le-mansec@univ-nantes.fr) ; [benjaminpageaux@gmail.com](mailto:benjaminpageaux@gmail.com) ; [antoine.nordez@univ-nantes.fr](mailto:antoine.nordez@univ-nantes.fr) ;  
7 [sylvain.dorel@univ-nantes.fr](mailto:sylvain.dorel@univ-nantes.fr)

8 **Corresponding author:**

9 Dr. Marc Jubeau  
10 Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" - EA 4334  
11 Faculté des Sciences du Sport  
12 Université de Nantes  
13 25 bis Boulevard Guy Mollet - BP 72206  
14 44 322 Nantes Cedex 3  
15 France  
16 Tel: 00 33 (0) 2 51 83 70 44  
17 Fax: 00 33 (0) 2 51 83 70 45  
18 E-mail: [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr)

19 **Running head:** Fatigue and table tennis performance

20 Text : 3997 words

21 Abstract : 194 words

22 Figures : 4

23 Table : 1

24 **ABSTRACT**

25 This study aimed at evaluating the effects of mental and muscle fatigue on table tennis performance. Mental fatigue  
26 (MF) was induced by completion of 90 minutes of the AX-CPT; muscle fatigue was induced by completion of an  
27 eccentric exercise performed with the elbow flexors (biceps fatigue, BF) or the knee extensors (quadriceps fatigue,  
28 QF). The control condition consisted of watching a movie. Stroke parameters (speed and accuracy of the ball), as  
29 well as feelings of fatigue and force production capacity of the elbow flexors (BF, MF and control conditions) and  
30 knee extensors (QF condition), were assessed pre and post fatigue protocols. Feelings of fatigue increased post  
31 fatigue protocols. Force production capacity decreased only in the BF and QF conditions. BF and MF induced a  
32 decrease in accuracy. This decrease in accuracy was associated with an increased ball speed in the BF condition,  
33 and a decreased ball speed in the MF condition. QF had a negligible effect on stroke performance. Our results  
34 suggest that both mental fatigue, and muscle fatigue, significantly impair table tennis performance and therefore  
35 coaches should take into account both the physical and mental state of table tennis players to optimize performance.

36

37 **Keywords:** motor control, sport motor skills, racket sports, cognitive fatigue, perceived effort

38

## 39 Introduction

40 The sports sciences literature traditionally defines fatigue resulting from mental exertion as mental fatigue  
41 (Marcora, Staiano, & Manning, 2009) and fatigue resulting from physical exertion as muscle fatigue (Gandevia,  
42 2001). While both mental and muscle fatigue increase subjective feelings of tiredness and lack of energy (Marcora  
43 et al., 2009; Poulus, Docter, & Westra, 1974) and perception of effort during subsequent physical tasks (for review  
44 see Pageaux & Lepers, 2016), only muscle fatigue decreases the force production capacity of the working muscles  
45 (Pageaux, Marcora, & Lepers, 2013; Pageaux, Marcora, Rozand, & Lepers, 2015).

46 Interestingly, some studies have recently demonstrated the negative impact of mental and muscle fatigue  
47 on performance during goal-directed movements (Missenard, Mottet, & Perrey, 2009; Rozand, Lebon,  
48 Papaxanthis, & Lepers, 2015). By measuring the relation between the movement speed and the movement  
49 precision (i.e. speed-accuracy trade-off) during a pointing task (i.e. single-joint movement), the authors  
50 demonstrated that mental and muscle fatigue (Missenard et al., 2009; Rozand et al., 2015) decrease the movement  
51 speed. As in many sports, such as racket sports, the actual performance is related mainly to the ability of athletes  
52 to perform goal-directed movement or specific sport motor skills, the aforementioned studies suggest a negative  
53 impact of fatigue on sport motor skills (i.e. multi-joints movements) performance.

54 Several studies have aimed to investigate the impact of muscle fatigue on sport motor skills. These studies  
55 demonstrated conflicting results since some reported a negative impact of muscle fatigue on sport motor skills  
56 (Apriantono, Nunome, Ikegami, & Sano, 2006; Lyons, Al-Nakeeb, Hankey, & Nevill, 2013; Rota, Morel, Saboul,  
57 Rogowski, & Hautier, 2014; Vergauwen, Spaepen, Lefevre, & Hespel, 1998), whereas others reported no influence  
58 (Aune, Ingvaldsen, & Ettema, 2008; Lyons et al., 2013). The discrepancy in these results might be explained by  
59 (i) the between studies difference in the sport motor skills investigated, and (ii) different alterations in force  
60 production capacity between studies. Indeed, to the best of our knowledge, only two studies measured the reduction  
61 in force production capacity of a specific muscle group before analyzing its effects on sport motor skills  
62 (Apriantono et al., 2006; Rota et al., 2014). Apriantono et al. (2006) demonstrated that a decrease in force  
63 production capacity of the knee extensors and knee flexors led to a decrease in ball velocity of the instep football  
64 kick. With regard to the impact of mental fatigue on sport motor skills, Smith et al. (2016) demonstrated its negative  
65 impact on soccer-specific technical performance (i.e. decrease in shot speed and accuracy). However, to date, no  
66 study has evaluated concomitantly the effects of mental and muscle fatigue on sport motor skills, in order to better  
67 understand and compare their respective effects.

68            Played all over the world, table tennis differs from other racket sports by the small playing field and the  
69 short periods of activity (Zagatto, Papoti, & Gobatto, 2008) involving both upper and lower limbs. Furthermore,  
70 as table tennis requires short reaction times and tactical decisions, involvement in the activity is associated with a  
71 high cognitive demand and a high level of stress (Baron et al., 1992; Raab, Masters, & Maxwell, 2005). To the  
72 best of our knowledge, only one study suggested a negative impact of muscle fatigue on table tennis performance  
73 (Aune et al., 2008) whereas no study tested the impact of mental fatigue on table tennis performance. Therefore,  
74 the present study aimed at evaluating the effects of mental and muscle fatigue on table tennis performance (i.e.  
75 ball speed and accuracy). As the stroke in table tennis requires great coordination between upper and lower limbs  
76 (Iino & Kojima, 2009, 2011), we chose to impair the force production capacity of the elbow flexors (biceps fatigue)  
77 and the knee extensors (quadriceps fatigue). Since both muscle and mental fatigue (Missenard et al., 2009; Rozand  
78 et al., 2015) impair goal-directed movement during single-joint movements, we hypothesized that the three fatigue  
79 conditions (i.e. mental fatigue, biceps fatigue and quadriceps fatigue) would impair table tennis performance in  
80 association with an increased perception of effort.

81

## 82 **Materials and methods**

### 83 **Participants**

84 Twenty-two male table tennis players (mean±SD; age: 26.9±8.9 years, height: 178.9±6.7 cm, weight:  
85 72.2±10.3 kg, training volume: 3.6±1.7 h.w<sup>-1</sup>) volunteered to participate in this study. Players' characteristics can  
86 be found in the Supplemental Material 1. All players participated in competition at the regional-national level in  
87 France. Each player gave his written and informed consent prior to the study. The local ethics committee of the  
88 University of Nantes, in accordance with the Declaration of Helsinki, approved all procedures.

### 89 **Experimental Protocol**

90 Four sessions (one-week recovery in-between), were performed at the end of the season (June-July) to  
91 determine the effects of different fatigue protocols on table tennis performance. The three fatigue conditions were  
92 mental fatigue (fatigue induced by mental exertion), biceps fatigue (fatigue induced by physical exertion involving  
93 the elbow flexors) and quadriceps fatigue (fatigue induced by physical exertion involving the knee extensors). The  
94 control condition consisted of watching a movie. An a priori sample size calculation based on previous studies  
95 (Pageaux, Lepers, Dietz, & Marcora, 2014; Pageaux et al., 2015) determined that 12 players in each experimental  
96 condition were needed for this experimental design. As this study aimed at describing the effects of fatigue on  
97 table tennis performance, it was compulsory to recruit table tennis players with strong expertise. Due to the limited  
98 number of table tennis players with this specific expertise in our laboratory area, it was not possible to find 48  
99 subjects (12 subjects × 4 conditions). Additionally, as all players were involved in a full-time professional activity,  
100 it was not possible to recruit 12 players who were available for 4 experimental sessions lasting 3 hours each.  
101 Consequently, a partial-crossover design was used. Subjects were asked to participate in as many sessions as  
102 possible according to their availabilities. Therefore, players were involved in two (n = 18) or three (n = 4) sessions  
103 in a randomized order (partial-crossover design), allowing us to reach the sample size for each group (12  
104 players/group, see Supplemental Material 1). All players were familiarized with all procedures at the beginning of  
105 their first session. Subjective feelings of fatigue, maximal voluntary contractions (MVC), table tennis performance  
106 and perception of effort were measured pre and post fatigue protocols and the control task (Figure 1). All players  
107 were given instructions to sleep for at least 7-h, refrain from the consumption of alcohol, caffeine and nicotine and  
108 not to practice vigorous physical activity the day before each session. All the sessions were performed at the same  
109 time of day.

## 110 **Psychological measurements**

111           *Perception of effort.* Perception of effort, defined as “the conscious sensation of how hard, heavy, and  
112 strenuous the physical task is” (Pageaux, 2016), was measured immediately at the end of the table tennis  
113 performance test, pre and post fatigue protocols and control task (Figure 1). By measuring perception of effort pre  
114 and post fatigue protocols, we were able to investigate the negative impact of muscle and mental fatigue on the  
115 effort required to perform the table tennis test. Briefly, subjects were asked to rate the effort related to the physical  
116 task just performed by using the ratings of perceived exertion (RPE) scale (Borg, 1998), and not to include  
117 sensation of muscle pain in this rating.

118           *Subjective feelings of fatigue.* A visual analog scale (VAS) was used to evaluate subjective feelings of  
119 fatigue (i.e. feelings of tiredness and lack of energy; Marcora et al., 2009) before and after the fatiguing protocols  
120 and control task (Figure 1). By measuring feelings of fatigue pre and post fatigue protocols, we were able to ensure  
121 that we were successful in our experimental manipulation (i.e. inducing mental and muscle fatigue). Subjects were  
122 asked to place a mark on a 100 mm line, with bipolar end anchors (0 mm=not fatigued at all; 100 mm=extremely  
123 fatigued) to indicate how they currently felt. The VAS score was determined by measuring (in mm) the distance  
124 from the left hand end of the line to the mark made by the subject.

125           *Subjective workload.* The National Aeronautics and Space Administration Task Load Index (NASA-  
126 TLX; Hart & Staveland, 1988) was used to assess the subjective workload of the fatigue protocols (Figure 1). The  
127 NASA-TLX is composed of six subscales (i.e. mental demand, physical demand, temporal demand, performance,  
128 effort and frustration); the participants had to score each of the items on a scale divided into 20 equal intervals  
129 anchored by a bipolar descriptor. This score was multiplied by 5, resulting in a final score between 0 and 100 for  
130 each of the six subscales.

## 131 **Maximal voluntary contractions**

132           Torque production capacity was measured on the limbs corresponding to the preferred hand (e.g., right  
133 leg/arm for a right-handed person). As mental fatigue was demonstrated not to reduce maximal strength or power  
134 capacities of the lower limbs (Martin, Thompson, Keegan, Ball, & Rattray, 2014; Pageaux et al., 2015), we  
135 measured the torque production capacity of the knee extensors only during the quadriceps fatigue condition. All  
136 contractions of the elbow flexors (mental fatigue, biceps fatigue and control conditions) and knee extensors  
137 (quadriceps fatigue condition) were performed on the same dynamometer (Biodex System 3 Research, Biodex

138 Medical, Shirley, USA). MVCs of the elbow flexors were performed with an elbow joint angle at 95° (0° = arm  
139 fully flexed) and the shoulder at 90° (0° = full shoulder abduction). MVCs of the knee extensors were performed  
140 with a knee joint angle at 85° (0° = leg fully extended) and a hip angle at 95° of flexion. All mechanical signals  
141 were digitized on-line at a sampling frequency of 1 kHz and stored for off-line analysis with BIOPAC Student Lab  
142 Pro® software (Biopac Systems Inc., Goleta, USA). Prior to the pre fatigue MVC, subjects completed a warm-up  
143 of 8 submaximal contractions (~ 8-s) ranging from 20% to 80% of the estimated isometric MVC torque, followed  
144 by a 5-min rest. Then, a 5-s MVC was performed twice (with 1-min rest between each MVC) pre or post fatigue  
145 protocols and the best trial was retained. During completion of the MVCs, strong verbal encouragements were  
146 provided.

### 147 **Fatigue Protocols**

148 In the present study, the eccentric protocol previously used by de Morree, Klein, and Marcora (2012) was  
149 replicated to induce muscle fatigue without significant metabolic stress and consequent accumulation of muscle  
150 metabolites (for more details see de Morree et al., 2012; Marcora, Bosio, & de Morree, 2008).

151 **Quadriceps fatigue.** Subjects performed maximal eccentric contractions (interspaced by 30 s recovery  
152 between contractions) at 60°.s<sup>-1</sup> from 20° to 95°. A series of ten maximal eccentric contractions interspaced by one  
153 isometric MVC were performed until a decrease of 15% in isometric MVC was reached (compared to the pre  
154 fatigue value). This target was chosen based on a previous study that showed a 15% decrease in torque production  
155 capacity of the knee extensors following a table tennis competition (Le Mansec, Seve, & Jubeau, 2016).

156 **Biceps fatigue.** Subjects performed maximal eccentric contractions (interspaced by 30 s recovery between  
157 two contractions) at 60°.s<sup>-1</sup> from 150° to 20°. Firstly, participants were asked to perform ten maximal eccentric  
158 contractions followed by an isometric MVC. Subsequently, a series of five maximal eccentric contractions  
159 interspaced by one isometric MVC were performed until a decrease of 15% in isometric MVC was reached  
160 (compared to pre fatigue value).

161 **Mental fatigue.** Mental fatigue was induced by completion of the AX-Continuous Performance Test (AX-  
162 CPT) test for 90 min (Marcora et al., 2009; Pageaux et al., 2013). Full description of the AX-CPT can be found in  
163 the text of the Supplemental Material 2. To ensure engagement and vigilance during the cognitive task, an  
164 experimenter was present throughout the task and a 50 € price was given for the three best performances.

165            *Control condition.* The control protocol consisted of watching a movie (« Home »; Y. Arthus Bertrand,  
166 2009) for 90 min. Subjects sat in a comfortable chair in front of the screen. This movie does not induce feelings  
167 of fatigue (Rozand et al., 2015).

### 168 **Table tennis performance test**

169            We quantified table tennis performance by measuring stroke parameters during a recently validated  
170 specific performance test (for full description of the test, see supplemental material 2 and Le Mansec, Dorel,  
171 Nordez, & Jubeau, 2015). Briefly, subjects performed 45 forehand strokes by hitting alternately three targets  
172 located on strategic locations (left, middle and right part of the table). A robot sent the ball consistently to the same  
173 place (center of the table, 100/120-cm away from the net) every 3 s. Ball speed, accuracy (i.e. percentage of targets  
174 reached), faults (i.e. percentage of ball not reaching the table) and total score (i.e. target reached=2 points, target  
175 not reached but ball on the table=1 point, fault=0 point, total /90) were measured after completion of MVC and  
176 psychological tests. Subjects were instructed to hit the ball as they would do in a game to win the point.

### 177 **Statistical analysis**

178            Assumptions of statistical tests such as normal distribution and sphericity of data were checked as  
179 appropriate. Values are presented as mean  $\pm$  SD. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to test between  
180 groups differences in anthropometric data, table tennis experience and performance parameters before the fatigue  
181 protocols. According to our design (partial-crossover design, see “experimental protocol”), mixed-design  
182 ANOVAs (4 conditions – control, mental fatigue, biceps fatigue and quadriceps fatigue - x 2 times – pre and post  
183 fatigue protocols/control task -) were used to test the effects of fatigue on stroke performance parameters, MVC  
184 torque and psychological parameters. Factor ‘time’ was considered as the within-subjects factor (repeated  
185 measures, comparisons of pre vs post fatigue protocol), and factor ‘conditions’ as the between-subjects factors  
186 (independent measures, comparisons between fatigue conditions). Significant main effects of time, condition and  
187 interaction were followed up with LSD Fisher tests as appropriate. The significance was set at  $P < 0.05$  (two-tailed)  
188 for all analyses. Effects sizes are reported as partial eta squared ( $\eta_p^2$ ) and Cohen’s  $d_z$ . Statistical analyses were  
189 performed with Statistica (Statistica®V6, Statsoft, Tulsa, USA) and G\*Power software (version 3.1.6 Universität  
190 Düsseldorf, Germany).

191

## 192 Results

193 There was no significant difference between groups for anthropometric data, table tennis experience and  
194 performance pre fatigue protocols (all  $P > 0.05$ , see Supplemental Material 1 and Table 1).

### 195 Markers of fatigue

196 There was a significant condition  $\times$  time interaction for the subjective feelings of fatigue ( $P = 0.001$ ,  
197  $\eta_p^2 = 0.431$ ). Subjective feelings of fatigue increased solely following the fatigue protocols. Follow-up tests are  
198 presented in Table 1.

199 With regard to the NASA-TLX scale, there was a significant difference between conditions for the  
200 following subscales: mental demand ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.622$ ), physical demand ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.894$ ), temporal  
201 demand ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.350$ ), performance ( $P = 0.002$ ,  $\eta_p^2 = 0.269$ ) and effort ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.754$ ). Follow-up tests  
202 are presented in Figure 2.

203 There was a significant condition  $\times$  time interaction for the MVC torque ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.720$ ). As shown  
204 in Table 1, only physical exertion induced a decrease in MVC torque (elbow flexors,  $P < 0.001$ ; knee extensors,  
205  $P < 0.001$ ) protocols.

### 206 Effects of the fatigue protocols on table tennis performance

207 All stroke parameter values obtained pre and post each fatigue protocol and control task are presented in  
208 Figure 3. No change in any stroke parameters occurred during the control condition.

209 **Ball speed.** There was a significant condition  $\times$  time interaction for ball speed ( $P = 0.006$ ,  $\eta_p^2 = 0.244$ , Figure  
210 3A). Mental fatigue induced a decrease in ball speed ( $-2.2 \pm 3.5\%$ ,  $P = 0.035$ ,  $d_z = 0.669$ ), biceps fatigue induced an  
211 increase in ball speed ( $+3.4 \pm 4.2\%$ ,  $P = 0.003$ ,  $d_z = 0.835$ ) and quadriceps fatigue did not alter ball speed ( $P = 0.511$ ,  
212  $d_z = 0.237$ ).

213 **Accuracy.** There was a significant condition  $\times$  time interaction for accuracy ( $P = 0.005$ ,  $\eta_p^2 = 0.251$ , Figure  
214 3B). Biceps fatigue induced a decrease in accuracy ( $-6.7 \pm 7.7\%$ ,  $P = 0.001$ ,  $d_z = 0.866$ ) and mental fatigue tended to  
215 decrease the accuracy ( $-3.9 \pm 7.0\%$ ,  $P = 0.057$ ,  $d_z = 0.553$ ). Quadriceps fatigue did not alter the accuracy ( $P = 0.751$ ,  
216  $d_z = 0.097$ ).

217            **Faults.** There was a significant condition  $\times$  time interaction for the number of faults ( $P=0.048$ ,  $\eta_p^2=0.160$ ,  
218 Figure 3C). Mental fatigue ( $+5.4\pm 6.3\%$ ,  $P=0.014$ ,  $d_z=0.850$ ) and biceps fatigue ( $+7.4\pm 7.9\%$ ,  $P=0.001$ ,  $d_z=0.939$ )  
219 increased the number of faults made by the subjects. Quadriceps fatigue tended to increase the number of faults  
220 made by the subjects ( $+4.2\pm 8.7\%$ ,  $P=0.055$ ,  $d_z=0.478$ ).

221            **Total score.** There was a significant condition  $\times$  time interaction for the total score ( $P=0.007$ ,  $\eta_p^2=0.238$ ,  
222 Figure 3D). Mental fatigue ( $-6.6\pm 8.9\%$ ,  $P=0.015$ ,  $d_z=0.759$ ) and biceps fatigue ( $-10.2\pm 10.3\%$ ,  $P<0.001$ ,  $d_z=0.956$ )  
223 induced a decrease in total score. Quadriceps fatigue did not impair the total score ( $P=0.340$ ,  $d_z=0.247$ ).

224            **Perception of effort.** There was a significant condition  $\times$  time interaction for the ratings of perceived  
225 exertion (RPE) ( $P<0.001$ ,  $\eta_p^2=0.329$ ). Biceps and quadriceps fatigue protocols increased significantly RPE, while  
226 a tendency ( $P=0.067$ ) is observed after mental fatigue (Figure 4).

227

## 228 Discussion

229 In accordance with our hypothesis this study demonstrates that mental and biceps fatigue decrease table  
230 tennis performance. However, quadriceps fatigue had negligible effects on table tennis performance.

231 Results of the NASA-TLX scale highlight the higher subjective workload of the fatigue protocols  
232 compared to the control task. The increase in self-reported fatigue induced by prior mental or physical exertion  
233 confirms that a state of fatigue was induced by our fatigue protocols. We quantified MVC of the knee extensors  
234 (quadriceps fatigue condition) and the elbow flexors (mental fatigue and biceps fatigue conditions) following  
235 mental and physical exertion. In line with the literature, our results confirm that mental fatigue does not decrease  
236 force production capacity of the working muscles (Duncan, Fowler, George, Joyce, & Hankey, 2015; Martin et  
237 al., 2014; Pageaux et al., 2013; Pageaux et al., 2015). The eccentric protocols induced a decrease in MVC torque  
238 of the exercised muscles. We cannot exclude that this decrease in MVC torque might be due to the presence of  
239 muscle damage. However, due to the low decrease in MVC immediately after exercise ( $< -20\%$ ), it is unlikely that  
240 muscle damage, if any, influenced the present results (Paulsen, Mikkelsen, Raastad, & Peake, 2012). Considering  
241 the psychological and physiological markers of fatigue all together, we can conclude that we were successful in  
242 inducing a state of fatigue in our subjects.

243 Our results demonstrate that engaging in a highly demanding cognitive task for ninety minutes leads to a  
244 decrease in table tennis performance. This decrease in table tennis performance in the presence of mental fatigue  
245 was associated with a decrease in ball speed ( $-2.2\%$ ) and accuracy ( $-3.9\%$ ), and an increase ( $+5.4\%$ ) in the number  
246 of faults committed. These results are in line with previous studies demonstrating a negative impact of mental  
247 fatigue on manual dexterity (Duncan et al., 2015) and soccer performance (Smith et al., 2016). Of particular interest  
248 is Smith et al.'s (2016) study that reported a decrease in accuracy and ball speed measured during a soccer-shooting  
249 test in the presence of mental fatigue. We suggest that, as observed in soccer, the decrease in ball speed in our  
250 study was insufficient to maintain optimal accuracy. Consequently, as mental fatigue impairs sport motor skills  
251 involving not only the lower limbs (i.e. soccer; Smith et al., 2016) but also the upper limbs (i.e. table tennis), it is  
252 likely that the negative impact of mental fatigue could be extended to other sport motor skills such as free-throw  
253 in basketball or drop-goal in rugby.

254 Our results confirm that the negative impact of mental fatigue on human performance is not mediated by  
255 a reduction in force production capacity (Pageaux et al., 2013; Pageaux et al., 2015). Mental fatigue has been

256 shown to alter speed-accuracy trade-off in both a real and imagined pointing task (Rozand et al., 2015). Due to the  
257 prolonged activation of the anterior cingulate cortex during highly demanding cognitive tasks and its role in  
258 cognitive control, response preparation, planning process and action monitoring (for review please see Paus, 2001),  
259 the authors suggested that mental fatigue might alter the preparatory state of the movement, leading to an alteration  
260 of the motor command (Rozand et al., 2015). Albeit speculative, this hypothesis finds support from previous  
261 studies demonstrating an exacerbated muscle activation during cycling in presence of mental fatigue (Pageaux et  
262 al., 2015) and a decrease in manual dexterity induced by mental fatigue (Duncan et al., 2015). Future studies with  
263 specific focus on motor control should investigate whether the negative impact of mental fatigue on goal-directed  
264 movement could be due to an alteration of the motor command.

265 Our results demonstrate that a reduction in MVC of the elbow flexors (i.e. biceps fatigue) impairs table  
266 tennis performance. A reduction in sport motor skill performance in the presence of reduced force production  
267 capacity has been previously shown in soccer (Apriantono et al., 2006) and tennis (Rota et al., 2014). Contrary to  
268 our study, these authors observed impairment in sport motor skill performance associated with a decreased ball  
269 speed (Apriantono et al., 2006; Rota et al., 2014). The discrepancy between our results (i.e. increase in ball speed)  
270 and those of previous studies (i.e. decrease in ball speed), suggests that contrary to the subjects of the  
271 aforementioned studies, our subjects prioritized the speed of the ball rather than the accuracy during the stroke,  
272 probably due to the instructions provided to our subjects (i.e. subjects were instructed to hit the ball as they would  
273 do in a game to win the point). Ball speed and total score were not altered in the presence of a reduction in knee  
274 extensors force production capacity (i.e. quadriceps fatigue) similar to the one observed following a table tennis  
275 competition (~ -15%; Le Mansec et al., 2016), and only the number of faults tended to increase. Consequently, our  
276 results suggest a negligible effect of quadriceps fatigue (small Cohen's effect size) on table tennis performance.

277 To the best of our knowledge, this study is the first to compare the impact of mental and muscle fatigue  
278 on a specific sport motor skill. Our results suggest that our three fatigue conditions increased perception of effort  
279 related to the completion of the table tennis performance test. This result is in line with previous studies  
280 demonstrating an increase in perception of effort induced by both mental and physical exertion (for review see  
281 Pageaux & Lepers, 2016). The increase in perception of effort suggests that our subjects increased their effort in  
282 the presence of mental and muscle fatigue to maintain an optimal performance. Interestingly, as performance was  
283 decreased by mental fatigue and biceps fatigue, it seems that this behavior was efficient only in the presence of a  
284 reduction in knee extensors force production capacity.

285 While the impact of quadriceps fatigue was negligible, biceps fatigue and mental fatigue both decreased  
286 accuracy to the same extent. Albeit accuracy was decreased by both fatigue conditions, mental fatigue decreased  
287 the ball speed while this parameter increased in presence of biceps fatigue. The different effects of mental and  
288 biceps fatigue on sport motor skills suggest a difference in how the central nervous system adapts to these two  
289 fatigue conditions to ensure successful movement execution. However, as the present experimental design was not  
290 dedicated to investigate the underlying neurophysiological mechanisms causing the observed differences in motor  
291 control, no conclusion can be drawn.

292 Even though this study is the first to evaluate concomitantly the effects of mental and muscle fatigue on table  
293 tennis performance, we have to acknowledge some limitations. First, the extent of biceps fatigue induced in the  
294 present study is likely exacerbated compared to a real table tennis competition. Therefore, it is possible that the  
295 effects on performance were also overestimated. Second, we decided to use a table tennis test with the ball  
296 consistently sent by a robot to the same place. Therefore, the test was performed without displacement, which may  
297 have led to the negligible effect of quadriceps fatigue on table tennis performance.

## 298 **Conclusions and practical applications**

299 By comparing the impact of mental and muscle fatigue on table tennis performance, this study  
300 demonstrated that mental and muscle fatigue affect stroke parameters differently. Of interest for coaches in charge  
301 of training program, the negligible impact of quadriceps fatigue on table tennis performance suggests that a  
302 strength training session of the lower limb muscles may be followed by a specific skill training session, without  
303 altering the stroke quality. Our results also suggest that table tennis coaches should take into account the physical  
304 and mental fatigue state of their athletes to optimize performance. Indeed, the increase in feelings of fatigue and  
305 perception of effort induced by all fatigue protocols confirm the importance for coaches of using self-reported  
306 measures to monitor the athlete training response (Saw, Main, & Gastin, 2016).

307

308

309 The authors declare that they have no conflict of interest.

310

## 311 REFERENCES

- 312 Apriantono, T., Nunome, H., Ikegami, Y., & Sano, S. (2006). The effect of muscle fatigue on instep kicking  
313 kinetics and kinematics in association football. *Journal of sports sciences*, 24(9), 951-960.  
314 doi:10.1080/02640410500386050
- 315 Aune, T. K., Ingvaldsen, R. P., & Ettema, G. J. (2008). Effect of physical fatigue on motor control at different skill  
316 levels. *Perceptual and motor skills*, 106(2), 371-386. doi:10.2466/pms.106.2.371-386
- 317 Baron, R., Petschnig, R., Bachl, N., Raberger, G., Smekal, G., & Kastner, P. (1992). Catecholamine excretion and  
318 heart rate as factors of psychophysical stress in table tennis. *International journal of sports medicine*,  
319 13(7), 501-505. doi:10.1055/s-2007-1021306
- 320 Borg, G. (1998). *Borg's Perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 321 de Morree, H. M., Klein, C., & Marcora, S. M. (2012). Perception of effort reflects central motor command during  
322 movement execution. *Psychophysiology*(49), 1242-1253. doi:10.1111/j.1469-8986.2012.01399.x
- 323 Duncan, M. J., Fowler, N., George, O., Joyce, S., & Hankey, J. (2015). Mental fatigue negatively influences  
324 manual dexterity and anticipation timing but not repeated high-intensity exercise performance in trained  
325 adults. *Research in sports medicine*, 23(1), 1-13. doi:10.1080/15438627.2014.975811
- 326 Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4),  
327 1725-1789.
- 328 Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and  
329 theoretical research. *Human mental workload*, 1, 139-183.
- 330 Iino, Y., & Kojima, T. (2009). Kinematics of table tennis topspin forehands: effects of performance level and ball  
331 spin. *Journal of sports sciences*, 27(12), 1311-1321. doi:10.1080/02640410903264458
- 332 Iino, Y., & Kojima, T. (2011). Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and  
333 intermediate players. *Sports Biomech*, 10(4), 361-377. doi:10.1080/14763141.2011.629304
- 334 Le Mansec, Y., Dorel, S., Nordez, A., & Jubeau, M. (2015). Sensitivity and Reliability of a Specific Test of Stroke  
335 Performance in Table Tennis. *International journal of sports physiology and performance*.  
336 doi:10.1123/ijsp.2015-0444
- 337 Le Mansec, Y., Seve, C., & Jubeau, M. (2016). Neuromuscular fatigue and time motion analysis during a table  
338 tennis competition. *The Journal of sports medicine and physical fitness*.
- 339 Lyons, M., Al-Nakeeb, Y., Hankey, J., & Nevill, A. (2013). The effect of moderate and high-intensity fatigue on  
340 groundstroke accuracy in expert and non-expert tennis players. *Journal of Sports Science & Medicine*,  
341 12(2), 298-308.
- 342 Marcora, S. M., Bosio, A., & de Morree, H. M. (2008). Locomotor muscle fatigue increases cardiorespiratory  
343 responses and reduces performance during intense cycling exercise independently from metabolic stress.  
344 *American journal of physiology, regulatory, integrative and comparative physiology*, 294(3), R874-883.  
345 doi:10.1152/ajpregu.00678.2007
- 346 Marcora, S. M., Staiano, W., & Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans.  
347 *Journal of applied physiology*, 106(3), 857-864. doi:10.1152/jappphysiol.91324.2008
- 348 Martin, K., Thompson, K. G., Keegan, R., Ball, N., & Rattray, B. (2014). Mental fatigue does not affect maximal  
349 anaerobic exercise performance. *European journal of applied physiology*. doi:10.1007/s00421-014-3052-  
350 1
- 351 Missenard, O., Mottet, D., & Perrey, S. (2009). Adaptation of motor behavior to preserve task success in the  
352 presence of muscle fatigue. *Neuroscience*, 161(3), 773-786. doi:10.1016/j.neuroscience.2009.03.062
- 353 Pageaux, B. (2016). Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. *European*  
354 *journal of sport science*, 16(8), 1-10. doi:10.1080/17461391.2016.1188992
- 355 Pageaux, B., & Lepers, R. (2016). Fatigue induced by physical and mental exertion increases perception of effort  
356 and impairs subsequent endurance performance. *Frontiers in physiology*, 7(587).  
357 doi:10.3389/fphys.2016.00587
- 358 Pageaux, B., Lepers, R., Dietz, K. C., & Marcora, S. M. (2014). Response inhibition impairs subsequent self-paced  
359 endurance performance. *European journal of applied physiology*, 114(5), 1095-1105.  
360 doi:10.1007/s00421-014-2838-5
- 361 Pageaux, B., Marcora, S. M., & Lepers, R. (2013). Prolonged mental exertion does not alter neuromuscular  
362 function of the knee extensors. *Medicine and science in sports and exercise*, 45(12), 2254-2264.  
363 doi:10.1249/MSS.0b013e31829b504a
- 364 Pageaux, B., Marcora, S. M., Rozand, V., & Lepers, R. (2015). Mental fatigue induced by prolonged self-  
365 regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body endurance exercise.  
366 *Frontiers in human neuroscience*, 9. doi:10.3389/fnhum.2015.00067
- 367 Paulsen, G., Mikkelsen, U. R., Raastad, T., & Peake, J. M. (2012). Leucocytes, cytokines and satellite cells: what  
368 role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exerc Immunol Rev*,  
369 18, 42-97.

