



Effets de différents paramètres de récupération lors d'exercices de renforcement musculaire

Carole Cometti

► To cite this version:

Carole Cometti. Effets de différents paramètres de récupération lors d'exercices de renforcement musculaire. Médecine humaine et pathologie. Université de Bourgogne, 2012. Français. NNT : 2012DIJOS014 . tel-00841928

HAL Id: tel-00841928

<https://theses.hal.science/tel-00841928>

Submitted on 5 Jul 2013

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

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



UNIVERSITE DE BOURGOGNE

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Thèse

Pour obtenir le grade de :

Docteur de l'Université de Bourgogne

Discipline : **Physiologie musculaire**

**Effets de différents paramètres de récupération
lors d'exercices de renforcement musculaire**

Présentée par :

Carole Cometti-Bonhomme

Soutenue le 20 avril 2012

Sous la direction de :

Monsieur Alain MARTIN, PU - L'Université de Bourgogne (France), Directeur de Thèse

Madame Gaëlle DELEY, MCU - Université de Bourgogne (France), Co-directeur de Thèse

Devant le jury composé de :

Monsieur Stéphane PERREY, PU - Université de Montpellier (France), **Rapporteur**

Monsieur Ioannis AMIRIDIS, MCU HDR - Université de Serres (Grèce), **Rapporteur**

Monsieur Jacques DUCHATEAU, PU - Université de Bruxelles (Belgique), **Examineur**

Monsieur Nicolas MAFFIULETTI, MCU HDR- Schulthess Klinik de Zürich (Suisse), **Examineur**

Monsieur Jacques VAN HOECKE, PU - Université de Bourgogne (France), **Examineur**

Ce travail a donné lieu aux communications et publications suivantes :

Publications

Cometti C, Deley G, Babault N. Effects of between-set interventions on neuromuscular function during isokinetic maximal concentric contractions of the knee extensors. *Journal of Sports Science and Medicine* (2011) 10, 624-629.

Cometti C, Babault N, Martin A, Deley G. Is active recovery distally applied more efficient? (*soumis dans l' European Journal of Applied Physiology*).

Cometti C, Babault N, Martin A, Deley G. Is the efficiency of EMS dependent o the amount of fatigue? (*soumis dans le Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*).

Communications orales

Carole C, Gaelle D, Nicolas B. Effects of between-set interventions on neuromuscular function during isokinetic maximal concentric contractions of the knee extensors. *The XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology 2010. Aalborg.*

Cometti C, Deley D, Babault N. Effect of recovery stratrgies on fatigue time course during a single resistance trining session on knee extensor muscles. *Forum des jeunes chercheurs 2010. Besançon.*

Cometti C, Babault N, Martin A, Deley G. Impact de différentes modalités de récupération sur la fatigue neuromusculaire lors de deux exercices sur ergomètre isocinétique. *Forum des jeunes chercheurs 2011. Dijon.*

Cometti C, Babault N, Martin, Deley G. Impact de différentes modalités de récupération sur la fatigue neuromusculaire lors de deux exercices sur ergomètre isocinétique. *Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives 2011. Rennes.*

Cometti C, Deley G, Babault N. Effet de différentes modalités de récupération sur la cinétique d'apparition de la fatigue au cours d'une séance de musculation sur les extenseurs de la jambe droite. *Colloque: 2^{ème} journée Gilles Cometti 2010. Dijon.*

Mes plus sincères remerciements :

À **Alain Martin**, que je remercie vivement de m'avoir guidée durant ces années de thèse.

Messieurs les professeurs Perrey et Amiridis d'avoir accepté de prendre de votre temps précieux pour évaluer ce travail.

Messieurs les professeurs Duchateau et Maffioletti pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Monsieur le Professeur Jacques Van Hoecke, je le remercie vivement de faire partie de mon jury.

Beaucoup d'émotions et de souvenirs dans la composition de ce jury qui me touche tout particulièrement !

Je tiens également à remercier particulièrement Monsieur le professeur **Thierry Pozzo** de m'avoir accueillie au sein de l'équipe INSERM pour ces 4 années de thèse.

À **Nico** qui a eu la difficile tâche de me prendre sous son aile au début de cette thèse, merci !

À **Galette** ensuite qui a pris le relais...et la tâche se compliquait... désolée pour tout de ce que je t'ai fait endurer comme première étudiante à gérer en thèse, Je ne sais comment encore te remercier !!!

Et à mon « petit » Christos qui nous a rejoints ensuite au CEP et qui m'a offert au quotidien des petites pauses « blague » à la grecque !!

Merci à tous les membres du CEP, Manu, JB, Matthieu, les DU 2,... sans oublier les peintres !! Sans votre bonne humeur et vos potins de tous les jours cela aurait été plus dur à vivre !

Je souhaite remercier **tous les volontaires** qui ont participé aux expérimentations de ces travaux, ainsi que toutes les personnes qui m'ont aidée au cours de cette thèse, et que je n'ai pu citer ici mais que je n'oublie pas.

Un très grand merci à **toute ma famille**.

Tout particulièrement à **maman** qui a consacré un temps considérable pour m'aider au quotidien à tous les niveaux. J'ai ainsi pu réaliser tout ce que je souhaitais et plus particulièrement ce travail de thèse.

À **Patrice** pour ces précieuses et judicieuses corrections.

À **Ma sœur Naty, Steve, mes deux géniales grand-mères**, toujours là pour m'aider.

À **ma belle famille**, notamment Bruno et Dominique mes super beaux parents, toujours là également pour me soutenir et m'aider quand il y a besoin !

Mille mercis à Julien, ton soutien, ton amour et ta confiance de tous les instants m'ont permis de traverser ces années jalonnées de moments aussi heureux que difficiles et ainsi d'accomplir ce travail.

Je n'oublie pas non plus **ma petite Mélinette**, qui même si elle est encore trop petite pour tout comprendre, a été adorable et m'a permis de travailler sans trop me réveiller la nuit !!

Une pensée aussi à **ma copine Anne-So** !

Aux dindes de St Appo qui m'ont permis de me détendre sur le terrain tout en comprenant mes absences pour travailler ma thèse...et notamment Gaëlle ma covoiteuse de choc !

Et bien sûr, une pensée pour celui qui manque aujourd'hui, mais qui m'a permis de puiser toute la force nécessaire pour réaliser cette thèse. Je suis fière de lui dédier ce travail...FORZA ITALIA !!!

Résumé

L'optimisation de la performance oblige l'athlète à répéter des séances d'entraînement à haute intensité de travail avec peu de récupération, ce qui génère une fatigue neuromusculaire qui peut être préjudiciable. Ainsi, dans le but de limiter ce phénomène et d'améliorer l'efficacité des séances d'entraînement, le choix d'une récupération adéquate s'impose.

La récupération active est la méthode la plus connue et la plus souvent explorée dans la littérature. Cette modalité de récupération correspond à un exercice musculaire léger permettant une augmentation du flux sanguin périphérique et une élimination plus rapide des métabolites. De nombreuses études démontrent son effet bénéfique sur la fatigue provoquée lors d'exercices globaux (types course ou pédalage). A l'heure actuelle, peu d'études se sont intéressées à la récupération active appliquée de manière locale pour des exercices de renforcement de groupes musculaires spécifiques.

L'objectif de ce travail était donc d'explorer différents paramètres de la récupération, en termes de modalité et de moment d'application, pour restaurer la force maximale de l'athlète lors d'un exercice de renforcement musculaire. Afin d'assurer une application de cette récupération active, spécifiquement sur les groupes musculaires souhaités, nous avons utilisé l'électromyostimulation (EMS).

Nos différents résultats suggèrent qu'il n'est pas nécessaire d'appliquer une modalité particulière pour la récupération des exercices de renforcement musculaire réalisés à intensité maximale. En effet, la récupération active par EMS, appliquée au cours d'une séance (entre les séries) ou après une séance, ne montre pas de différence avec une récupération passive. De plus, l'application proximale ou distale de l'EMS n'a pas d'influence sur la cinétique de récupération. L'approche neuromusculaire de la fatigue, montre cependant, qu'il s'avère nécessaire d'analyser l'origine des perturbations engendrées par l'exercice, afin de choisir la modalité de récupération la mieux adaptée.

Mots-clés : récupération, force maximale, électromyostimulation, quadriceps, fatigue neuromusculaire.

Abstract

The high frequency of resistance training sessions induces heavy strain and fatigue phenomenon, which could be prejudicial for subsequent performance. In this context, it appears necessary to apply proper recovery strategies in order to improve the athlete's ability to regain an adequate working state for subsequent training.

Active recovery is widely described in the literature as the most investigated method for this purpose. It consists in low-intensity exercises, which could improve metabolites washout by increasing peripheral blood flow. To our knowledge, active recovery is usually applied globally, with exercises involving the whole body (light pedalling or running) but little is known regarding a local application after analytical exercises such as strengthening exercise.

The aim of our research was therefore to determine the most effective method (in terms of modality, application site and application time) to recover from resistance training session in terms of maximal strength performance. Among the active recovery modes, electromyostimulation (EMS) is of particular interest since it can be applied on specific muscles groups.

Our results showed that active recovery using EMS applied during a session (between sets) or after a session, did not demonstrate any difference as compared with passive recovery. Also, we demonstrated that EMS was not more efficient when applied distally. However, we highlighted that the investigation of neuromuscular parameters is necessary to better understand the origin of the fatigue induced by a specific exercise in order to apply the most appropriated recovery mode.

Keywords: recovery, maximal strength, electromyostimulation, quadriceps muscles, neuromuscular fatigue.

Table des matières

<u>INTRODUCTION</u>	7
----------------------------	---

1^{ère} partie : CADRE THEORIQUE

1. La récupération de la performance maximale	9
1.1. Les exercices à intensité maximale : les effets et les délais de récupération	10
1.2. Les effets d'une modalité particulière : la récupération active	14
1.2.1. Le principe de la récupération active	14
1.2.2. L'effet de la récupération active sur la performance maximale	15
1.2.3. L'électromyostimulation	19
1.3. La récupération pendant un exercice à intensité maximale	26
1.4. L'influence des caractéristiques de l'exercice fatigant	27
2. La fatigue neuromusculaire	30
2.1. Les origines et les mécanismes de la fatigue	30
2.1.1. La fatigue musculaire	32
2.1.2. La fatigue nerveuse	37
3. Conclusion cadre théorique et problématique	40

2^{ème} partie : CONTRIBUTION EXPERIMENTALE

1. Méthodologie générale	43
1.1. Les sujets	43
1.2. Les mesures réalisées	43
1.2.1. Evaluation des paramètres mécaniques avec ergométrie isocinétique	43
1.2.2. L'électromyographie de surface	46
1.2.3. La neurostimulation	48
• La secousse	49
• Les doublets	50
2. Les trois études expérimentales	52
Etude 1 : La récupération active est-elle plus efficace quand on l'applique de manière distale ?	52
Etude 2 : Effet de l'EMS vs. la récupération passive sur deux exercices induisant différents niveaux de fatigue.	74
Etude 3 : Effet de différentes modalités de récupération pendant une séance de renforcement musculaire.	100
<u>DISCUSSION</u>	124
<u>CONCLUSION</u>	128
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	130

Liste des abréviations

ADP : Adénosine Diphosphate

ATP : Adénosine Triphosphate

BF : Biceps Femoris

CEC : Couplage Excitation-Contraction

CMV : Contraction Maximale Volontaire

CMVi : Contraction Maximale Volontaire isométrique

CTW : Contrast -Temperature Water

EMG : Electromyographie de surface

EMS : Electromyostimulation

ES : Erreur Standard

ET : Ecart Type

HVPC: High-Volt Pulsed Current Electrical Stimulation

LFES: Low-Frequency Stimulation

Me(t) : Moment

MENS : Microcurrent Electrical Stimulation

Mm(t) : Moment musculaire

Ms(t) : moment engendré par le poids du segment mobile

PA : Potentiel d'Action

PCr : Phosphocréatine

pH : potentiel Hydrogène

Pi : Phosphate inorganique

Pt : Pic de force de la secousse évoquée

RA : Récupération Active

RF : Rectus Femoris

RMS : Root Mean Square

RP : Récupération Passive

RS : Reticulum Sarcoplasmique

TENS : Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

VL : Vastus Lateralis

VM : Vastus Medialis

VMA : Vitesse Maximale Aérobie

WI : Water Immersion

VO2 : Consommation d'Oxygène

Liste des tableaux

Tableau 1 : Les principales études concernant les effets de la récupération active.