- 370 Paus, T. (2001). Primate anterior cingulate cortex: where motor control, drive and cognition interface. *Nature*  
371 *reviews. Neuroscience*, 2(6), 417-424. doi:10.1038/35077500
- 372 Poulus, A. J., Docter, H. J., & Westra, H. G. (1974). Acid-base balance and subjective feelings of fatigue during  
373 physical exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 33(3), 207-213. doi:10.1007/bf00421148
- 374 Raab, M., Masters, R. S., & Maxwell, J. P. (2005). Improving the 'how' and 'what' decisions of elite table tennis  
375 players. *Hum Mov Sci*, 24(3), 326-344. doi:10.1016/j.humov.2005.06.004
- 376 Rota, S., Morel, B., Saboul, D., Rogowski, I., & Hautier, C. (2014). Influence of fatigue on upper limb muscle  
377 activity and performance in tennis. *Journal of electromyography and kinesiology*, 24(1), 90-97.  
378 doi:10.1016/j.jelekin.2013.10.007
- 379 Rozand, V., Lebon, F., Papaxanthis, C., & Lepers, R. (2015). Effect of mental fatigue on speed-accuracy trade-  
380 off. *Neuroscience*, 297, 219-230. doi:10.1016/j.neuroscience.2015.03.066
- 381 Saw, A. E., Main, L. C., & Gatin, P. B. (2016). Monitoring the athlete training response: subjective self-reported  
382 measures trump commonly used objective measures: a systematic review. *British journal of sports*  
383 *medicine*, 50(5), 281-291. doi:10.1136/bjsports-2015-094758
- 384 Smith, M. R., Coutts, A. J., Merlini, M., Deprez, D., Lenoir, M., & Marcora, S. M. (2016). Mental Fatigue Impairs  
385 Soccer-Specific Physical and Technical Performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(2),  
386 267-276. doi:10.1249/MSS.0000000000000762
- 387 Vergauwen, L., Spaepen, A. J., Lefevre, J., & Hespel, P. (1998). Evaluation of stroke performance in tennis.  
388 *Medicine and science in sports and exercise*, 30(8), 1281-1288.
- 389 Zagatto, A. M., Papoti, M., & Gobatto, C. A. (2008). Validity of critical frequency test for measuring table tennis  
390 aerobic endurance through specific protocol. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(4), 461-466.

391

392

393

#### 394 LIST OF ELECTRONIC SUPPLEMENTAL MATERIAL

- 395 • Electronic Supplemental Material 1. PDF
- 396 • Electronic Supplemental Material 2. PDF

397 • **Table 1.** Physiological and psychological markers of fatigue. MVC = maximal voluntary contraction, VAS = visual analog scale. \*\*\* significant difference between  
 398 pre fatigue and post fatigue within group (P<0.001 respectively). Data are presented as means ± SD.

399  
 400

	Control		Mental fatigue		Biceps fatigue		Quadriceps fatigue	
	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post
Force production capacity								
<i>Knee extensors MVC (N·m)</i>	-	-	-	-	-	-	242.4 ± 48.0	204.3 ± 35.6***
<i>Elbow flexors MVC (N·m)</i>	67.5 ± 10.4	66.4 ± 11.2	74.5 ± 12.2	71.6 ± 11.3	79.7 ± 13.4	60.2 ± 13.2***	-	-
Subjective feelings of fatigue								
<i>VAS (/100)</i>	22.3 ± 17.7	22.3 ± 16.2	14.7 ± 11.6	55.9 ± 24.5***	12.8 ± 10.8	48.5 ± 14.5***	21.4 ± 16.1	53.1 ± 14.0***

401

402 **FIGURE CAPTIONS**

403 **Fig 1** Overview of the experimental protocol. MVC = maximal voluntary contraction; TT = table tennis test; RPE  
404 = ratings of perceived exertion; VAS = visual analog scale; NASA TLX= National Aeronautics and Space  
405 Administration task load index.

406 **Fig 2** Subjective workload related to the fatigue protocols. \*, \*\* and \*\*\* significant difference between conditions  
407 ( $P < 0.05$ ,  $P < 0.01$  and  $P < 0.001$  respectively). Data are presented as means  $\pm$  SD.

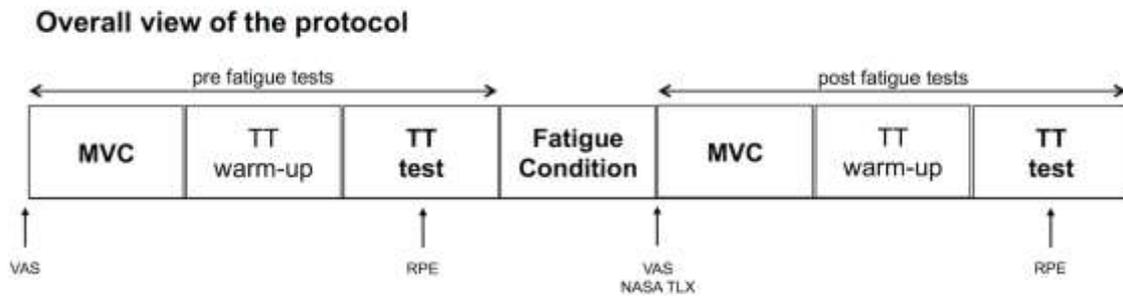
408 **Fig 3** Effects of the fatigue protocols on stroke parameters. Ball speed (panel A), accuracy (panel B), faults (panel  
409 C), total score (panel D) measured before (pre) and after (post) the control, mental fatigue, biceps fatigue and  
410 quadriceps fatigue protocols. \*, \*\* and \*\*\* significantly different from pre ( $P < 0.05$ ,  $P < 0.01$  and  $P < 0.001$   
411 respectively). † trend difference from pre ( $0.05 < P < 0.1$ ; all  $d_z > 0.477$ ). Data are presented as means  $\pm$  SD.

412 **Fig 4** Ratings of perceived exertion (RPE) related to the table tennis performance test measured before (pre) and  
413 after (post) the control, mental fatigue, biceps fatigue and quadriceps fatigue protocols. \*\*\* significantly different  
414 from pre ( $P \leq 0.001$ ). † trend difference from pre ( $P = 0.067$ ;  $d_z = 0.542$ ). Data are presented as means  $\pm$  SD.

415

416

417

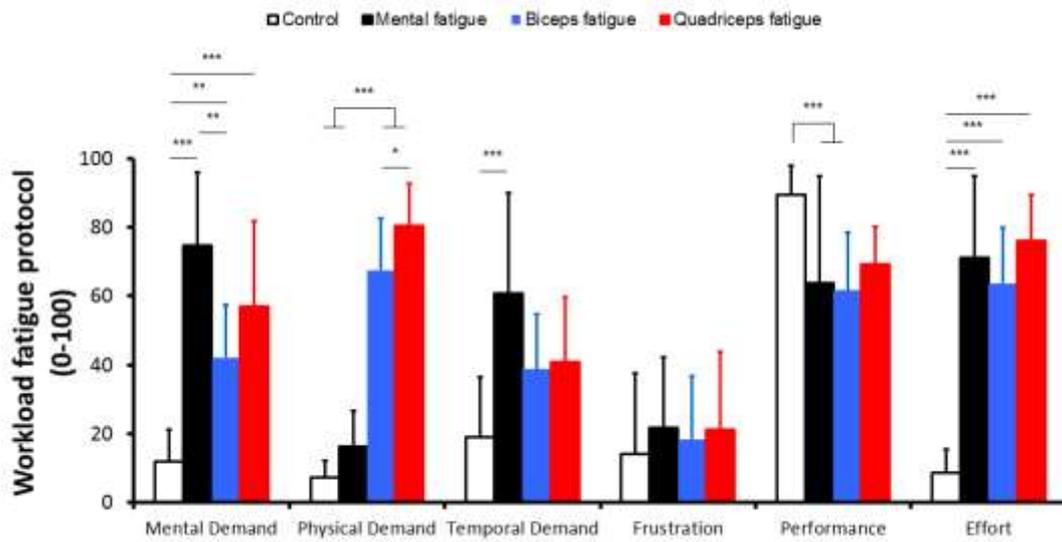


418

419

Fig. 1

420

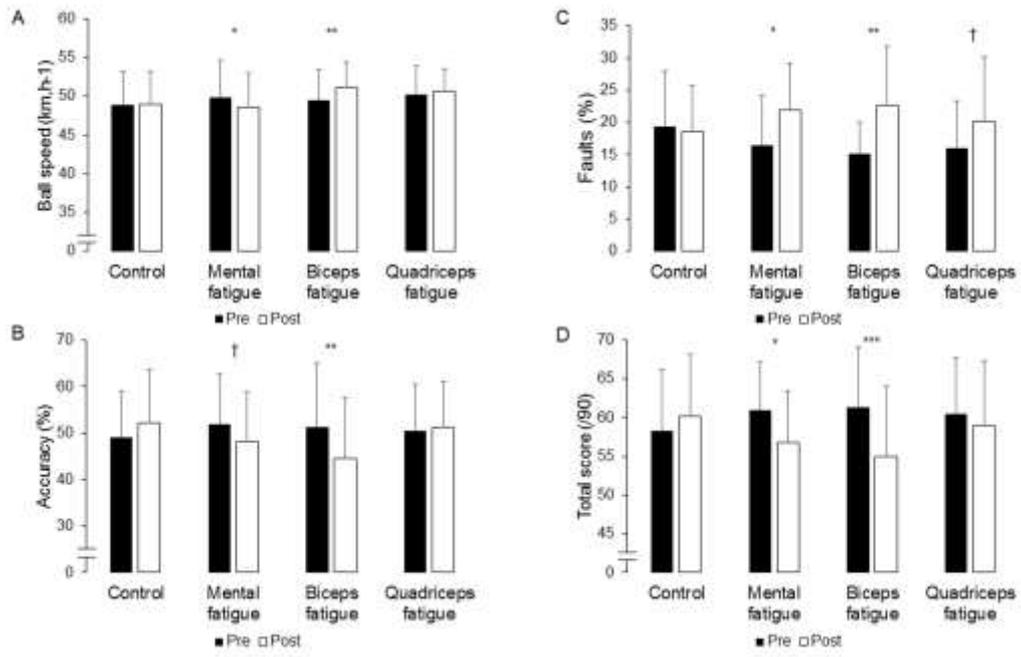


421

422

Fig. 2

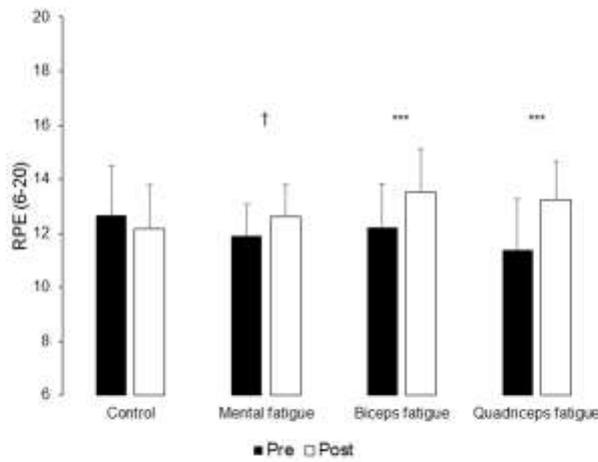
423



424

425

Fig. 3



426

427

Fig. 4

### Synthèse étude 3

Au cours de cette étude, nous avons mis en évidence une altération de la qualité de la balle en situation de fatigue mentale et de fatigue neuromusculaire (membres supérieurs), avec cependant des différences dans la gestion de ces deux états de fatigue. En effet, alors que les deux paramètres ont été altérés en situation de fatigue mentale, seule la précision a été impactée en présence d'une fatigue neuromusculaire. Du fait du faible nombre d'études portant sur les effets de la fatigue mentale au cours de tâches complexes, il est difficile de dégager un modèle de comportement des adaptations mises en place volontairement ou non par les joueurs. En revanche, concernant la fatigue neuromusculaire, nos résultats sont en accord avec d'autres études portant sur le tennis (Rota *et al.* 2013 ; Vergauwen *et al.* 1998) et montrent une diminution plus marquée de la précision, alors que la vitesse n'est que peu voire pas impactée. L'ensemble de ces données suggère que, en condition de fatigue neuromusculaire, les joueurs des différents sports de raquette privilégient le maintien de la vitesse au détriment de la précision. De manière intéressante, cette étude a également mis en évidence une absence d'altérations consécutivement à l'instauration d'une fatigue des membres inférieurs, bien que ce résultat soit à pondérer du fait que le test n'impliquait pas de déplacement avant ou après la réalisation de la frappe.

L'**étude 2** a montré que la vitesse de la balle augmentait (presque linéairement) avec le niveau de pratique des joueurs, alors que l'**étude 3** a montré qu'en condition de fatigue, les joueurs cherchaient à maintenir stable ce paramètre, quitte à être moins précis. La vitesse apparaît donc comme le paramètre déterminant de la performance dans les sports de raquette, et particulièrement en tennis de table du fait de la faible distance entre les joueurs et donc du faible temps imparti pour agir et réagir. Les études suivantes (**étude 4** et **étude 5**) se sont donc intéressées au temps de réaction et plus particulièrement aux possibles altérations du temps de réaction et de ses composantes en situation de fatigue mentale ou physique.

## STUDY 4

REACTION TIME CAN BE MEASURED DURING VOLUNTARY  
CONTRACTIONS WITH ELECTRODE ARRAY

Le Mansec Y., Nordez A., Dorel S., Jubeau M.

*Accepted in Clin Physiol and Functional Imaging*

## ÉTUDE 4

L'UTILISATION D'UNE MATRICE D'ÉLECTRODES PERMET  
L'ÉVALUATION DU TEMPS DE RÉACTION AU COURS DE  
CONTRACTIONS VOLONTAIRES

## Résumé

**But de l'étude :** Le temps de réaction est classiquement décomposé en une composante prémotrice, correspondant aux étapes de traitement (temps préMOTEUR) et un temps moteur ou délai électromécanique, correspondant à l'exécution de la réponse motrice. Cependant, la détermination du début de l'activité électromyographique (EMG) au cours de contractions volontaires, permettant ainsi de dissocier la fin du temps préMOTEUR du début du délai électromécanique, reste en débat. De plus, la reproductibilité des mesures du temps de réaction et de ses composantes reste à déterminer, notamment lorsqu'un faible nombre d'essais est réalisé. **Méthodes :** Douze sujets ont réalisé deux sessions de temps de réaction espacées de 5 minutes. Le temps de réaction a été évalué au cours de contractions volontaires isométriques des muscles fléchisseurs du bras, correspondant au délai séparant l'apparition d'un signal lumineux (stimulus) du début d'une réponse mécanique. Une matrice d'électrodes (64

---

voies) a été utilisée afin de détecter précisément le début de l'activité EMG (début du délai électromécanique), issue des fibres musculaires responsables du début du mouvement. **Résultats** : Le temps prémoteur représentait la part la plus importante du temps de réaction (~88%). Les coefficients de variation étaient acceptables pour l'ensemble des paramètres étudiés (de 11.9 à 13.4%). **Conclusion** : Étant donnée la variabilité spatiale du début d'activité électromyographique, l'utilisation d'une matrice d'électrodes apparaît comme essentielle pour évaluer le délai électromécanique au cours de contractions volontaires. Par ailleurs, des sessions de deux essais seulement semblent suffisamment fiables pour détecter des variations des différentes composantes du temps de réaction.

1 Short Technical Communication

2 **Reaction time can be measured during voluntary contractions**  
3 **with electrode array**

4 Yann Le Mansec, Antoine Nordez, Sylvain Dorel and Marc Jubeau

5 University of Nantes, Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA 4334),

6 Faculty of Sport Sciences, Nantes, France.

7

8 Short title: Reaction time reliability

9 Words: 1415

10 Display items: 1

11

12 Correspondence

13 Marc Jubeau

14 Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" - EA 4334

15 Faculté des Sciences du Sport

16 Université de Nantes

17 25 bis Boulevard Guy Mollet - BP 72206

18 44 322 Nantes Cedex 3

19 France

20 Tel: 00 33 (0) 2 51 83 70 44

21 Fax: 00 33 (0) 2 51 83 70 45

22 E-mail: [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr)

23 **Reaction time can be measured during voluntary contractions**  
24 **with electrode array**

25 Summary

26 Reaction time (RT) is classically divided into premotor time (PMT) and  
27 electromechanical delay (EMD). However, the determination of the onset of  
28 electromyographic activity (EMG) during voluntary contraction remains questionable. In  
29 addition, the reliability of RT, PMT and EMD needs to be determined. Twelve  
30 participants performed two sessions of RT trials, separated by 5 minutes. RT was  
31 evaluated during voluntary isometric contractions of the elbow flexors, that is time  
32 between a light signal (stimulus) and the onset of the mechanical response. To assess  
33 EMD, an electrode array (64-channels) was used to accurately detect the onset of EMG  
34 activity. PMT represented the major part of the RT (~88%). Coefficients of variation were  
35 reasonably satisfactory for all parameters (range: 11.9-13.4%). The use of electrode array  
36 appears to be a relevant method to measure EMD. Moreover, sessions based on two trials  
37 are reliable enough to detect changes in RT components.

38 **Key words:** premotor time, electromechanical delay, reliability, electromyography,  
39 isometric

40

## 41 Introduction

42 Reaction time (RT), defined as the interval between the onset of the stimulus and the  
43 initiation of a mechanical response (Pachella, 1974) has been widely investigated for  
44 various purposes, that is effects of age (Benton 1977), neurodegenerative disorders  
45 (Jahanshahi *et al.* 1992), sport performance (Brisswalter *et al.* 1997). Four decades ago,  
46 Hamsher & Benton (1977) investigated RT and showed that at least 18 trials for simple  
47 RT (*i.e.*, pressing a button) and 30 trials for 2-choices RT are required to obtain reliable  
48 measurements. This result prevents the use of RT to study short time effects. As a  
49 consequence, since significant recovery in muscle function occurs within the first 1-2  
50 minutes after exercise (Froyd *et al.* 2013), the assessment of acute effect of fatigue on RT  
51 requires the use of a limiting number of trials. However, as RT is task dependent  
52 (Pachella, 1974) and motivational factors may influence the reliability in RT  
53 measurements (Schmiedek *et al.* 2009), it is plausible that another task, such as isometric  
54 contraction, would have led to a different result in terms of reliability. To the best of our  
55 knowledge, the reliability of RT assessed during isometric contractions has not been  
56 previously examined and remains to be determined.

57 During isometric contraction, Weiss (1965) and others researchers (Klimovitch, 1977;  
58 Pääsuke *et al.* 1999; Davranche *et al.* 2006) used the onset of the electromyographic  
59 (EMG) activity and the mechanical response to fractionate RT in pre-motor time (PMT)  
60 and motor time (*i.e.*, electromechanical delay (EMD))(Cavanagh & Komi, 1979). This  
61 change in EMG signal in two components is also consistent with the dissociation between  
62 brain regions involved in the cognitive processes and brain regions involved in motor  
63 response processes (Yarkoni *et al.* 2009). However, Hug *et al.* (2011) showed a high

64 variability in determination of the onset time of EMG burst depending on the electrodes  
65 locations. It highlights the difficulty to detect the first recruited muscle fibers during a  
66 voluntary contraction, suggesting the need of matrix of electrodes. However the reliability  
67 of this measurement, that is matrix of electrodes, to determine PMT and EMD remains  
68 unknown.

69 Therefore, the current study aimed to i) measure PMT and EMD by using a 64-channels  
70 electrode array during a simple RT isometric task, and ii) to assess the reliability of all  
71 these measurements when performing few trials.

## 72 **Methods**

### 73 **Participants**

74 Twelve participants (age:  $31 \pm 7$  years, height:  $178 \pm 6$  cm, weight:  $74 \pm 8$  kg) volunteered  
75 to participate in this study. Each participant gave his written and informed consent prior  
76 to the study. The local ethics committee of the University of Nantes, in accordance with  
77 the Declaration of Helsinki, approved all procedures (CPP-MIP-008).

### 78 **Experimental design**

79 During a single session, participants were sat in a chair, and their dominant arm was fixed  
80 in a home-made dynamometer equipped with a strain gauge (F2712, MEIRI, Spherel  
81 Systèmes, France). Both shoulder and elbow angles were set at  $90^\circ$  in the transverse plane,  
82 and the hand was in supination, with the wrist firmly attached to the dynamometer with a  
83 strap. After a visual preparatory signal (1-2 s lag time), participants were instructed to  
84 contract as fast as possible their elbow flexors when a light appeared. The light signal was  
85 delivered by an electronic box, which was synchronized with EMG and torque data

86 acquisition systems. Participants performed 2 series (separated by 5 min rest) of two trials  
87 (2 min rest in between). The best (shorter) RT of each series was retained for further  
88 analysis. As EMD has been correlated with the rate of force development (Hopkins *et al.*  
89 2007), the following instructions «contract as fast as possible» was given to the subjects  
90 (Maffiuletti *et al.* 2016).

### 91 **Data processing**

92 EMG and torque signals were recorded separately. Torque signals were recorded at a  
93 sampling frequency of 4 kHz (PowerLab, AD instruments, Australia) and were not filtered  
94 thereafter. Onset of torque production was visually determined (software: LabChart 8,  
95 AD instruments)(Tillin *et al.* 2010; Lacourpaille *et al.* 2016). A 64-channels electrode  
96 array was positioned on the biceps femoris. EMG signals were amplified (x 500) and  
97 sampled at a 2.048 kHz frequency (EMG-USB, LISIN Ottino, Bioelettronica, Italy).  
98 EMG data were processed using Matlab scripts (R2008b, USA). EMG signals were band-  
99 pass filtered (10-400Hz, 2<sup>nd</sup> order Butterworth filter), then Teager-Kaiser energy operator  
100 was applied to improve signal-to-noise ratio and minimize erroneous EMG onset  
101 detection (Solnik *et al.* 2010). Automated detection of EMG onset was first applied  
102 (threshold level: 3 SD)(Begovic *et al.* 2014). Among all channels, the five fastest channels  
103 were visually inspected and only the first onset of EMG was retained for further analysis.

### 104 **Statistical analysis**

105 Normality testing (Kolmogorov-Smirnov) was passed for all variables. Values are  
106 presented as mean  $\pm$  SD. Based on the best trial of the two series, RT, PMT and EMD  
107 were compared by using a two-way ANOVA (2 sessions -series 1 and series 2- x 3 parts  
108 -RT, PMT and EMD-). When a significant effect was found (two-tailed,  $P < 0.05$ ),

109 Bonferroni post hoc test was used. For each variable, standard error of measurements  
 110 (SEM), intraclass correlation coefficients (ICC) and coefficient of variation (CV) were  
 111 calculated between the best trial of both series (Hopkins, 2000). Finally, correlation  
 112 analyses (Bravais-Pearson) were performed to determine whether PMT and/or EMD were  
 113 correlated to RT.

## 114 Results

115 Table 1 presents the results of the duration of all RT components as well as the reliability  
 116 parameters. CV ranged between  $11.9 \pm 5.9\%$  and  $13.4 \pm 7.5\%$ . The two-way ANOVA  
 117 revealed only a main effect of parts ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.961$ ). PMT (88.4% of total RT) was  
 118 significantly greater than EMD (11.6%, of total RT) ( $P < 0.001$ ,  $d_z = 4.213$ ). High  
 119 correlation was found between RT and PMT ( $r = 0.97$ ,  $P < 0.001$ ) while poor and non  
 120 significant ( $P > 0.05$ ) correlations were found between RT and EMD ( $r = 0.42$ ) and between  
 121 PMT and EMD ( $r = 0.19$ ).

122

123 Table 1. Duration and intra-session reliability for reaction time (RT), pre-motor time  
 124 (PMT) and electromechanical delay (EMD).

	Series 1	Series 2	SEM	CV (%)	ICC
RT (ms)	$182.9 \pm 36.6$	$186.9 \pm 36.1$	26.6	$11.9 \pm 5.9$	0.59
PMT (ms)	$161.5 \pm 33.8$	$165.4 \pm 37.9$	26.8	$13.4 \pm 7.5$	0.56
EMD (ms)	$21.4 \pm 8.9$	$21.5 \pm 9.2$	3.5	$12.2 \pm 9.2$	0.93

125 SEM: standard error of measurement. CV: coefficient of variation. ICC: intraclass  
 126 correlation coefficient. Values are mean  $\pm$  SD.

---

**127 Discussion**

128 Our results showed that PMT represents the major part of RT (~ 88% of total RT), which  
129 is consistent with previous results reported on both upper (Stull & Kearney, 1978) and  
130 lower (Pääsuke *et al.* 1999) limbs. This unbalanced distribution may explain the  
131 significant correlation found in the current and previous (Stull & Kearney, 1978) study  
132 between PMT and RT. However, EMD measured in the current study is shorter than all  
133 others measurements for the biceps brachii during isometric contractions (from 34.5 to  
134 83.5 ms)(Vint *et al.* 2001; Howatson *et al.* 2009; Cè *et al.* 2013). It is likely that the visual  
135 detection method used in the present study may have substantially participate to early  
136 detect the onset of torque production (Maffioletti *et al.* 2016), thus reducing both RT and  
137 EMD. Interestingly, as observed by Hug *et al.* (2011), we found in the current study that  
138 the onset of EMG was rarely observed on the same channel of the matrix but differed  
139 from an attempt to another. Thus, it confirms that a maximum number of electrodes, that  
140 is electrode array, should be preferentially used when assessing EMD during voluntary  
141 contractions.

142 In the present study, we found acceptable CV and poor to high ICC (Atkinson & Nevill,  
143 1998). Although lower CV and higher ICC for EMD were previously observed during  
144 voluntary contractions (Hopkins *et al.* 2007; Esposito *et al.* 2016), studies that have  
145 assessed EMD during a simple RT task are scarce, more or less recent (Krall, 1973;  
146 Klimovitch, 1977; Stull & Kearney, 1978) and/or did not use electrode array (Pääsuke *et*  
147 *al.* 1999). It has been proposed that, for longer RT measured in various tasks, the delayed  
148 onset of physical processes regulated by white and gray matter initiated later in time, thus  
149 explaining the RT variability (Yarkoni *et al.* 2009). Whatever the underlying mechanisms

150 explaining the RT variability and based on the present results, we are confident that the  
151 methodology used in the present study (*i.e.*, 2 trials per session) is reliable enough to  
152 detect changes in RT and its pre-motor and motor components. Consequently, it is  
153 possible to assess the acute effects of different variables such fatigue, provided that the  
154 changes observed are greater than the variations measured in the present study.

## 155 **Conclusion**

156 By using 64-channels electrode array, we suggested that it is possible to reliably measure  
157 (with two trials only) PMT and EMD during a RT trial. Moreover, since a great variability  
158 exists in the first fibers recruited at the onset of the movement, we assume that the use of  
159 electrode array is necessary when assessing EMD during voluntary contraction. As a  
160 whole, these findings may help for the design of further studies assessing the effects of  
161 fatigue because it is therefore possible to determine RT and its components with minimal  
162 recovery before the testing.

163

## 164 **Acknowledgments**

165 No funding was received.

166

## 167 **Conflict of interest**

168 The authors have no conflict of interests.

169

170 **References**

- 171 Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability)  
172 in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* (1998); **26**: 217-238.
- 173 Begovic H, Zhou G-Q, Li T, Wang Y, Zheng Y-P. Detection of the electromechanical  
174 delay and its components during voluntary isometric contraction of the quadriceps  
175 femoris muscle. *Frontiers in Physiology* (2014); **5**: 494.
- 176 Benton AL. Interactive effects of age and brain disease on reaction time. *Archives of*  
177 *Neurology* (1977); **34**: 369-370.
- 178 Brisswalter J, Arcelin R, Audiffren M, Delignieres D. Influence of physical exercise on  
179 simple reaction time: effect of physical fitness. *Percept Mot Skills* (1997); **85**: 1019-  
180 1027.
- 181 Cavanagh PR, Komi PV. Electromechanical delay in human skeletal muscle under  
182 concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol* (1979); **42**: 159-63.
- 183 Cè E, Rampichini S, Agnello L, Limonta E, Veicsteinas A, Esposito F. Effects of  
184 temperature and fatigue on the electromechanical delay components. *Muscle Nerve*  
185 (2013); **47**: 566-576.
- 186 Davranche K, Burle B, Audiffren M, Hasbroucq T. Physical exercise facilitates motor  
187 processes in simple reaction time performance: An electromyographic analysis.  
188 *Neurosci lett* (2006); **396**: 54-56.
- 189 Esposito F, Cè E, Rampichini S, Limonta E, Venturelli M, Monti E, Bet L, Fossati B,  
190 Meola G. Electromechanical delay components during skeletal muscle contraction  
191 and relaxation in patients with myotonic dystrophy type 1. *Neuromuscul Disord*  
192 (2016); **26**: 60-72.

- 193 Froyd C, Millet GY, Noakes TD. The development of peripheral fatigue and short-term  
194 recovery during self-paced high-intensity exercise. *J Physiol* (2013); **591**: 1339-  
195 1346.
- 196 Hamsher KS, Benton AL. The reliability of reaction time determinations. *Cortex* (1977);  
197 **13**: 306-310.
- 198 Hopkins JT, Feland JB, Hunter I. A comparison of voluntary and involuntary measures  
199 of electromechanical delay. *Int J Neurosci* (2007); **117**: 597-604.
- 200 Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* (2000);  
201 **30**: 1-15.
- 202 Howatson G, Glaister M, Brouner J, van Someren KA. The reliability of  
203 electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic  
204 contractions. *J Electromyogr Kinesiol* (2009); **19**: 975-979.
- 205 Hugh F, Lacourpaille L, Nordez A. Electromechanical delay measured during a voluntary  
206 contraction should be interpreted with caution. *Muscle Nerve* (2011); **44**: 838-839.
- 207 Jahanshahi M, Brown RG, Marsden CD. Simple and choice reaction time and the use of  
208 advance information for motor preparation in Parkinson's disease. *Brain* (1992); **115**:  
209 539-564.
- 210 Klimovitch G. Startle response and muscular fatigue effects upon fractionated hand grip  
211 reaction time. *Journal of Motor Behavior* (1977); **9**: 285-292.
- 212 Krall W. Effects of local muscular fatigue due to isotonic and isometric exercise upon  
213 fractionated reaction time components. *Journal of Motor Behavior* (1973); **5**: 81-93.
- 214 Lacourpaille L, Nordez A, Doguet V, Hug F, Guilhem G. Effect of damaging exercise on  
215 electromechanical delay. *Muscle Nerve* (2016); **54**: 136-141.

- 216 Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevitch AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force  
217 development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol*  
218 (2016); **116**: 1091-1116.
- 219 Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H. Neuromuscular fatigue during repeated exhaustive  
220 submaximal static contractions of knee extensor muscles in endurance-trained,  
221 power-trained and untrained men. *Acta Physiol Scand* (1999); **166**: 319-326.
- 222 Pachella RG. The interpretation of reaction time in information processing research. In  
223 Kantowitz BH, (ed. Human Information Processing: Tutorials in Performance and  
224 Cognition. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum) (1974), p. 41-82.
- 225 Schmiedek F, Lövdén M, Lindenberger U. On the relation of mean reaction time and  
226 intraindividual reaction time variability. *Psychology and aging* (2009); **24**: 841.
- 227 Solnik S, Rider P, Steinweg K, De Vita P, Hortobágyi T. Teager-Kaiser energy operator  
228 signal conditioning improves EMG onset detection. *Eur J Appl Physiol* (2010); **110**:  
229 489-498.
- 230 Stull GA, Kearney JT. Effects of variable fatigue levels on reaction-time components.  
231 *Journal of Motor Behavior* (1978); **10**: 223-231.
- 232 Tillin NE, Jimenez-Reyes P, Pain MT, Folland JP. Neuromuscular performance of  
233 explosive power athletes versus untrained individuals. *Med Sci Sports Exerc* (2010);  
234 **42**: 781-790.
- 235 Vint PF, McLean SP, Harron GM. Electromechanical delay in isometric actions initiated  
236 from nonresting levels. *Med Sci Sports Exerc* (2001); **33**: 978-983.
- 237 Weiss AD (1965). The locus of reaction time change with set, motivation, and age.  
238 *Journal of Gerontology* (1965); **20**: 60-64.

239 Yarkoni T, Barch DM, Gray JR, Conturo TE, Braver TS. BOLD correlates of trial-by-  
240 trial reaction time variability in gray and white matter: a multi-study fMRI analysis.  
241 *Plos One* (2009); **4**: e4257.

242

### Synthèse étude 4

La rapidité de la récupération, notamment des propriétés contractiles, suite à un travail musculaire concentrique suppose une évaluation la plus rapide possible de la variable étudiée. Or, cet aspect s'oppose au principe selon lequel la reproductibilité des mesures du temps de réaction (TR) s'améliore lorsque le nombre d'essais par session augmente. Par ailleurs, la précision dans la détermination du début de l'activité électromyographique (EMG) apparaît comme essentielle afin d'allouer les parts respectives correspondant au temps prémoteur et au délai électromécanique. Au cours de cette étude, nous avons montré que deux essais seulement aboutissaient à des coefficients de variation satisfaisants pour l'ensemble des composantes du TR. Devant la variabilité du début de la réponse EMG selon la localisation des électrodes, nous avons également mis en évidence la nécessité d'utiliser une matrice d'électrodes pour évaluer plus précisément le délai électromécanique au cours de contractions volontaires.

Les différentes variables mesurées, *i.e.*, temps de réaction, temps prémoteur et délai électromécanique, étant reproductibles, la méthodologie employée au cours de cette étude (faible nombre d'essais, utilisation d'une matrice d'électrodes) sera donc utilisée afin d'évaluer les effets de la fatigue sur le temps de réaction. L'étude suivante (**étude 5**) a donc pour objectif d'évaluer les effets de deux modalités de fatigue (mentale et physique) sur les différentes composantes du temps de réaction.

## STUDY 5

IS REACTION TIME ALTERED BY MENTAL OR PHYSICAL  
EXERTION ?

Le Mansec Y., Dorel S., Nordez A., Jubeau M.

## ÉTUDE 5

LA FATIGUE MENTALE OU PHYSIQUE ALTÈRE-T-ELLE LE TEMPS  
DE RÉACTION ?

## Résumé

**But de l'étude :** Le temps de réaction est classiquement décomposé en une composante prémotrice et un temps moteur ou délai électromécanique. Bien que le temps de réaction apparaisse comme un paramètre essentiel de la performance dans de nombreuses activités, les effets de différentes modalités de fatigue (mentale ou physique) sur ce paramètre et ses différentes composantes demeurent à ce jour en débat. **Méthodes :** Treize sujets ont réalisé trois sessions. La fatigue mentale a été induite par une tâche de soustraction mathématique (durée : 14 minutes) alors que la fatigue physique a été induite par des séries de 10 contractions isométriques intermittentes des muscles fléchisseurs du bras (5 s de contraction-5 s de repos) d'intensité progressivement croissante jusqu'à épuisement. La condition contrôle était assurée par le visionnage d'un film neutre (durée : 20 min). Le sentiment de fatigue a été évalué à la fin des différents protocoles de fatigue (NASA-TLX). Avant et juste après les différents protocoles de fatigue, les paramètres neuromusculaires (force maximale, niveau d'activation

volontaire, propriétés contractiles), les composantes du temps de réaction (temps pré-moteur et délai électromécanique en condition volontaire) ainsi que des contractions stimulées électriquement (délai électromécanique en condition stimulée) ont été évalués. Une matrice d'électrodes (64 voies) a été utilisée afin de déterminer le début de l'activité électromyographique (EMG) lors des temps de réaction (contraction isométrique du *biceps brachii* suite à un stimulus visuel). Les débuts d'activité EMG et mécanique ont été visuellement déterminés. Lors des stimulations évoquées électriquement, un échographe à très haute fréquence (4 KHz) a été utilisé afin de distinguer le début de mouvement des fascicules musculaires. **Résultats** : La capacité de production de force ainsi que la vitesse de montée de force (RFD, 0-100 msec) ont diminué uniquement après la fatigue physique (-18% et -40% pour la force maximale et RFD<sub>0-100</sub>, respectivement). La demande mentale était significativement supérieure après la tâche de soustraction mathématique. Suite à la réalisation des conditions contrôle et fatigue mentale, aucun des paramètres du temps de réaction n'a été modifié. Après la réalisation des contractions isométriques, le délai électromécanique volontaire a augmenté de manière sensible mais néanmoins non significative (+25%,  $d_z=0.654$ ). Le délai électromécanique évalué lors des stimulations électriques a augmenté significativement après la session entraînant une fatigue physique uniquement (+15%,  $d_z=1.11$ ,  $p=0.001$ ). Au cours de cette même session, la fraction passive de la composante élastique-série a augmenté de manière conséquente mais non significative (+22%,  $d_z=0.813$ ). **Conclusion** : En situation de fatigue mentale, les sujets semblent capables de mobiliser leurs ressources attentionnelles afin de maintenir un temps de réaction identique. En situation de fatigue physique des muscles impliqués dans la tâche, le délai électromécanique semble être altéré. Cependant, du fait de sa faible contribution sur le temps de réaction total, ce dernier n'est pas significativement affecté par une telle fatigue.

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19

Is reaction time altered by mental or physical exertion?

Yann Le Mansec <sup>1</sup>, Sylvain Dorel <sup>1</sup>, Antoine Nordez <sup>1-2</sup>, Marc Jubeau <sup>1\*</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Motricité, Interactions, Performance, Université de Nantes, France

<sup>2</sup> Health and Rehabilitation Research Institute, Faculty of Health and Environmental Sciences,  
Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

\* Corresponding author

E-mail: [marc.jubeau@univ-nantes.fr](mailto:marc.jubeau@univ-nantes.fr) (MJ)

## 20 Abstract

21 Reaction time (RT), classically divided into premotor time (PMT) and electromechanical  
22 delay (EMD), can be determinant in daily life or sport situations. While some previous studies  
23 reported a negative impact of both neuromuscular and mental fatigue on RT, the respective  
24 contributions of PMT and EMD on this elongation of RT remain unclear. The aim of the  
25 study was therefore to assess the effects of both neuromuscular and mental fatigue on RT and  
26 its components. After a familiarization session, thirteen subjects performed three conditions  
27 (mental fatigue condition, *i.e.*, 14 min of a mathematical cognitive task ; neuromuscular  
28 fatigue condition, *i.e.*, progressively increased intermittent contractions of the *biceps brachii* ;  
29 control condition, *i.e.*, watching a documentary for twenty minutes). Before and after each  
30 condition, RT and its components were measured during voluntary contractions of the *biceps*  
31 *brachii*, *i.e.* time between a light signal (stimulus) and the onset of the mechanical response.  
32 An electrode array (64-channels) was used to accurately detect the onset of EMG activity, *i.e.*,  
33 onset of EMD. EMD was also measured during evoked contractions by using very high frame  
34 rate ultrasound. Subjective feeling of fatigue, neuromuscular parameters (force production  
35 capacity, voluntary activation and contractile properties), as well as the rate of force  
36 development (during RT trials) were assessed pre and post fatigue protocols. Force production  
37 capacity and the rate of force development decreased only after the neuromuscular fatigue  
38 condition (all P values <0.001). RT and PMT remained stable whatever the condition  
39 considered (all P values >0.05). EMD increased only after the neuromuscular fatigue  
40 condition (+25% during voluntary contractions, no significant ; +17% during evoked  
41 contractions, P=0.001), mainly due to an increase in the passive part of the series elastic  
42 component. Our study showed that both mental and neuromuscular fatigue have no negative  
43 effect on RT during voluntary contractions.

## 44 Introduction

45 Reaction time (RT), defined as the time interval between the onset of a stimulus and the time  
46 to initiate a response [1], can be influenced by several factors such as age [2], gender [2], or  
47 stimulus intensity [3]. In many sports, the ability to react as fast as possible is of a great  
48 importance to perform at a high-level. Since the work of Weiss study et al. [4], RT is  
49 classically fractionated into two components, i.e., premotor time (PMT) and motor time or  
50 electromechanical delay (EMD), in which PMT reflects cognitive function, i.e., central  
51 components, while EMD reflects motor function, i.e., peripheral components [5]. In addition,  
52 EMD can be reliably evaluated either during voluntary ( $EMD_{vol}$ ) [6-7] or stimulated  
53 ( $EMD_{stim}$ ) [6,8-10] contractions.

54 Fatigue is a complex phenomenon involving muscular [11] and mental [12] components.  
55 Muscle fatigue, can be defined as any exercise-induced reduction in the ability of a muscle  
56 group, to generate a required level of force or power [11]. Mental fatigue can be defined as a  
57 psychobiological state characterized by subjective feelings of “tiredness” and “lack of energy”  
58 [12]. The impact of muscle fatigue and mental fatigue on endurance performance and  
59 force/power production capacity is now well established [13,14]. While endurance  
60 performance is impaired by both muscle fatigue [13] and mental fatigue [12], only muscle  
61 fatigue reduces force/power production capacity [13-16].

62 Some studies previously investigated the effects of muscle fatigue on RT but they provided  
63 quite different results. While a low level of exercise intensity can improve RT as a result of an  
64 increase in attentional focus [17] beyond a given exercise length and/or intensity, muscle  
65 fatigue induces an increase in RT that can be due to a decrease in cognitive performance [18].  
66 In addition, a significant increase in  $EMD_{vol}$  following muscle fatigue was reported while  
67 PMT remained relatively stable [19,20]. Klimovitch [19] showed that the increase in  $EMD_{vol}$

68 led to a significant increase in RT while this parameter did not change in the study of Stull &  
69 Kearney [20]. The discrepancy between these two studies may be attributed to the large part  
70 of  $EMD_{vol}$  in total RT for Klimovitch (~45%) when compared to Stull & Kearney (~15%).  
71 This is further reinforced by a strong significant correlation between RT and PMT (>0.90)  
72 [20]. More recently, Pääsuke et al. [21] found similar results, i.e., unchanged PMT and longer  
73  $EMD_{vol}$  due to muscle fatigue. Lastly, van Duinen et al. [22] did not report any change of  
74 performance level during a simple RT task following a muscle fatigue protocol. These  
75 aforementioned results are supported by many studies that have assessed the effects of  
76 neuromuscular fatigue on EMD (and not total RT) and found an increase of this parameter  
77 measured during voluntary [23-28] and stimulated [29,30] contractions.

78 The effects of mental fatigue on RT has been less documented. It seems that mental fatigue  
79 impairs complex tasks, i.e., tasks requiring high-level cognitive control mechanisms, while  
80 automated tasks are not altered [31-33]. Langner et al. [31] reported a significant increase in  
81 RT after 17 min of a simple RT task. These authors suggested that mental fatigue affects the  
82 attentional aspect, i.e., processing stimulus information and initiation of the motor response.  
83 Considering the mechanisms involved in the decrease in performance during or after a mental  
84 fatigue task, it would be logical that they negatively affect PMT rather than EMD.

85 Thus, this study aimed to assess the effects of both muscle and mental exertion on RT and its  
86 components during a simple RT task involving the upper limbs. For a better understanding of  
87 the underlying mechanisms involved at a peripheral level, we also aimed to fractionate the  
88 motor component during electrical stimulations, i.e.,  $EMD_{stim}$  by using ultrafast ultrasound, as  
89 depicted by Nordez et al. [8]. We hypothesised that i) mental fatigue would impair PMT and  
90 consequently RT and ii) muscle fatigue would impair EMD.

91

## 92 **Materials and Methods**

### 93 **Participants**

94 Thirteen healthy men (mean  $\pm$  SD; age:  $25.2 \pm 3.7$  years, height:  $180.1 \pm 6.5$  cm, weight:  $71.6$   
95  $\pm 9.4$  kg) volunteered to participate in this study after receiving a full explanation of the  
96 experimental procedures. None of them had any known mental disorder or muscular/tendon  
97 upper limbs injury for at least one year. Each participant gave his written and informed  
98 consent prior to the study. The local ethics committee of the University of Nantes, in  
99 accordance with the Declaration of Helsinki, approved all procedures. All participants were  
100 given instructions to sleep for at least 7 h and not to practice vigorous physical activity the  
101 day before each session.

### 102 **Experimental Design**

103 Four sessions were performed to assess the effects of both mental and neuromuscular fatigue  
104 on reaction time and its components. A familiarization was performed in the first session to  
105 accustom the participants to all procedures. During this session, participants performed  
106 neuromuscular test, i.e., superimposed MVC and potentiated twitch, resting twitch ( $EMD_{stim}$ )  
107 and performed 50 reaction time trials (visual stimulus). Participants were also accustomed to  
108 quickly fill out the psychological test to minimize the time lag between the end of the  
109 fatiguing protocol and the RT trials.

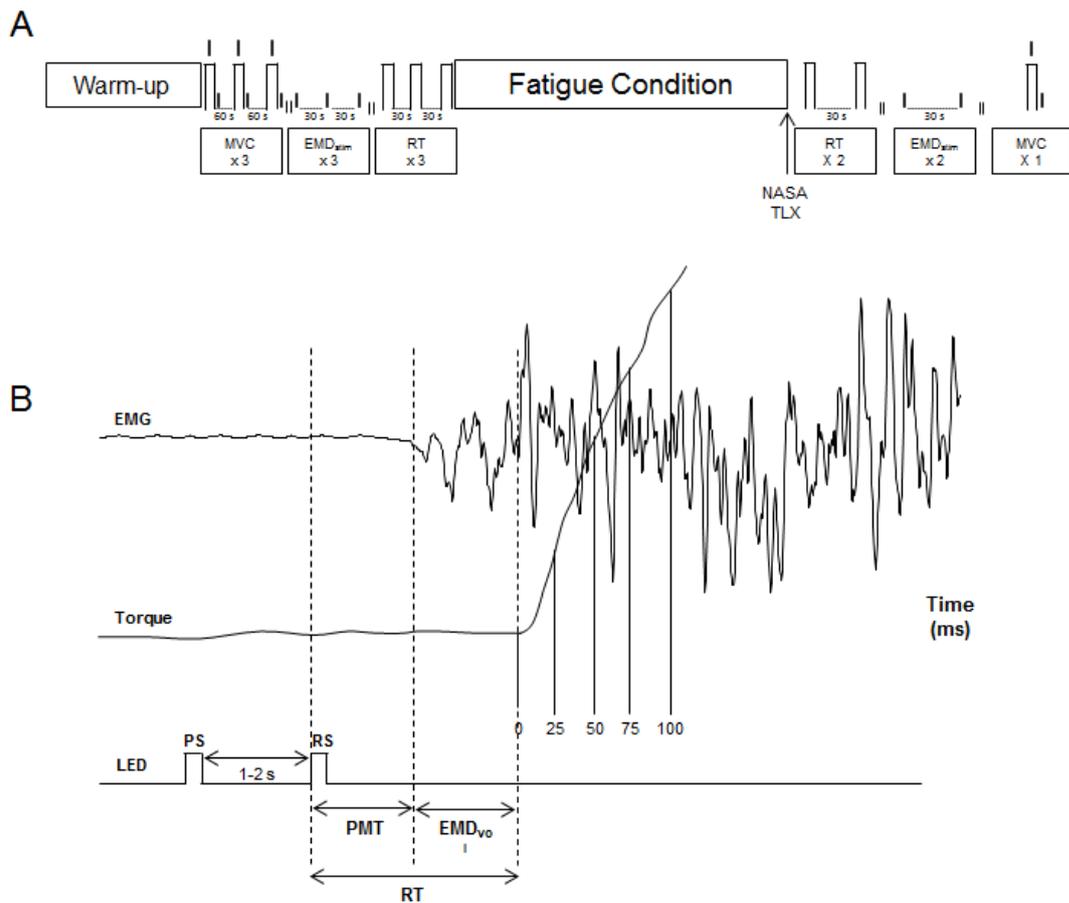
110 Thereafter, all participants achieved the three sessions in a randomized order (control  
111 condition, mental fatigue condition, neuromuscular fatigue condition) at the same time of day  
112 ( $\pm 1$  h), with a minimum of one-week recovery between sessions. During each session,  
113 participants completed the fatigue protocol (mental fatigue, biceps fatigue) or the control task

114 (watching a movie). MVC, EMD and RT were performed before (pre) and after (post) the  
115 fatigue protocol and the control task. Subjective workload imposed by the fatigue protocols  
116 was assessed post fatigue protocol. An overall view of the protocol can be found in Fig 1.

117 Prior to the pre fatigue MVC, participants completed a warm-up of 8 submaximal  
118 contractions (~ 8-s) ranging from 20% to 80% of the estimated isometric MVC torque,  
119 followed by a 3-min rest. Before completion of the fatigue protocol/control task, participants  
120 performed three isometric maximal voluntary contractions of 4-s duration interspersed by 60-s  
121 rest in between of the elbow flexors. Thereafter, three evoked contractions were applied to  
122 assess the stimulated electromechanical delay, followed by three RT trials (see below for  
123 further details). After completion of the fatigue protocol/control task, participants performed,  
124 in the same order, two RT trials, two evoked contractions and only one MVC.

125

126



127

128 **Fig 1. (A) Overview of the experimental protocol.** MVC: maximal voluntary contraction of  
 129 the biceps brachii ; EMD<sub>stim</sub>: electromechanical delay assessed during evoked contraction ;  
 130 RT: reaction time. Arrow: single stimulation during (superimposed) or after (potentiated  
 131 resting twitch) MVC. **(B) Diagram showing raw electromyography (EMG), non filtered  
 132 torque and visual stimuli (preparatory signal, PS and response signal, RS).** Reaction time  
 133 (RT) was determined as the time (ms) between RS and torque onset. Pre-motor time (PMT)  
 134 was determined as the time (ms) between RS and EMG onset. Voluntary electromechanical  
 135 delay (EMD<sub>vol</sub>) was determined as the time (ms) between EMG and torque onsets.

136

137

138

## 139 **Psychological Measurements**

140        **Subjective Workload.** The National Aeronautics and Space Administration Task  
141 Load Index (NASA-TLX; [34]) was used to assess the subjective workload of the fatigue  
142 protocols. The NASA-TLX is composed of six subscales (i.e., mental demand, physical  
143 demand, temporal demand, performance, effort and frustration) in which the participants had  
144 to put a mark on a scale divided into 20 equal intervals anchored by a bipolar descriptor (e.g.  
145 very low/very high). This score was multiplied by 5, giving a final score between 0 and 100  
146 for each subscale. Participants completed the NASA-TLX immediately after completion of  
147 the fatigue protocol/control task.

148

## 149 **Data acquisition**

150 Mechanical data (superimposed MVC, potentiated twitch,  $EMD_{stim}$  and RT [and consequently  
151 the rate of force development [RFD]) and the electronic box used for the light signals (RT  
152 trials) were recorded and stored (PowerLab 16/35, ADInstruments Ltd) at a sampling  
153 frequency of 4 kHz for off-line analysis (LabChart 8, ADInstruments Ltd). During  $EMD_{stim}$   
154 trials, the ultrafast echographic device (see below) was simultaneously connected to the  
155 acquisition system (20 kHz) and to a stream generator (DG 2A, Digitimer, Hertfordshire, UK)  
156 associated with the constant current stimulator. EMG data were recorded separately than  
157 mechanical data. EMG signals were amplified (x 500) and sampled at a 2.048 kHz frequency  
158 (EMG-USB, LISIN Ottino, Bioelettronica, Italy).

159

160

161 **Neuromuscular Tests**

162 ***Maximal Voluntary Contraction.*** During MVCs, participants sat in a chair in a  
163 dimly lit room, and their dominant arm was fixed in a home-made dynamometer equipped  
164 with a strain gauge (F2712, MEIRI, Spherel Systèmes, France). Both shoulder and arm were  
165 set at 90° in the transverse plane, and the hand was in supination, with the wrist firmly  
166 attached to the dynamometer with a strap. During completion of the MVCs, strong verbal  
167 encouragements were provided [11] and the best trial was retained for further analysis (pre-  
168 fatigue) while one MVC was performed post-fatigue to avoid any recovery effect [35]. Prior  
169 to the completion of MVCs, participants were instructed to perform ‘as hard as possible’ [36].

170 ***Voluntary Activation and Contractile Properties.*** Electrical stimulations were  
171 delivered using an electrical stimulator (Digitimer, DS7A, Hertfordshire, UK, 200 µs  
172 duration, 400 V) at supra maximal-intensity (120% of the stimulation intensity inducing  
173 maximal mechanical response) through two electrodes placed 1 cm on the anterior face below  
174 the motor point (10-mm diameter, Ag-AgCl, Kendall, Covidien, Dublin, UK) and the distal  
175 portion of the biceps brachii muscle (9 cm x 5 cm; Stimex®, Rouffach, France). Single  
176 electrical stimulation was delivered in relaxed muscle to assess electromechanical delay  
177 (EMD<sub>stim</sub>). A superimposed stimulation was delivered over the isometric plateau during each  
178 MVC as well as 2 s after the MVCs in relaxed muscle. The superimposed and potentiated  
179 twitches were used to assess voluntary activation and biceps brachii contractile properties.  
180 The following formula was used to assess voluntary activation:

$$181 \quad \text{voluntary activation (\%)} = \left(1 - \left[ \frac{\text{superimposed twitch}}{\text{potentiated resting twitch}} \right] \right) \times 100$$

182

183 **Reaction Time (RT), Pre-Motor Time (PMT) and Motor Time**  
184 **(EMD<sub>vol</sub>)**

185 Participants sat as for the neuromuscular tests (see above). One LED (red light, imperative  
186 stimulus) was presented at a distance of 1 m in front of the participants. Participants were  
187 asked to react as fast and explosive as possible to the visual stimulus by contracting their  
188 elbow flexor muscles. A warning signal (identical as the imperative stimulus) from an  
189 electronic box, simultaneously connected to EMG and torque data acquisition, was presented  
190 with a time lag comprised between 1 to 2 s before the imperative stimulus in order to i) ensure  
191 that participants remain uncertain about the exact moment of stimulus occurrence and avoid  
192 anticipation [31] and ii) to avoid any effect of foreperiod length [31]. To prevent unwanted  
193 movement, i.e., pre-tension or countermovement that could alter the shape of the rising force-  
194 time curve during the RT trials [36], participants were accustomed to maximally relax their  
195 arm during the foreperiod, i.e., delay between the warning and the imperative stimulus [31].  
196 Prior to the completion of RT trials, participants were instructed to perform ‘as fast and  
197 explosive as possible’ [36].

198 It has been previously demonstrated that skeletal muscle function recovery occurs very early  
199 after exercise (~1 min, [35]), which can bias the results if the test are performed too late after  
200 the end of the exercise. To attenuate this drawback, we recently evaluated the reliability of  
201 RT, PMT and EMD<sub>vol</sub> when limiting the number of trials, i.e., 2 trials [37]. In this previous  
202 study, we found acceptable CVs for all parameters, which has led us to use the same RT  
203 protocol in the current study. Thus, participants performed three trials before the fatigue  
204 protocol and two trials after the fatigue protocol. For each series, the best trial, i.e., faster RT,  
205 was retained for further analysis.

206 To accurately determine PMT, we used an electrode array as previously described by Le  
207 Mansec et al. [37]. After careful preparation of the skin, i.e., abrading and cleaning with  
208 alcohol, a 64-channels electrode array was positioned on the muscle belly of the biceps  
209 brachii. For each fastest RT trial, the fastest channel was considered as the onset of EMG and  
210 was retained for analysis. Lastly,  $EMD_{vol}$  was calculated as follow:

$$211 \quad EMD_{vol} \text{ (ms)} = RT - PMT.$$

## 212 **EMD ( $EMD_{stim}$ ) During Electrical Stimulation**

213  $EMD_{stim}$  was defined as the time lag between the stimulation artifact and the onset of force  
214 production [8] and was assessed during electrical stimulation. To fractionate  $EMD_{stim}$ , we  
215 used a very high frame rate (4 kHz) ultrasound device (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence,  
216 France). During the electrical stimulations, echographic probe was maintained over the biceps  
217 brachii muscle belly, parallel to the bone. As described by Nordez et al. [8], muscle  
218 stimulations were started using a trigger delivered by the ultrafast echographic device with a  
219 50 ms delay. By using this device, we determined the delay between the onset of electrical  
220 stimulation and the onset of muscle fascicles motion, i.e., part of the  $EMD_{stim}$  due to the  
221 synaptic transmission, E-C coupling and force transmission along the active part of the series  
222 elastic component [8], i.e.,  $EMD_{stim}$  part 1.

223

## 224 **Fatigue Protocols**

225 *Biceps Fatigue.* To induce neuromuscular fatigue of the elbow flexor muscles, the  
226 incremental test previously validated by Bachasson et al. [38] for the quadriceps muscle was  
227 used. Briefly, participants performed sets of 10 intermittent contractions (5-s on/5-s off) at a

228 submaximal target force starting at 10% MVC for the first set, 20% MVC for the second and  
229 so on until task failure. The test ended when two consecutive contractions were visually under  
230 the target force required for at least 2.5 s [38]. Participants had a visual force feedback  
231 providing the target level and an auditory feedback indicating the contraction-relaxation  
232 rhythm. To ensure maximal engagement, participants were strongly encouraged during the  
233 contractions (from 40% MVC intensity).

234 ***Mental Fatigue.*** To induce mental fatigue, a mathematical cognitive task similar to  
235 that used by Keller-Ross [39] and Noteboon et al. [40] was used. Participants performed serial  
236 subtraction of a four digit number during 14 min. In the first 7 min, participants counted  
237 backward by 7, starting from 1022. Participants were instructed to count as fast as possible.  
238 When participants made a mistake, the experimenter stopped him and gave the last good  
239 answer given by the participant. Therefore the task could continue for 7 min. After 7 min, the  
240 participant was told to stop counting and to restart the task (same number), counting backward  
241 by 13 during a second bout of 7 min. To ensure engagement and vigilance during the  
242 cognitive task, a money prize was given for the three best performances.

243 ***Control Task.*** The control protocol consisted in watching a movie (« Home »; Y.  
244 Arthus Bertrand, 2009) for 20 min. Subjects were sat as they were during the fatigue protocols  
245 and the film was projected onto a wall (80 cm length/50 cm width). This movie does not  
246 induce subjective feelings of fatigue [41].

## 247 **Data Processing**

248 ***Mechanical Data.*** As visual approach was defined as the Gold standard method  
249 and consequently was recommended to detect the contraction onset [36], mechanical signals  
250 were not filtered and the onset of torque production was visually determined for both RT and

251 EMD<sub>stim</sub>. Total RT was fractionated into two components, i.e., premotor time (PMT) and  
252 motor time (EMD<sub>vol</sub>). PMT was defined as the delay between the imperative stimulus and the  
253 onset of the electromyographic (EMG) activity of the biceps brachii. EMD<sub>vol</sub> was defined as  
254 the delay between the onset of EMG and the onset of torque production. The part of the delay  
255 attributed to the muscle force propagation along the passive part of the series elastic  
256 component (EMD<sub>stim</sub> part 2) was obtained by using the following formula: EMD<sub>stim</sub> part 2  
257 (ms) = EMD<sub>stim</sub> – EMD<sub>stim</sub> part 1. RFD was measured as the slope of the RT trials torque-  
258 time curve in the time intervals 0-25 ms (RFD<sub>0-25</sub>), 0-50 ms (RFD<sub>0-50</sub>), 0-75 ms (RFD<sub>0-75</sub>) and  
259 0-100 ms (RFD<sub>0-100</sub>) before (pre) and after (post) completion of the fatigue protocol/control  
260 task [42].

261 ***EMG Data.*** EMG data were processed using Matlab scripts (R2008b, USA). EMG  
262 signals were filtered (10-400 Hz, 2<sup>nd</sup> order Butterworth filter), then Teager-Kaiser energy  
263 operator (TKEO) was applied to improve signal-to-noise ratio and minimize erroneous EMG  
264 onset detection [43]. The baseline noise was not systematically small enough to easily detect  
265 the onset of EMG [44]. Therefore, all EMG signals were smoothed (5 s moving average) and  
266 all channels, i.e., 64, were visually inspected for the fastest RT of each series (threshold level:  
267 2.5 SD).

## 268 **Statistical Analysis**

269 Statistical tests were performed with Statistica V6 software (Statsoft, Tulsa, OK, USA) and  
270 G\*Power software (version 3.1.6 Universität Düsseldorf, Germany). All data are expressed as  
271 the mean ± SD. Assumption of normality was checked as appropriate by using a Kolmogorov-  
272 Smirnov test. One one-way analysis of variance (ANOVA) (3 between group factors: control  
273 vs mental fatigue vs neuromuscular fatigue) was used to test the effects of the three fatigue  
274 protocols on the NASA-TLX subscales. Nine two-way (3 x 2) ANOVAs (condition: control,

275 mental fatigue and neuromuscular fatigue, time: pre and post fatigue protocols/control task)  
276 were used to test the effect of fatigue on neuromuscular parameters (MVC, voluntary  
277 activation, contractile properties), EMD<sub>stim</sub> components (EMD<sub>stim</sub>, onset of muscle fascicles  
278 motion and passive part of the series elastic component) and RT components (RT, PMT and  
279 EMD<sub>vol</sub>). One three-way (4 x 3 x 2) ANOVA (time intervals: RFD<sub>0-25</sub>, RFD<sub>0-50</sub>, RFD<sub>0-75</sub> and  
280 RFD<sub>0-100</sub>, condition: control, mental fatigue and neuromuscular fatigue, times: pre and post)  
281 was used to test the effect of fatigue on different torque-time curve RFD. When a significant  
282 interaction was revealed, an honestly significant difference Tukey test for multiple  
283 comparisons were performed. For the main effects of the ANOVAs, partial eta squared ( $\eta_p^2$ )  
284 are reported, with small, moderate and large effects considered for  $\eta_p^2 \geq 0.01$ ,  $\geq 0.06$  and  $\geq 0.14$ .  
285 For the follow up tests, Cohen's effect sizes  $d_z$  are reported, with small, moderate and large  
286 effects considered for  $d_z \geq 0.2$ ,  $\geq 0.5$  and  $\geq 0.8$  respectively. Pearson's product moment  
287 correlation coefficient ( $r$ ) was calculated to determine the association between RT  
288 components and EMD<sub>stim</sub> components. The significance was set at  $P < 0.05$  (two-tailed) for all  
289 analyses.

290

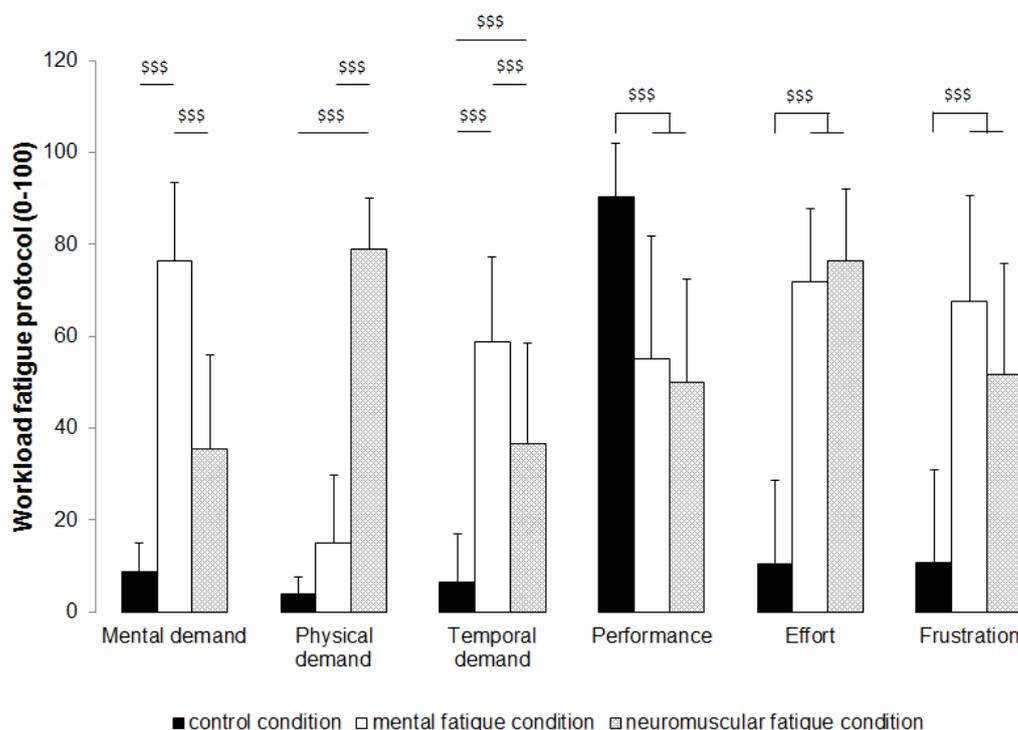
## 291 **Results**

### 292 **Effects of the Fatigue Protocols on Psychological Parameters**

293 *Subjective Workload Related to the Fatigue Protocols.* There was a  
294 significant difference between conditions for the following subscales: mental demand  
295 ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.835$ ), physical demand ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.923$ ), temporal demand ( $P < 0.001$ ,  
296  $\eta_p^2 = 0.690$ ), performance ( $P = 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.548$ ), effort ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.859$ ) and frustration  
297 ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.648$ ). Follow-up tests are presented in Fig 2. Mental demand was

298 significantly higher after completion of the mental fatigue protocol when compared to the  
 299 control task ( $P < 0.001$ ,  $d_z = 3.32$ ) and the neuromuscular fatigue protocol ( $P < 0.001$ ,  $d_z = 1.76$ ).  
 300 Physical demand was significantly higher after completion of the neuromuscular fatigue when  
 301 compared to the control task ( $P < 0.001$ ,  $d_z = 5.88$ ) and the mental fatigue protocol ( $P < 0.001$ ,  
 302  $d_z = 2.89$ ).