Tableau 2 : Les caractéristiques de courants pouvant être utilisés pour la récupération par EMS (d'après Babault et coll. 2011).

Tableau 3 : Les principales études portant sur l'utilisation de l'EMS en récupération (d'après Babault et coll. 2011).

Tableau 4 : Les Caractéristiques des sujets pour les expérimentations.

Listes des Figures

Figure 1 : Schéma du processus de récupération suite à un exercice d'intensité maximale.

Figure 2 : Force maximale isométrique avant, pendant et après deux exercices réalisés à intensité maximale (Walker et coll.2012).

Figure 3 : Le système valvulaire veineux dirigeant le flux sanguin.

Figure 4 : Les différentes étapes de la production de force musculaire et les origines possibles de la fatigue (d'après les données d'Edwards, 1983).

Figure 5 : Représentation schématique des mécanismes par lesquels une augmentation d'ions H^+ , de Pi et d'ADP peut contribuer au phénomène de fatigue pendant un exercice intense (Michaut 2000, d'après Fitts 1994).

Figure 6 : Positionnement du sujet lors des exercices fatigants et des tests neuromusculaires effectués sur les extenseurs du genou.

Figure 7 : Positionnement des électrodes EMG et du stylet, au niveau du nerf fémoral pour la neurostimulation.

Figure 8 : Amplitude pic à pic de l'onde M ainsi que l'amplitude maximale de la secousse (Pt) suite à une stimulation évoquée.

INTRODUCTION

Afin d'atteindre un niveau de performance optimal, l'athlète est contraint d'effectuer de nombreuses séances d'entraînement, le plus souvent réalisées à des intensités maximales. Cependant, la répétition de ces séances induit inévitablement une fatigue (Komi et Viitasalo. 1997 ; Cook et coll. 2007), qui se traduit par une diminution des performances. Dans l'entraînement, l'athlète va alors chercher à récupérer au plus vite dans le but de pouvoir répéter et enchaîner des séances à haute intensité (Folland et coll. 2002 ; De Salles et coll. 2009). Ainsi, dans le but d'accélérer la restauration de la performance maximale, le choix d'une récupération adéquate s'impose.

Les phases de récupération peuvent être caractérisées par des durées (De Salles et coll. 2009) et des modalités variables, comme par exemple la récupération passive (RP), le pédalage, la course, les massages, les étirements ou encore l'électrostimulation (Mika et coll. 2007 ; Heyman et coll. 2009).

Le mécanisme recherché par la plupart des méthodes de récupération est généralement l'augmentation du flux sanguin périphérique dans le but d'accélérer l'élimination des métabolites accumulés lors de l'exercice (Zarrouk et coll. 2011 ; Grunovas et coll. 2007).

Ainsi, l'une des modalités de récupération la plus utilisée par les sportifs est la récupération active (RA) (Ahmaidi et coll. 1996 ; Spierer et coll. 2004). Elle consiste à réaliser un effort sous-maximal (course ou pédalage) suite à un exercice fatigant de même type.

Les études se rapportant à la récupération active se focalisent généralement sur le retour des constantes métaboliques à leurs valeurs initiales, en l'associant parfois à une récupération de la performance maximale (Bogdanis et coll. 1996 ; Spencer et coll. 2006). En revanche, peu d'études se sont intéressées à l'application d'une récupération localisée pour des exercices analytiques en vue d'accélérer prioritairement le rétablissement de la performance maximale (telle que la force maximale).

L'objectif principal de ce travail de thèse était donc d'étudier quel type de récupération permet de rétablir le plus rapidement la force maximale pour un exercice de renforcement musculaire analytique. Comme nous le verrons dans l'analyse de la littérature qui constituera la première partie de ce travail, il existe un lien fort entre fatigue et récupération. Pour cette raison, nous avons cherché à évaluer la fatigue neuromusculaire et ses origines (nerveuses et/ou musculaires) au décours d'une séance de renforcement musculaire. Sur la base des connaissances apportées par la littérature dans le domaine de la récupération (et en particulier de la récupération active), nous avons cherché à déterminer s'il était possible d'optimiser la restauration de la performance, en faisant varier les durées et les modalités d'application.

1^{ère} partie : CADRE THEORIQUE

1. La récupération de la performance maximale

Pour un athlète, récupérer signifie restaurer la performance maximale le plus rapidement possible, dans le but de pouvoir enchaîner et répéter des exercices à haute intensité (Barnett, 2006). Pour cela, il est nécessaire de rétablir au plus vite, l'ensemble des paramètres contribuant à la performance en adoptant un processus de récupération adéquat (Figure 1). Précisons que dans notre travail, le paramètre principalement considéré pour évaluer est le retour de la force maximale à son niveau initial et ce, dans le cadre de séances de renforcement musculaire à intensité maximale.

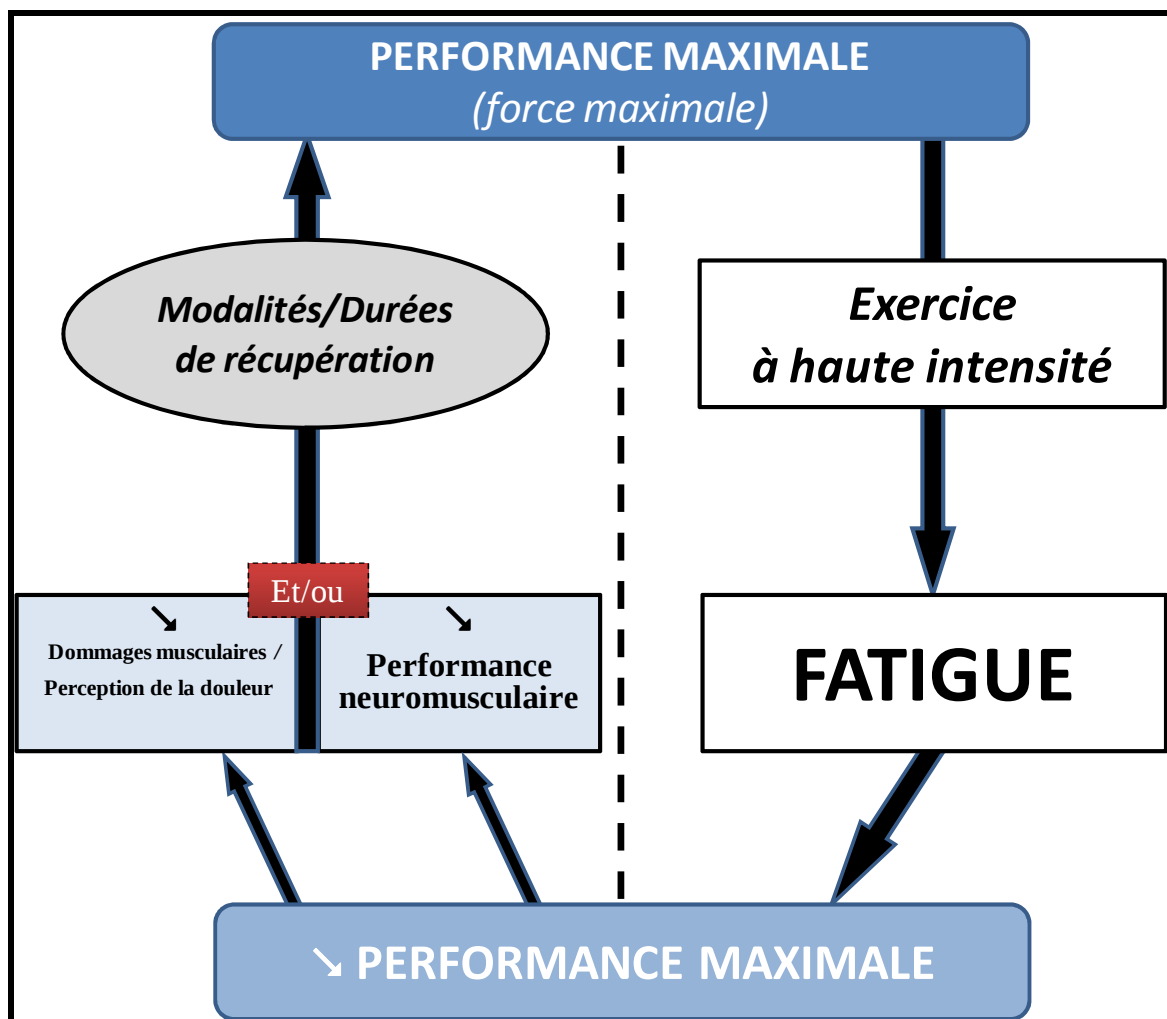


Figure 1: Schéma du processus de récupération suite à un exercice d'intensité maximale.

1.1. Les exercices à intensité maximale : les effets et les délais de récupération

Une séance d'entraînement de la force provoque systématiquement une fatigue se traduisant par une diminution du niveau de force développée (Komi et Viitasalo, 1977 ; Kawakami et coll. 1993 ; Crenshaw et coll. 1995 ; Gibala et coll. 1995). En fonction du type d'exercice réalisé, l'amplitude de la chute de force maximale est très variable avec des valeurs pouvant aller de -0,5% à -80% (Colliander et coll. 1988; Gray et Chandler, 1988 ; Gibala et coll. 1995 ; McEniery et coll. 1997 ; Pearce et coll. 1998 ; Kent et Braun, 1999). Le niveau et la cinétique de récupération ne sont d'ailleurs pas systématiquement liés à cette diminution. En effet, le système récupère différemment en fonction des nombreux paramètres caractérisant la nature de l'exercice. Walker et coll. (2012), remarquent ainsi qu'en fonction de la fatigue observée (c'est-à-dire de la perte de force induite), suite à deux exercices avec des sollicitations différentes, la cinétique de récupération est différente (voir Figure 2). Pour l'exercice composé de 5 séries de 10 répétitions, l'amplitude de la récupération de la force est significativement supérieure à 15 minutes après l'exercice, par rapport à l'exercice composé de 15 séries de 1 répétition. En revanche, pour ces deux exercices, les sujets n'ont pas récupéré leur capacité de force maximale, 30 minutes après l'arrêt de l'exercice.