303



304

305 **Fig 2. Subjective workload related to the fatigue protocols (control condition, mental**  
 306 **fatigue condition, neuromuscular fatigue condition).** \$, \$\$ and \$\$\$ significant difference  
 307 between conditions ( $P < 0.05$ ,  $P < 0.01$  and  $P < 0.001$  respectively). Data are presented as mean  $\pm$   
 308 SD.

309

310

## 311 **Effects of the Fatigue Protocols on Neuromuscular Function**

312 **Maximal Voluntary Contraction.** There was a significant interaction time x  
313 group for the MVC torque ( $P < 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.671$ ). MVC torque significantly decreased solely  
314 after the neuromuscular fatigue protocol ( $100.4 \pm 16.6$  Nm to  $82.5 \pm 15.9$  Nm, i.e.,  $-17.7 \pm$   
315  $8.3\%$ ,  $P < 0.001$ ,  $d_z = 1.85$ ) and not after both mental fatigue protocol and control task ( $99.0 \pm$   
316  $16.8$  Nm to  $96.7 \pm 18.0$  Nm, i.e.,  $-2.3 \pm 6.3\%$ ,  $P = 0.85$ ,  $d_z = 0.34$  and  $100.9 \pm 12.9$  Nm to  $100.4$   
317  $\pm 15.2$  Nm, i.e.,  $-0.7 \pm 4.5\%$ ,  $P = 0.99$ ,  $d_z = 0.107$  for mental fatigue and control task,  
318 respectively).

319 **Voluntary Activation.** Values were ranged from  $98.7 \pm 1.1\%$  to  $99.5 \pm 0.7\%$ .  
320 There was no significant main effect of time ( $P = 0.277$ ,  $\eta_p^2 = 0.097$ ), group ( $P = 0.173$ ,  
321  $\eta_p^2 = 0.135$ ) or interaction ( $P < 0.477$ ,  $\eta_p^2 = 0.059$ ) on voluntary activation level.

322 **Contractile Properties.** There was a main effect of time ( $P < 0.0001$ ,  $\eta_p^2 = 0.870$ ),  
323 group ( $P = 0.047$ ,  $\eta_p^2 = 0.224$ ) and interaction ( $P = 0.001$ ,  $\eta_p^2 = 0.429$ ) for the potentiated twitches.  
324 Follow-up tests revealed a significant decrease in the contractile properties after both control  
325 and neuromuscular fatigue sessions ( $21.8 \pm 4.8$  Nm to  $18.3 \pm 4.8$  Nm, i.e.,  $-16.1 \pm 10.0\%$ ,  
326  $P = 0.004$ ,  $d_z = 1.62$  and  $21.2 \pm 5.0$  Nm to  $14.3 \pm 4.9$  Nm, i.e.,  $-33.0 \pm 16.6\%$ ,  $P < 0.0001$ ,  $d_z = 1.74$   
327 for control session and neuromuscular fatigue session, respectively). Moreover, there was a  
328 significant difference for the contractile properties assessed after completion of the fatiguing  
329 protocol between the control session and the neuromuscular fatigue session ( $P < 0.001$ ,  
330  $d_z = 1.09$ ). Contractile properties assessed after the mental fatigue session did not decrease  
331 significantly ( $20.9 \pm 4.5$  Nm to  $18.8 \pm 4.7$  Nm, i.e.,  $-9.8 \pm 12.7\%$ ,  $P = 0.18$ ,  $d_z = 0.82$ ).

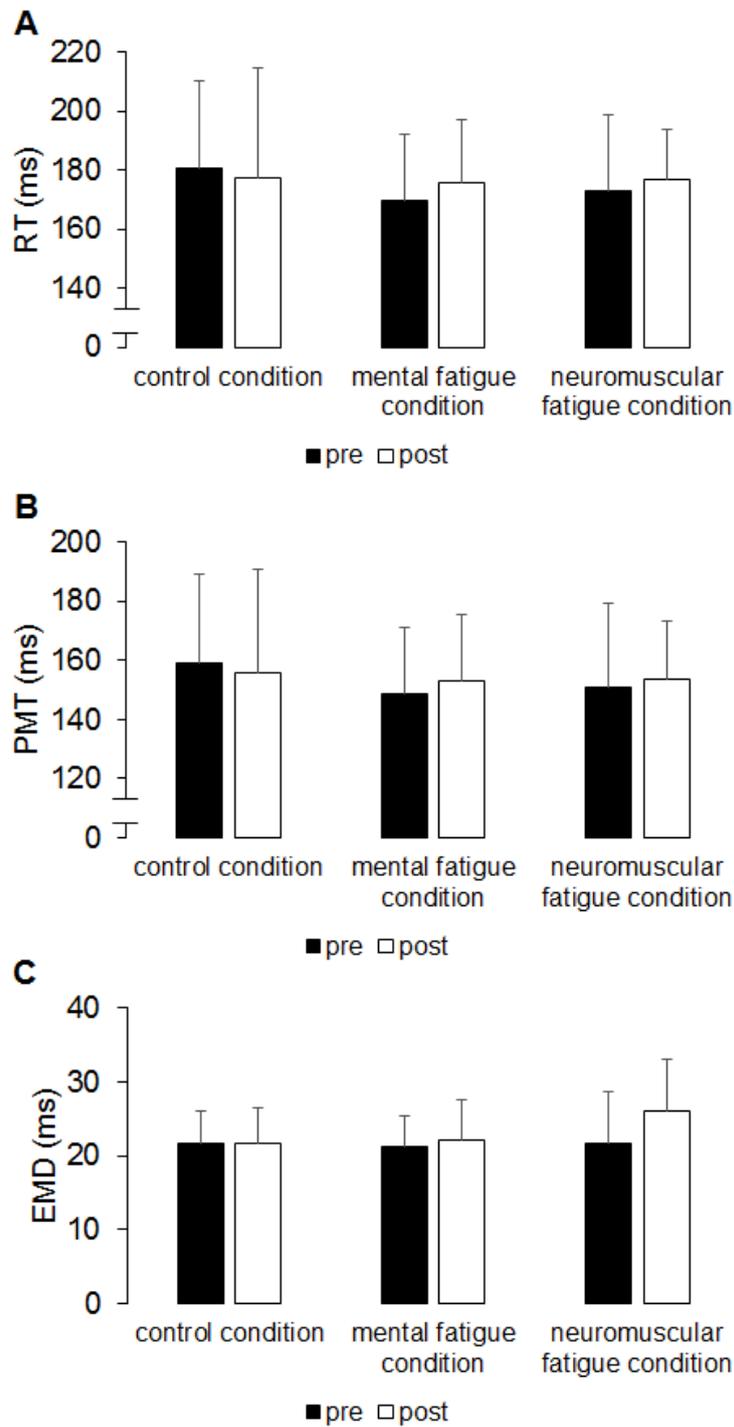
332

333

---

334 **Effects of the Fatigue Protocols on RT and Its Components.**

335 All results are presented in Fig 3. There was no significant interaction for total RT  
336 ( $P=0.516$ ,  $\eta_p^2=0.053$ ). There was no significant interaction for both TPM and  $EMD_{vol}$   
337 ( $P=0.597$ ,  $\eta_p^2=0.042$  and  $P=0.169$ ,  $\eta_p^2=0.137$  for PMT and  $EMD_{vol}$ , respectively).  $EMD_{vol}$   
338 substantially increased (not significant) after the neuromuscular fatigue session ( $+25.6 \pm$   
339  $35.2\%$ ,  $dz=0.654$ ). Moreover, a strong correlation was found between total RT and PMT  
340 ( $r=0.98$ ,  $P<0.001$ ).

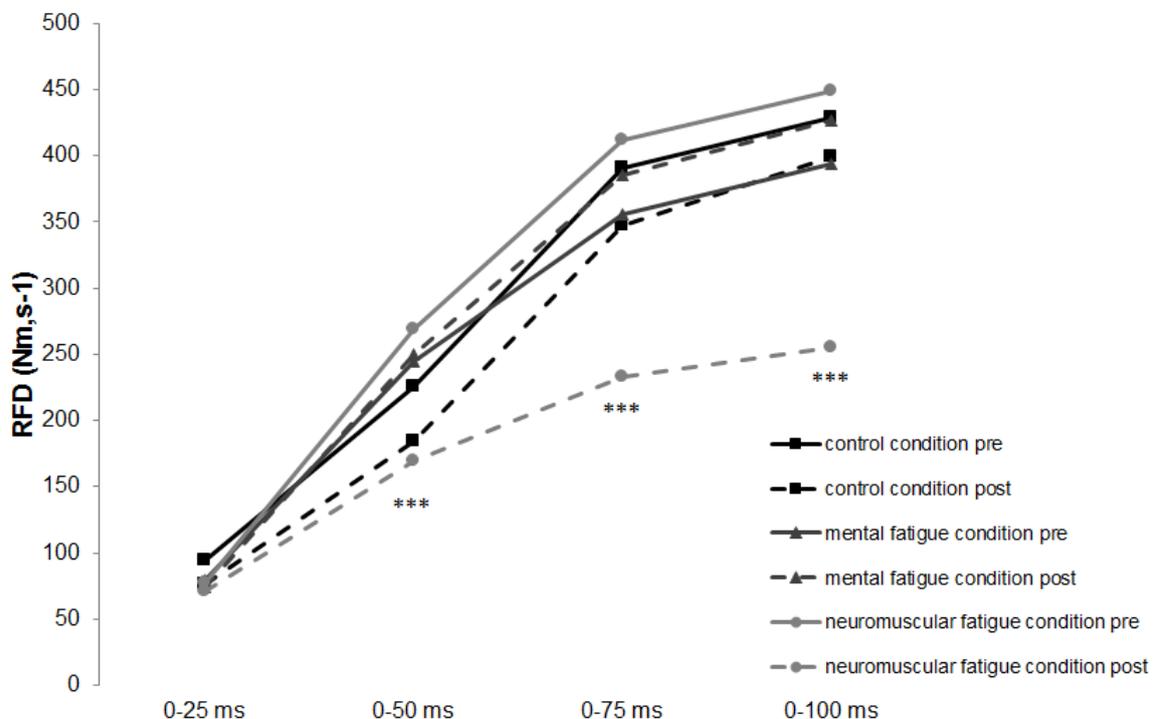


341

342 **Fig 3. Effects of the fatigue protocols on reaction time parameters (control condition,**  
343 **mental fatigue condition, neuromuscular fatigue condition).** Reaction time (RT, panel A),  
344 pre-motor time (PMT, panel B) and voluntary electromechanical delay (EMD<sub>vol</sub>, panel C)  
345 were measured. Data are presented as mean.

346 **Rate of Force Development.** Results of RFD are shown in Fig 4. There was a  
 347 significant -groups \* time- interaction ( $P=0.001$ ,  $\eta_p^2=0.429$ ) and a significant -time intervals \*  
 348 groups \* time- interaction ( $P<0.001$ ,  $\eta_p^2=0.554$ ). This parameter decreased only after  
 349 completion of the neuromuscular fatigue session for  $RFD_{0-50}$  ( $-30.76 \pm 26.5\%$ ,  $P<0.001$ ,  
 350  $d_z=0.745$ ),  $RFD_{0-75}$  ( $-41.86 \pm 16.1\%$ ,  $P<0.001$ ,  $d_z=1.744$ ) and  $RFD_{0-100}$  ( $-42.25 \pm 15.4\%$ ,  
 351  $P<0.001$ ,  $d_z=1.966$ ).

352



353

354 **Fig 4. Rate of force development (RFD) assessed before (pre) and after (post) the fatigue**  
 355 **protocols (control condition, mental fatigue condition, neuromuscular fatigue condition).**

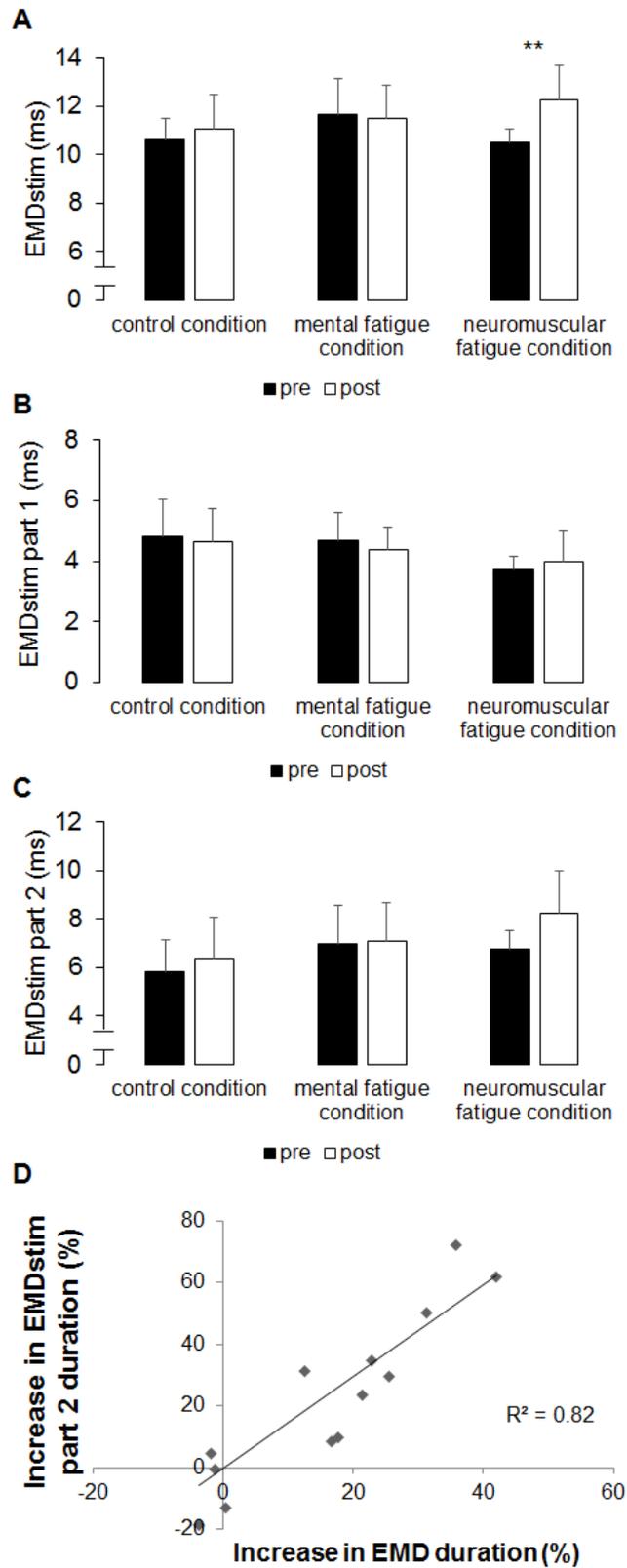
356 \$\$\$ significant difference between pre and post fatigue protocol during the same condition  
 357 ( $P<0.001$ ). Data are presented as mean.

358

**359 Effects of the Fatigue Protocols on EMD<sub>stim</sub> and Its Components.**

360 All results are presented in Fig 5. There was a significant main effect of time  
361 ( $P=0.021$ ,  $\eta_p^2=0.366$ ), as well as a significant interaction for EMD<sub>stim</sub> ( $P=0.003$ ,  $\eta_p^2=0.371$ ).  
362 Follow-up tests revealed a significant increase for this parameter only after completion of the  
363 neuromuscular fatigue session ( $P=0.001$ ,  $d_z=1.11$ ). There was no significant interaction for  
364 both the onset of muscle fascicles motion and the passive part of the series elastic component  
365 ( $P=0.468$ ,  $\eta_p^2=0.061$  and  $P=0.256$ ,  $\eta_p^2=0.107$  for onset of muscle fascicles motion and passive  
366 part of the series elastic component, respectively). However, the part attributable to the  
367 passive part of the series elastic component substantially increased after completion of the  
368 neuromuscular fatigue session ( $+22.6 \pm 27.8\%$ ,  $d_z=0.813$ ). Moreover, as shown in Fig 5D, a  
369 significant correlation was found between the increase in the part attributable to the passive  
370 part of the series elastic component and the increase in EMD<sub>stim</sub> ( $P<0.001$ ).

371



372

373 **Fig 5. Effects of the fatigue protocols on electrically evoked electromechanical delay**

374 **parameters (control condition, mental fatigue condition, neuromuscular fatigue**

375 **condition**). Electromechanical delay ( $EMD_{stim}$ , panel A), time gap between the stimulation  
376 and the onset of fascicle movement ( $EMD_{stim}$  part 1, panel B), time gap between the onset of  
377 fascicle movement and torque onset ( $EMD_{stim}$  part 2, panel C). Coefficient correlation  
378 between the increase in  $EMD_{stim}$  and the increase in part attributable to the aponeurosis and  
379 tendon in the neuromuscular fatigue condition (panel D). \*\*\* significant difference between  
380 pre and post fatigue protocol during the same condition ( $P < 0.001$ ). Values are mean.

381

## 382 **Discussion**

383 The aim of the current study was to assess the effects of both mental and muscle fatigue on  
384 RT components. Contrary to our first hypothesis, mental fatigue did not significantly impaired  
385 PMT. Accordingly to our second hypothesis, muscle fatigue significantly increases  
386 electromechanical delay in stimulated condition. However, in both conditions, RT remained  
387 unchanged.

## 388 **Markers of Fatigue**

389 ***Psychological Markers.*** We used the NASA-TLX scale to assess the subjective workload  
390 of each fatigue protocol. As expected, completion of the mathematical cognitive task and  
391 watching a movie was less physically demanding than performing a protocol of isometric  
392 contractions. Interestingly, not only the mental fatigue protocol, but also the muscle fatigue  
393 protocol were more mentally demanding than the control condition. This higher mental  
394 demand during the two fatigue protocols was associated with higher effort and higher feeling  
395 of frustration to perform the physical and mental tasks compared to watching a movie. These  
396 results confirm the higher subjective workload of those fatiguing protocols compared to our  
397 control condition.

398 *Neuromuscular Markers.*

399 To measure exercise-induced muscle fatigue, we quantified force production capacity of the  
400 elbow flexors following completion of the mathematical cognitive task and the muscle fatigue  
401 exercise. Despite inducing subjective feelings of fatigue, completion of the mental task did  
402 not alter maximal force production capacity of the elbow flexors, as previously reported after  
403 prolonged motor imagery [45] and physical exertion experienced on upper [45] or lower limbs  
404 [14-16,46]. As expected, muscle fatigue induced a significant decrease in MVC peak torque  
405 of the elbow flexor muscles, mainly due to acute impairment of peripheral mechanisms, as  
406 voluntary activation remained stable. Curiously, we found a decrease in contractile properties  
407 after the control condition (significant) and after the mental fatigue condition (non-significant  
408 but large effect size). As it has been previously observed that a cognitive task does not alter  
409 peripheral parameters [16], it is assumed that the decrease of the contractile properties was  
410 due to i) the absence of warm-up after both control and mental fatigue protocols [14], ii) the  
411 continuous use of the upper limb muscles during the cognitive task and the control task to  
412 keep their arm on the dynamometer [46] and/or iii) a less potentiated effect during the MVC  
413 after completion of the control and the mental fatigue conditions, as no warm-up was  
414 performed and only one MVC was performed.

415 Considering the psychological and neuromuscular markers of fatigue all together, we can  
416 conclude that the two fatigue protocols successfully induced the required state of fatigue in  
417 our subjects, while participants performed RT trials post control condition without any mental  
418 or physical disturbance.

419

420

## 421 **Effects of Mental Exertion on RT Components**

422 In the present study, we found that mental exertion did not increase RT performed with  
423 limited number of trials. This result is quite surprising as mental fatigue is known to  
424 negatively affect this parameter [31], because cognitive processes, i.e., PMT, are strongly  
425 involved. We also showed that both PMT and EMD remained constant and were not impaired  
426 or enhanced by a mental fatigue state.

427 Considering EMD, both voluntary and evoked EMD remained unchanged after completion of  
428 the mathematical cognitive task. This result was confirmed by the absence of change for both  
429 the onset of muscle fascicles motion and the passive part of the series elastic component  
430 assessed during the elicited EMD. Previous studies have already shown that mental fatigue  
431 had no effect on contractile properties [14].

432 Considering the absence of alteration of PMT in the present study showed that, when they are  
433 mentally fatigued, participants were able to maintain their performance level in order to react  
434 and contract their muscles involved as fast as during non-fatigued condition. Contrary to our  
435 results, Langner et al. [31] found a significant effect of time-on-task, i.e., mental task, on  
436 simple RT. The discrepancy between the results found by this previous and the present study  
437 may be attributed to the task used for RT measurement. Indeed, in Langner et al. study, the  
438 same task, i.e., RT trials, was used to induce fatigue and to measure RT (600 trials) while, in  
439 the current study, two different tasks were used, i.e., mathematical cognitive task and elbow  
440 flexor muscles contraction (2 trials). Langner et al. [31] suggested that the cognitively little  
441 demanding task was responsible for the decrease in performance during the time-on-task  
442 prolonged exercise because it required more attention compared to a more interesting task.  
443 This assumption found support with Mroczek et al. [47], who found a significant decrease in

444 RT during an ecological task such as a volley ball match, due to an increased arousal linked to  
445 the competition, i.e., increasing motivation.

446 Therefore, we assume that the stability of performance level observed in the present study,  
447 despite a mental fatigue state, is mainly due to the low number of trials, that preventing from  
448 monotony, and the use of a more ecological task to assess RT. However, because in certain  
449 circumstances such as sports performance (racket sports, team sports, combat sports) or daily  
450 situations, success or failure are mainly related to the ability of reproduce repeated specific  
451 motor skills with a short RT, it could be of interest to evaluate the effects of mental fatigue on  
452 RT during an increased number of trials in diverse populations, such as athletes or elderly  
453 people. The lack of change after completion of the cognitive task does not mean that mental  
454 fatigue had no impact on RT trials. Indeed, Boksem and Tops [48] proposed that mental  
455 fatigue can be considered as a balance between costs and benefits. According to the  
456 motivational intensity theory [49], Marcora and Staiano [50] also suggested that the  
457 perception of effort might be seen as the cardinal « exercise stopper » rather than all  
458 physiological measurements. Within this framework, several studies have demonstrated that,  
459 when mentally fatigued, participants rated higher perceived exertion during cycling [12,14],  
460 running [51], performing isometric contraction [16] or goal-directed movement. Thus, it is  
461 possible that, in the current study, participants considered the task, i.e., RT trials, sufficiently  
462 attractive and consequently increased their attentional effort [48]. Unfortunately, due to the  
463 short duration of the task (few seconds), it was not possible to assess the perceived exertion  
464 following RT trials. Once again, it could be of interest to assess the perceived exertion during  
465 an increased number of RT trials following a mentally cognitive task.

466

467

## 468 **Effects of Physical Exertion on RT Components**

469 We also found that RT was not impaired by physical exertion. This result differs from  
470 previous study that has reported significant increases in RT [19] but is in accordance with  
471 other one that has not found significant effect of physical exertion on RT [20]. As expected,  
472 neuromuscular fatigue did not impair the central component of RT. After completion of the  
473 neuromuscular exercise, only a slight ( $+3.1 \pm 9.8\%$ ) and non-significant increase ( $d_z=0.182$ )  
474 was observed for PMT. The same result was previously observed by Klimovitch [19] and  
475 Stull & Kearney [20] who did not report significant changes in PMT following neuromuscular  
476 exercise. This result is in accordance with previous studies that reported no significant  
477 changes in cognitive function after whole-body anaerobic exercise (for further details, please  
478 see [52]). Therefore, physiological fatigue does not seem to influence the cognitive function  
479 evaluated through the PMT.

480 While no main effect of interaction was found for  $EMD_{vol}$  in the current study, a moderate  
481 Cohen's effect size was observed during the biceps fatigue protocol. In addition, impairment  
482 of peripheral function is also supported by a significant increase in EMD during elicited  
483 contractions. By finding a strong and significant correlation between the increase in  $EMD_{stim}$   
484 and the increase in the passive part of the series elastic component, we provide new evidence  
485 that the major part of the increase in  $EMD_{stim}$  is due to an elongation of this component. As  
486 previously proposed [30,53], a reduced stiffness from the muscle-tendon unit is responsible  
487 for the elongation of the time necessary to tension the series elastic component and  
488 consequently to transmit the force to the insertion point. However, in the present study, the  
489 negative impact of neuromuscular fatigue on EMD did not result in a significant increase in  
490 total RT. As we found no significant correlation between RT and  $EMD_{vol}$ , it is likely that the  
491 major reason is that EMD only represents a short part of RT ( $12.3 \pm 3.1\%$ ), very close to the

492 one reported by Stull & Kearney (~15%; [20]). Thus, despite a significant alteration at  
493 peripheral level, neuromuscular fatigue had no influence on RT. This result is interesting  
494 because it suggests that neuromuscular fatigue has no effect on explosive ballistic movements  
495 that require a low level of force. However, as RFD significantly decreased after the biceps  
496 fatigue protocol, it provides evidence that it will take a longer time to reach the same level of  
497 force or that the level of force will be reduced at a given moment.

## 498 **Limitations**

499 Some methodological limitations may be addressed. First, it should be keep in mind that we  
500 focused on the biceps brachii to record EMG data during RT trials. However, we cannot  
501 exclude that other elbow flexor muscles, such as brachialis anterior or brachioradialis, could  
502 be responsible for the onset of the movement. However, as the cross-sectional area of the  
503 biceps brachii is higher than the other two muscles and is correlated with the MVC [54], we  
504 assume that the risk is limited. Secondly, a moderate coefficient of variation exists (~ 12%)  
505 when a limiting number of RT trials is performed [37]. Therefore, changes must be important  
506 to be attributed to fatigue. Thirdly, as it takes a lot of time to prepare the electrode array, we  
507 decided to keep the same order before and after completion of the fatigue protocol to  
508 minimize the time required. Thus, the tests (MVCs,  $EMD_{stim}$  and RT) were not randomized  
509 (see Fig 1 for details) and it is possible that we underestimated the decrease of both MVC and  
510 contractile properties performed after completion of the biceps fatigue protocol, because they  
511 were performed at the very end of the session. Lastly, although our results are consistent with  
512 those reported by Hug et al. [55], the reasons responsible for the variability of the spatial  
513 EMG responses found in previous [37] and the current study remained unclear. Further  
514 studies are needed for a better understanding of the mechanisms involved during the first  
515 stages of a voluntary movement.

---

## 516 **Conclusions**

517 By comparing the impact of mental fatigue and neuromuscular fatigue on simple reaction time  
518 during an ecological (elbow flexors contraction) task performed with few trials, we  
519 demonstrated that both mental fatigue and biceps fatigue had no impact on the ability to react  
520 quickly. More specifically, we found that in mental fatigue condition, both central (pre-motor  
521 time) and peripheral (electromechanical delay) parameters remained unaltered, as well as  
522 neuromuscular functions. By contrast, we found an increase of electromechanical delay  
523 assessed in both voluntary and involuntary conditions. However, since the motor time  
524 represents a small relative part of the total reaction time, no significant changes were  
525 observed. We conclude that, when mentally or physically exhausted, participants are able to  
526 perform a one-shot trial with the same level of performance.

527

528

529 Grant: French ministry of sports (15r16)

530

531

532

## 533 REFERENCES

- 534 1. Pachella RG. The interpretation of reaction time in information processing research.  
535 In: Kantowitz BH, editor. Human Information Processing: Tutorials in Performance  
536 and Cognition. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum; 1974. p.41-82.
- 537 2. Der G, Deary IJ. Age and sex differences in reaction time in adulthood: results from  
538 the United Kingdom health and lifestyle survey. *Psychology and aging*. 2006;21(1):62.
- 539 3. Davranche K, Burle B, Audiffren M, Hasbroucq T. Physical exercise facilitates motor  
540 processes in simple reaction time performance: An electromyographic analysis.  
541 *Neurosci Lett*. 2006;396(1):54-56.
- 542 4. Weiss AD. The locus of reaction time change with set, motivation, and age. *Journal of*  
543 *Gerontology*. 1965;20:60-64.
- 544 5. Schmidt RA, Alan Stull G. Premotor and motor reaction time as a function of  
545 preliminary muscular tension. *Journal of Motor Behavior*. 1970;2(2):96-110.
- 546 6. Hopkins JT, Feland JB, Hunter I. A comparison of voluntary and involuntary  
547 measures of electromechanical delay. *Int J Neurosci*. 2007;117(5):597-604.
- 548 7. Minshull C, Gleeson NP, Eston RG, Bailey A, Rees D. Single measurement reliability  
549 and reproducibility of volitional and magnetically-evoked indices of neuromuscular  
550 performance in adults. *Journal Electromyogr and Kinesiol*. 2009;19(5):1013-23.
- 551 8. Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. Electromechanical delay  
552 revisited using very high frame ultrasound. *J Appl Physiol*. 2009;106(6):1970-75.
- 553 9. Esposito F, Cè E, Rampichini S, Limonta E, Venturelli M, Monti E, et al.  
554 Electromechanical delay components during skeletal muscle contraction and  
555 relaxation in patients with myotonic dystrophy type 1. *Neuromuscul Disord*.  
556 2016;26(1):60-72.
- 557 10. Howatson G, Glaister M, Brouner J, van Someren KA. The reliability of  
558 electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic  
559 contractions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(5):975-79.
- 560 11. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*.  
561 2001;81(4):1725-89.
- 562 12. Marcora SM, Staiano W, Manning V. Mental fatigue impairs physical performance in  
563 humans. *J Appl Physiol*. 2009;106(3):857-64.
- 564 13. Marcora SM, Bosio A, de Morree HM. Locomotor muscle fatigue increases  
565 cardiorespiratory responses and reduces performance during intense cycling exercise

- 566 independently from metabolic stress. *American Journal of Physiology-Regulatory,*  
567 *Integrative and Comparative Physiology.* 2008;294(3):R874-R883.
- 568 14. Pageaux B, Marcora SM, Rozand V, lepers R. Mental fatigue induced by prolonged  
569 self-regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body  
570 endurance exercise. *Front Hum Neurosci.* 2015;9:67.
- 571 15. Martin K, Thompson KG, Keegan R, Ball N, Rattray B. Mental fatigue does not affect  
572 maximal anaerobic exercise performance. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(4):715-25.
- 573 16. Pageaux B, Marcora SM, Lepers R. Prolonged mental exertion does not alter  
574 neuromuscular function of the knee extensors. *Med Sci Sports Exerc.*  
575 2013;45(12):2254-64.
- 576 17. Chmura J, Krysztofiak H, Ziemba AW, Nazar K, Kaciuba-Uscilko H. Psychomotor  
577 performance during prolonged exercise above and below the blood lactate threshold.  
578 *Eur J Appl Physiol.* 1998;77:77-80.
- 579 18. Chmura J, Nazar K, Kaciuba-Uscilko H. Choice reaction time during graded exercise in  
580 relation to blood lactate and plasma catecholamines thresholds. *Int J Sports Med.*  
581 1994;15(4):172-76.
- 582 19. Klimovitch G. Startle response and muscular fatigue effects upon fractionated hand  
583 grip reaction time. *Journal of Motor Behavior.* 1977;9(4):285-92.
- 584 20. Stull GA, Kearney JT. Effects of variable fatigue levels on reaction-time components.  
585 *Journal of Motor Behavior.* 1978;10(3):223-31.
- 586 21. Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H. Neuromuscular fatigue during repeated exhaustive  
587 submaximal static contractions of knee extensor muscles in endurance-trained, power-  
588 trained and untrained men. *Acta Physiol Scand.* 1999;166(4):319-26.
- 589 22. van Duinen H, Renken R, Maurits N, Zijdwind I. Effects of motor fatigue on human  
590 brain activity, an fMRI study. *Neuroimage.* 2007;35(4):1438-49.
- 591 23. Cè E, Rampichini S, Agnello L, Limonta E, Veicsteinas A, Esposito F. Effects of  
592 temperature and fatigue on the electromechanical delay components. *Muscle Nerve.*  
593 2013;47(4):566-76.
- 594 24. Conchola EC, Thompson BJ, Smith DB. Effects of neuromuscular fatigue on the  
595 electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. *Eur J*  
596 *Appl Physiol.* 2013;113(9):2391-99.
- 597 25. Conchola EC, Thiele RM, Palmer TB, Smith DB, Thompson BJ. Effects of  
598 neuromuscular fatigue on electromechanical delay of the leg extensors and flexors in  
599 young men and women. *Muscle Nerve.* 2015;52(5):844-51.

- 600 26. Howatson G. The impact of damaging exercise on electromechanical delay in biceps  
601 brachii. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):477-81.
- 602 27. Minshull C, Eston R, Bailey A, Rees D, Gleeson N. Repeated exercise stress impairs  
603 volitional but not magnetically evoked electromechanical delay of the knee flexors. *J*  
604 *Sports Sci.* 2012;30(2):217-25.
- 605 28. Vint PF, McLean SP, Harron GM. Electromechanical delay in isometric actions  
606 initiated from nonresting levels. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(6):978-83.
- 607 29. Grosset J-F, Piscione J, Lambert D, Pérot C. Paired changes in electromechanical  
608 delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J*  
609 *Appl Physiol.* 2009 ;105(1):131-39.
- 610 30. Rampichini S, Cè E, Limonta E, Esposito F. Effects of fatigue on the  
611 electromechanical delay components in *gastrocnemius medialis* muscle. *Eur J Appl*  
612 *Physiol.* 2014;114(3):639-51.
- 613 31. Langner R, Steinborn MB, Chatterjee A, Sturm W, Willmes K. Mental fatigue and  
614 temporal preparation in simple reaction-time performance. *Acta Psychol.*  
615 2010;133(1):64-72.
- 616 32. Lorist MM, Klein M, Nieuwenhuis S, Jong R, Mulder G, Meijman TF. Mental fatigue  
617 and task control: planning and preparation. *Psychophysiology.* 2000;37(5):614-25.
- 618 33. Lorist MM, Boksem MA, Ridderinkhof KR. Impaired cognitive control and reduced  
619 cingulate activity during mental fatigue. *Cognitive Brain Research.* 2005;24(2):199-  
620 205.
- 621 34. Hart SG, Staveland LE. Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of  
622 empirical and theoretical research. *Human Mental Workload.* 1988;1:139-83.
- 623 35. Froyd C, Millet GY, Noakes TD. The development of peripheral fatigue and short-  
624 term recovery during self-paced high-intensity exercise. *J Physiol.* 2013;591(5):1339-  
625 46.
- 626 36. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevitch AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of  
627 force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl*  
628 *Physiol.* 2016;116(6):1091-1116.
- 629 37. Le Mansec Y, Nordez A, Dorel S, Jubeau M. Reaction time can be measured during  
630 voluntary contractions with electrode array. *Clin Physiol Funct Imaging* (in press).
- 631 38. Bachasson D, Millet GY, Decorte N, Wuyam B, Levy P, Verges S. Quadriceps  
632 function assessment using an incremental test and magnetic neurostimulation: A  
633 reliability study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(3):649-58.

- 634 39. Keller-Ross ML, Pereira HM, Pruse J, Yoon T, Schlinder-DeLap B, Nielson KA, et al.  
635 Stressor-induced increase in muscle fatigability of young men and women is predicted  
636 by strength but not voluntary activation. *J Appl Physiol.* 2014;116(7):767-78.
- 637 40. Noteboom JT, Fleschner M, Enoka RM. Activation of the arousal response can impair  
638 performance on a simple motor task. *J Appl Physiol.* 2001;91(2):821-31.
- 639 41. Rozand V, Lebon F, Papaxanthis C, Lepers R. Effect of mental fatigue on speed-  
640 accuracy trade-off. *Neuroscience.* 2015;297:219-30.
- 641 42. Tillin NA, Pain MT, Folland JP. Contraction type influences the human ability to use  
642 the available torque capacity of skeletal muscle during explosive efforts. *Proc Biol*  
643 *Sci.* 2012;279(1736):2106-15.
- 644 43. Solnik S, Rider P, Steinweg K, De Vita P, Hortobágyi T. Teager-Kaiser energy  
645 operator signal conditioning improves EMG onset detection. *Eur J Appl Physiol.*  
646 2010;110(3):489-498.
- 647 44. Begovic H, Zhou G-Q, Li T, Wang Y, Zheng Y-P. Detection of the electromechanical  
648 delay and its components during voluntary isometric contraction of the quadriceps  
649 femoris muscle. *Frontiers in Physiology.* 2014;5:494.
- 650 45. Rozand V, Lebon F, Papaxanthis C, Lepers R. Does a mental training session induce  
651 neuromuscular fatigue? *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(10):1981-89.
- 652 46. Rozand V, Pageaux B, Marcora SM, Papaxanthis C, lepers R. Does mental exertion  
653 alter maximal muscle activation? *Frontiers in Human Neuroscience.* 2014;8:755.
- 654 47. Mroczek D, Kawczynski A, Chmura J. Changes of reaction time and blood lactate  
655 concentration of elite volleyball players during a game. *J Human Kinetics.*  
656 2011;28:73-78.
- 657 48. Boksem MA, Tops M. Mental fatigue: Costs and benefits. *Brain Res Brain Res Rev.*  
658 2008;59(1):125-39.
- 659 49. Brehm JW, Self EA. The intensity of motivation. *Annu Rev Psychol.* 1989;40(1):109-  
660 31.
- 661 50. Marcora SM, Staiano W. The limit to exercise tolerance in humans : mind over  
662 muscle? *Eur J Appl Physiol.* 2010;109(4):763-70.
- 663 51. Pageaux B, Lepers R, Dietz KC, Marcora SM. Response inhibition impairs subsequent  
664 self-paced endurance performance. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114(5):1095-1105.
- 665 52. Tomporowski PD. Effects of acute bouts of exercise on cognition. *Acta Psychol.*  
666 2003;112(3):297-324.

- 667 53. Zhou S, McKenna MJ, Lawson DL, Morrison WE, Fairweather I. Effects of fatigue  
668 and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. *Eur J Appl*  
669 *Physiol.* 1996;72(5):410-16.
- 670 54. Nygaard E, Houston M, Suzuki Y, Jørgensen K, Saltin B. Morphology of the brachial  
671 biceps muscle and elbow muscle in man. *Acta Physiol Scand.* 1983;117(2):287-92.
- 672 55. Hug F, Lacourpaille L, Nordez A. Electromechanical delay measured during a  
673 voluntary contraction should be interpreted with caution. *Muscle Nerve.*  
674 2011;44(5):838-39.
- 675

## Synthèse étude 5

Contrairement à nos hypothèses, cette étude a montré que le temps de réaction n'a pas été modifié par les différentes conditions de fatigue. Bien que le délai électromécanique semble avoir été altéré en situation de fatigue neuromusculaire (significativement en condition involontaire, non significativement en condition volontaire), sa faible contribution sur le temps de réaction total est telle (~ 10%) que ce dernier n'a pas été significativement modifié. Par ailleurs, la fatigue mentale n'a pas altéré le temps prémoteur, supposant que dans ce contexte (2 essais, contraction du *biceps brachii*, stimulus visuel), les sujets étaient capables de mobiliser leurs ressources attentionnelles pour répondre aux exigences de la tâche.

# DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal de ce travail de thèse était d'étudier les effets de différentes modalités de fatigue, *i.e.*, mentale ou neuromusculaire, sur la performance en tennis de table, la fatigue étant alors considérée comme possiblement responsable d'altérations techniques ou fonctionnelles (ici, le temps de réaction). L'ensemble des travaux menés au cours de ce travail s'est donc intéressé à l'optimisation de la performance dans cette activité particulière, bien que les démarches utilisées soient applicables à l'ensemble des sports de raquette, et par extension dans l'ensemble des activités sportives pour lesquelles la vitesse et la précision d'un engin (balle-ballon-volant-palet) constituent des paramètres essentiels de la performance. Une première démarche, combinant des approches diverses (neuromusculaires, électromyographiques, analyse temporelle et événementielle de l'activité) largement utilisées et validées dans la littérature scientifique a été mise en place afin de mieux cerner les sollicitations de l'activité tennis de table (étude préliminaire et étude 1). Les études suivantes se sont, quant à elles, davantage focalisées sur les effets de la fatigue au cours d'une tâche écologique (étude 3) ou analytique (étude 5).

### I Fatigue et tennis de table

#### *I.1 Analyse temporelle et événementielle*

D'après les données recueillies au cours de l'**étude préliminaire** (soit 3,7 s par point joué et 8,5 s entre deux points), en lien avec une autre étude récente (Zagatto *et al.* 2016), l'aspect explosif du tennis de table semble établi et explique que la lactatémie soit maintenue à un niveau très faible (Kondric *et al.* 2010 ; Sperlich *et al.* 2011 ; Zagatto *et al.* 2010). En effet, le nombre d'actions par point joué demeure très faible comparativement aux autres sports de raquette, ce qui renforce le rôle prépondérant accordé aux premières actions (*e.g.* service, retour de service) et la recherche d'une prise d'initiative forte le plus rapidement possible. Cet aspect essentiel du tennis de table moderne est par ailleurs renforcé par une répartition disproportionnée des points suivant leur durée, les échanges brefs (< 3 s) représentant ainsi les deux tiers des points joués, alors que les points longs (> 6 s) ne représentent que 6.6% de ceux-ci. Pour comparaison, il est intéressant de noter qu'en badminton, les échanges d'une durée supérieure à 6 s représentent 30%, soit une part importante de l'ensemble des points joués (Faude *et al.* 2007), ce chiffre allant jusqu'à 40% pour le tennis (O'Donoghue & Liddle 1998). Néanmoins, ce faible pourcentage de points longs en tennis de table n'est guère surprenant du fait du faible nombre d'actions par point joué. Il convient également d'ajouter une fréquence d'échange supérieure aux autres sports de raquette. Ainsi, le nombre de frappes nécessaires pour qu'un point dure au

moins 6 secondes est supérieur en tennis de table comparativement aux autres sports de raquette.

L'analyse temporelle d'une activité donnée permet de fournir des données intéressantes afin de programmer des séquences d'entraînement physiques et/ou techniques les plus proches possibles des conditions réelles de jeu. De ce fait, ce type d'approche a été largement utilisé dans de nombreuses activités, tennis de table inclus. Cependant, du fait de la faible durée des temps de jeu comparativement au temps de récupération, une telle analyse nous semblait insuffisante pour rendre compte des efforts fournis par les joueurs. De même, la nature des déplacements (arrêts-démarrages-blocage des appuis) rendait selon nous l'utilisation des instruments de quantification des distances parcourues actuellement disponibles sur le marché (type centrale inertielle, GPS) peu opérante pour cette activité. Au cours de cette même étude préliminaire, nous avons proposé de classer les actions effectuées par les joueurs selon le niveau d'engagement musculaire que ces actions suscitent au niveau des membres inférieurs (faible, moyenne ou forte intensité). Bien que subjective par nature, l'analyse intra- et inter-opérateurs a montré une bonne fiabilité des mesures (CV compris entre 5 et 15%), rendant cette approche pertinente. Nos résultats ont montré que seule une faible proportion des actions (15%) impliquait les membres inférieurs de manière intense. Cependant, ces actions (*e.g.* topspin, contre-top) ne sont pas à sous-estimer car elles sont souvent décisives (Malagoli Lanzoni *et al.* 2013). Ainsi, la capacité à répéter des actions sollicitant intensément les membres inférieurs devrait faire partie de la préparation des pongistes, y compris en situation de fatigue.

Suite à cette première étape, nous avons cherché à quantifier plus objectivement les efforts fournis par les muscles des membres inférieurs au cours de frappes significatives de l'activité du pongiste (**étude 1**). Pour cela, nous avons mesuré les niveaux d'activité de huit muscles des membres inférieurs en pourcentage d'une tâche de référence, et ce au cours de plusieurs frappes caractéristiques du tennis de table. Cette approche électromyographique a mis en évidence i) des disparités importantes en fonction de la frappe considérée, ce qui était en accord avec notre étude préliminaire, et ii) une contribution particulièrement importante des muscles *gastrocnémii*, *biceps femoris* et *gluteus maximus* au cours des frappes les plus violentes. Afin d'assurer une transmission des forces efficace en direction des membres supérieurs, la capacité à développer un haut niveau de sollicitation à de nombreuses reprises paraît être prioritaire pour les fléchisseurs plantaires ainsi que les extenseurs de hanche. Outre la possibilité d'imprimer de la vitesse à la balle, nous pouvons émettre l'hypothèse que l'utilisation de ces groupes musculaires permet également d'éviter toute blessure ou toute

fatigue préjudiciable à la bonne réalisation de ces frappes décisives. Notons qu'il serait intéressant à l'avenir de décrire plus précisément les coordinations musculaires, en étudiant l'organisation temporelle de l'activité électromyographique des différents groupes musculaires impliqués, notamment au cours des frappes les plus décisives (*e.g.* flip, topspin). Une telle analyse permettrait de mettre en évidence l'existence de structures identiques chez tous les pongistes de haut niveau ou au contraire l'existence de différences inter-individuelles, avec possiblement l'identification de structures plus efficaces que d'autres. Enfin, la mise en place d'un protocole identique à celui proposé dans l'étude n°1 avant et après réalisation d'un exercice fatigant ou d'un match simulé permettrait de repérer d'éventuelles modifications concernant les différents niveaux d'activité et/ou concernant l'organisation temporelle du mouvement (Rota *et al.* 2013).

Parmi les multiples marqueurs quantitatifs qui existent, la perception de l'effort (type RPE) ou de fatigue (type VAS) avec échelle présente l'avantage d'être facile d'utilisation, peu onéreuse, et implique directement le sujet, renforçant ainsi son sentiment de maîtrise et donc son adhésion à l'entraînement (Helson 2014). Une RPE élevée témoigne ainsi d'un possible désengagement à venir du sujet dans la tâche afin de diminuer la perception de l'effort (Marcora 2006 ; Pageaux 2014). Le tennis de table étant une activité éminemment technique, la perception de l'effort ne dépasse généralement pas un niveau modeste, symptomatique d'un effort de moyenne intensité (14/20 à l'issue du 4<sup>ème</sup> match au cours de l'étude préliminaire, avec un maximum de 17/20 pour un joueur). De ce fait, il est probable que seul l'enchaînement de plusieurs matchs particulièrement longs (*e.g.* contre des défenseurs) puisse induire une perception de l'effort telle que le comportement du joueur s'en trouve altéré, cherchant par exemple à abrégé la durée de l'échange par une prise de risque supérieure.

### *1.2 Analyse neuromusculaire*

L'étude préliminaire visait, pour l'essentiel, à déterminer si une compétition de tennis de table générerait une perte de force significative. Ce travail, déjà réalisé dans les trois autres sports de raquette (Girard *et al.* 2008, 2010 ; Lin 2014), constituait le préalable incontournable pour que l'étude des effets de la fatigue soit pertinente. Cette étude a montré qu'une compétition de tennis de table générerait une perte de force modérée mais néanmoins significative des muscles extenseurs de la jambe, et cela immédiatement à la fin de la première rencontre (~ -7% CMV). L'évolution au cours de la compétition étant relativement régulière, plus celle-ci sera longue, plus la fatigue sera importante. Concernant la fatigue d'origine périphérique, il est notable de constater que celle-ci est restée stable et modérée entre les mesures réalisées à l'issue du 1<sup>er</sup> et

du 4<sup>ème</sup> match. La nature des altérations observées, *i.e.*, diminution conjointe des secousses musculaires et de l'amplitude de l'onde M, ainsi que la cinétique de récupération, paraissent aller dans le sens de ce qui est classiquement observé lors de la réalisation d'exercices de haute intensité. Allen *et al.* (2008) soulignent en effet que la récupération suite à des efforts brefs et maximaux est très rapide. Le temps de récupération entre deux points (8,5 s) est donc suffisant pour une restauration importante des capacités musculaires. Dans les situations d'efforts sous-maximaux entraînant une perte importante de la capacité de production de force au niveau musculaire, ces mêmes auteurs rapportent qu'une durée de 30 min permet là encore une récupération complète. Nous pouvons donc faire l'hypothèse qu'à l'issue des 40 minutes de pause entre deux matchs, les sujets ont recouvert leur niveau initial en ce qui concerne l'excitabilité de la membrane musculaire, tandis qu'une défaillance au niveau du couplage E-C supposerait un délai de récupération plus conséquent. Le rapport entre le temps d'effort et le temps de récupération, entre deux points ou entre deux matchs, est donc compatible avec la poursuite de l'exercice sans aggravation de la perte de force au niveau périphérique.

### *1.3 Applications pratiques*

Les propositions décrites ici s'appuient sur deux éléments clés, à savoir qu'il est de plus en plus stipulé par les chercheurs en sciences du sport que les programmes d'entraînement doivent s'approcher le plus possible des conditions réelles rencontrées au cours des situations de match (*e.g.* durées des efforts, des récupérations, fréquence cardiaque) (Fernandez *et al.* 2006). Par ailleurs, le concept de spécificité de la tâche (Enoka & Duchateau 2007) implique une analyse précise de l'activité elle-même, le transfert direct de connaissances d'une activité à l'autre risquant d'aboutir à des erreurs de prescription.

D'après les résultats observés au cours de l'étude préliminaire et de l'étude 1, en lien avec les données issues de la littérature, l'aspect explosif (durée d'un point, durée de la récupération, sollicitations des membres inférieurs) et la faible durée des sets ont principalement retenu notre attention. Pour lier utilement les contraintes techniques aux contraintes physiques, il ne paraît pas nécessaire d'effectuer des séances d'entraînement comprenant des ratios temps d'effort/temps de récupération trop importants, sous peine d'engendrer des dégradations techniques sans pour autant répondre aux exigences physiques de l'activité. Ainsi, un ratio temps d'effort/temps de récupération compris entre  $\frac{1}{2}$  et  $\frac{1}{3}$  comprenant des séries de 3 à 5 actions répétées à 15-20 reprises serait suffisant d'un point de vue énergétique et cohérent par rapport aux caractéristiques du jeu. Dans le cadre d'une préparation physique intégrée, le travail

au panier de balle semble ici parfaitement adapté. Au cours de ces séances d'entraînement, il pourrait par ailleurs être intéressant d'évaluer régulièrement la perception de l'effort des joueurs. Ce paramètre étant significativement lié à la fatigue, un niveau de fatigue exacerbé et au-delà de celui rencontré en match risquerait également d'entraîner des détériorations techniques sans intérêt d'un point de vue énergétique.

L'importance des premiers points suppose que les pongistes soient au maximum de leurs capacités dès le début du set. Du fait de la nature des déplacements (faible distance, puissance, nombreux démarrages et arrêts), les qualités d'explosivité doivent tout particulièrement faire l'objet d'attention. Or, Girard *et al.* (2006) ont montré que la performance au cours d'un squat jump et d'un contre-mouvement jump était améliorée après 30 min de tennis, cette durée correspondant à celle d'un match de tennis de table (Katsikadelis *et al.* 2007, 2010 ; Zagatto *et al.* 2010). Les auteurs ont attribué cette amélioration à un échauffement insuffisant avant le début du match. Ainsi, on peut penser que la qualité de l'échauffement doit faire l'objet d'une attention particulière, à la fois sur le plan physique et mental. Notons que la préparation des joueurs au cours des deux heures qui précèdent la rencontre a commencé à être prise en compte par la Direction Technique Nationale (DTN), notamment lors des Championnats du Monde de Paris (2013). En outre, et comme l'a souligné Sève (2005), la phase d'enquête des joueurs (*i.e.*, prélèvement d'informations sur le joueur adverse lors des premiers échanges) a été considérablement perturbée, voire supprimée, lors du passage des sets de 21 à 11 points. Ce travail incombe désormais davantage à l'entraîneur qui doit être capable de donner des informations fiables au joueur avant le début de la rencontre.

D'un point de vue neuromusculaire, il est important de noter que les résultats de cette étude ont été obtenus au cours de matchs simulés. Il est ainsi probable que la perte de force mesurée ici soit sous-estimée comparativement à une compétition réelle, les simulations entraînant généralement un investissement moindre (pour revue Caprino *et al.* 2012). Néanmoins, nos résultats montrent qu'un travail basé sur l'explosivité semble devoir être prioritaire dans le cas d'une compétition comprenant 1 match par jour, alors que la prise en compte des facteurs motivationnels ou la capacité de concentration est à prendre en considération dans le cas d'une compétition comprenant plusieurs matchs par jour. En amont, la préparation physique des pongistes doit pouvoir tenir compte également des sollicitations différentes selon le groupe musculaire considéré. Ainsi, la capacité à enchaîner des actions très brèves et de haute intensité (~ 60 à 80% du maximum) est à rechercher pour les fléchisseurs plantaires et les muscles extenseurs de hanche, *e.g.* *biceps femoris* et *gluteus maximus*. Du fait

de leur niveau d'activité plus élevé, nous pouvons émettre l'hypothèse que ces groupes musculaires seront davantage affectés par la pratique du tennis de table, bien que d'autres facteurs (*e.g.* typologie musculaire) soient également à prendre en considération.

### II Fatigue et qualité de la balle : des conséquences variables selon le type de fatigue

#### *II.1 Test spécifique : signification et utilisation*

Le test élaboré au cours de l'**étude 2** a montré que chacun des deux paramètres (vitesse et précision) était corrélé avec le niveau des joueurs, leur prise en compte simultanée, *i.e.*, index de performance, aboutissant à une corrélation encore plus forte. La qualité de la balle tend ainsi à s'améliorer au fur et à mesure que le niveau des joueurs augmente, rendant ainsi pertinente l'analyse des effets de la fatigue sur celle-ci. Bien que le test mis en place visait essentiellement à être réinvesti au cours de l'étude suivante sur les effets de la fatigue, nous pensons qu'il est suffisamment simple dans sa mise en place et sa compréhension pour trouver sa place dans la détection des jeunes joueurs ou dans le suivi longitudinal des pongistes. Les apports des tests spécifiques ont déjà été largement démontrés dans les différents sports de raquette afin d'évaluer la condition physique des joueurs au cours de protocoles se rapprochant le plus possible des conditions réelles de jeu (Girard *et al.* 2005b, 2006 ; Urso *et al.* 2013 ; Wilkinson *et al.* 2009). En revanche, et bien que les sports de raquette apparaissent comme des activités techniquement complexes, rares sont les tests ayant évalué ce type de qualité. Or, les sports de raquette étant multifactoriels (Lees 2003), la performance dans ce type d'activité suppose la réalisation de coups techniques complexes dans un contexte de pression physique, temporelle et mentale permanent. Ainsi, lors de la réalisation d'un test de tennis de table, la dégradation technique au fur et à mesure de l'augmentation de l'intensité de l'exercice, *i.e.*, fréquence d'envoi des balles par un robot, devient une limite à la poursuite de l'exercice et donc à l'évaluation du paramètre évalué (Zagatto *et al.* 2014). Un test combinant une évaluation concomitantes des qualités physiques (travaux de Zagatto *et al.* 2008, 2011, 2014) et des qualités techniques reste à construire et représenterait une nouveauté dans le champ des sports de raquette. Un tel test permettrait d'ajuster facilement et précisément la charge d'entraînement selon la dominante (physique et/ou technique) choisie par l'entraîneur ou le préparateur physique.

### *II.2 Fatigue des membres inférieurs : pas d'effet apparent.*

Hormis une tendance vers une augmentation du nombre de fautes, l'**étude 3** n'a pas montré d'altération suite à une fatigue neuromusculaire des membres inférieurs. Cependant, il convient de souligner ici que, pour des raisons de standardisation, le test utilisé n'imposait pas de déplacement entre les différentes frappes (topspin). Ainsi, il pourrait être intéressant d'étudier les effets de ce type de fatigue au cours d'un test incluant des déplacements (Davey *et al.* 2002 ; Vergauwen *et al.* 1998) afin de vérifier que cette absence d'impact de la fatigue des membres inférieurs peut s'étendre à des situations plus spécifiques et donc proches du jeu réel. Par ailleurs, nous avons souligné (Chap I) que le tennis de table impliquait des changements de direction fréquents à haute vitesse (Molodtsov 2008). Ainsi, il pourrait être intéressant d'évaluer les effets de la fatigue des membres inférieurs sur la capacité des pongistes à changer rapidement de direction au cours de mouvements planifiés (Delextrat *et al.* 2015) ou non-planifiés (*i.e.*, agilité, Spasic *et al.* 2015). Un tel test devrait s'adapter à la spécificité des déplacements du tennis de table, *i.e.*, déplacements latéraux et courts (Melero Romero *et al.* 2005 ; Molodtsov 2008 ; Pradas *et al.* 2005b). De même que cela a été fait pour le basket (Delextrat *et al.* 2015), la mise en place de tests spécifiques pour les déplacements pourrait permettre d'identifier ceux pour lesquels des manques sont décelés ou les déplacements discriminants, c'est-à-dire ceux pour lesquels des différences sont observées selon le niveau de pratique.

### *II.3 Fatigue des membres supérieurs : préserver la vitesse avant tout*

Au cours de cette même étude (**étude 3**), nous avons pu constater qu'une fatigue induite au niveau des membres supérieurs induisait des effets différents de ceux observés concernant les membres inférieurs. De manière surprenante, une augmentation de la vitesse de la balle a été observée, en même temps qu'une forte diminution de la précision. Cette altération concernant la précision s'est traduite par une augmentation du nombre de fautes ainsi qu'une diminution du pourcentage de balles envoyées dans les zones cibles. Cependant, les pongistes étant davantage habitués à mobiliser des qualités de vitesse et d'explosivité plutôt que des qualités de force (Melero Romero *et al.* 2005 ; Pradas *et al.* 2005a), il est possible que le mode de contraction excentrique utilisé pour induire de la fatigue ait pu surprendre les joueurs et modifier leur perception de la force générée par le bras préalablement fatigué (Carson *et al.* 2002). Comme souligné précédemment (cf Chap II), cette fatigue a pu engendrer diverses altérations sans qu'il soit possible de distinguer la part de chacune d'entre elles au cours de la réalisation du test spécifique de tennis de table. Néanmoins, les résultats de cette étude montrent

qu'en situation de fatigue, les pongistes cherchent à maintenir une vitesse élevée, quitte à commettre davantage de fautes. Ce résultat s'oppose à ceux observés par Missenard *et al.* (2009) au cours d'une tâche de pointage mais s'accorde avec plusieurs études réalisées au cours de situations sportives, notamment en sports de raquette (Bottoms *et al.* 2006, 2012 ; Davey *et al.* 2002 ; Lyons *et al.* 2013). Une étude de Aune *et al.* (2008) a pourtant montré qu'en situation de fatigue (membres inférieurs), les pongistes de haut niveau étaient capables de modifier leur pattern de mouvement afin de maintenir stable le niveau de précision des balles. Il est possible que cette faculté concerne alors uniquement les membres inférieurs et non les membres supérieurs, générateurs de coordinations plus complexes et donc de mouvements plus fins. Cette hypothèse expliquerait le maintien du niveau de performance consécutivement à l'instauration d'une fatigue impliquant les membres inférieurs (cf paragraphe précédent II.2), alors qu'une fatigue des membres supérieurs entraînerait une désorganisation du mouvement, préjudiciable au maintien du compromis vitesse-précision. Cette hypothèse trouve par ailleurs un écho favorable dans l'étude de Schmid *et al.* (2006) qui montre qu'une fatigue des membres inférieurs n'a pas d'incidence sur la précision du geste lors d'une tâche de pointage (des membres supérieurs) également. Cependant, ces différentes études ont été réalisées au cours de situations déconnectées du contexte sportif (Missenard *et al.* 2009 ; Schmid *et al.* 2006) et/ou n'ont mesuré que la précision, sans tenir compte de la vitesse (Aune *et al.* 2008 ; Schmid *et al.* 2006). En outre, au cours de l'étude de Aune *et al.* (2008), la diminution de la vitesse de la raquette au moment du contact balle-raquette laisse supposer qu'une diminution de la vitesse de la balle a eu lieu, bien que ce paramètre n'ait pas été mesuré directement. Au contraire, nous faisons l'hypothèse d'un choix plus ou moins conscient de la part des joueurs de maintenir à un niveau élevé le paramètre primordial pour eux, *i.e.*, la vitesse. Bien que plus contrastés, les résultats en tennis semblent aller dans le même sens, au moins lors de la réalisation de frappes déterminantes comme le coup droit (Rota *et al.* 2013). Bien qu'une fatigue neuromusculaire soit systématiquement observée à l'issue de la pratique des sports de raquette et que la plupart des études constatent des altérations en ce qui concerne la qualité des balles/volants dans un contexte de fatigue, il n'existe pas à notre connaissance d'étude ayant testé les effets d'un programme visant à repousser-limiter les effets de la fatigue au cours de telles activités sportives. Nous pouvons cependant émettre l'hypothèse que, par une meilleure résistance à la fatigue, un travail d'endurance musculaire au niveau des membres supérieurs favoriserait la poursuite de l'activité avec un meilleur maintien des qualités techniques. Par ailleurs, il a été montré qu'une amélioration des aptitudes mentales (mindfulness) permettait une meilleure évaluation des états internes (*e.g.* sensori moteur) de la part des athlètes (O'Loughin &

Zuckerman 2008). Les caractéristiques du tennis de table, associées aux différents résultats observés au cours du présent travail, en font un cadre d'expérimentation encourageant à cet égard. Par ailleurs, d'un point de vue comportemental, nos résultats montrent l'importance de dissocier les stratégies adoptées par les joueurs selon que la tâche s'inscrit dans une situation sportive porteuse de sens ou au contraire dans un contexte plus expérimental. Enfin, d'un point de vue méthodologique, il apparaît indispensable de mesurer simultanément la vitesse et la précision (Vergauwen *et al.* 1998 ; **étude 3**) lors de la réalisation d'une tâche mettant en jeu les deux paramètres (*e.g.* sports de raquette, sports collectifs), sous peine de s'éloigner des véritables préoccupations des joueurs.

### *II.4 Fatigue mentale : à la recherche d'un compromis vitesse-précision*

Les résultats observés au cours du test spécifique à la suite d'une tâche cognitive étaient différents de ceux observés dans un contexte de fatigue neuromusculaire, témoignant d'une différence dans la manière dont le SNC s'adapte à la fatigue induite. Pour la première fois, nous avons montré que la fatigue mentale altérait la qualité de la balle au cours d'une tâche spécifique de sport de raquette. Ces altérations se sont traduites par une diminution conjointe des deux paramètres, *i.e.*, une faible diminution de la vitesse ainsi qu'une diminution davantage prononcée de la précision. Néanmoins, la baisse de la précision était ici moins marquée qu'au cours du protocole concernant le *biceps brachii*.