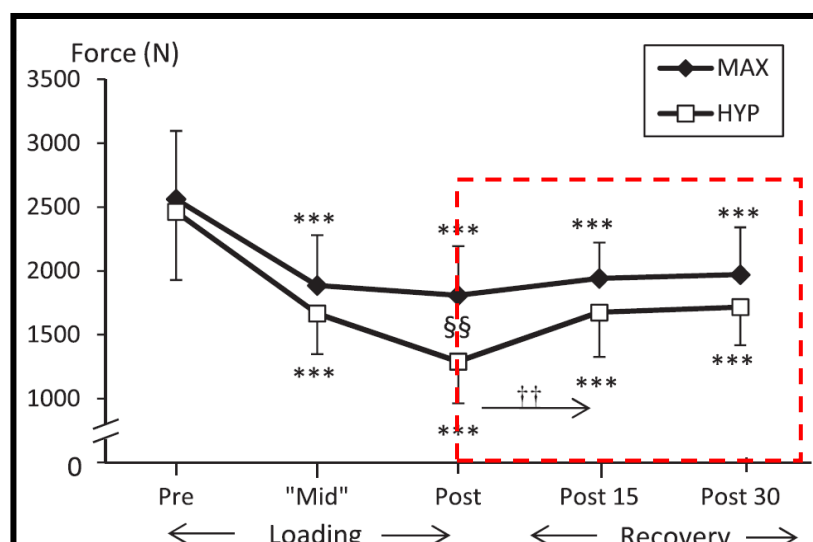


Figure 2: Force maximale isométrique avant, pendant et après deux exercices réalisés à intensité maximale. Max : 15 séries de 1 répétition maximale (3 minutes de récupération entre les séries) ; HYP : 5 séries de 10 répétitions maximales (2 minutes de récupération entre les séries) ; * : différent du pré, † : différent du post ; § : différence entre les protocoles (Walker et coll. 2012).

De plus, Baker et coll. (1993), montrent que malgré des niveaux de fatigue induits similaires, la récupération de la performance maximale est différente selon la durée et les caractéristiques de l'exercice. Cette dernière étude constate, qu'avec une récupération passive, les capacités de force maximale concentrique sont restaurées en quelques minutes suite à un exercice de courte durée (une contraction maximale volontaire de 2 minutes), alors que le processus est plus long après un exercice prolongé (15 à 20 minutes de contractions concentriques intermittentes). La diminution de force maximale de plus de 50% observée suite à la répétition de ces contractions maximales concentriques peut nécessiter une récupération supérieure à 1 heure afin de restaurer la performance initiale. Vøllestad et Verburg (1996) ainsi que Linnamo et coll. (1998), observent même un délai de récupération de 48 heures pour une séance (5 séries de 10 répétitions) réalisée à 100% de la force maximale volontaire.

La récupération de la performance maximale présente ainsi des délais variables, de quelques minutes à plusieurs jours (Baker et coll. 1993 ; Vøllestad et Verburg, 1996 ; Linnamo et coll. 1998). Ces différents délais de récupération seraient fonction de la nature de la fatigue induite (Sahlin et Seger, 1995).

Ainsi, selon les auteurs, tels que Miller et coll. (1987), différentes phases de récupération se distinguent à la suite d'un exercice fatigant. Une première phase, dite « rapide », qui correspond au rétablissement de la balance électrolytique ainsi qu'à la reconstitution des stocks énergétiques, suivie d'une deuxième phase, plus lente, de restauration des paramètres neuromusculaires.

En ce qui concerne la première phase, il a été mis en évidence que le délai de récupération de la force maximale peut être lié à celui de la resynthèse de la phosphocréatine (PCr) (Sahlin et Ren, 1989). De plus, de nombreuses études ont décrit la cinétique de certains métabolites (comme le lactate) suite à un exercice de haute intensité, en essayant de la corrélérer avec la performance (Sahlin et Ren, 1989 ; Bond et coll. 1991 ; Boska et coll. 1990). Pourtant, Weltman et coll. (1979) montrent que la clairance du lactate, à la suite d'un exercice de haute intensité sur ergocycle, est plus rapide lors de la récupération active. Le niveau élevé de lactate sanguin n'a aucun effet significatif sur l'effort maximal de 5 minutes subséquent. La récupération du potentiel hydrogène (pH) initial ne semble pas non plus directement liée à celle de la force maximale. En effet, Baker et coll. (1993), ont montré que la force maximale retrouvait sa valeur initiale plus rapidement que le pH. Miller et coll. (1987) suggèrent qu'à la suite d'une contraction maximale de 4 minutes, le rétablissement de la propagation neuromusculaire nécessiterait seulement 4 minutes. Dans un deuxième temps, la récupération de la force maximale, corrélée avec le retour du pH et des concentrations en phosphates aux valeurs initiales, se ferait au bout de 20 minutes. Baker et coll. (1993), constatent également

que lors de cette phase de récupération dite rapide, la fatigue inhérente à des atteintes de la commande nerveuse centrale est quasiment annihilée.

La seconde phase correspond, quant à elle, à la restauration des paramètres en relation directe avec les mécanismes de la contraction musculaire (le couplage excitation-contraction, CEC). Ce processus, beaucoup plus long, peut aller jusqu'à plusieurs jours (Miller et coll. 1987, Linnamo et coll. 1998). Il s'agit généralement de la réparation des dommages structuraux et/ou des facteurs non métaboliques (Sahlin et Seger, 1995).

Au regard de ces éléments, il semble donc important, dans le cadre d'études portant sur la récupération d'un exercice de renforcement musculaire, d'étudier la cinétique des processus de rétablissement des paramètres neuromusculaires. Le retour de la performance à son niveau initial suite à un exercice d'intensité maximale, nécessite la connaissance précise des paramètres impliqués dans le processus de récupération afin de pouvoir l'optimiser. Pourtant les différentes méthodes de récupération proposées dans la littérature sont principalement axées sur le retour des constantes métaboliques, paramètres qui, comme nous venons de l'exposer (§ 1.1) ne représente qu'une composante de la diminution de performance maximale. En conséquence, diverses méthodes ayant pour but d'augmenter le flux sanguin en vue d'éliminer plus rapidement les métabolites sont généralement proposées. Parmi elles nous pouvons citer : l'immersion dans l'eau à température contrastée (Crampton et coll. 2011), les mouvements passifs (« passif motion », Grunovas et coll. 2007), les vêtements de compression (Sperlich et coll. 2011), les étirements (Mika et coll. 2007) et les massages (Gupta et coll. 1996). Toutefois, l'une des méthodes les plus testées est la récupération active avec des exercices actifs légers (Toubekis et coll. 2005 ; Castagna et coll. 2008).

1.2. Les effets de la récupération active

1.2.1. Le principe de la récupération active

Depuis les années 1970, de nombreuses expérimentations se sont intéressées aux effets d'une modalité de récupération sur l'élimination des métabolites (Belcastro et Bonen, 1975). La réalisation d'un exercice à faible intensité, présentée sous le terme de récupération active (RA) est la plus souvent proposée. Le principe de la RA repose sur une augmentation du flux sanguin initiée par le mécanisme de pompe musculaire (également appelé « pompe musculaire du mollet »), le mollet fonctionnant sur le modèle du cœur comme une pompe à deux temps (Dagrada, 2009). En effet, la contraction des muscles du mollet, en comprimant les nombreuses veines dont ils sont dotés, chasse très efficacement le sang veineux vers le cœur, permettant ainsi une augmentation du flux sanguin (Figure 3). Ainsi l'effet de contraction/relâchement des muscles du mollet est l'élément le plus efficace pour assurer le retour du sang veineux jusqu'au cœur et ceci est d'autant plus important quand le sujet est debout (Dagrada, 2009). La pompe musculaire du mollet est considérée, de part ce mécanisme, comme le « cœur du système veineux périphérique » (Dagrada, 2009). On peut également noter que l'augmentation du flux veineux s'accompagne d'une augmentation du flux artériel facilitant l'apport d'oxygène et de nutriments.

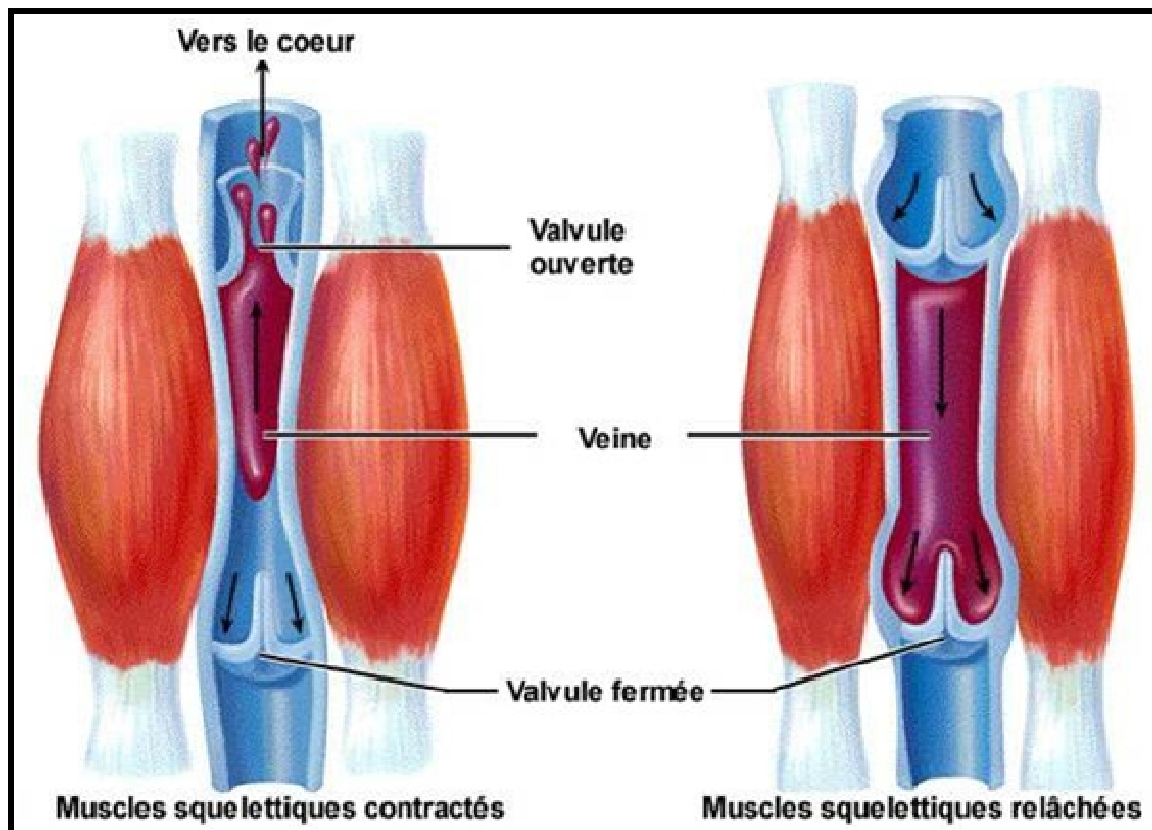


Figure 3 : Le système valvulaire veineux dirigeant le flux sanguin.

Le principe de la RA est donc de mettre en jeu une alternance de contraction/relâchement afin d'augmenter le flux sanguin périphérique en vue d'éliminer au plus vite les métabolites accumulés lors de l'exercice fatigant. Ce principe sous-entend qu'une accumulation de métabolites retarderaient la récupération. Faut-il alors optimiser la récupération en se ciblant principalement sur l'élimination des métabolites avec une RA ? Celle-ci permet-elle systématiquement de rétablir efficacement la performance maximale, notamment en vue d'une séance de renforcement musculaire de forte intensité ?

1.2.2. L'effet de la récupération active sur la performance maximale

L'analyse des différentes études ayant déjà testé la RA (Tableau 1) permet de cerner plus précisément son efficacité sur la performance maximale.

Tableau 1 : Les principales études concernant les effets de la récupération active.