Il a été montré que la fatigue mentale altérait les performances en endurance au cours d'activités cycliques, *i.e.*, cyclisme (Marcora *et al.* 2009) et course à pied (Pageaux *et al.* 2014), ou mono-articulaire (Pageaux *et al.* 2013), sans que les paramètres cardio-vasculaires (Marcora *et al.* 2009 ; Pageaux *et al.* 2014) ou la perte de force maximale (Martin *et al.* 2015b ; Pageaux *et al.* 2013 ; Rozand *et al.* 2015b) ne permettent d'expliquer ces défaillances. Plus récemment encore, une étude de Smith *et al.* (2016a) a mis en évidence des altérations au cours d'une situation motrice de football impliquant de manière prédominante les membres inférieurs. Nos résultats concernent également une situation sportive, impliquant le corps entier mais de manière prédominante les membres supérieurs, de sorte qu'il est probable que des habiletés motrices issues d'autres activités, *e.g.* tir au handball, drop au rugby, smash au badminton, puissent également être impactées par cette forme de fatigue. Si, lors de l'étude concernant le football, seule la précision était diminuée (Smith *et al.* 2016a), les altérations observées au cours de notre étude étaient identiques à celles constatées par Rozand *et al.* (2015b) au cours d'une tâche de pointage, à savoir une baisse de la précision et de la vitesse. L'hypothèse que nous retenons pour expliquer nos résultats est la même que celle avancée par ces auteurs. La fatigue

mentale provoquerait du ‘bruit’ au niveau de la commande motrice qui doit être pris en compte par le SNC. Cependant, si pour Rozand *et al.* (2015b), l’augmentation du nombre de fautes est assimilée à une diminution de la vitesse de mouvement insuffisante pour contrecarrer ce ‘bruit’, nous faisons l’hypothèse que, au cours de notre étude, la baisse de la précision correspond à une volonté des joueurs, consciente ou inconsciente, de conserver de la vitesse de balle. Cette hypothèse, en accord avec les résultats observés par Smith *et al.* (2016a) pour le football, va également dans le sens des résultats que nous avons constaté précédemment (cf paragraphe précédent II.3), à savoir le souci pour les joueurs de conserver de la vitesse de balle. Il a été démontré que la vitesse de la balle-volant était un paramètre discriminant au cours des frappes décisives en badminton (Phomsoupha & Laffaye 2014) et en tennis de table (**étude 2**). La volonté de maintenir ce paramètre à un haut niveau de performance en situation de fatigue physique ou mentale renforce l’idée selon laquelle l’évolution du jeu dans les sports de raquette va dans le sens de toujours plus de vitesse et de puissance (Hufnagel 2013).

Notre étude étant purement descriptive, il n’est pas possible à partir des résultats obtenus d’accéder aux mécanismes sous-jacents permettant d’expliquer les altérations constatées. Il est probable qu’un ou plusieurs phénomènes évoqués au cours de l’analyse du cadre théorique (cf Chapitre II partie II.3.3.2), *i.e.*, troubles psychomoteurs (Duncan *et al.* 2015), informationnels (Duncan *et al.* 2015) et/ou comportementaux (Boksem *et al.* 2005 ; Lorist *et al.* 2005), notamment au cours des premières phases du mouvement (Rozand *et al.* 2015b), soient les conséquences du phénomène de ‘bruit’ au niveau de la commande motrice. Cependant, du fait du faible nombre d’études ayant évalué les effets de la fatigue mentale sur des habiletés techniques spécifiques, nos résultats ainsi que ceux obtenus par Smith *et al.* (2016a, b) demandent à être confirmés. Ces différents résultats montrent néanmoins la nécessaire prise en compte des ressources mentales, au même titre que les ressources physiques.

### *II.5 Applications pratiques*

Du fait des charges d’entraînement conséquentes à très haut niveau (généralement deux entraînements par jour) et de la spécificité des adaptations selon le type d’entraînement effectué, le phénomène d’interférence, *i.e.*, effet d’une modalité d’entraînement sur une autre, est devenu un sujet de préoccupation majeur dans la planification et l’agencement des séances (Robineau 2013). Concernant les membres inférieurs, l’information principale de l’étude 3 suggère qu’il est possible d’enchaîner un travail physique spécifique avec une séance technique sans dégradation qualitative, même si la perception de l’effort au cours de cette dernière s’en trouve

accrue. En revanche, concernant les membres supérieurs, les altérations observées au cours de cette même étude montrent que le travail technique doit autant que possible précéder une séance de travail physique. Nos résultats confirment ainsi les travaux de Pradas *et al.* (2005a), pour qui un faible niveau de force maximale isométrique des membres supérieurs peut être associé à une apparition précoce des incidences délétères de la fatigue sur l'exécution technique. Bien que ce paramètre ne semble pas être un déterminant majeur de la performance en tennis de table (contrairement à la vitesse de montée en force ou RFD), il peut être intéressant de renforcer cet aspect, ceci afin de limiter l'ampleur des altérations que nous avons pu constater, notamment concernant le nombre de fautes et la moindre précision des balles. Cependant, compte tenu des effets négatifs de la fatigue des membres supérieurs sur la performance, le travail physique spécifique des groupes musculaires correspondants devrait être programmé à la suite du travail technique et non pas avant.

Les études concernant les effets de la fatigue mentale sur la performance sportive demeurent relativement récentes comparées à celles relatives aux effets de la fatigue neuromusculaire. Les préconisations ou prescriptions afin de limiter les effets d'une telle modalité de fatigue restent donc à démontrer. Cependant, comme énoncé précédemment (partie II.3), le concept de *mindfulness*, défini comme « un état de conscience qui résulte du fait de porter son attention intentionnellement au moment présent, sans juger, sur l'expérience qui se déploie moment après moment » (Kabat-Zinn 1990) pourrait être intéressant à cet égard. Il a en effet été suggéré que le concept de *mindfulness* permettait de soutenir et de ramener son attention sur les stimuli pertinents, en dépit de perturbations internes et/ou externes (Bernier *et al.* 2014), caractéristiques de la fatigue mentale (Boksem *et al.* 2005). Or, il a été suggéré par Lorist *et al.* (2005) que la fatigue mentale altérait la capacité des sujets à réduire la vitesse de leur réponse après une erreur, *i.e.*, « *post-error-slowing* », entraînant ainsi un plus grand nombre de fautes. Un programme basé sur la pleine conscience pourrait permettre aux pongistes (ou autres activités liant vitesse et précision) de prendre conscience de cette forme de fatigue, de l'accepter et de l'intégrer pour agir en conséquence lors des actions suivantes. Au cours d'un match, la gestion du temps fait également partie des stratégies utilisées par les joueurs de très haut niveau afin de gérer le stress et l'anxiété. Ainsi, le temps de récupération entre deux points représente un moment au cours duquel le joueur analyse le rapport de force, fait des choix tactiques sur le point à venir et finalement peut prendre le contrôle du temps et donc l'ascendant psychologique sur son adversaire (*e.g.* Nadal et Djokovic au tennis, Marin au badminton). Cet aspect expliquerait les temps de récupération entre deux points significativement plus longs

utilisés par des pongistes de niveau élite (18,6 s) comparativement à des joueurs de niveau national (9,3 s) et régional (7,0 s) (Leite *et al.* 2017). Cette tendance semblant se généraliser à l'ensemble des sports de raquette (Abián *et al.* 2014 ; Leite *et al.* 2017), la gestion des temps de récupération doit donc s'apprendre dès le plus jeune âge. En amont de la rencontre, éviter la survenue d'une fatigue mentale peut tout simplement consister à proscrire certaines activités comme les jeux vidéo (Smith *et al.* 2016a), notamment pour les sujets jeunes (Gentile *et al.* 2011) ou une trop grande quantité d'informations de la part des entraîneurs. Enfin, plus en amont encore, un travail mental autour des moments clés du set peut être effectué lors des entraînements, dans la mesure où ces moments sont déterminants pour l'issue du set (Roure 2014). Ainsi, dans la mesure où le joueur qui arrive en tête à 6 points est le plus souvent vainqueur du set (Dong-Hua & Yang 2003), il est donc crucial que le pongiste soit le plus performant possible dès les premiers points. Par ailleurs, l'augmentation de la fréquence cardiaque observée en fin de set (Zagatto *et al.* 2016), sans que les différents paramètres du jeu ne soient nécessairement différents, témoigne d'une pression mentale accrue. Il est donc important d'habituer les joueurs à vivre ces situations lors des matchs effectués à l'entraînement. Enfin, de manière plus large, les effets de la fatigue mentale sur les habiletés motrices au cours de situations sportives doivent questionner sur le positionnement des séances techniques lorsque les joueurs doivent gérer simultanément une activité professionnelle, celle-ci mobilisant inévitablement les ressources attentionnelles et donc engendre une fatigue mentale.

### III Le temps de réaction

#### *III.1 Aspects méthodologiques*

Au cours de ce travail de thèse, nous avons émis l'hypothèse que le temps de réaction pourrait être augmenté suite à l'instauration d'une fatigue neuromusculaire (Klimovitch 1977) ou mentale (Langner *et al.* 2010). Plus spécifiquement, nous avons supposé que toute augmentation du temps de réaction serait imputable à une augmentation du délai électromécanique dans le cas d'une fatigue neuromusculaire et à une augmentation du temps pré-moteur dans le cas d'une fatigue mentale. Cependant, afin de vérifier ces hypothèses, nous avons dû préalablement nous assurer de la validité de notre méthodologie. En effet, l'analyse de la littérature a montré des divergences quant à la possibilité de mesurer de manière fiable le délai électromécanique au cours de contractions volontaires (Cè *et al.* 2013a ; Hug *et al.* 2011).

Dans la mesure où le début du mouvement mécanique est lié aux premières fibres musculaires recrutées, c'est donc le début de l'activation de ces fibres qu'il convient de repérer afin de ne pas sous-estimer la durée de ce délai. Or, Hug *et al.* (2011) ont montré que selon l'emplacement des électrodes de surface, il existait de grandes disparités dans la durée du délai électromécanique (jusqu'à 20 ms), causant ainsi une variabilité intra- et inter-sujets élevée. Afin de pallier ce biais, nous avons choisi de déterminer le début de l'activité électromyographique *via* l'utilisation d'une matrice d'électrodes (64 voies).

Par ailleurs, l'étude de la fatigue neuromusculaire est fortement contrainte par la rapidité des phénomènes de récupération (Froyd *et al.* 2013). Ainsi, le délai entre la fin du protocole de fatigue et le début des mesures doit être réduit au maximum afin d'éviter les erreurs d'interprétation liées à ce phénomène de récupération. Or, il est admis que la reproductibilité des mesures du temps de réaction s'améliore lorsque le nombre d'essais par session augmente (Hamsher & Benton 1977). Pour répondre à cette double contrainte rapidité-reproductibilité des mesures, nous avons préalablement évalué la reproductibilité des mesures du temps de réaction lorsque les sujets réalisaient seulement deux essais par session. Nos résultats ont montré que i) le temps prémoteur représentait une part très importante (~ 90%) du temps de réaction, le délai électromécanique ne comptant que pour une faible part, ii) selon la voie EMG considérée, les différences observées (jusqu'à 22 ms) justifient l'utilisation d'une matrice d'électrodes lors de la mesure du délai électromécanique au cours de contractions volontaires et donc du temps de réaction et iii) avec des coefficients de variation proches de 12%, la méthodologie utilisée était pertinente pour évaluer d'éventuelles modifications de ce type de mesure (temps de réaction total et ses composantes) en réponse à l'apparition d'une fatigue pour autant que ces modifications soient relativement marquées. Afin de déceler des variations plus fines des mesures de temps de réaction à la suite d'un protocole de fatigue donné, il pourrait être intéressant de reproduire la méthode utilisée au cours de notre **étude 4** en augmentant le nombre d'essais, *e.g.* jusqu'à 10, afin de déterminer pour chaque nombre d'essais le coefficient de variation, et ce en fonction du meilleur essai ou de la moyenne des essais. Cela permettrait aux investigateurs de planifier par avance le nombre d'essais nécessaires par session selon l'ampleur de l'altération et de conclure sur l'effet ou l'absence d'effet de la variable manipulée.

### *III.2 Une capacité non altérée par la fatigue*

Les résultats de l'**étude 5** n'ont que très partiellement confirmé nos hypothèses puisque ni la fatigue neuromusculaire ni la fatigue mentale n'ont entraîné d'altération du temps de réaction. Cependant, les raisons pour lesquelles les sujets étaient capables de reproduire le

même niveau de performance lors d'un essai unique, *i.e.*, 'one shot', étaient différentes entre les deux conditions. Les perspectives pour des applications pratiques et pour de futures recherches doivent donc prendre en considération le type de fatigue considéré. Ainsi, conformément à plusieurs études (Klimovitch 1977 ; Pääsuke *et al.* 1999 ; Stull & Kearney 1978), nous avons montré que la fatigue neuromusculaire augmentait le délai électromécanique (+25% en condition volontaire, non significatif ; +15% lors des stimulations électriques,  $P=0,001$ ). L'utilisation de l'échographie à haute fréquence a également permis d'attribuer cette augmentation à l'augmentation de la fraction passive de la composante élastique-série (+22%). Bien que l'analyse de variance n'ait pas atteint le seuil de significativité, un test de student pour échantillons appariés (prenant en compte la seule condition 'fatigue neuromusculaire') a montré une différence significative pour cette variable ( $P=0,012$ ). Cependant, du fait de la très faible contribution du délai électromécanique sur le temps de réaction, cette altération ne s'est pas traduite par une augmentation significative de ce dernier. Bien que non évaluée à ce jour, il est probable que la perte de force des membres supérieurs consécutivement à une compétition de tennis de table se situe en-deçà de celle instaurée au cours de notre protocole (~ -18%). Ainsi, la relation fatigue neuromusculaire-temps de réaction ne semble pas devoir faire l'objet d'une attention particulière pour cette activité. En revanche, d'un point de vue plus fondamental, il pourrait être intéressant de définir le niveau de perte de force à partir duquel une augmentation substantielle de ce paramètre est observable, étant entendu que le temps premoteur demeure stable quelle que soit l'ampleur de la fatigue neuromusculaire. Enfin, des résultats contraires observés par Sant'Ana *et al.* (2017) au cours d'une tâche de temps de réaction simple en taekwondo, *i.e.*, augmentation du temps premoteur suite à une série de frappes effectuées jusqu'à épuisement, suggère une organisation possiblement différente selon les muscles impliqués dans la tâche et/ou selon le type d'exercice utilisé pour induire de la fatigue (neuromusculaire *vs* cardiovasculaire). Par ailleurs, il a été montré que la capacité à produire un haut niveau de force dans un laps de temps réduit (RFD) était fortement liée à la force maximale développée par les sujets (Maffiuletti *et al.* 2016), notamment au cours de la deuxième phase suivant le début de la contraction (~ 100 ms) (Andersen & Aagaard 2006). Or, il a été également montré que le temps nécessaire pour atteindre la force maximale des fléchisseurs du bras était au moins égal à 300 ms (pour revue, Aagaard *et al.* 2002). Bien que la RFD ne représentait pas le paramètre principalement étudié au cours de l'étude 5, nos résultats ont montré une diminution de celui-ci consécutivement à l'instauration d'une fatigue neuromusculaire et ce pour des plages de temps allant de 0-50 à 0-100 ms. Des diminutions de la RFD ont également été observées suite à des protocoles écologiques, *e.g.* matchs simulés de

handball ou de football (Thorlund *et al.* 2008, 2009). Une altération de la capacité à mobiliser rapidement un niveau de force élevé peut donc avoir pour conséquences i) un niveau de force moindre pour un même moment et/ou ii) un temps requis supérieur pour obtenir un même niveau de force. Or, au cours de certaines frappes (*e.g.* contre-top), les pongistes doivent être capables de développer un niveau de force non négligeable dans un temps très court. Ainsi, il pourrait être intéressant d'améliorer cette qualité physique chez les pongistes. Aagaard *et al.* (2002) ont ainsi montré qu'un entraînement en résistance (généralement 4 séries de 3 à 10 répétitions maximales) induisait une amélioration de la force maximale isométrique (~ +16%) ainsi que de la vitesse de montée en force (de +17 à +26% selon la plage de temps considérée). Les effets positifs de ce type d'entraînement étaient dus pour l'essentiel à une amélioration de la commande descendante.

Concernant les effets de la fatigue mentale, nous n'avons observé aucune modification des différentes composantes du temps de réaction, supposant que dans ce contexte (2 essais, contraction du *biceps brachii*, stimulus visuel), les sujets étaient capables de mobiliser leurs ressources attentionnelles pour répondre aux exigences de la tâche. Bien qu'il soit possible que la tâche cognitive proposée (soustraction mathématique pendant 14 minutes) n'ait induit qu'un faible niveau de fatigue mentale comparativement à des tâches classiquement plus longues (type AX-CPT durant 60-90 minutes), l'évaluation de la difficulté mentale de l'exercice par les sujets (NASA) semble cependant attester d'une forte mobilisation des ressources attentionnelles au cours de celle-ci. Ainsi, si la fatigue mentale semble altérer négativement le temps de réaction au cours de tâches complexes (Langner *et al.* 2010), les tâches signifiantes pour les sujets (comme les situations sportives) apparaissent comme suffisamment motivantes pour maintenir les processus attentionnels à un niveau identique (Mroczek *et al.* 2011). Cependant, si ce résultat nous montre qu'une tâche impliquant une répétition unique de temps de réaction (*e.g.* 100 m) ne sera pas impactée par la fatigue mentale, de nombreuses activités sportives (*e.g.* sports de raquette) impliquent que cette qualité sera sollicitée lors d'un nombre élevé de répétitions. Par ailleurs, il a été montré, en lien avec les théories sur l'intensité de la motivation (Brehm & Self 1989), que les sujets mentalement fatigués ressentaient une perception accrue de l'effort au cours de contractions isométriques (Pageaux *et al.* 2013), de tâches simples comme la course ou le cyclisme (Pageaux *et al.* 2014, 2015), ou encore au cours de tâches complexes comme le tennis de table (**étude 3**). Or, contrairement à la fatigue neuromusculaire, les effets de la fatigue mentale perdurent davantage (Pageaux *et al.* 2015). Les contraintes méthodologiques de l'étude 5, *i.e.*, 2 essais, n'ont pas permis de mesurer la perception de l'effort

ou de déceler une augmentation du temps de réaction dans le cas d'une fatigue mentale. Ainsi, il pourrait être intéressant d'envisager un protocole identique basé sur un plus grand nombre d'essais de temps de réaction afin de pouvoir i) mesurer le nombre de répétitions à partir duquel la fatigue mentale impacte négativement le temps de réaction et ii) mesurer et comparer l'effort perçu par les sujets au cours du temps selon la présence ou non d'une fatigue mentale. Enfin, si certaines situations, sportives ou autres, n'impliquent qu'une réponse possible face à un stimulus donné, *i.e.*, temps de réaction simple, nombreuses sont les situations au cours desquelles le sujet doit faire face à plusieurs possibilités, *i.e.*, temps de réaction au choix. L'ensemble des conclusions apportées et des perspectives proposées doivent donc être questionnées au regard du type de tâche de temps de réaction proposé. En effet, les altérations, et donc les mécanismes impliqués, peuvent différer en fonction du nombre d'alternatives possibles (TRS vs TRC). Ainsi, le tennis de table appartient à cette catégorie d'activités au cours desquelles les sujets doivent le plus souvent faire face à plusieurs éventualités.

# CONCLUSION

## CONCLUSION

---

La présence d'une fatigue neuromusculaire est généralement constatée suite à la réalisation d'une activité physique donnée. Cette fatigue s'accompagne, ou pas, d'une diminution du niveau de performance physique et/ou technique. Des travaux récents ont également mis en évidence une diminution des performances en endurance et des altérations techniques ou motrices dans un contexte de fatigue mentale. Ce travail visait donc à étudier l'ampleur des altérations techniques et/ou fonctionnelles chez le joueur de tennis de table en présence de fatigue mentale ou neuromusculaire. Plus précisément, les altérations techniques ont été envisagées comme une diminution de la qualité de la balle (vitesse et/ou précision), tandis que le temps de réaction a été considéré comme un des marqueurs des altérations fonctionnelles. Cependant, il est évidemment possible que ces différentes formes d'altération soient liées entre elles. Ainsi, une augmentation du temps de réaction et/ou une diminution de la vitesse de montée en force dans un contexte de fatigue neuromusculaire peuvent possiblement être la source des modifications techniques comme celles observées au cours de l'étude 3.

L'étude préliminaire et l'étude 1 visaient à caractériser l'activité tennis de table par une double approche, neuromusculaire et analyse vidéo (temporelle et événementielle). Nos résultats ont mis en évidence l'existence d'une fatigue neuromusculaire des membres inférieurs consécutivement à une compétition de tennis de table. Nous avons également montré qu'un seul match était suffisant pour induire une perte de force significative ( $\sim -7\%$ ) au niveau des muscles extenseurs de la jambe. Ces résultats étant obtenus au cours d'une compétition simulée, il est probable que l'ampleur de cette fatigue soit sous-estimée comparativement à une compétition réelle, au cours de laquelle le niveau d'engagement est généralement supérieur. L'analyse des paramètres contractiles et électromyographiques a mis en évidence la présence d'une fatigue de haute fréquence, caractérisée notamment par une récupération rapide. Seule une faible proportion des actions ( $\sim 15\%$ ) sollicitent de manière intense les membres inférieurs au cours d'échanges qui demeurent majoritairement très brefs ( $< 3$  s). L'analyse des niveaux d'activité a également permis de confirmer la forte contribution de ces mêmes membres inférieurs au cours de certaines frappes, notamment les frappes les plus décisives comme le topspin ou le smash. Cependant, une grande variabilité des niveaux d'activité a été constatée selon le groupe musculaire et/ou la frappe considérés, attestant l'existence de coordinations particulières en fonction des contraintes biomécaniques inhérentes à chaque action.

Les études 2 et 3 avaient un double objectif : i) mettre en place un test permettant de mesurer la qualité de la balle des joueurs de manière fiable et reproductible et ii) comparer et

## CONCLUSION

---

mesurer l'impact de deux modalités de fatigue (neuromusculaire et mentale) sur cette même qualité de balle. Des corrélations importantes entre le niveau des joueurs et la vitesse ou la précision ont été observées, attestant l'importance de ces deux paramètres pour être performant à haut niveau et donc la pertinence du test proposé. Les résultats ont également mis en évidence des gestions différentes du conflit vitesse/précision selon le type de fatigue considéré. Bien que descriptive, l'étude 3 suggère donc l'existence de mécanismes différents, selon la fatigue induite, dans la manière dont le système nerveux central s'adapte au contexte pour demeurer performant au cours d'une situation écologique. Néanmoins, la vitesse de la balle semble être le paramètre prépondérant que les joueurs cherchent à maintenir à un niveau élevé, quitte à perdre en précision, et ce quelle que soit la fatigue induite.

Enfin, au cours des études 4 et 5, nous avons évalué l'impact de ces deux mêmes modalités de fatigue sur les différentes composantes du temps de réaction, paramètre essentiel en tennis de table. Dans un premier temps, la littérature relative au délai électromécanique laissant apparaître des divergences, notamment concernant l'identification du début de l'activité électromyographique au cours de contractions volontaires, nous avons cherché à apporter des précisions méthodologiques. Du fait d'une grande variabilité des réponses électromyographiques selon l'emplacement des électrodes (jusqu'à 20 ms), phénomène non reproductible d'un essai à l'autre, l'utilisation d'une matrice d'électrodes apparaît comme incontournable afin de détecter l'activité EMG des fibres responsables du début du mouvement (étude 4). Les résultats de l'étude 5 n'ont pas montré d'augmentation significative du temps de réaction à l'issue des différents protocoles de fatigue. Bien que significativement altéré, le délai électromécanique constitue une part trop faible du temps de réaction (~ 10%) pour agir de manière significative sur ce dernier. Par ailleurs, le temps prémoteur n'a pas été altéré en présence de fatigue mentale. Nous avons avancé le fait que la tâche pouvait être considérée comme relativement écologique et donc suffisamment motivante pour les sujets, ainsi que le faible nombre d'essais, comme hypothèses afin d'expliquer ce résultat.

Cette thèse a donc contribué à une meilleure connaissance du tennis de table et notamment des effets de la fatigue sur des paramètres tangibles du niveau de performance dans cette activité. Nous avons également proposé des pistes visant à optimiser les périodes d'entraînement (*e.g.* quantification et organisation des séances) et de compétition. L'ensemble des données recueillies au cours de ce travail demande néanmoins à être confirmé et approfondi par de nouvelles études, de même que les propositions faites demandent désormais à être mises à l'épreuve de la pratique.

# **BIBLIOGRAPHIE**

- A**agaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P & Dyhre-Poulsen P (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* **93**(4), 1318-1326.
- Abián P, Castanedo A, Feng X, Sampedro J & Abian-Vicen J (2014). Notational comparison of men's singles badminton matches between Olympic Games in Beijing and London. *Int J Perform Analysis Sport* **14**(1), 42-53.
- Ak E & Koçak S (2010). Coincidence-anticipation timing and reaction time in youth tennis and table tennis players. *Percept Mot Skills* **110**(3), 879-887.
- Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W & Lambert M (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *J Electromyogr Kinesiol* **20**(6), 1036-1043.
- Alexander MJ & Boreskie SL (1989). An analysis of fitness and time-motion characteristics of handball. *Am J Sports Med* **17**(1), 76-82.
- Allen DG (2004). Skeletal muscle function : role and ionic changes in fatigue, damage and disease. *Clin Exp Pharmacol Physiol* **31**(8), 485-493.
- Allen DG, Lamb GD & Westerblad H (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev* **88**(1), 287-332.
- Allen GD (1991). Physiological-characteristics of elite Australian table-tennis athletes and their responses to high-level competition. *Journal of Human Movement Studies* **20**(3), 133-147.
- Allen GM, Gandevia SC & McKenzie DK (1995). Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve* **18**(6), 593-600.
- Amann M, Blain GM, Proctor LT, Sebranek JJ, Pegelow DF & Dempsey JA (2011). Implications of group III and IV muscle afferents for high-intensity endurance exercise performance in humans. *J Physiol* **589**(21), 5299-5309.
- Amann M & Dempsey JA (2008). Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance. *J Physiol* **586**(1), 161-173.
- Amann M, Proctor LT, Sebranek JJ, Pegelow DF & Dempsey JA (2009). Opioid-mediated muscle afferents inhibit central motor drive and limit peripheral muscle fatigue development in humans. *J Physiol* **587**(1), 271-283.

Ambrosino S (2003). Étude de l'activité musculaire chez des joueurs élite en tennis de table pour les top-spins coup droit et revers : implication pour la préparation physique. Mémoire de DESS. UFR STAPS Université de Montpellier.

Andersen LL & Aagaard P (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *Eur J Applied Physiol* **96(1)**, 46-52.

Ando S, Kida N & Oda S (2002). Practice effects on reaction time for peripheral and central visual fields. *Percept Mot Skills* **95(3)**, 747-751.

Ando S, Kida N & Oda S (2004). Retention of practice effects on simple reaction time for peripheral and central visual fields. *Percept Mot Skills* **98(3)**, 897-900.

Apriantono T, Nunome H, Ikegami Y & Sano S (2006). The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *J Sports Sci* **24(9)**, 951-960.

Arcelin R, Delignières D & Brisswalter J (1998). Selective effects of physical exercise on choice reaction processes. *Percept Mot Skills* **87(1)**, 175-185.

Aune TK, Ingvaldsen RP & Ettema GJC (2008). Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Percept Mot Skills* **106(2)**, 371-386.

**B**abault N, Desbrosses K, Fabre M-S, Michaut A & Pousson M (2006). Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *J Appl Physiol* **100(3)**, 780-785.

Ball N & Scurr J (2010). An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal Electromyogr Kinesiol* **20(1)**, 81-88.

Ball N & Scurr J (2013). Electromyography normalization methods for high velocity muscle actions: review and recommendations. *J Appl Biomech* **29(5)**, 600-608.

Balshaw TG & Hunter AM (2012). Evolution of electromyography normalisation methods for the back squat. *J Electromyogr Kinesiol* **22(2)**, 308-319.

Barbero-Alvarez JC, Soto VM, Barbero-Alvarez V & Granda-Vera J (2008). Match analysis and heart rate of futsal players during competition. *J Sports Sci* **26(1)**, 63-73.

- Baron R, Petschnig R, Bachl N, Raberger G, Smekal G, Kastner P (1992). Catecholamine excretion and heart rate as factors of psychophysical stress in table tennis. *Int J Sports Med* **13(7)**, 501-505.
- Barry, B.K. & Enoka, R.M. (2007). The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integr Comp Biol* **47(4)**, 465-473.
- Bernier M, Thienot E, Pelosse E & Fournier JF (2014). Effects and underlying processes of a mindfulness-based intervention with young elite figure skaters: two case studies. *The Sport Psychologist* **28(3)**, 302-315.
- Berthoin S, Baquet G & Léger L (2007). Performance aérobie. In *Physiologie du sport. Enfant et adolescent*. Sous la direction de E Van Praagh. Chap 8. pp 167-184.
- Bhabhor MH, Vidja K, Bhanderi P, Dodhia S, Kathrotia R, Joshi V (2013). A comparative study of visual reaction time in table tennis players and healthy controls. *Indian J Physiol Pharmacol* **57(4)**, 439-442.
- Bigland-Ritchie B (1981). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Sci Rev* **9(1)**, 75-118.
- Bigland-Ritchie B & Woods J (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* **7(9)**, 691-699.
- Bilodeau M (2006). Central fatigue in continuous and intermittent contractions of biceps brachii. *Muscle Nerve* **34(2)**, 205-213.
- Blackburn JT, Bell DR, Norcross MF, Hudson JD & Engstrom LA (2009). Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *J Electromyogr Kinesiol* **19(5)**, e362-e369.
- Blain GM & Hureau TJ (2017). Limitation of fatigue and performance during exercise: the brain-muscle interaction. *Exp Physiol* **102(1)**, 3-4.
- Blain GM, Mangum TS, Sidhu SK, Weavil JC, Hureau TJ, Jessop JE, Bledsoe AD, Richardson RS & Amann M (2016). Group III/IV muscle afferents limit the intramuscular metabolic perturbation during whole body exercise in humans. *J Physiol* **594(18)**, 5303-5315.
- Boerio D, Jubeau M, Zory R & Maffiuletti MA (2005). Central and peripheral fatigue after electrostimulation-induced resistance exercise. *Med Sci Sports Exerc* **37(6)**, 973-978.

- Boksem MA, Meijman TF & Lorist MM (2005). Effects of mental fatigue on attention: an ERP study. *Brain Res Cogn Brain Res* **25(1)**, 107-116.
- Boksem MA, Meijman TF & Lorist MM (2006). Mental fatigue, motivation and action monitoring. *Biol Psychol* **72(2)**, 123-132.
- Boksem MA & Tops M (2008). Mental fatigue : Costs and benefits. *Brain Res Rev* **59(1)**, 125-139.
- Bonnetblanc F (2008). Conflit vitesse-précision et loi de Fitts. *Movement & Sport Sciences* **1**, 63-82.
- Borg G (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* **14(5)**, 377-381.
- Bottoms LM, Hunter AM & Galloway SD (2006). Effects of carbohydrate ingestion on skill maintenance in squash players. *European Journal of Sport Science* **6(3)**, 187-195.
- Bottoms L, Sinclair J, Taylor K, Polman R & Fewtrell D (2012). The effects of carbohydrate ingestion on the badminton serve after fatiguing exercise. *J Sports Sci* **30(3)**, 285-293.
- Bouché RT (2010). Racquet sports : tennis, badminton, squash, racquetball, and handball. In *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*. pp 215-223.
- Bouisset S & Maton B (1972). Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *Am J Phys Med* **51(6)**, 285-295.
- Boyas S & Guével A (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* **54(2)**, 88-108.
- Braver TS, Barch DM, Gray JR, Molfese DL & Snyder A (2001). Anterior cingulate cortex and response conflict: effects of frequency, inhibition and errors. *Cereb Cortex* **11(9)**, 825-836.
- Bray SR, Graham JD, Martin Ginis KA & Hicks AL (2012). Cognitive task performance causes impaired maximum force production in human hand flexor muscles. *Biol Psychol* **89(1)**, 195-200.
- Bray SR, Martin Ginis KA, Hicks AL & Woodgate J (2008). Effects of self-regulatory strength depletion on muscular performance and EMG activation. *Psychophysiology* **45(2)**, 337-343.
- Brehm JW & Self EA (1989). The intensity of motivation. *Annu Rev Psychol* **40(1)**, 109-31.

Brisswalter J, Arcelin R, Audiffren M & Delignières D (1997) : Influence of physical exercise on simple reaction time: effect of physical fitness. *Percept Mot Skills* **85(3)**, 1019-1027.

Brisswalter J, Collardeau M & René A (2002). Effects of acute physical exercise characteristics on cognitive performance. *Sports Med* **32(9)**, 555-566.

Brisswalter J, Durand M, Delignières D & Legros P (1995). Optimal and non-optimal demand in a dual task of pedalling and simple reaction time: effects on energy expenditure and cognitive performance. *Journal of Human Movement Studies* **29**, 15-34.

Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL & Proske U (1997). A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res* **771(2)**, 251-258.

Brown E & O'Donoghue PG (2008). Gender and surface effect on elite tennis strategy. *Coaching and Sports Science Review* **46**, 9-11.