Etudes	Exercices fatigants	Modalités de récupération	Paramètres analysés	Effets RA
Thiriet et coll. (1993)	Séries de 2 min d'un exercice maximal sur ergocycle	5 min après chaque série RP / RA : pédalage à 30% PMA	Lactate Performance maximale aérobie	+ +
Ahmaidi et coll. (1996)	Séries de 6 s d'exercice intense (avec incrémentation) sur ergocycle	5 min après chaque série RP / RA : pédalage à 32% PMA	Lactate Performance maximale anaérobie	+ +
Bogdanis et coll. (1996)	2 sprints de 30 s sur ergocycle	4 min entre les sprints RP / RA : pédalage à 40% VO ₂ max	Lactate et pH Ammonium Paramètres cardiorespiratoires Puissance moyenne	= - + +
Mc Eniery et coll. (1997)	4 sprints de 30 s sur ergocycle avec 4 min de récupération entre chaque sprint	15 min après exercice RP / RA : pédalage à 30 et 60% VO ₂ max	Force maximale	+
Lau et coll. (2001)	Séries de course en patinage	90 s entre les périodes RP / RA : pédalage modéré libre	Distance maximale patinée Fréquence cardiaque Lactate	= = =
Franchini et coll. (2003)	5 min de combat de judo suivi de 15 min de récupération puis 4 séries de test Wingate sur le haut du corps (3 min de récupération entre chaque série)	15 min après le combat de judo RP / RA : course à environ 50% VO ₂ max	Lactate Performance maximale anaérobie	= =
Coffey et coll. (2004)	2 courses sur tapis roulant jusqu'à épuisement à 120% et 90 % de la vitesse maximale de course	15 min après la première course RP RA : course à 40% VMA CTW	Lactate, pH Performance maximale aérobie	+ =
Dorado et coll. (2004)	Exercice intermittent sur ergocycle à haute intensité, 4 séries à 110% de la puissance maximale, jusqu'à épuisement	5 minutes après chaque exercice RP / RA : pédalage à 20 % VO ₂ max Etirements	Dette en oxygène Lactate Performance maximale aérobie	= = +

Spierrer et coll. (2004)	2 séries de test de puissance (Wingate)	4 min entre les tests RP / RA : pédalage à 28 % VO ₂ max	Puissance maximale Travail total Lactate	+ + =
Toubekis et coll. (2005)	8 sprints de 25m en natation avec 45 s de récupération entre chaque	45 s après chaque sprint RP / RA : course à 50% et 60% vitesse réalisée sur 100m	Lactate Ammonium Temps sprint natation	+ = -
Spencer et coll. (2006)	6 sprints répétés sur ergocycle	25 s après chaque sprint RP / RA : pédalage à 32% VO ₂ max	Lactate PCr, créatine Pic de puissance Travail total	- - + =
Thevenet et coll. (2007)	Intermittent course (30s-30s) à 105% de la VMA, jusqu'à épuisement	30 s après série RP / RA : course à 50% VMA	Vitesse maximale aérobie	-
Castagna et coll. (2008)	Courses navettes sprints (10 x 30m) (type basket)	30 s après chaque sprint RP / RA : course à 50% VMA	Index de fatigue Temps en sprint Lactate	- = =
Spencer et coll. (2008)	6 séries de 4 s de sprint, enchainés toutes les 25 s	21s entre chaque série RP RA 1 : pédalage à 20% VO ₂ max RA 2 : pédalage à 35% VO ₂ max	Biopsie (ATP, PCr, lactate) Puissance maximale	- =
Jougla et coll. (2009)	Tests avec sprints répétés (type rugby) avant et 30 min après un match de rugby	30s après chaque test RP / RA : course à 50% VMA	Vitesse sprint Force spécifique	- -
Zarrouk et coll. (2011)	5 séries de 10 répétitions à 80 % du maximum concentrique à 120°.s ⁻¹ sur ergomètre isocinétique avec 3 min de récupération entre chaque série	3 min entre chaque série : RP RA : extension (180°.s ⁻¹)-flexion (60°.s ⁻¹) sur ergomètre à 30% de la force maximale EMS	Force maximale	+

RP : récupération passive, RA : récupération active, PMA : puissance maximale aérobie, VMA : vitesse maximale aérobie, VO₂ max : consommation maximale d'oxygène, CTW : immersion en eau à température contrastée, CMV : contraction maximale volontaire, EMS : électromyostimulation, + : effet positif de la RA par rapport aux autres modalités de récupération, = : pas de différence significative avec la RA, - : effet négatif de la RA.

Par comparaison avec la récupération passive, les résultats de ce Tableau 1 suggèrent que la récupération active permet, dans certains cas, de restaurer la performance maximale plus rapidement que la récupération passive. Ainsi, plusieurs auteurs suggèrent qu'une activité sur ergocycle réalisée à 30% de la puissance maximale aérobie permet une préservation de la performance et une clairance du lactate sanguin plus importante (Ahmaidi et coll. 1996 ; Thiriet et coll. 1993). Ce résultat est confirmé par l'étude de McEniery et coll. (1997) dans laquelle la récupération de la force musculaire est plus rapide à la suite d'une activité légère sur ergocycle (30% du pic de VO_2). A l'inverse, d'autres études ne démontrent pas d'effet positif de la récupération active sur la restauration de la performance. Thevenet et coll. (2007) et Castagna et coll. (2008) démontrent même que la récupération passive est plus efficace que la récupération active pour retarder l'apparition de la fatigue.

Les paramètres reportés dans le Tableau 1 suggèrent que la RA peut avoir une action sur les métabolites et le flux sanguin. Il est par exemple montré l'influence positive d'un exercice léger sur ergocycle (<60% de la VO_2 max) sur la clairance plus rapide du lactate après un exercice fatigant (Bond et coll. 1991 ; Bangsbo et coll. 1994 ; Mondero et Donne, 2000). De plus, Bogdanis et coll. (1996) et Bangsbo et coll. (1994) observent que la RA induit une augmentation du flux sanguin au niveau des muscles sollicités en mettant à profit les effets de la pompe musculaire.

Dans cette optique, pour la majorité des études, le type d'exercice proposé en récupération est similaire à celui réalisé pendant l'exercice fatigant. Il s'agit d'exercices globaux de course ou de pédalage réalisés à des intensités variables. Des études démontrent d'ailleurs que l'intensité de cet exercice n'est pas toujours corrélée aux effets mesurés (Belcastro et Bonen, 1975 ; Spencer et coll. 2008).

Lors de ce travail de récupération, les groupes musculaires sollicités dans l'exercice fatigant sont donc forcément concernés. Cependant, l'effet de l'exercice est général et ne permet pas de nous renseigner sur un éventuel impact local de la pompe musculaire sur la récupération de la performance maximale. A ce sujet, l'effet d'une récupération appliquée de manière locale reste mal connu.

Nous avons pu constater dans le paragraphe précédent (§ 1.2) que la fatigue induite par l'accumulation des métabolites n'est pas un déterminant du rétablissement de la performance maximale. Il ne semble donc pas judicieux de se focaliser uniquement sur ces éléments.

De plus, dans la majorité des études sur la RA (Tableau 1), les exercices fatigants sont principalement des exercices « globaux » correspondant à de fortes sollicitations énergétiques et les paramètres analysés dans ces études sont donc ciblés sur des aspects métabolique et sanguin. Peu de données existent sur la récupération suite à des exercices analytiques de type renforcement musculaire avec une application locale de la RA.

Parmi les différents modes de récupération évoqués, l'électrostimulation paraît une méthode intéressante afin d'investiguer l'effet de pompe musculaire. Elle permet en effet une localisation précise de la RA.

1.2.3. L'électromyostimulation

L'utilisation de l'électrostimulation (EMS), en particulier à basse fréquence ($<10\text{Hz}$), pour la récupération s'est beaucoup développée durant ces dernières années. Le Tableau 2 présente les différents types de courants fréquemment utilisés lors d'études sur la récupération avec EMS :

- la stimulation électrique délivrée à des intensités inférieures au seuil sensitif est appelée stimulation par micro-courants « Microcurrent Electrical Neuromuscular Stimulation » (MENS ; Allen et coll. 1999),

- la stimulation électrique délivrée à des intensités comprises entre le seuil sensitif et le seuil moteur est appelée “Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation” (TENS ; Denegar et Perrin, 1992). Cette deuxième méthode produisant des sensations de stimulation sans réponse motrice, est la plus utilisée en milieu clinique notamment par la kinésithérapie pour le traitement des douleurs,
- le “High-Volt Pulsed Current Electrical Stimulation” (HVPC ; Butterfield et coll.1997) et le “Monophasic High Voltage Stimulation” (MHVS; McLoughlin et coll. 2004), qui mettent en jeu des stimulations inférieures au seuil sensitif et moteur, sont également utilisées,
- enfin d’autres sont présentées sous le terme de « Low-Frequency Electrical Stimulation » (LFES). Il s’agit de stimulations électriques délivrées à des intensités supérieures au seuil moteur et permettant de produire des contractions musculaires. Cette dernière méthode est celle utilisée dans notre travail.

La diversité des méthodes d’EMS peut rendre la comparaison des résultats difficile.

Tableau 2 : Les caractéristiques de courants pouvant être utilisés pour la récupération par EMS (d'après Babault et coll. 2011).

Etudes	Caractéristiques du courant	Intensité de stimulation	Placement des électrodes
<i>Microcurrent Electrical Neuromuscular Stimulation (MENS)</i>			
Allen et coll. (1999)	10 min à 30 Hz + 10 min à 0.3 Hz	Inférieure au seuil sensitif (200 and 100 μ A)	Ventre du muscle
<i>High-Volt Pulsed Current (HVPC)</i>			
Butterfield et coll. (1997)	30 min à 120 Hz (largeur d'impulsion = 40 μ s)	Inférieure au seuil moteur – seuil sensitif (sensation confortable)	Site de la douleur
<i>Low-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)</i>			
Craig et coll. (1996)	20 min à 4 Hz (largeur d'impulsion = 200 μ s)	Inférieure au seuil moteur – seuil sensitif (sensation confortable)	Site de la douleur
<i>High-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)</i>			
Craig et coll. (1996)	20 min à 110 Hz (largeur d'impulsion = 200 μ s)	Inférieure au seuil moteur – seuil sensitif (sensation confortable)	Site de la douleur
<i>Monophasic High Voltage Stimulation (MHVS)</i>			
McLoughlin et coll. (2004)	30 min à 120 Hz (largeur d'impulsion = 100 μ s)	Inférieure au seuil moteur – seuil sensitif (sensation confortable)	Ventre du muscle
<i>Low-Frequency Electrical Stimulation (LFES)</i>			
Lattier et coll. (2004)	20 min à 5 Hz (largeur d'impulsion = 250 μ s)	Niveau moteur (contraction confortable)	Point moteur du muscle

Depuis quelques années maintenant, de nombreuses études scientifiques issues du milieu clinique, prouvent que l'EMS est une méthode efficace pour augmenter le flux sanguin (Phillips et coll. 1995 ; Rigaux et Zicot, 1996). Pour un exercice de même intensité, l'augmentation du flux sanguin est similaire entre l'EMS et des contractions volontaires

(Miller et coll. 2000). Ce résultat est aussi observé au cours de contractions dynamiques (puissance de 0 à 40 W) où les débits sanguins et musculaires ne sont pas significativement différents entre les contractions volontaires et celles induites par EMS (Kim et coll. 1995). Ceci suggère que l'augmentation du flux sanguin provient de la contraction musculaire induite. Contrairement aux courants utilisés contre la douleur (TENS), il est donc nécessaire d'induire des stimulations motrices pour obtenir une augmentation du flux sanguin musculaire. Les stimulations utilisées dans les programmes de récupération sont très variées. Toutefois, les fréquences utilisées sont généralement faibles, avec une efficacité observée pour des fréquences allant de 2 à 10 Hz (Sandberg et coll. 2007 ; Rigaux et Zicot, 1996). Ce type de stimulation n'entraîne pas ou peu de modifications cardiovasculaires telles que la fréquence cardiaque ou la pression sanguine (Miller et coll. 2000). Les modifications du flux sanguin musculaire ne peuvent donc être attribuées qu'à des modifications locales. L'EMS produit, de façon comparable à une contraction volontaire, une rythmicité des contractions musculaires créant ainsi des oscillations de pression intramusculaire qui facilitent le retour veineux (Phillips et coll. 1995). Cette méthode permet de reproduire l'effet de pompe musculaire recherché avec la récupération active. L'utilisation de l'EMS en récupération a fait déjà l'objet de nombreux travaux de recherches dont les principaux résultats sont exposés dans le Tableau 3.

Tableau 3 : Les principales études portant sur l'utilisation de l'EMS en récupération (d'après Babault et coll. 2011).

Etudes	Exercices fatigants	Modalités de récupération	Placement électrodes	Paramètres analysés	Effets de l'EMS
Denegar et Perrin (1992)	Contraction maximale excentrique des fléchisseurs du coude	TENS (20 min) vs. placebo, WI, TENS+cold	Biceps	Force Douleur musculaire	= +
Butterfield et coll. (1997)	30×10 contractions sous-maximales des extenseurs du genou	HVPC (30 min) vs. Placebo	Quadriceps	Force Douleur musculaire	= =
Lattier et coll. (2004)	10 min de course sur tapis roulant en montée	LFES (20 min) vs. RP et RA	Quadriceps	Paramètres neuromusculaires	=
Martin et coll. (2004)	15 min de course sur une jambe en descente sur tapis roulant	LFES (30 min) vs. RP et RA	Quadriceps	Paramètres neuromusculaires Douleur musculaire	= =
McLoughlin et coll. (2004)	25 contractions maximales excentriques des fléchisseurs du coude	MHVS (30 min) vs. RP	Biceps	Force Douleur musculaire	= =
Grunovas et coll. (2007)	Contractions sous-maximales sur flexion de la cheville	LFES (10 min) vs. RP	Triceps	Capacité de travail Flux sanguin	= =
Tessitore et coll. (2007)	100 min d'entraînement type de football	LFES (20 min) vs. PR et RA	Quadriceps	Saut vertical Sprint	= +
Vanderthommen et coll. (2007)	3×30 contractions maximales excentriques en flexion genou	LFES (25 min) vs. RP	Quadriceps	Maximum isocinétique Douleur musculaire Activité CK	= = +
Tessitore et coll. (2008)	30 min futsal	LFES (20 min) vs. RP et RA	Quadriceps	Saut vertical – Sprint Hormones	= =

Heyman et coll. (2009)	Escalade (jusqu'à épuisement)	LFES (20 min) vs. RP, RA et WI	Muscle avant bras	Test d'escalade Lactate	= +
Neric et coll. (2009)	200 mètres crawl	LFES (20 min) vs. RP et RA	Triceps, droit antérieur, lombaires	Lactate	+
Cortis et coll. (2010)	Test de course sous maximal	LFES (20 min) vs. RP, RA et WI	Muscles du dos	Saut vertical Paramètres aérobies	= =
Vanderthommen et coll. (2010)	3×25 extensions du genou sous- maximales	LFES (25 min) vs. PR et AR	Quadriceps	Maximum isométrique Douleur musculaire	= =
Zarrouk et coll. (2011)	5 × 10 à 80 % du maximum à 120°/s sur ergomètre isocinétiques (3 min de récupération)	LFES (3 minutes) vs.PR et RA	Quadriceps	Force maximale	+

RP : récupération passive, RA : récupération active, WI : immersion dans l'eau, TENS : Low-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, MHVS : Monophasic High Voltage Stimulation, HVPC : High-Volt Pulsed Current, LFES : Low-Frequency Electrical Stimulation, + : effet positif de la RA par rapport aux autres modalités de récupération, = : pas de différence significative avec la RA.

Les études du Tableau 3 se sont essentiellement intéressées au rétablissement de la force maximale et à la réduction des douleurs musculaires. Les résultats montrent qu'il est difficile de conclure quant à l'efficacité de l'EMS en vue de la récupération de la performance. Il est à noter que les protocoles proposés dans ces expérimentations sont très diversifiés, avec comme caractéristique commune la longue durée des exercices et le nombre de répétitions élevés. Ces résultats restent donc difficiles à interpréter car les exercices réalisés induisent des niveaux de fatigue assez différents dont les origines ne sont pas clairement précisées. Très peu d'études se sont spécifiquement intéressées à la restauration des paramètres neuromusculaires à savoir, la distinction entre facteurs nerveux et musculaires.

Seule une étude s'est intéressée aux effets de l'EMS lors d'exercices de type renforcement musculaire à intensité maximale (Zarrouk et coll. 2011). Cette étude a démontré un effet positif de l'EMS appliquée pendant une séance de renforcement musculaire. L'intérêt de cette étude réside également dans l'utilisation d'un ergomètre isocinétique permettant une évaluation des performances maximales du système neuromusculaire plus précise que les tests directs de terrain, (matches en compétition, séances sur appareil de musculation, etc, ...). De plus, l'utilisation de l'EMS en RA permet de localiser analytiquement l'effet de la récupération. Cette méthode peut par exemple permettre de tester l'efficacité d'une application spécifique sur le mollet, muscle initiant le mécanisme de pompe musculaire, en comparaison avec à une application sur les muscles sollicités lors de l'exercice.

Nous chercherons donc à étudier l'effet d'une RA appliquée de manière locale suite à un exercice de renforcement musculaire à intensité maximale. De plus, la variable temporelle est à prendre en considération dans l'analyse des exercices de renforcement musculaire. En effet, ils sont de type « intermittent » et ont la particularité d'être composés de différentes séries entrecoupées par des phases de récupération. En conséquence, la durée de celles-ci est un élément primordial conditionnant l'efficacité de la récupération.

1.3. La récupération pendant un exercice à intensité maximale

La capacité à maintenir une intensité maximale, lors d'un exercice, est largement dépendante de l'intervalle de temps de repos entre les séries. Lors d'un travail de renforcement musculaire, Bilcheck et coll. (1993) constatent que 2 minutes 30 secondes de récupération passive sont nécessaires pour retrouver les capacités de production de force initiale. Une minute ne permet de récupérer que 75 % de la force initiale (Bilcheck et coll. 1993). Plus récemment, Willardson (2006), dans une revue de la littérature concernant les durées de récupération entre les séries de musculation, montre qu'en fonction de l'orientation de la séance (puissance, force maximale, force endurance, hypertrophie) les temps de récupération diffèrent. Ainsi, pour le travail de force, la durée optimale de récupération entre les séries serait comprise entre 2 et 5 minutes (De Salles et coll. 2009 ; Ratamess et coll. 2007). La majorité des études portant sur les séances de renforcement musculaire de type concentrique classique, s'accorde sur le fait que 3 minutes de récupération permettent de maintenir l'intensité maximale tout au long de la séance (Miranda et coll. 2007 ; Richmond et coll. 2004).

Ainsi, dans le but d'optimiser (i.e. de réduire) ces différentes phases de récupération, le choix d'une modalité de récupération particulière est susceptible de rétablir le niveau de force initial plus rapidement. Les caractéristiques de l'exercice fatigant vont induire des fatigues différentes et vont ainsi largement influencer le choix de la modalité de récupération à appliquer.

1.4. L'influence des caractéristiques de l'exercice fatigant

La notion de dépendance à la tâche présentée par Enoka et Stuart (1992), impose de s'intéresser aux caractéristiques du type de travail à réaliser. L'exercice est plus ou moins fatigant pour le système neuromusculaire en fonction des modalités de contractions (i.e., concentrique, excentrique, isométrique). En effet, chaque régime de contraction sollicite de manière différente le système nerveux (Bigland-Ritchie et Woods, 1976 ; Ryschon et coll. 1997), mais aussi les propriétés mécaniques musculaires (Komi et Bosco, 1978), et le système énergétique (Ryschon et coll. 1997). Par exemple, les contractions isométriques induisent plutôt une fatigue nerveuse, alors que les sollicitations concentriques et excentriques génèrent principalement une fatigue au niveau du matériel contractile (Kay et coll. 2000; Babault et coll. 2006). De même, la vitesse, l'intensité et le nombre de contractions réalisées ont une influence sur le développement de la fatigue (Newham et coll. 1991; Linnamo et coll. 1998, Folland et coll. 2002).

L'origine de la fatigue dépend également de la modalité temporelle de l'exercice réalisé, notamment son caractère continu ou intermittent. Les séances de renforcement musculaire sont considérées comme des exercices de type « intermittent », car les séries sont entrecoupées par une phase de repos. Ce paramètre va influencer le type de fatigue induite. En effet, plusieurs études rapportent que l'introduction de ces périodes de repos pendant un exercice (i.e. tâche de maintien d'une force donnée devenant alors une tâche intermittente) contribue à limiter l'apparition de la fatigue nerveuse (Nybo et Nielsen, 2001 ; Bilodeau, 2006). Par exemple, lors d'une tâche de maintien d'extension du coude (3 min), Bilodeau (2006) montre que le niveau d'activation chutait de manière moindre lorsque l'exercice était réalisé selon un mode intermittent (5 s de récupération toutes les 30 s pendant 3 min) que lorsqu'il était effectué de manière continue. Dans l'étude de Duchateau et coll. (2002), un exercice intermittent à 25 % de la contraction maximale volontaire (CMV) (6 s d'effort avec 4

s de récupération) pendant 8 minutes n'induisait pas de fatigue centrale comparativement à l'exercice continu.

Néanmoins, il est intéressant de noter que pour l'étude de Bilodeau (2006) la diminution de force est identique pour l'exercice intermittent et pour l'exercice continu. A l'inverse, Duchateau et coll. (2002), obtiennent une diminution de force maximale supérieure avec l'exercice réalisé sous forme continue avec -34%, alors que celle-ci n'est que de -4% pour l'exercice intermittent. Cependant cette dernière étude est réalisée uniquement à 25% de la CMV alors que l'étude de Bilodeau (2006) est réalisée à 100% de la CMV. L'influence du type d'exercice sur le niveau de fatigue induite n'est donc pas évidente. Ces différents résultats suggèrent que la commande centrale est incapable de maintenir un niveau d'activation volontaire maximal pendant plusieurs minutes. En revanche, elle est capable de récupérer ses capacités en quelques secondes (Duchateau et coll. 2002). Concernant la fatigue musculaire, Hamada et coll. (2003) ont observé, lors d'un protocole composé de répétitions de CMV (16 x 5 s d'effort avec 3 s de récupération), une diminution de l'amplitude de la secousse évoquée électriquement, témoignant d'une altération des mécanismes de la contraction musculaire. Il en est de même lors d'un exercice intermittent sous-maximal, comprenant des extensions du genou à 60 % de la CMV, 5 secondes d'effort avec 5 secondes de récupération (Fowles et coll. 2002). Plaskett et Cafarelli (2001) ont également trouvé une chute des paramètres musculaires au cours d'un exercice intermittent d'extension du genou à 50 % de la force maximale. Pour ce type d'exercice, la fatigue nerveuse est donc plus rarement observée en comparaison à l'exercice continu, alors qu'une fatigue d'origine musculaire est systématiquement retrouvée.