Brownsberger J, Edwards A, Crowther R & Cottrell D (2013). Impact of mental fatigue on self-paced exercise. *Int J Sports Med* **34(12)**, 1029-1036.

Buchheit M (2005). Le 30-15 intermittent fitness test. *Approche du handball* **87**, 27-34.

**C**abello-Manrique D & Gonzalez-Badillo JJ (2003). Analysis of the characteristics of competitive badminton. *Br J Sports Med* **37(1)**, 62-66.

Cabello-Manrique D, Padiá P, Lees A & Rivas F (2004). Temporal and physiological characteristics of elite women's and men's singles badminton. *International Journal of Applied Sports Sciences* **16(2)**.

Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW & Sjøgaard G. (2005). Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* **33(1)**, 9-16.

Campanella B, Matacolla CG & Kimura IF (2000). Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics and Exercise Science* **8(1)**, 1-6.

Cao Hua (2010). Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire. Thèse de doctorat, Université de Technologie de Compiègne.

- Caprino D, Clarke ND & Delextrat A (2012). The effect of an official match on repeated sprint ability in junior basketball players. *J Sports Sci* **30(11)**, 1165-1173.
- Carson RG, Riek S & Shahbazzpour N (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *J Physiol* **539(3)**, 913-925.
- Cavanagh PR & Komi PV (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol* **42(3)**, 159-163.
- Cè E, Rampichini S, Agnello L, Limonta E, Veicsteinas A & Esposito F (2013). Effects of temperature and fatigue on the electromechanical delay components. *Muscle Nerve* **47(4)**, 566-576.
- Chen HL & Chen TC (2008). Temporal structure comparison of the new and conventional scoring systems for men's badminton singles in Taiwan. *Journal of Exercise Science and Fitness* **6(1)**, 34-43.
- Chin MK, Wong AS, So RC, Siu OT, Steininger K & Lo DT (1995). Sport specific fitness testing of elite badminton players. *Br J Sports Med* **29(3)**, 153-157.
- Chmura J, Kryzstofiak H, Ziemia AW, Nazar K & Kaciuba-Uscilko H (1998). Psychomotor performance during prolonged exercise above and below the blood lactate threshold. *Eur J Appl Physiol* **77(1-2)**, 77-80.
- Chow JW, Park S-A & Tillman RD (2009). Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* **1(1)**, 24.
- Christmass MA, Richmond SE, Cable NT, Arthur PG & Hartmann PE (1998). Exercise intensity and metabolic response in singles tennis. *J Sports Sci* **16(8)**, 739-747.
- Chung P & Ng G (2012). Taekwondo training improves the neuromotor excitability and reaction of large and small muscles. *Phys Ther Sport* **13(3)**, 163-169.
- Clancy EA, Morin EL & Merletti R (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* **12(1)**, 1-16.
- Cometti G (2005). L'entraînement de la vitesse. Chiron, Paris.
- Conchola EC, Thiele RM, Palmer TB, Smith DB & Thompson BJ (2015). Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young men and women. *Muscle Nerve* **52(5)**, 844-851.

Conchola EC, Thompson BJ & Smith DB (2013). Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. *Eur J Appl Physiol* **113**(9), 2391-2399.

Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, Walter AA, Hoge KM & Cramer JT (2010). Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. *Eur J Appl Physiol* **108**(2), 301-310.

Costill DL & Wilmore JH (2006). *Physiologie du sport et de l'exercice : Adaptations physiologiques à l'exercice physique*. Boeck Université.

**D**avey PR, Thorpe RD & Williams C (2002). Fatigue decreases skilled tennis performance. *J Sports Sci* **20**(4), 311-318.

Davranche K (2003). Étude et localisation de l'effet de facilitation induit par un exercice physique sous-maximal au niveau de la chaîne de traitement de l'information sensorimotrice. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.

Decherchi P & Dousset E (2003). Le rôle joué par les fibres afférentes métabosensibles dans les mécanismes adaptatifs neuromusculaires. *Canadian Journal Neurological Sciences* **30**(2), 91-97.

Decherchi P, Dousset E & Grelot L (2004). Métabosensibilité musculaire et adaptations physiologiques au cours de l'exercice. *Revue Neurologique* **160**(3), 297-305.

Decorte N, Lafaix PA, Millet GY, Wuyam B & Verges S (2012). Central and peripheral fatigue kinetics during constant-load cycling. *Scand J Med Sci Sports* **22**(3), 381-391.

Delextrat A & Cohen D (2008). Physiological testing of basketball players: toward a standard evaluation of anaerobic fitness. *J Strength Cond Res* **22**(4), 1066-1072.

Delextrat A, Grosgeorge B & Bieuzen F (2015). Determinants of performance in a new test of planned agility for young elite basketball players. *Int J Sports Physiol Perform* **10**(2), 160-165.

Der G & Deary IJ (2006). Age and sex differences in reaction time in adulthood : results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey. *Psychol Aging* **21**(1), 62-73.

Deutsch MU, Kearney GA & Rehrer NJ (2007). Time-motion analysis of professional rugby union players during match-play. *J Sports Sci* **25**(4), 461-472.

Djokić Z (2002). Differences caused with new 40 mm ball in structure of competitors' activities of top table tennis players. *International Journal of Table Tennis Sciences* **5**, 220-232.

Djokić Z (2007a). Functional diagnostics of top table tennis players. *10<sup>th</sup> International Table Tennis Sports Science Congress*.

Djokić Z (2007b). Testing, perfection and monitoring of motor abilities of table tennis players. *10<sup>th</sup> Int TT Sports Science Congress* 1-8.

Djokić Z (2007c). ITTF scored a goal. In Proceedings book. *10th Int TT Sports Science Congress* 168-174.

Dong-Hua L & Dong Y (2003). Recherche sur la règle du changement de score dans les manches en 11 points. *8<sup>ème</sup> Congrès des Sciences du Sport de la Fédération Internationale de Tennis de Table*. Ed INSEP 58.

Dorel S, Couturier A & Hug F (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol* **18(5)**, 857-865.

Dorel S, Drouet JM, Couturier A, Champoux Y & Hug F (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc* **41(6)**, 1277-1286.

Duchateau J & Enoka RM (2002). Neural adaptations with chronic activity patterns in able-bodied humans. *Am J Phys Med Rehabil* **81 (suppl 11)**, S17-27.

Duncan MJ, Fowler N, George O, Joyce S & Hankey J (2015). Mental fatigue negatively influences manual dexterity and anticipation timing but not repeated high-intensity exercise performance in trained adults. *Res Sports Med* **23(1)**, 1-13.

During B (1990). Les valeurs de l'olympisme. Ed INSEP

**E**dwards RH (1981). Human muscle function and fatigue. *Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms*, 1-18.

Enoka, RM (2002). Neuromechanics of human movement. Ed Human Kinetics

Enoka RM & Duchateau J (2007). Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. *J Physiol* **586(1)**, 11-23.

Enoka, RM & Stuart, DG (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* **72(5)**, 1631-1648.

Esposito F, Cè E, Rampichini S, Limonta E, Venturelli M, Monti E, Bet L, Fossati B & Meola G (2016). Electromechanical delay components during skeletal muscle contraction and relaxation in patients with myotonic dystrophy type 1. *Neuromuscul Disord* **26(1)**, 60-72.

**F**arina D, Merletti R & Enoka RM (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* **117(11)**, 1215-1230.

Faude O, Meyer T, Rosenberger F, Huber M & Kindermann W (2007). Physiological characteristics of badminton match play. *Eur J Appl Physiol* **100(4)**, 479-485.

Fayt V, Quignon G & Lazzari S (2003). Influence de l'intensité de l'exercice sur les paramètres physiologiques et l'exécution gestuelle d'une frappe de balle en tennis de table. *8<sup>ème</sup> Congrès des Sciences du Sport de la Fédération Internationale de Tennis de Table*. Ed INSEP 31.

Fernandez-Fernandez J, Jose G, Moya-Ramon M & Cabello Manrique D (2013). Gender differences in game responses during badminton match play. *J Strength Cond Res* **27(9)**, 2396-2404.

Fernandez-Fernandez J, Kinner V & Ferrauti A (2010). The physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* **24(12)**, 3255-3264.

Fernandez-Fernandez J, Mendez-Villanueva A & Pluim BM (2006). Intensity of tennis match play. *Br J Sports Med* **40(5)**, 387-391.

Ferrauti A, Kinner V & Fernandez-Fernandez J (2011). The hit & turn tennis test : an acoustically controlled endurance test for tennis players. *J Sports Sci* **29(5)**, 485-494.

Ferrauti A, Neumann G, Weber K & Keul J (2001). Urine catecholamine concentrations and psychophysical stress in elite tennis under practice and tournament conditions. *J Sports Med Phys Fitness* **41(2)**, 269-274.

Finni T, Kyröläinen H, Avela J & Komi PV (2003). Maximal but not submaximal performance is reduced by constant-speed 10-km run. *J Sports Med Phys Fitness* **43(4)**, 411-417.

Fitts PM (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol* **47(6)**, 381-391.

- Fitts RH (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* **74(1)**, 49-94.
- Fitts RH (2008). The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. *J Appl Physiol* **104(2)**, 551-558.
- Fitts RH & Balog EM (1996). Effects of intracellular and extracellular ion changes on E-C coupling and skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* **156(3)**, 169-181.
- Folorunso O, Mutiu A & Ademola O (2010). The playing posture, activities and health of the table tennis players. *International Journal of Table Tennis Sciences* **6**, 99-104.
- Forestier N & Nougier V (1998). The effects of neuromuscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neurosci Lett* **252(3)**, 187-190.
- Froyd C, Beltrami FG, Millet GY & Noakes TD (2016a). Central regulation and neuromuscular fatigue during exercise of different durations. *Med Sci Sports Exerc* **48(6)**, 1024-1032.
- Froyd C, Beltrami FG, Millet GY & Noakes TD (2016b). No critical peripheral fatigue threshold during intermittent isometric time to task failure test with the knee extensors. *Front Physiol* **7**, 627.
- Froyd C, Millet GY & Noakes TD. (2013). The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *J Physiol* **591(5)**, 1339-1346.
- Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA & Enoka RM (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* **460**, 549-572.
- G**abriel DA & Boucher JP (1998). Effects of repetitive dynamic contractions upon electromechanical delay. *Eur J Appl Physiol* **79(1)**, 37-40.
- Gailliot MT, Baumeister RF, DeWall CN, Maner JK, Plant EA, Tice DM, Brewer LE & Schmeichel BJ (2007). Self-control relies on glucose as a limited energy source: willpower is more than a metaphor. *J Pers Soc Psychol* **92(2)**, 325-336.
- Gandevia SC (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurons and moto cortical drive. *Acta Physiol Scand* **162(3)**, 275-283.
- Gandevia SC (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* **81(4)**, 1725-1789.

- Garden G, Hale PJ, Horrocks PM, Crase J, Hammond V & Nattrass M (1986). Metabolic and hormonal responses during squash. *Eur J Appl Physiol* **55(4)**, 445-449.
- Gazendam MG & Hof AL (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait Posture* **25(4)**, 604-614.
- Gentile DA, Choo H, Liao A, Sim T, Li D, Fung D & Khoo A (2011). Pathological video game use among youths: a two-year longitudinal study. *Pediatrics*, peds-2010.
- Ghosh AK (2007). Physiological demands of racket sports.
- Giandolini M, Gimenez P, Temesi J, Arnal PJ, Martin V, Rupp T, Morin J-B, Samozino P & Millet GY (2016b). Effects of the fatigue induced by a 110-km ultramarathon on tibial impact acceleration and lower leg kinematics. *Plos One* **11(3)**, e0151687.
- Giandolini M, Horvais N, Rossi J, Millet GY, Morin J-B & Samozino P (2016a). Effects of foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue in downhill trail running. *Scand J Med Sci Sports* (sous presse).
- Giangarra CE, Conroy B, Jobe FW, Pink M & Perry J (1993). Electromyographic and cinematographic activity of elbow function in tennis players using single- and double-handed backhand stroke. *Am J Sports Med* **21(3)**, 394-399.
- Girard O (2006). Fatigue neuromusculaire et altérations mécaniques dans les activités intermittentes : applications aux sports de raquette. Thèse de doctorat, Université de Montpellier.
- Girard O, Chevalier R, Habrard M, Sciberras P, Hot P & Millet GP (2007). Game analysis and energy requirements of elite squash. *J Strength Cond Res* **21(3)**, 909-914.
- Girard O, Chevalier R, Leveque F, Micallef JP & Millet GP (2006). Specific incremental field test for aerobic fitness in tennis. *Br J Sports Med* **40(9)**, 791-796.
- Girard O, Lattier G, Maffioletti NA, Micallef JP & Millet GP (2008). Neuromuscular fatigue during a prolonged intermittent exercise: application to tennis. *J Electromyogr Kinesiol* **18(6)**, 1038-1046.
- Girard O, Mendez-Villanueva A, Bishop D (2011a). Repeated-sprint ability-partI. *Sports Med* **41(8)**, 673-694.
- Girard O, Micallef JP & Millet GP (2005a). Lower-limb activity during the power serve in tennis: effects on performance level. *Med Sci Sports Exerc* **37(6)**, 1021-1029.

Girard O, Micallef J-P, Noual J & Millet GP (2010). Alteration of neuromuscular function in squash. *J Sci Med Sport* **13**(1), 172-177.

Girard O & Millet GP (2008). Neuromuscular fatigue in racquet sports. *Neurol Clin* **26**(1), 181-194.

Girard O, Racinais S, Micallef JP & Millet GP (2011b). Spinal modulations accompany peripheral fatigue during prolonged tennis playing. *Scand J Med Sci Sports* **21**(3), 455-464.

Girard O, Sciberras P, Habrard M, Hot P, Chevalier R & Millet GP (2005b). Specific incremental test in elite squash players. *Br J Sports Med* **39**(12), 921-926.

Gomez-Merino D & Guézennec CY (2004). La fatigue centrale : introduction à la cession. *Science & Sports* **19**(5), 268-269.

Goodall S, Gonzalez-Alonso J, Ali L, Ross EZ & Romer LM (2012). Supraspinal fatigue after normoxic and hypoxic exercise in humans. *J Physiol* **590**(11), 2767-2782.

Graham JD, Sonne MW & Bray SR (2014). It wears me out just imagining it! Mental imagery leads to muscle fatigue and diminished performance of isometric exercise. *Biol Psychol* **103**, 1-6.

Granata KP, Ikeda AJ & Abel MF (2000) : Electromechanical delay and reflex response in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* **81**(7), 888-894.

Grosset J-F, Piscione J, Lambertz D & Pérot C (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol* **105**(1), 131-139.

Guerrien A & Mansy-Dannay A (2005). Fatigue subjective et sentiments d'autodétermination et de compétence à l'école: Étude auprès d'enfants de CM1 et CM2. *Psychologie & Éducation* **4**, 37-52.

Guy J-M (2007). Les contraintes cardiovasculaires des sports de raquette. *Challenger* **42**.

**H**aan de A, Gerrits KHL & de Ruitter CJ (2009). Counterpoint: The interpolated twitch does not provide a valid measure of the voluntary activation of muscle. *J Appl Physiol* **107**(1), 358.

Hackney AC (2010). Stress and the neuroendocrine system: the role of exercise as a stressor and modifier of stress. *Expert Rev Endocrinol Metab* **1**(6), 783-792.

- Häkkinen K & Komi PV (1983). Electromyographic and mechanical characteristics of human skeletal muscle during fatigue under voluntary and reflex conditions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* **55(4)**, 436-444.
- Halson SL (2014). Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Med* **44(2)**, 139-147.
- Hamon-Cholet S & Rougerie C (2000). La charge mentale au travail: des enjeux complexes pour les salariés. *Économie et Statistique* **339(1)**, 243-255.
- Hannah R, Minshull C, Smith SL & Folland JP (2013). Longer electromechanical delay impairs hamstrings explosive force versus quadriceps. *Med Sci Sports Exerc* **46(5)**, 963-972.
- Hart SG & Staveland LE (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. *Advances in Psychology* **52**, 139-183.
- Hasbroucq T, Burle B, Bonnet M, Possamaï CA & Vidal F (2002). Treatment dynamics in sensorimotor disorders: the contribution of electrophysiology. *Can J Exp Psychol* **56(2)**, 75-97.
- Hasbroucq T, Mouret I, Seal J & Akamatsu M (1995). Finger pairings in two-choice reaction time task: does the between-hands advantage reflect response preparation? *J Mot Behav* **27(3)**, 251-262.
- Henry FM & Rogers DE (1960). Increased response latency for complicated movements and a “memory drum” theory of neuromotor reaction. *Research Quarterly. Am Assoc Health Phys Educ Recreat* **31(3)**, 448-458.
- Hick WE (1952). On the rate of gain of information. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* **4(1)**, 11-26.
- Hodges PW & Bui BH (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* **101(6)**, 511-519.
- Hogrel JY, Ollivier G & Desnuelle C (2006). Testing musculaire manuel et quantifié dans les maladies neuromusculaires. Comment assurer la qualité des mesures de force dans les protocoles cliniques. *Rev Neurol* **162(4)**, 427-436.
- Hopkins JT, Feland JB & Hunter I (2007). A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. *Int J Neurosci* **117(5)**, 597-604.

- Hornery DJ, Farrow D, Mujika I & Young W (2007a). Fatigue in tennis. *Sports Med* **37(3)**, 199-212.
- Hornery DJ, Farrow D, Mujika I & Young W (2007b). An integrated physiological and performance profile of professional tennis. *Br J Sports Med* **41(8)**, 531-536.
- Howatson G (2010). The impact of damaging exercise on electromechanical delay in biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol* **20(3)**, 477-481.
- Howatson G, Glaister M, Brouner J & van Someren KA (2009). The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions. *J Electromyogr Kinesiol* **19(5)**, 975-979.
- Hufnagel J (2013). De Borg à Nadal : comment le tennis va 15% plus vite qu'il y a 30 ans. (<http://www.slate.fr/story/73367/borg-nadal-tennis-vitesse-30-ans>).
- Hug F & Dorel S (2009). Electromyographic analysis of pedaling : A review. *J Electromyogr Kinesiol* **19(2)**, 182-198.
- Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A & Dorel S (2008). Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol* **104(4)**, 667-678.
- Hug F, Gallot T, Catheline S & Nordez A (2011a). Electromechanical delay in biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography. *Muscle Nerve* **43(3)**, 441-443.
- Hug F, Lacourpaille L & Nordez A (2011b). Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. *Muscle Nerve* **44(5)**, 838.
- Hughes M (2002). The application of notational analysis to racket sports. *Science and Racket Sports II*, p.211.
- Hung TM, Spalding TW, Maria DLS & Hatfield BD (2004). Assessment of reactive motor performance with event-related brain potentials: attention processes in elite table tennis players. *J Sport Exerc Psychol* **26(2)**, 317-337.
- Hung TM, Wu CT, Lin JH, Wang JS, Tsai HF (2005). The relationship between stimulus preceding EEG alpha power and reaction time in elite table tennis players. *International Table Tennis Federation* **9**, 11-17.

Hureau TJ, Olivier N, Millet GY, Meste O & Blain GM (2014). Exercise performance is regulated during repeated sprints to limit the development of peripheral fatigue beyond a critical threshold. *Experimental Physiol* **99(7)**, 951-963.

**L**imoto Y, Yoshida K & Yuza N (2002). Rebound characteristics of the new table tennis ball : differences between the 40 mm (2.7 g) and the 38 mm (2.5 g) balls. *Table Tennis Sciences* **5**, 233-243.

**J**enkins NDM (2013). Test-retest reliability for voluntary and evoked measures of peak torque, electromechanical delay, and rate of torque development in older men. *Nutrition & Health Sciences Dissertations & Theses*. Paper 42.

Johnston RD, Gabbett TJ, Jenkins DG, Hulin BT (2015). Influence of physical qualities on post-match fatigue in rugby league players. *J Sci Med Sport* **18(2)**, 209-213.

Jones DA (1996). High- and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol Scand* **156(3)**, 265-270.

Jospin L (2005). Effets d'un entraînement spécifique en tennis de table sur l'efficacité et l'efficience. Master 2<sup>ème</sup> année. Université d'Artois. UFR STAPS Liévin.

Jousselin E, Desnus B, Fraisse F, Handschuh R, Legros P, Strady M & Thomaidis M (1990). La consommation maximale d'oxygène des équipes nationales françaises de 1979 à 1988 (sportifs de plus de 20 ans). *Science & Sports* **5**, 39-45.

Jubeau M, Rupp T, Temesi J, Perrey S, Wuyam B, Millet GY & Verges S (2017). Neuromuscular fatigue during prolonged exercise in hypoxia. *Med Sci Sports Exerc* **49(3)**, 430-439.

**K**asai J, Dal Monte A, Faccini P & Rossi D (1994). Oxygen consumption during practice and game in table tennis. *International Journal of Table Tennis Sciences* **2**, 120-121.

- Kashihira K & Nakahara Y (2005). Short-term effect of physical exercise at lactate threshold on choice reaction time. *Percept Mot Skills* **100(2)**, 275-291.
- Katsikadelis M, Pilianidis T & Misichroni A (2010). Comparison of rally time in XXIX Beijing (2008) and XXVIII Athens (2004) olympic table tennis tournaments. *International Journal of Table Tennis Sciences* **6**, 55-59.
- Katsikadelis M, Pilianidis T & Vasilogambrou A (2007). Real play time in table tennis matches in the XXVIII olympic games « Athens 2004 ». In Proceedings book. 10th International Table Tennis Sports Science Congress. pp. 94-98.
- Keele SW (1968) Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin* **70(6, pt 1)**, 387.
- Kent-Braun JA (1999). Central and peripheral alterations contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol* **80(1)**, 57-63.
- Kim YC, Sung HK & Gu HM (2002). Heart rate responses during badminton single matches. *International Journal of Applied Sports Sciences* **14(1)**.
- Kingsley M, James N, Kilduff LP, Dietzig RE & Dietzig B (2006). An exercise protocol that simulates the activity patterns of elite junior squash. *J Sports Sci* **24(12)**, 1291-1296.
- Klimovitch G (1977). Startle response and muscular fatigue effects upon fractionated hand grip reaction time. *J Mot Behav* **9(4)**, 285-292.
- Kondrič M, Furjan-Mandić G, Kondrič L, Gabaglio A (2010). Physiological demands and testing in table tennis. *International journal of table tennis sciences* **6**, 165-170.
- Kondrič M, Furjan-Mandić G & Medved V (2006). Myoelectric comparison of table tennis forehand stroke using different ball sizes. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis , Gymnica* **36(4)**, 25-31.
- Kondrič M, Milič R & Furjan-Mandić G (2007). Physiological anaerobic characteristics of Slovenian elite table tennis players. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica* **37(3)**, 69-78.
- Kondrič M, Zagatto AM, Sekulić D (2013). The physiological demands of table tennis: a review. *J Sports Sci Med* **12(3)**, 362-370.
- König D, Huonker M, Schmid A, Halle M, Berg A & Keul J (2001). Cardiovascular, metabolic, and hormonal parameters in professional tennis players. *Med Sci Sports Exerc* **33(4)**, 654-658.

Kovacs MS (2006). Applied physiology of tennis performance. *Br J Sports Med* **40(5)**, 381-386.

Krahenbul GS (1975). Adrenaline, arousal and sport. *The Journal of Sports Medicine* **3(3)**, 117-121.

Kroll W (1973). Effects of local muscular fatigue due to isotonic and isometric exercise upon fractionated reaction time components. *J Mot Behav* **5(2)**, 81-93.

Kufel TJ, Pineda LA & Mador MJ (2002). Comparison of potentiated and unpotentiated twitches as an index of muscle fatigue. *Muscle Nerve* **25(3)**, 438-444.

**L**aborde S & Raab M (2013). The tale of hearts and reason: the influence of mood on decision making. *J Sport Exerc Psychol* **35(4)**, 339-357.

Lacourpaille L, Hug F, Guével A, Péréon Y, Magot A, Hogrel JY & Nordez A (2014). New insights on contraction efficiency in patients with Duchenne muscular dystrophy. *J Appl Physiol* **117(6)**, 658-662.

Lacourpaille L, Hug F & Nordez A (2013a). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in humans. *Plos One* **8(1)**, e53159.

Lacourpaille L, Nordez A, Doguet V, Hug F & Guilhem G (2016). Effect of damaging exercise on electromechanical delay. *Muscle Nerve* **54(1)**, 136-141.

Lacourpaille L, Nordez A & Hug F (2013b). Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its components. *J Electromyogr Kinesiol* **23(1)**, 51-55.

Lattier G, Millet GY, Martin A & Martin V (2004). Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part I: neuromuscular fatigue. *Int J Sports Med* **25(06)**, 450-456.

Langner R, Steinborn MB, Chatterjee A, Sturm W & Willmes K (2010). Mental fatigue and temporal preparation in simple reaction-time performance. *Acta Psychol (Amst)* **133(1)**, 64-72.

Lees A (2003). Science and the major racket sports: a review. *J Sports Sci* **21(9)**, 707-732.

Lehman GJ & Mc Gill SM (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography : a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther* **22(7)**, 444-446.

- Leite JV, Barbieri FA, Miyagi W, Malta ED & Zagatto AM (2017). Influence of game evolution and the phase of competition on temporal game structure in high-level table tennis tournaments. *Journal of Human Kinetics* **55(1)**, 55-63.
- Leman K (2016). Au bord du précipice-un membre des forces armées canadiennes parle de sa dépression et de la façon dont il s'en est sorti. *Revue Militaire Canadienne* **16(2)**.
- Lemmink KA & Visscher C (2005). Effect of intermittent exercise on multiple-choice reaction time of soccer players. *Percept Mot Skills* **100(1)**, 85-95.
- Lepers R (2010). Intérêts et limites de la neurostimulation percutanée dans l'évaluation de la fatigue musculaire. *Movement & Sport Sciences* **2**, 31-37.
- Lepers R, Hausswirth C, Maffiuletti N, Brisswalter J & van Hoecke J (2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Med Sci Sports Exerc* **32(11)**, 1880-1886.
- Lepers R, Maffiuletti NA & Millet G (2004). Étiologie et cinétique d'apparition de la fatigue neuromusculaire lors d'exercices prolongés de cyclisme. *Movement & Sport Sciences* **2**, 83-107.
- Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J & Millet GY (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J Appl Physiol* **92(4)**, 1487-1493.
- Lepers R, Millet GY & Maffiuletti NA (2001). Effects of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. *Med Sci Sports Exerc* **33(11)**, 1882-1888.
- Lepers R, Theurel J, Hausswirth C & Bernard T (2008). Neuromuscular fatigue following constant versus variable-intensity endurance cycling in triathletes. *J Sci Med Sport* **11(4)**, 381-389.
- Leppik JA, Aughey RJ, Medved I, Fairweather I, Carey MF & McKenna MJ (2004). Prolonged exercise to fatigue in humans impairs skeletal muscle Na<sup>+</sup>-K<sup>+</sup>-ATPase activity, sarcoplasmic reticulum Ca<sup>2+</sup> release, and Ca<sup>2+</sup> uptake. *J Appl Physiol* **97(4)**, 1414-1423.
- Leung AW, Chan CC, Lee AH & Lam KW (2004). Visual analogue scale correlates of musculoskeletal fatigue. *Percept Mot Skills* **99(1)**, 235-246.
- Lin RZ (2014). Neuromuscular fatigue following a singles badminton match. Master Thesis. School of Exercise and Health Science. Faculty of Health, Engineering and Science. Edith Cowan University.

Locke S, Colquhoun D, Briner M, Ellis L, O'Brien M, Wollstein J & Allen G (1997). Squash racquets. *Sports Med* **23(2)**, 130-138.

Lorist MM, Boksem MA & Ridderinkhof KR (2005). Impaired cognitive control and reduced cingulate activity during mental fatigue. *Brain Res Cogn Brain Res* **24(2)**, 199-205.

Lorist MM, Klein M, Nieuwenhuis S, De Jong R, Mulder G & Meijman TF (2000). Mental fatigue and task control: planning and preparation. *Psychophysiology* **37(5)**, 614-625.

Lyons M, Al Nakeeb Y, Hankey J & Nevill A (2013). The effect of moderate and high-intensity fatigue on groundstroke accuracy in expert and non-expert tennis players. *J Sports Sci Med* **12(2)**, 298-308.

**M**affiuletti NA & Bendahan D (2009). Measurement method of muscle fatigue. In Human Muscle Fatigue. Sous la direction de Craig Williams. pp 17-47.

Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevitch AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol* **116(6)**, 1091-1116.

Magalhaes J, Inacio M, Oliveira E, Ribeiro JC & Ascensao A (2011). Physiological and neuromuscular impact of beach-volley with reference to fatigue and recovery. *J Sports Med Phys Fitness* **51(1)**, 66-73.

Malagoli Lanzoni I, Di Michele R & Merni F (2012). Performance indicators in table tennis : a review of the literature. *International Journal of Table Tennis Sciences* **8**, 71-75.

Malagoli Lanzoni I, Di Michele R & Merni F (2013). Technical and tactical performance of top-class senior, junior and cadet table tennis players. *13th ITTF Sports Science Congress*, 80-85.

Marcora SM (2007). Entia non sunt multiplicanda praeter necessitatem. *J Physiol* **578(1)**, 371-371.

Marcora SM (2008). Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? *Eur J Appl Physiol* **104(5)**, 929-931.

Marcora SM (2009). Effort : perception of. 380-383.

- Marcora SM (2010). Counterpoint: afferent feedback from fatigued locomotor muscles is not an important determinant of endurance exercise performance. *J Appl Physiol* **108**, 454-456.
- Marcora SM & Staiano W (2010). The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle? *Eur J Appl Physiol* **109(4)**, 763-770.
- Marcora SM, Staiano W & Manning V (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *J Appl Physiol* **106(3)**, 857-864.
- Marks BL, Angelopoulos TJ, Shields E, Katz LM, Moore T, Hylton S, Larson R & Wingo J (2004). The effect of new sports drink on fatigue factors in competitive tennis athletes. *Science and Racket Sports III*, pp 9-14.
- Marshall PW, Finn HT & Siegler JC (2015). The magnitude of peripheral muscle fatigue induced by high and low intensity single-joint exercise does not lead to central motor output reductions in resistance trained men. *Plos One* **10(10)**, e0140108.
- Martin C, Favier-Ambrosini B, Mousset K, Brault S, Zouhal H & Prioux J (2015a). Influence of playing style on the physiological responses of offensive players in table tennis. *J Sports Med Phy Fitness* **55(12)**, 1517-1523.
- Martin K, Thompson KG, Keegan R, Ball N & Rattray B (2015b). Mental fatigue does not affect maximal anaerobic exercise performance. *Eur J Appl Physiol* **115(4)**, 715-725.
- Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi JC, Geysant A, Bonnefoy R, Féasson L & Millet GY (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J Appl Physiol* **108(5)**, 1224-1233.
- Martin V, Millet GY, Martin A, Deley G & Lattier G (2004). Assessment of low frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. *J Appl Physiol* **97(5)**, 1923-1929.
- McInnes SE, Carlson JS, Jones CJ & McKenna MJ (1995). The physiological load imposed on basketball players during competition. *J Sports Sci* **13(5)**, 387-397.
- McMorris T & Keen P (1994). Effect of exercise on simple reaction times of recreational athletes. *Percept Mot Skills* **78(1)**, 123-130.
- Melero Romero C, Pradas F, Vargas Corzo C (2005). Control biomédico del entrenamiento en tenis de mesa. Ejemplo de test de campo. *Educación física y deportes* **81(3)**, 67-76.