La fatigue est donc largement dépendante des caractéristiques de la tâche réalisée et nous pouvons supposer que pour des exercices pouvant induire une même perte de force, les

origines de la fatigue peuvent être différentes. Ces phénomènes interviennent sur des sites au niveau du système neuromusculaire, que nous allons maintenant décrire. Dans la mesure où il est difficile de mesurer la fonction musculaire humaine lorsqu'une personne est en mouvement, de nombreux travaux portent sur des mouvements mono-articulaires sur ergomètre isocinétique. Ce contexte permettra effectivement une identification précise de la fatigue induite par un exercice et devrait ainsi permettre d'appréhender plus facilement le processus de récupération.

2. La fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire se définit comme une diminution importante de la performance maximale. Cette fatigue s'exprime par une augmentation de la sensation d'effort pour développer une force et une incapacité éventuelle à produire cette force (Enoka et Stuart 1992). Les protocoles cherchant à évaluer la fatigue neuromusculaire sont généralement composés de contractions maximales volontaires (CMV) réalisées avant et après un exercice fatigant. La fatigue neuromusculaire reste cependant un phénomène complexe à évaluer, car elle dépend, comme nous avons pu le voir, de la tâche à réaliser (Enoka et Stuart, 1992).

2.1. Les origines et les mécanismes de la fatigue

De nombreuses modifications apparaissent durant l'exercice de renforcement musculaire. Ces mécanismes sous-jacents à la fatigue sont caractérisés par leur diversité (Fitts, 1994 ; Gandevia, 2001 ; Allen et coll. 2008). Pour cette raison, l'approche du processus de fatigue dans la plupart des études se fait en référence à des modélisations distinguant un niveau central (nerveux) et un niveau périphérique (musculaire). Toutes les étapes, de l'initiation de la commande motrice corticale jusqu'à la production de force au niveau musculaire peuvent en effet être affectées. La fatigue apparaît alors comme un phénomène plurifactoriel dont les déterminants sont à la fois nerveux et/ou musculaires (Figure 4).

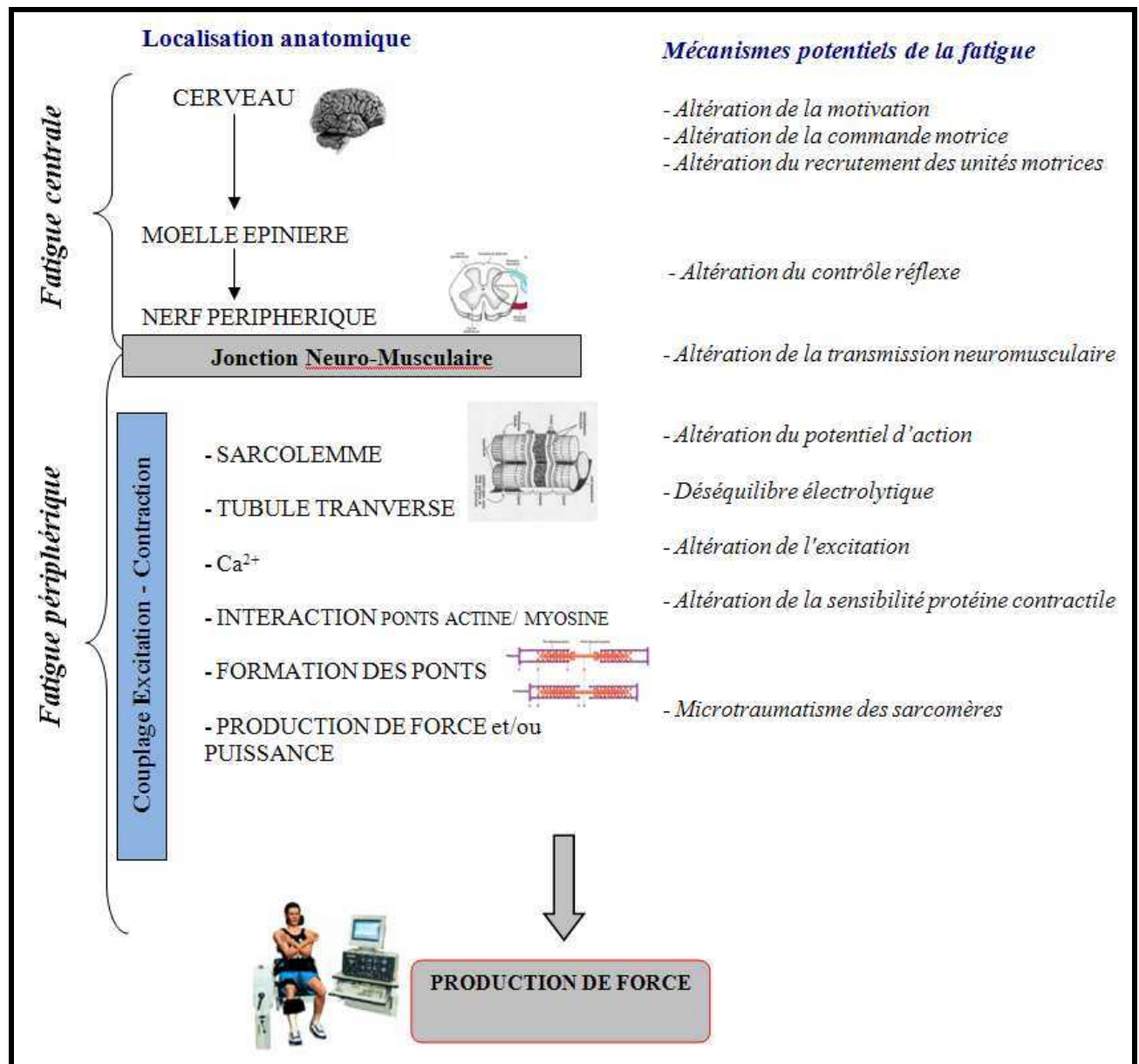


Figure 4 : Les différentes étapes de la production de force musculaire et les origines possibles de la fatigue (d'après les données d'Edwards, 1983).

2.1.1. La fatigue musculaire

La fatigue périphérique correspond aux mécanismes mis en jeu en aval de la jonction neuromusculaire et implique donc les différentes étapes depuis l'excitation de la fibre musculaire jusqu'à la formation des ponts d'actine-myosine (Fitts, 1994 ; Gandevia, 2001). In situ, l'utilisation de la neurostimulation permet d'évaluer une fatigue musculaire (Vøllestad, 1997). Il s'agit de stimulations électriques appliquées au niveau du nerf moteur et à partir desquelles deux paramètres peuvent être étudiés : la réponse électrophysiologique et la réponse mécanique. L'étude de la réponse électrophysiologique à une stimulation unique, l'onde M, apporte des informations sur la propagation du potentiel d'action neuromusculaire, sur l'activité de la pompe Na^+/K^+ , ainsi que sur l'excitabilité musculaire. Une altération de l'un ou plusieurs de ces phénomènes peut contribuer à une diminution de la force produite entraînant une modification de cette onde M (Fitts, 1994 ; Behm et Saint-Pierre, 1997). Une diminution de son amplitude peut, par exemple, renseigner sur une altération de la propagation neuromusculaire (Fuglevand et coll. 1993).

La fatigue musculaire intervient ainsi au niveau de la transmission neuromusculaire, de la propagation des potentiels d'actions mais également au niveau du couplage excitation-contraction (CEC). La disponibilité des substrats métaboliques du milieu intracellulaire, l'appareil contractile et la variation du flux sanguin sont également mis en jeu (Figure 4). Par exemple, les exercices de renforcement musculaire à intensité maximale, sont susceptibles d'altérer la transformation de l'excitation nerveuse en force musculaire (Allen et al. 1995).

Les perturbations de l'équilibre électrolytique entre les milieux intra- et extra-cellulaires entraînent une réduction de l'excitabilité sarcolemmale. En effet, les potentiels d'actions (PA) sont générés par un influx de Na^+ dans la cellule suivi d'un efflux de K^+ . La répétition de ces mouvements ioniques peut créer un gain de Na^+ par le milieu intracellulaire et une fuite de K^+ hors de la cellule (Nagaoka et coll. 1994). Ainsi, lors d'un exercice à intensité maximale ou

jusqu'à l'épuisement, la concentration de K^+ extracellulaire pourrait augmenter et celle intracellulaire diminuer (Green et coll. 2000 ; Nordsborg et coll. 2003). L'équilibre ionique, habituellement assuré par les pompes Na^+/K^+ (Verburg et coll. 1999), se trouve alors perturbé. L'excitabilité sarcolemmale se trouve principalement affectée par des contractions maximales ou sous-maximales isométriques (i.e. 20 à 65 % de CMV) réalisées de manière volontaire en temps limités (Fuglevand et coll. 1993, Duchateau et coll. 2002), ou induites par des stimulations électriques (Bigland-Ritchie et Woods, 1984). Les perturbations concernent de nombreux autres éléments : la propagation du potentiel d'action musculaire le long du sarcolemme et des tubules transverses, la perméabilité du réticulum sarcoplasmique (RS) aux ions Ca^{2+} , le mouvement des ions Ca^{2+} à l'intérieur du sarcoplasme, la recapture du Ca^{2+} par le RS, la liaison du Ca^{2+} à la troponine et l'interaction entre la myosine et l'actine associée au travail des ponts d'union. Ces processus se déroulent au niveau du CEC. Le CEC désigne le mécanisme contrôlant la cinétique, le nombre et la force des ponts actine-myosine, l'ensemble étant régulé par la concentration de Ca^{2+} intracellulaire (Lamb, 2000). Ce mécanisme comporte différentes étapes, allant de la membrane musculaire de surface jusqu'à la formation des ponts d'actine-myosine. Chaque étape pouvant être sélectivement affectée par la fatigue lors d'un exercice musculaire (Fitts, 1994).

La défaillance du CEC peut être le fait d'une accumulation de métabolites et en particulier du phosphate inorganique (Pi). En effet, l'hydrolyse de l'adénosine triphosphate (ATP) au cours de la contraction musculaire engendre la libération de métabolites selon la réaction suivante :



L'acidité, émanant de la dégradation de l'ATP, ainsi que l'ammonium produit par des réactions complémentaires réduisent l'excitabilité des fibres musculaires (MacLaren et coll. 1989). De plus, comme le montre ce schéma, la concentration en phosphate inorganique (Pi) résultant de l'hydrolyse de l'ATP augmente souvent de façon importante au sein du muscle (Vestergaard-Poulsen et coll. 1992 ; Kent-Braun, 1999). Il a été montré que si la concentration de Pi dans le myoplasme augmente, il pénètre dans le RS et se lie au Ca^{2+} pour former du phosphate de calcium, réduisant ainsi la quantité de Ca^{2+} libre dans le RS (Allen et coll. 2002). De plus, l'accumulation de Pi réduit la sensibilité des myofibrilles au Ca^{2+} induisant une diminution de la force produite par chaque pont d'actine-myosine (Allen et coll. 1995).