- Mendez-Villanueva A, Fernandez-Fernandez J, Bishop D, Fernandez-Garcia B & Terrados N (2007). Activity patterns, blood lactate concentrations and ratings of perceived exertion during a professional singles tennis tournament. *Br J Sports Med* **41(5)**, 296-300.
- Mercier M, Beillot J, Gratas A, Rochcongar P, Lessard Y, Andre AM & Dassonville J (1987). Adaptation à l'effort du joueur de squash: tests de laboratoire et enregistrements sur le terrain. *Science & Sports* **2(2)**, 127-133.
- Mero A & Komi PV (1987). Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Med Sci Sport Exerc* **19(3)**, 266-274.
- Meyers RW (2008). Comparison of laboratory and on-court testing of aerobic fitness in tennis players. *Science and Racket Sports IV*. Chap 4.
- Milioni F, Vieira LHP, Barbieri RA, Zagatto AM, Nordsborg NB, Barbieri FA, dos-Santos JW, Santiago PRP, Papoti M (2016). Futsal match-related fatigue affects running performance and neuromuscular parameters but not finishing kick speed or accuracy. *Front Physiol* **7(7)**, 518.
- Millet GY (2006). La fatigue du sportif. 15<sup>èmes</sup> journées francophones d'électroneuromyographie. Publisher : Solal. Editors : Labarre-Vila. pp 183-203.
- Millet GY (2009). Pédaler ou courir ? Différences physiologiques entre cyclisme et course à pied. *Revue Médicale Suisse* **5(212)**, 1564-1567.
- Millet GY (2010). Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur la fatigue...sans jamais oser le demander. *Movement & Sport Sciences* **2**, 1-3.
- Millet GY, Banfi JC, Kerherve H, Morin JB, Vincent L, Estrade C, Geysant A & Feasson L (2011a). Physiological and biological factors associated with a 24h treadmill ultra-marathon performance. *Scan J of Med and Sci in Sports* **21(1)**, 54-6.
- Millet GY & Lepers R (2005). Alteration of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med* **34(2)**, 105-116.
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V & Lattier G (2002). Alteration of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* **92(2)**, 486-492.
- Millet GY, Martin V, Lattier G & Ballay Y (2003b). Mechanisms contributing to knee extensors strength loss after prolonged running exercise. *J Appl Physiol* **94(1)**, 193-198.
- Millet GY, Martin V, Maffiuletti NA & Martin A (2003a). Neuromuscular fatigue after a ski skating marathon. *Can J Appl Physiol* **28(3)**, 434-445.

- Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson R-C, Gergelé L, Féasson L & Martin V (2011b). Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *Plos One* **6(2)**, e17059.
- Ming CL, Keong CC & Ghosh AK (2008). Time motion and notational analysis of 21 point and 15 point badminton match play. *International Journal of Sports Science and Engineering* **2(4)**, 216-222.
- Minshull C, Eston R, Bailey A, Rees D & Gleeson N (2012). Repeated exercise stress impairs volitional but not magnetically evoked electromechanical delay of the knee flexors. *J Sports Sci* **30(2)**, 217-225.
- Minshull C, Gleeson NP, Eston RG, Bailey A & Rees D (2009). Single measurements reliability and reproducibility of volitional and magnetically-evoked indices of neuromuscular performance in adults. *J Electromyogr Kinesiol* **19(5)**, 1013-1023.
- Minshull C, Gleeson N, Walter-Edwards M, Eston R & Rees D (2007). Effects of acute fatigue on the volitional and magnetically-evoked electromechanical delay of the knee flexors in males and females. *Eur J Appl Physiol* **100(4)**, 469-478.
- Missenard O, Mottet D & Perrey S (2009). Adaptation of motor behavior to preserve task success in the presence of muscle fatigue. *Neuroscience* **161(3)**, 773-786.
- Mitchell JH, Haskell WL & Raven PB (1994). Classification of sports. *J Am Coll Cardiol* **24(4)**, 864-866.
- Mizuno K, Tanaka M, Nozaki S, Yamaguti K, Mizuma H, Sasabe T, Sugino T, Shirai T, Kataoka Y, Kajimoto Y, Kuratsune H, Kajimoto O & Watanabe Y (2007). Mental fatigue-induced decrease in levels of several plasma amino acids. *J Neural Transm* **114(5)**, 555-561.
- Molodtsov P (2008). Manuel des cadres. Niveau supérieur.
- Montpetit RR (1990). Applied physiology of squash. *Sports Med* **10(1)**, 31-41.
- Moore BD, Drouin J, Gansneder BM & Shultz SJ (2002). The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. *J Electromyogr Kinesiol* **12(5)**, 351-360.
- Mora I, Quinteiro-Blondin S & Pérot C (2003). Electromechanical assessment of ankle stability. *Eur J Appl Physiol* **88(6)**, 558-564.
- Morana C & Perrey S (2009). Évaluation de la fatigue musculaire. *Kiné du sport* **500**, 5-10.

Morante S & Brothorood J (2005). Match characteristics of professional singles tennis. *Med Sci Tennis* **10(3)**, 12-13.

Morree HM, Klein C & Marcora SM (2012). Perception of effort reflects central motor command during movement execution. *Psychophysiol* **49(9)**, 1242-1253.

Morris M, Jobe FW, Perry J, Pink M & Healy BS (1989). Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *Am J Sports Med* **17(2)**, 241-247.

Mostofsky SH & Simmonds DJ (2008). Response inhibition and response selection: two sides of the same coin. *J Cogn Neurosci* **20(5)**, 751-761.

Mroczek D, Kawczynski A & Chmura J (2011). Changes of reaction time and blood lactate concentration of elite volleyball players during a game. *J Hum Kinet* **28**, 73-78.

Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T & Kanehisa H (2004). Influence on tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo. *J Appl Physiol* **96(2)**, 540-544.

**N**eyroud D, Kayser B & Place N (2016). Are there critical fatigue thresholds? Aggregated vs. Individual data. *Front Physiol* **31(7)**, 376.

Neyroud D, Maffiuletti NA, Kayser B & Place N (2012). Mechanisms of fatigue and task failure induced by sustained submaximal contractions. *Med Sci Sports Exerc* **44(7)**, 1243-1251.

Nikolic I, Furjan-Mandić G & Kondrič M (2014). The relationship of morphology and motor abilities to specific table tennis tasks in youngsters. *Collegium Antropologicum* **38(1)**, 241-245.

Njororai WSS (2014). Timing of goals scored in selected european and south american soccer leagues, FIFA and UEFA tournaments and the critical phases of a match. *Int J of Sports Science* **4(6A)**, 56-64.

Noakes TD (2012). Fatigue is a brain-derived emotion that regulates the exercise behavior to ensure the protection of whole body homeostasis. *Front Physiol* **3(82)**.

Noakes TD, Gibson ASC & Lambert EV (2004). From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med* **38(4)**, 511-514.

Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C & Hug F (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J Appl Physiol* **106(6)**, 1970-1975.

**O**'Donoghue P (2000). Notational analysis of rallies in European club championship badminton. *Notational analysis of Sports IV*, 225-229.

O'Donoghue P & Ingram B (2001). A notational analysis of elite tennis strategy. *J Sports Sci* **19(2)**, 107-115.

O'Donoghue P & Liddle D (1998). A notational analysis of time factors of elite men's and ladies' singles tennis on clay and grass surfaces. *Science and racket sports II*, 241-246.

O'Loughlin RE & Zuckerman M (2008). Mindfulness as a moderator of the relationship between dehydroepiandrosterone and reported physical symptoms. *Personality and Individual Differences* **44(5)**, 1193-1202.

**P**ageaux B (2014). The psychobiological model of endurance performance : an effort-based decision-making theory to explain self-paced endurance performance. *Sports Med* **44(9)**, 1319-1320.

Pageaux B, Lepers R, Dietz KC & Marcora SM (2014). Response inhibition impairs subsequent self-paced endurance performance. *Eur J Appl Physiol* **114(5)**, 1095-1105.

Pageaux B, Marcora SM & Lepers R (2013). Prolonged mental exertion does not alter neuromuscular function of the knee extensors. *Med Sci Sports Exerc* **45(12)**, 2254-2264.

Pageaux B, Marcora SM, Rozand V & Lepers R (2015). Mental fatigue induced by prolonged self-regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body endurance exercise. *Front Hum Neurosci* **9**, 67.

Pascual-Leone A, Brasil-Neto JP, Valls-Solé J, Cohen LG & Hallett M (1992) Simple reaction time to focal transcranial magnetic stimulation. Comparison with reaction time to acoustic, visual and somatosensory stimuli. *Brain* **115**, 109–122.

Pastène J & Louchart J (1999). Particularités physiologiques et cardiologiques du badminton. *Annales de la 3<sup>ème</sup> Conférence Internationale Médecine et Tennis*, 73-75.

- Peacock B, Westers T, Walsh S & Nicholson K (1981). Feedback and maximum voluntary contraction. *Ergonomics* **24(3)**, 223-228.
- Pearce AJ (2002). A physiological and notational comparison of the conventional and new scoring systems in badminton. *Journal of Human Movement Studies* **43(1)**, 49-67.
- Pequignot JM, Peyrin L, Favier R & Flandrois R (1979). Réponse adrénérgique à l'exercice musculaire intense chez le sujet sédentaire en fonction de l'émotivité et de l'entraînement. *Eur J Appl Physiol* **40(2)**, 117-135.
- Pereira HM, Spears VC, Schlinder-Delap B, Yoon T, Nielson KA & Hunter SK (2015). Age and sex differences in steadiness of elbow flexor muscles with imposed cognitive demand. *Eur J Appl Physiol* **115(6)**, 1367-1379.
- Perrey S, Racinais S, Saimouaa K & Girard O (2010). Neural and muscular adjustments following repeating running sprints. *Eur J Appl Physiol* **109(6)**, 1027-1036.
- Petersen K, Hansen CB, Aagaard P & Madsen K (2007). Muscle mechanical characteristics in fatigue and recovery from a marathon race in highly trained runners. *Eur J Appl Physiol* **101(3)**, 385-396.
- Philip P, Taillard J, Sagaspe P, Valtat C, Sanchez-Ortuno M, Moore N, Charles A & Bioulac B (2004). Age, performance and sleep deprivation. *J Sleep Res* **13(2)**, 105-110.
- Phomsoupha M & Laffaye G (2014). Shuttlecock velocity during a smash stroke in badminton evolves linearly with skill level. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **17(suppl 1)**, 140-141.
- Place N (2010). Apports de la fibre intacte isolée dans la compréhension des mécanismes de la fatigue mise en évidence chez l'homme. *Movement & Sport Sciences* **2(70)**, 5-11.
- Place N, Lepers R, Deley G & Millet GY (2004). Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc* **36(8)**, 1347-1356.
- Place N, Maffiuletti NA, Martin A & Lepers R (2007). Assessment of the reliability of central and peripheral fatigue after sustained maximal voluntary contraction of the quadriceps muscle. *Muscle Nerve* **35(4)**, 486-495.
- Poizat G, Sève C, Thouwarecq R (2003). Étude de la dynamique émotionnelle de joueurs de tennis de table au cours de matchs. *8<sup>ème</sup> Congrès des Sciences du Sport de la Fédération Internationale de Tennis de Table*. Ed INSEP 73.

Posner MI (1978) Chronometric explorations of mind. Lawrence Erlbaum.

Pradas F, de Teresa C, Vargas M, Herrero R (2005a). Evaluation of the isometric maximal force of the superior extremities in high level table tennis players. *The Proceedings of the 9th ITTF Sports Science Congress*, 3-9.

Pradas F, de Teresa C & Vargas M (2005b) Evaluation of the explosive strength and explosive elastic forces of the legs in high level table tennis players. *Sports Sci Res* **26(3)**, 80–85.

Pradas F, Rapún M, Martínez P, Castellar C, Bataller V & Carrasco L (2012). An analysis of jumping force manifestation profile in table tennis. *International Journal of Table Tennis Sciences* **8**, 19-23.

Pritchard S, Hughes M & Evans S (2001). Rules changes in elite badminton. In *pass.com* (Ed. M. Hughes et I.M. Franks), Cardiff: CPA, UWIC, pp.. 213-225.

**R**acinais S, Girard O, MicallefJP & Perrey S (2007). Failed excitability of spinal motoneurons induced by prolonged running exercise. *J Neurophysiol* **97(1)**, 596-603.

Rampichini S, Cè E, Limonta E & Esposito F (2014). Effects of fatigue on the electromechanical delay components in gastrocnemius medialis muscle. *Eur J Appl Physiol* **114(3)**, 639-651.

Rancourt M-E. (2008). *Mécanismes de l'hypertension artérielle causée par le traitement à l'érythropoïétine : rôle du stress oxydatif*. Mémoire pour l'obtention du grade de maître ès sciences. Université Laval. Québec.

Redfern MS, Müller ML, Jennings JR & Furman JM (2002) Attentional dynamics in postural control during perturbations in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **57(8)**, B298–303.

Reilly T & Palmer J (1994). Investigation of exercise intensity in male singles lawn tennis. *Science and racket sports*, T. Reilly, M. Hughes, and A. Lees, 10-13.

Robineau J, Jouaux T, Lacroix M & Babault N (2012). Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modelling. *J Strength Cond Res* **26(2)**, 555-562.

- Rogowski I, Rouffet D, Lambalot F, Brosseau O & Hautier C (2011). Trunk and upper limb muscle activation during flat and topspin forehand drives in young tennis players. *J Appl Biomech* **27(1)**, 15-21.
- Romijn JA, Coyle EF, Sidossis LF, Gastaldelli A, Horowitz JF, Endert E & Wolfe RR (1993). Regulation of endogenous fat and carbohydrate metabolism in relation to exercise intensity and duration. *Am J Physiol* **265(3)**, E380-E391.
- Ross EZ, Goodall Z, Stevens A & Harris I (2010). Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. *Med Sci Sports Exerc* **42(6)**, 1184-1190.
- Rossmann MJ, Venturelli M, McDaniel J, Amann M & Richardson RS (2012). Muscle mass and peripheral fatigue: a potential role for afferent feedback? *Acta Physiol* **206(4)**, 242-250.
- Rota S (2013). Apport de l'électromyographie de surface en tennis. Thèse de Doctorat, Université Claude Bernard, Lyon 1.
- Rota S, Hautier C, Creveaux T, Champely S, Guillot A & Rogowski I (2012). Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *J Electromyogr Kinesiol* **22(2)**, 294-300.
- Rota S, Morel B, Saboul D, Rogowski I & Hautier C (2013). Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *J Electromyogr Kinesiol* **24(1)**, 90-97.
- Rouffet D, Hautier C, Brosseau O & Rogowski I (2009). Muscle coordination during topspin forehand drive in young tennis players. *Science and Sports* **24(2)**, 111-114.
- Roure C (2014). Quels sont les points importants pour gagner au tennis ? *Coaching & Sport Science Review* **64**, 14-15.
- Royal KA, Farrow D, Mujika I, Halson SL, Pyne D & Abernethy B (2006). The effects of fatigue decision making and shooting skill performance in water polo players. *J Sports Sci* **24(8)**, 807-815.
- Rozand V, Cattagni T, Theurel J, Martin A & Lepers R (2015a). Neuromuscular fatigue following isometric contractions with similar torque time integral. *Int J Sports Med* **36(1)**, 35-40.
- Rozand V, Lebon F, Papaxanthis C & Lepers R (2014b). Does a mental training session induce neuromuscular fatigue? *Med Sci Sports Exerc* **46(10)**, 1981-1989.

Rozand V, Lebon F, Papaxanthis C & Lepers R (2015b). Effect of mental fatigue on speed-accuracy trade off. *Neuroscience* **297**, 219-230.

Rozand V, Lebon F, Stapley PJ, Papaxanthis C & Lepers R (2016). A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement duration: potential implications for neurorehabilitation. *Behav Brain Res* **297**, 67-75.

Rozand V & Lepers R (2017). Influence de la fatigue mentale sur les performances physiques. *Movement & Sport Sciences* **95**, 3-12.

Rozand V, Pageaux B, Marcora SM, Papaxanthis C & Lepers R (2014a). Does mental exertion alter maximal muscle activation? *Front Hum Neurosci* **8**, 755.

Ryu RK, McCormick J, Jobe FW, Moynes DR & Antonelli DJ (1988). An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *Am J Sports Med* **16(5)**, 481-485.

**S**akurai S & Ohtsuki T (2000). Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *J Sports Sci* **18(11)**, 901-914.

Sanders AF (1990) Issues and trends in the debate on discrete vs. continuous processing of information. *Acta Psychol* **74(2)**, 123–167.

Sant'Ana J, Franchini E, da Silva V & Diefenthaler F (2017). Effect of fatigue on reaction time, response time, performance time, and kick impact in taekwondo roudhouse kick. *Sports Biomechanics* **16(2)**, 201-209.

Sasaki K, Sasaki T & Ishii N (2011). Acceleration and force reveal different mechanisms of electromechanical delay. *Med Sci Sports Exerc* **43(7)**, 1200-1206.

Schmid M, Schieppati M & Pozzo T (2006). Effect of fatigue on the precision of a whole-body pointing task. *Neuroscience* **139(3)**, 909-920.

Schmidt RA & Debû B (1993) Apprentissage moteur et performance. Vigot Paris. pp 22-28.

Sesboüé B & Guincestre J-Y (2006). La fatigue musculaire. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* **49(6)**, 257-264.

Sève C (2005). *Une modélisation de l'activité en match de pongistes de haut niveau*. Note de synthèse pour l'Habilitation à Diriger les Recherches, Université de Rouen.

- Sharp NC (1998). Physiological demands and fitness for squash. *Science and racket sport II*, 3-13.
- Sherman RA, Creasey TJ & Batterham AM (2004). An on-court, ghosting protocol to replicate physiological demands of a competitive squash match. In *Science and Racket Sports III: The Proceedings of the Eight International Table Tennis Federation Sports Science Congress and Third World Congress of Science and Racket Sports*.
- Shieh SC, Shou JP & Kao YH (2010). Energy expenditure and cardiorespiratory responses during training and simulated table tennis match. *International journal of table tennis sciences* **6**, 186-189.
- Shorten MR (1987). Muscle elasticity and human performance. *Med Sports Sci* **25**, 1-18.
- Skof & Strojnik (2006). Neuromuscular fatigue and recovery dynamics following prolonged continuous run at anaerobic threshold. *Br J Sports Med* **40(3)**, 219-222.
- Smekal G, Von Duvillard SP, Rihacek C, Pokan R, Hofmann P, Baron R, Tschan H & Bachl N (2001). A physiological profile of tennis match play. *Med Sci Sports Exerc* **33(6)**, 999-1005.
- Smith JL, Martin PG, Gandevia SC & Taylor JL (2007). Sustained contractions at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* **103(2)**, 560-568.
- Smith MR, Coutts AJ, Merlini M, Deprez D, Lenoir M & Marcora SM (2016a). Mental fatigue impairs soccer-specific physical and technical performance. *Med Sci Sports Exerc* **48(2)**, 267-276.
- Smith MR, Marcora SM & Coutts AJ (2015). Mental fatigue impairs intermittent running performance. *Med Sci Sports Exerc* **47(8)**, 1682-1690.
- Smith MR, Zeuwts L, lenoir M, Hens N, De Jong LM & Coutts AJ (2016b). Mental fatigue impairs soccer-specific decision-making skill. *J Sports Sci* **34(14)**, 1297-1304.
- Soderberg GL & Cook TM (1984). Electromyographie in biomechanics. *Phys Ther* **64(12)**, 1813-1820.
- Søgaard, K et al. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol* **573(2)**, 511-523.
- Sothmann MS, Gustafson AB & Chandler M (1987). Plasma free and sulfoconjugated catecholamines responses to varying exercise intensity. *J Appl Physiol* **63(2)**, 654-658.

Spasic M, Krolo A, Zenic N, Delextrat A & Sekulic D (2015). Reactive agility performance in handball ; development and evaluation of a sport-specific measurement protocol. *J Sports Sci Med* **14(3)**, 501-506.

Spencer M, Rechichi C, Lawrence C, Dawson B, Bishop B & Goodman C (2005). Time-motion analysis of elite field hockey during several games in succession: a tournament scenario. *J Sci Med Sport* **8(4)**, 382-391.

Sperlich B, Koehler K, Holmberg HC, Zinner C & Mester J (2011). Table tennis: cardiorespiratory and metabolic analysis of match and exercise in elite junior national players. *Int J Sports Physiol Perform* **6(2)**, 234-242.

Steininger K & Wodick RE (1987). Sports-specific fitness testing in squash. *Br J Sports Med* **21(2)**, 23-26.

Strojnik V & Komi PV (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* **84(1)**, 344-350.

Stull GA & Kearney JT (1978). Effects of variable fatigue on reaction-time components. *J Mot Behav* **10(3)**, 223-231.

Suchomel A (2010). A comparison of exercise intensity on different player levels in table tennis. *International Journal of table tennis sciences* **6**, 79-82.

**T**akeuchi T, Kobayashi Y, Hiruta S & Yuza N (2002). The effect of the 40 mm diameter ball on table tennis rallies by elite players. *International Journal of Table Tennis Sciences* **4(5)**, 267-277.

Tanaka M, Ishii A & Watanabe Y (2014). Neural effect of mental fatigue on physical fatigue: a magnetoencephalography study. *Brain Res* **1542**, 49-55.

Tang HP, Mizoguchi M & Toyoshima S (2002). Speed and spin characteristics of the 40mm table tennis ball. *International Journal of Table Tennis Sciences* **5**, 278-284.

Taylor JL & Gandevia SC (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol* **104(2)**, 542-550.

Taylor JL, Todd G & Gandevia SC (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clin Exp Pharmacol Physiol* **33(4)**, 400-405.

- Temesi J, Rupp T, Martin V, Arnal PJ, Féasson L, Vergès S & Millet GY (2014). Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Med Sci Sports Exerc* **46(6)**, 1166-1175.
- Terry PC & Lane AM (2003). User guide for the Brunel mood scale (BRUMS). *University of Southern Queensland, Australia, Toowoomba and University of Wolverhampton, Wolverhampton, UK.*
- Theurel J & Lepers R (2008). Neuromuscular fatigue is greater following highly variable versus constant intensity endurance cycling. *Eur J Appl Physiol* **103(4)**, 461-468.
- Thomas K, Goodall S, Stone M, Howatson G, Gibson ASC & Ansley L (2015). Central and peripheral fatigue in male cyclists after 4-, 20-, and 40-km time trials. *Med Sci Sports Exerc* **47(3)**, 537-546.
- Thompson BJ, Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Walter AA, Sobolewski EJ & Cramer JT (2012). Consistency of rapid muscle force characteristics: influence of muscle contraction onset detection methodology. *J Electromyogr Kinesiol* **22(6)**, 893-900.
- Thorlund JB, Aagaard P & Madsen K (2009). Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. *Int J Sports Med* **30(4)**, 273-278.
- Thorlund JB, Michalsik LB, Madsen K & Aagaard P (2008). Acute fatigue-induced changes in muscle mechanical properties and neuromuscular activity in elite handball players following a handball match. *Scand J Med Sci Sports* **18(4)**, 462-472.
- Tillin NA, Jimenez-Reyes P, Pain MT & Folland JP (2010). Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. *Med Sci Sports Exerc* **42**, 781-790.
- Todd G, Gorman RB & Gandevia SC (2004). Measurement and reproducibility of strength and voluntary activation of lower-limb muscles. *Muscle Nerve* **29(6)**, 834-842.
- Todd MK, Mahonet CA & Wallace WFM (1998). The efficacy of training routines as a preparation for competitive squash. *Science and Racket Sports II*. pp. 91-96.
- Tomazin K, Morin J-B & Millet GY (2016). Neuromuscular fatigue aetiology after repeated sprints depends on exercise modality. *Int J Sports Physiol Perform* **5**, 1-28.
- Tortora GJ & Grabowski SR (2001). *Principes d'anatomie et de physiologie*. De Boeck Supérieur.

Tripp BL, Boswell L, Gansneder BM & Schultz SJ (2004). Functional fatigue decreases 3-dimensional multijoint position reproduction acuity in the overhead-throwing athlete. *J Athl Train* **39(4)**, 316-320.

Tsai CL, Yang CC, Lin MS & Huang KS (2008). The surface EMG activity analysis between badminton smash and jump smash. *ISBS-Conference Proceedings Archive* 1(1), 483-486.

Tu KC (2007). The effect on time structure of singles and utility rate of techniques in the new badminton rules. *Physical Education Journal* **40**, 129-141.

**U**rso RP, Okuno NM, Gomes RV, Lima-Silva AE & Bertuzzi R (2014). Validity and reliability evidences of the hit & turn tennis test. *Science & Sports* **29(4)**, e47-e53.

**V**an der Linden D & Eling P (2006). Mental fatigue disturbs local processing more than global processing. *Psychol Res* **70(5)**, 395-402.

Van der Linden D, Frese M & Meijman TF (2003). Mental fatigue and the control of cognitive processes: effects on perseveration and planning. *Acta Psychol* **113(1)**, 45-65.

Van Duinen H, Renken R, Maurits N & Nijdewind I (2007). Effects of motor fatigue on human brain activity, an fMRI study. *Neuroimage* **35(4)**, 1438-1449.

Vergauwen L, Spaepen AJ, Lefevre J & Hespel P (1998). Evaluation of stroke performance in tennis. *Med Sci Sports Exerc* **30(8)**, 1281-1288.

Viader F, Eustache F & Lechevalier B (2000) Espace, geste, action: neuropsychologie des agnosies spatiales et des apraxies. De Boeck Supérieur.

Vint PF, McLean SP & Harron GM (2001). Electromechanical delay in isometric actions initiated from nonresting levels. *Med Sci Sports Exerc* **33(6)**, 978-983.

Vøllestad NK. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* **74(2)**, 219-227.

Vučković G, Dezman B, Erčulj F, Kovačić S & Perš J (2004). Differences between the winning and the losing players in a squash game in terms of distance covered. In *Science and Racket*

Sports III: The Proceedings of the Eight International Table Tennis Federation Sports Science Congress and Third World Congress of Science and Racket Sports.

**W**ang C, Trongnetrpanya, A, Samuel IB, Ding M & Kluger BM (2016). Compensatory neural activity in response to cognitive fatigue. *J Neurosci* **36(14)**, 3919-3924.

Westerblad H & Allen DG. (2009). Cellular mechanisms of skeletal muscle fatigue. In Human Muscle Fatigue. Sous la direction de Craig Williams. pp 48-76.

Wilkinson M, Leedale-Brown D & Winter EM (2009). Validity of a squash-specific fitness test. *Int J Sports Physiol Perform* **4(1)**, 29-40.

Williams C & Ratel S (2009). Definitions of muscle fatigue. In Human Muscle Fatigue. Sous la direction de Craig Williams. pp 3-16.

Wilson GJ & Murphy AJ (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assesment. *Sports Med* **22(1)**, 19-37.

Wright RA (2008). Refining the prediction of effort: Brehm's distinction between potential motivation and motivation intensity. *Social and Personality Psychology Compass* **2(2)**, 682-701.

Wu T & Su P (2010). How to harness the characteristics of the 11-point scoring system for winning a table tennis match. *International Journal of Table Tennis Sciences* **6**, 190-194.

**X**iao Y, Ma F, Lv Y, Cai G, Teng P, Xu F & Chen S (2015). Sustained attention is associated with error processing impairment: evidence from mental fatigue study in four-choice reaction time task. *Plos One* **10(3)**, e0117837.

**Y**avuz SU, Sendemir-Urkmez A & Türker KS (2010). Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay. *Clin Neurophysiol* **121(10)**, 1700-1706.

Yoon T, Keller ML, De-Lap BS, Harkins A, Lepers R & Hunter SK (2009). Sex differences in response to cognitive stress during a fatiguing contraction. *J Appl Physiol* **107(5)**, 1486-1496.

**Z**agatto AM, Leite JVDM, Papoti M & Beneke R (2016). Energetics of table tennis and table tennis-specific exercise testing. *Int J Sports Physiol Perform* **11(8)**, 1012-1017.

Zagatto AM, Miranda MF & Gobatto CA (2011). Critical power concept adapted for the specific table tennis test: comparisons between exhaustion criteria, mathematical modeling, and correlation with gas exchange parameters. *Int J Sports Med* **32(7)**, 503-510.

Zagatto AM, Morel EA & Gobatto CA (2010). Physiological responses and characteristics of table tennis matches determined in official tournaments. *J Strength Cond Res* **24(4)**, 942-949.

Zagatto AM, Papoti M, dos Reis IGM, Beck WR, Gobatto CA (2014). Analysis of cardiopulmonary and metabolic variables measured during laboratory and sport-specific incremental tests for table tennis performance prediction. *Science & Sports* **29**, 62-70.

Zagatto AM, Papoti M, dos Reis IGM & Gobatto CA (2012). Comparison of anaerobic threshold, oxygen uptake and heart rate between specific table tennis procedure and conventional ergometers. *International Journal of Table Tennis Sciences* **8**, 24-29.

Zagatto AM, Papoti M & Gobatto CA (2008a). Validity of critical frequency test for measuring table tennis aerobic endurance through specific protocol. *J Sports Sci Med* **7(4)**, 461-466.

Zagatto AM, Papoti M & Gobatto CA (2008b). Anaerobic capacity may not be determined by critical power model in elite table tennis players. *J Sports Sci Med* **7(1)**, 54-59.

Zekan LP & Ciliga D (2002). Multishuttle training in badminton. In 3<sup>rd</sup> International Scientific Conference, « Kinesiology- ; New perspectives ».

Zhou S (1996). Acute effect of repeated maximal isometric contraction on electromechanical delay of the knee extensor muscle. *J Electromyogr Kinesiol* **6(2)**, 117-127.

Zhou S, Carey MF, Snow RJ, Lawson DL & Morrison WE (1998). Effects of muscle fatigue and temperature on electromechanical delay. *Electromyography Clin Neurophysiol* **38(2)**, 67-73.

## BIBLIOGRAPHIE

---

Zhou S, Lawson DL, Morrison WE & Fairweather I (1995). Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol* **70(2)**, 138-145.

Zouhal H, Jacob C, Delamarche P & Gratas-Delamarche A (2008). Catecholamines and the effects of exercise, training and gender. *Sports Med* **38(5)**, 401-423.



# Thèse de Doctorat

Yann LE MANSEC

## Conséquences de la fatigue sur la performance en tennis de table

Effects of fatigue on table tennis performance

### Résumé

Si les effets délétères de la fatigue neuromusculaire au cours de mouvements simples ne sont plus à démontrer, les effets d'une telle modalité de fatigue au cours de tâches complexes, *i.e.*, poly-articulaires, restent à investiguer. Par ailleurs, il a été démontré que la fatigue mentale pouvait également impacter négativement la performance sportive au cours d'exercices mono-articulaires ou énergétiques.

L'objectif de ce travail de thèse visait donc à évaluer l'impact de ces deux modalités de fatigue (mentale et neuromusculaire) sur des paramètres physiologiques (temps de réaction) et techniques (vitesse et précision des balles) associés au tennis de table, ceci afin de mieux comprendre la nature et l'ampleur des altérations pour, *in fine*, proposer des situations concrètes pour les entraîneurs et/ou préparateurs physiques.

Au cours des six études qui composent ce travail de thèse, nous avons évalué la demande de l'activité du joueur en tennis de table au niveau des membres inférieurs (étude préliminaire et étude 1). Par la suite, les études 2 et 3 se sont intéressées aux effets de la fatigue (neuromusculaire et mentale) sur les caractéristiques de la balle. Des altérations différentes ont été mises en évidence selon la nature de la fatigue considérée. Enfin, les études 5 et 6 ont mesuré les effets de ces mêmes modalités de fatigue sur les différentes composantes du temps de réaction. Ces études ont montré que des participants soumis à une tâche mentalement ou physiquement fatigante étaient capables de maintenir un temps de réaction stable. Cependant, les mécanismes permettant ce maintien du niveau de performance étaient différents selon la nature de la fatigue considérée.

### Mots clés

Tennis de table, Fatigue mentale, Fatigue neuromusculaire, Électromyographie de surface, Temps de réaction, Performance, Membres inférieurs, Vitesse et précision.

### Abstract

The deleterious effects of neuromuscular fatigue during simple movements are well documented. However, the effects of neuromuscular fatigue during complex tasks, *i.e.*, polyarticular movements, are still a matter of debate. Otherwise, it has been demonstrated that mental fatigue could also have a negative impact on sport performance during monoarticular or energetic exercises.

This thesis aimed to investigate the effects of both mental and neuromuscular fatigue on physiological (reaction time) and technical (speed and accuracy of the ball) parameters associated to table tennis, in order to propose practical applications for trainers and physical coaches to optimize the performance.

This thesis was composed of six studies. In the first two studies, the characterisation of the effort involving the lower limbs during table tennis was performed (preliminary study and study 1). Thereafter, studies 2 and 3 focused on the effects of both mental and neuromuscular fatigue on ball characteristics. The results of these studies showed that mental and neuromuscular fatigue induced alterations of ball characteristics, but these alterations could differ between both fatigue conditions. Lastly, studies 4 and 5 measured the effects of these two types of fatigue on reaction time components. These studies highlighted that when they are mentally or physically fatigued, participants were able to maintain their level of performance. However, the mechanisms to maintain the performance level were different depending on the type of fatigue considered.

### Key Words

Table tennis, Mental fatigue, Neuromuscular fatigue, Surface electromyography, Reaction time, Performance, Lower-limbs, Speed and accuracy.