Cette accumulation de métabolites dont le Pi (Stackhouse et coll. 2001), mais aussi l'adénosine diphosphate (ADP), représente la principale cause de diminution de l'activité des ponts, soit dans leur formation, soit dans leur détachement. En conséquence, il se produit un ralentissement des propriétés de la secousse induite électriquement, ainsi qu'une diminution de son amplitude en raison de l'altération de la force des ponts (Wasterblad et coll. 1991 ; Allen, 1995). La diminution de force, résultant de la fatigue, peut aussi provenir de l'altération de l'ultra-structure des muscles squelettiques (Balnave et Allen, 1995 ; Morgan et coll. 1996 ; Linnamo et coll. 2000). Celle-ci survient à la suite d'exercices épuisants réalisés à des intensités inhabituelles (Gibala et coll. 1995). Le degré de préjudice s'avère être lié au niveau de force développé lors de l'exercice (McCully et Faulkner, 1986 ; Warren et coll. 1993). En effet, pendant un exercice réalisé à une intensité élevée, les préjudices subis par la cellule musculaire apparaissent dès le début de l'exercice, moment où le niveau de force est le plus important (McCully et Faulkner, 1986 ; Lieber et coll. 1991). Ainsi, le nombre de ponts d'actine-myosine formés, ainsi que leur efficacité propre, représentent donc des déterminants majeurs de la capacité de production de force (Fitts, 1994).

La déplétion des réserves en ATP semble également représenter une source de fatigue potentielle. Néanmoins, Bogdanis et coll. (1995) ont montré que la diminution de ces réserves restait faible pendant l'exercice, voire inexistante (McCann et coll. 1995). Le maintien des réserves est assuré dès le début de l'exercice par la phosphorylation de l'ADP en ATP à partir de la phosphocréatine (PCr) (Cady et coll. 1989). Les réserves de PCr peuvent ainsi être réduites de 61% en 30 secondes et de 92% en 90 secondes (Walter et coll. 1997). La resynthèse de l'ATP nécessite ensuite l'intervention des filières anaérobie lactique et aérobie (Hargreaves, 2000) qui présentent un délai d'activation supérieur et une puissance inférieure.

La Figure 5 résume les différents mécanismes liés aux perturbations métaboliques précédemment décrites.

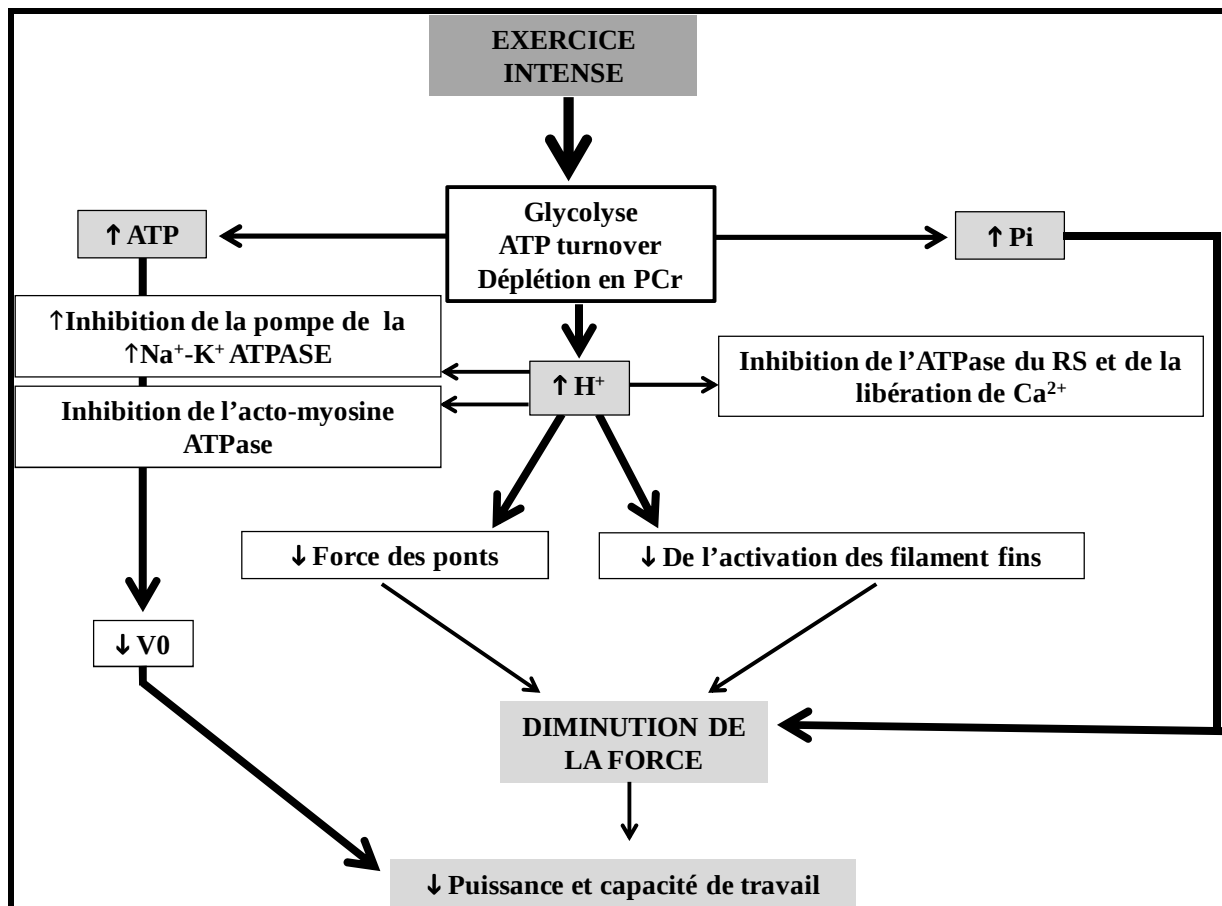


Figure 5 : Représentation schématique des mécanismes par lesquels une augmentation d'ions H^+ , de Pi et d'ADP peut contribuer au phénomène de fatigue pendant un exercice intense. ↑ Augmentation et ↓ Diminution de la variable ; V_0 : vitesse maximale de raccourcissement (Michaut 2000, d'après Fitts 1994).

Une diminution de force suite à un exercice fatigant peut donc être due à une altération des propriétés du muscle induite par l'accumulation de métabolites. Cependant, ces changements métaboliques et/ou d'autres facteurs peuvent également induire une fatigue d'origine centrale, altérant la commande nerveuse et diminuant ainsi la force générée par le muscle.

2.1.2. La fatigue nerveuse

La fatigue nerveuse résulte d'une altération de la commande nerveuse descendante vers les muscles sollicités lors d'une contraction volontaire. A la suite de contractions fatigantes, les mécanismes nerveux pouvant potentiellement être affectés sont la commande motrice descendante, l'excitabilité spinale et la transmission neuromusculaire (Bigland-Ritchie, 1984), (Figure 4).

Plusieurs méthodes permettent d'évaluer la fatigue centrale lors d'un protocole volontaire. L'analyse de l'activité électromyographique (EMG) et du niveau d'activation (« twitch interpolation ») des muscles agonistes en sont deux exemples. Ces deux méthodes renseignent sur le nombre d'unités motrices recrutées et/ou sur leur fréquence de décharge. Une réduction de l'activité EMG à la suite d'un exercice fatigant pourrait donc être interprétée comme un déficit d'activation. Cependant, Duchateau (1995) a souligné l'importance de la normalisation de l'activité EMG obtenue pendant une CMV par l'amplitude de l'onde M correspondante, i.e. réponse EMG enregistrée suite à une stimulation unique du nerf moteur. En effet, l'amplitude de l'onde M étant un indicateur de l'excitabilité membranaire (Fuglevand et coll. 1993), cette procédure de normalisation permet donc d'exclure toutes les modifications pouvant intervenir à la périphérie du système neuromusculaire (i.e. altération de la transmission neuromusculaire) pouvant influencer le signal EMG. Ainsi, une diminution de l'activité EMG normalisée par l'onde M suite à un exercice fatigant pourrait être interprétée comme une fatigue d'origine nerveuse.

La technique de la « twitch interpolation », mise au point par Merton (1954) consiste à appliquer au niveau du nerf moteur du muscle considéré, un ou plusieurs stimuli électriques surimposés à la CMV afin de détecter une éventuelle incapacité à activer maximale le muscle. En effet, si le muscle est activé maximale, la stimulation exogène n'entraîne pas d'augmentation du moment de force enregistré. Au contraire, une augmentation de ce dernier

suite à la stimulation du nerf, indique un recrutement incomplet des unités motrices et/ou une fréquence de décharge sous maximale (Belanger et McComas, 1981).

Toutefois, ces deux techniques (activité EMG et niveau d'activation), lors de sollicitations volontaires, mesurent la résultante de l'activation du système nerveux dans son ensemble et ne renseignent pas sur les mécanismes spinaux et/ou supraspinaux de la fatigue. Chez l'homme, il convient alors d'associer des méthodes globales enregistrant l'activité musculaire avec des techniques évaluant la contribution des structures supraspinales et spinales par utilisation de stimulations évoquées comme, par exemple, les stimulations magnétiques transcrâniennes.

Cette fatigue nerveuse peut avoir plusieurs origines (Enoka et Stuart, 1992 ; Gandevia, 1998 ; Gandevia, 2001 ; Gandevia et coll. 1995). Tout d'abord, les afférences musculaires ont une grande influence sur la fatigue centrale, que ce soit au niveau spinal ou supraspinal. Plusieurs types d'afférences interviennent dans la régulation de la force. Les afférences des fuseaux musculaires ont une fréquence de décharge qui diminue avec la poursuite d'une contraction isométrique, ce qui entraîne une fatigue centrale au niveau spinal (Gandevia, 1998). En condition concentrique, le rôle des fuseaux neuromusculaires est différent car il existe, lors du raccourcissement, un silence de ces afférences musculaires (Burke et coll. 1978 ; Al-Falahe et coll. 1990). Cependant, leur influence est faible comparativement à celle des afférences de type III et IV (Hayward et coll. 1991). Lors d'un exercice, la fréquence de décharge des afférences de faible diamètre (type III et IV) peut augmenter selon la température, l'environnement chimique et mécanique (Kniffki et coll. 1978 ; Kaufman et coll. 1983 ; Hayward et coll. 1991). La fréquence de décharge de ces afférences est faible, mais en raison de leur nombre important, de petits changements peuvent produire des augmentations massives au niveau du système nerveux central. A la suite de contractions fatigantes, la plupart des afférences mécanosensitives du groupe III augmente leur taux de décharge

(Hayward et coll. 1991). Les métabolites produits lors de contractions prolongées réduisent les seuils mécaniques d'activation des fibres afférentes des groupe III et IV (Rotto et Kaufman, 1988), ce qui induit une augmentation de leur fréquence de décharge et entraîne une inhibition au niveau du pool de motoneurones. Ainsi, la fatigue centrale peut être la conséquence de modifications métaboliques et mécaniques intervenant au niveau musculaire. L'accumulation de substances chimiques lors d'exercices fatigants entraîne aussi une fatigue à un niveau supraspinal. En effet, l'évolution de la quantité de neuromédiateurs centraux pourrait expliquer la fatigue centrale (Guezennec, 2000). Ainsi, il a été observé une relation étroite entre la fatigue centrale et l'élévation de la sérotonine (Chaouloff, 1989). Cependant, son action est indirecte et ce n'est pas le seul neuromédiateur cortical modifié par l'exercice. Une augmentation du taux d'ammoniaque (Banister et Cameron, 1990) peut être observée pendant l'exercice.

La mesure de l'activité EMG des muscles antagonistes pour détecter leurs éventuelles participations dans la fatigue a aussi été proposée (Kellis, 1999). A la suite d'exercices intermittents isométriques, il a ainsi été observé une augmentation de l'activité des muscles antagonistes (Psek et Cafarelli, 1993). Cependant, durant un exercice intermittent concentrique, l'activité EMG des muscles antagonistes reste constante (Kellis, 1999). Ceci confirme la dépendance de la tâche dans le phénomène de fatigue. La modification de la participation des muscles antagonistes est fréquemment induite par un processus nerveux qui dépend des modifications au niveau supraspinal, mais elle peut aussi avoir une origine spinale influencée par les afférences des muscles agonistes (Henatsch et Langer, 1985).

En résumé, il apparaît que la fatigue neuromusculaire caractérisée par la diminution de force dépend de nombreux facteurs allant de la commande nerveuse centrale jusqu'à la production de force par les ponts actine-myosine. Cette fatigue, qu'elle soit nerveuse et/ou musculaire,

est dépendante de l'exercice réalisé. Parmi les différentes origines possibles, les métabolites issus de la contraction musculaire peuvent constituer une source de fatigue neuromusculaire, tant au niveau musculaire qu'au niveau nerveux. Sur la base de ce qui est réalisé pour des exercices globaux engendrant de fortes sollicitations métaboliques, se pose la question de l'intérêt d'une récupération active pour des exercices de renforcement musculaire. En effet, dans une perspective d'optimisation de l'entraînement, il serait intéressant de connaître l'efficacité de cette méthode sur le rétablissement de la force maximale.

3. Conclusion cadre théorique et problématique

Comme nous avons pu l'évoquer précédemment, au-delà de l'entraînement lui-même, la gestion de la récupération est un paramètre essentiel pour l'optimisation de la performance. Il s'agit, pour l'athlète, de retrouver son niveau de performance initial (i.e., maximal) dans les plus brefs délais afin de pouvoir enchaîner les entraînements dans de bonnes conditions. Au cours de ce travail de thèse, nous nous centrerons sur les entraînements de type renforcement musculaire et la force maximale sera considérée comme le paramètre clé de la performance.

De façon surprenante, l'étude de la littérature nous a permis de constater que peu d'expérimentations portent sur la récupération de la performance maximale au niveau neuromusculaire pour des exercices de force sur des groupes musculaires donnés (Denegar et Perrin, 1992 ; Hannie et coll. 1995 ; Zarrouk et coll. 2011). En effet, la majorité des travaux concernant la récupération s'intéressaient à des exercices globaux entraînant une diminution de la performance souvent associée à une accumulation de métabolites (Thiriet et coll. 1993 ; Ahmaidi et coll. 1996 ; Dorado et coll. 2004). Pour ce type d'exercice, l'utilisation d'une récupération active globale (course ou pédalage), induisant une augmentation du flux sanguin par le processus de pompe musculaire, apparaît comme étant bénéfique pour restaurer la performance maximale (Thiriet et coll. 1993 ; Ahmaidi et coll. 1996 ; Bogdanis et coll. 1996).

La dégradation des capacités de production de force, est due à différents phénomènes physiologiques, dont les origines sont nerveuses et/ou musculaires (Fitts, 1994). Il apparaît donc que la connaissance des origines de la fatigue induite par l'exercice est importante pour adapter au mieux la récupération. Ainsi, au cours de ce travail, nous chercherons à évaluer la fatigue neuromusculaire et ses origines (musculaires et/ou nerveuses) au décours d'un exercice de renforcement musculaire, avant de mesurer les effets de différentes modalités de récupération. Comme nous l'avons évoqué précédemment, nous porterons un intérêt particulier à la récupération par électrostimulation qui permet à la fois de reproduire le mécanisme de « contraction/relâchement » bénéfique lors de la récupération active, tout en permettant de se centrer sur un groupe musculaire donné au cours de la récupération.

Plus particulièrement, lors de notre première étude, nous analyserons l'effet d'une RA par EMS, appliquée après une séance de renforcement musculaire. Cette récupération sera appliquée sur différents sites (application distale vs. proximale) afin de comparer l'efficacité de ces deux positionnements par rapport à une récupération passive sur le recouvrement de la force maximale. En effet le principe physiologique de pompe musculaire sur lequel repose la RA, se base sur une sollicitation distale (« pompe musculaire du mollet »). Ainsi nous émettons l'hypothèse que, pour un exercice fatigant analytique au niveau du quadriceps, l'application d'une récupération au niveau distal permet une récupération active plus efficace, en optimisant ce mécanisme de pompe musculaire.

Les résultats de cette première étude ne révélant pas de différence entre ces deux applications de RA et RP, nous nous intéresserons alors aux phases de récupération pendant la séance de renforcement musculaire (i.e., entre les séries). L'optimisation de la récupération de la force maximale pour ce type d'exercice, nécessite peut-être une meilleure gestion de ces phases de récupération. L'étude de la littérature pose la question du lien entre quantité de fatigue induite

par l'exercice et efficacité de la récupération. Cela constituera l'objectif de notre deuxième étude.

Là encore, aucune différence entre l'application d'une RA et une récupération passive n'a pu être observée quelle que soit la quantité de fatigue induite par l'exercice. Ces résultats nous ont donc orienté vers une troisième étude visant à évaluer l'effet d'autres modalités de récupération (étirements et active de type global) toujours appliquées pendant la séance de renforcement musculaire.

En résumé, tout au long de nos travaux, nous ciblerons particulièrement la manière d'optimiser la récupération en vue de restaurer au plus vite la performance maximale (i.e. la force maximale). Pour cela, nous tenterons d'apporter des réponses aux interrogations suivantes :

- **Une application de la récupération active ciblée au niveau du mollet, permet-elle une meilleure efficacité du mécanisme de pompe musculaire et donc une meilleure récupération en comparaison à une application sur le groupe musculaire fatigué ?**
- **L'efficacité de la récupération active est-elle dépendante de la quantité de fatigue induite au cours de l'exercice ?**
- **Dans le cadre de séances de renforcement musculaire, l'application de modalités de récupération entre les séries permet-elle de limiter la fatigue en comparaison avec la récupération passive ?**

2^{ème} partie : CONTRIBUTION EXPERIMENTALE

1. Méthodologie Générale

1.1. Les sujets

Toutes les expérimentations de cette thèse ont été réalisées sur des personnes volontaires, en bonne santé, de sexe masculin. Tous sont des étudiants en éducation physique qui pratiquent une activité physique de façon régulière. Les caractéristiques des sujets dans les trois études sont données dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Les Caractéristiques des sujets pour les expérimentations.

<i>Caractéristiques des sujets (moyenne $\pm$ écart-type)</i>	<i>Etude 1</i>	<i>Etude 2</i>	<i>Etude 3</i>
Nombre de sujets	8	23	12
Age (années)	23,5 $\pm$ 1,6	23,9 $\pm$ 3,5	23,9 $\pm$ 2,4
Poids (kg)	77,6 $\pm$ 8,1	74,2 $\pm$ 11,4	74,6 $\pm$ 7,8
Taille (cm)	181,2 $\pm$ 8,5	177,3 $\pm$ 5,2	177,2 $\pm$ 4,5

Après avoir été informés de la nature de l'expérimentation, les sujets ont donné leur consentement écrit. Ces études ont été réalisées en accord avec la Déclaration d'Helsinki et ont été approuvées par le Comité d'éthique régional.

1.2. Les mesures réalisées

1.2.1. Evaluation des paramètres mécaniques sur ergométrie isocinétique

Pour toutes nos études, l'exercice fatigant ainsi que les évaluations ont été réalisés avec un ergomètre isocinétique (Biodex Corporation, Shirley, NY, Etats Unis). L'étude de mouvements mono-articulaires dans des conditions dynamiques est en effet facilitée par l'utilisation de ce type d'appareil. La rapide quantification des variables mécaniques (moment maximal instantané, moment à angle constant, puissance, travail...) explique, pour une

certaine part, sa large utilisation dans les travaux scientifiques (Baltzopoulos et Brodie, 1989 ; Kannus, 1994). Le terme « isocinétique » désigne une action musculaire dynamique au cours de laquelle la vitesse angulaire du mouvement est contrôlée et maintenue constante (Thistle et coll. 1967). Dans un exercice à vitesse angulaire constante, la somme de tous les moments doit rester nulle au cours du mouvement, ce qui signifie qu'à chaque instant le système doit exercer un moment $M_e(t)$ opposé au moment musculaire $M_m(t)$. Selon le type de mouvement, il faut éventuellement tenir compte du moment $M_s(t)$ engendré par le poids du segment mobile de façon à ce que la somme des moments soit nulle :

$$M_e(t) + M_m(t) + M_s(t) = 0$$

La vitesse de mouvement est prédéterminée et le mécanisme de contrôle est activé seulement lorsque cette vitesse angulaire est atteinte par le déplacement segmentaire. Il faut donc tenir compte du temps de montée en force des muscles agonistes en début de mouvement, ainsi que du temps nécessaire au moteur pour atteindre la vitesse prédéterminée. Le début du mouvement n'est donc pas réalisé dans des conditions isocinétiques et, pour cette raison, les mesures ne sont pas effectuées durant la période initiale du mouvement. Il faut également souligner que l'utilisation d'une vitesse angulaire constante n'engendre pas un isocinétisme au niveau musculaire (Morlon et coll. 1991). Compte tenu des caractéristiques biomécaniques du système musculo-squelettique considéré, la force développée et la vitesse de raccourcissement ou d'allongement musculaire varient en fonction de la position angulaire. De plus, le moment de force enregistré au niveau de l'articulation ne peut pas être attribué spécifiquement à un muscle ou à un groupe de muscles. En effet, le moment enregistré est un moment résultant et il dépend de l'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes (Falconer et Winter, 1985). Par ailleurs, le respect d'une méthodologie rigoureuse, la stabilisation du sujet lors de son positionnement et la similitude des influences externes (échauffement standardisé,

encouragements, etc.) sont nécessaires pour assurer une bonne reproductibilité des mesures (Taylor et coll. 1991 ; Kannus, 1994).

Caractéristiques de l'ergomètre isocinétique utilisé

Un ergomètre isocinétique de type Biodex (Biodex Corporation, Shirley, NY, Etats Unis) a donc été utilisé afin d'évaluer la production de force. Cet ergomètre permet d'enregistrer, à partir d'une jauge de contrainte placée sur l'axe du moteur et reliée directement à l'ordinateur, le moment de force développé. L'ergomètre se compose d'un siège et d'un bras de levier fixé à un moteur isocinétique. Les sujets étaient positionnés de façon précise et identique à chaque session, à partir des différents réglages effectués et notés lors de la première session expérimentale. Il est important d'installer correctement le sujet afin que le condyle fémoral externe du genou droit soit aligné avec l'axe de rotation de l'ergomètre. La partie distale de la jambe est fixée par des sangles au bras de levier de l'ergomètre (juste au dessus de l'articulation de la cheville). La jambe controlatérale repose dans le vide. Le sujet est immobilisé à l'aide de ceintures (pelvienne et thoraciques) afin d'éviter la participation d'autres groupes musculaires et il doit se tenir en positionnant les mains autour des ceintures. Ainsi, seule l'articulation sollicitée est mobile (Figure 6).

Pour nos études, le moment articulaire a été mesuré en isométrie à un angle de 75° de flexion (0° correspondant à l'extension complète) et en concentrique à une vitesse angulaire de 30°.s⁻¹ (études 1 et 2) ou de 120°.s⁻¹ (études 2 et 3). Les contractions concentriques ont été réalisées sur une plage angulaire fixe de 100° (de 0° à 100° de flexion). Pour chaque contraction, le moment correspondant au pic de force a été déterminé. Le moment articulaire a ainsi pu être mesuré et enregistré lors de chaque contraction afin d'être ensuite analysé.

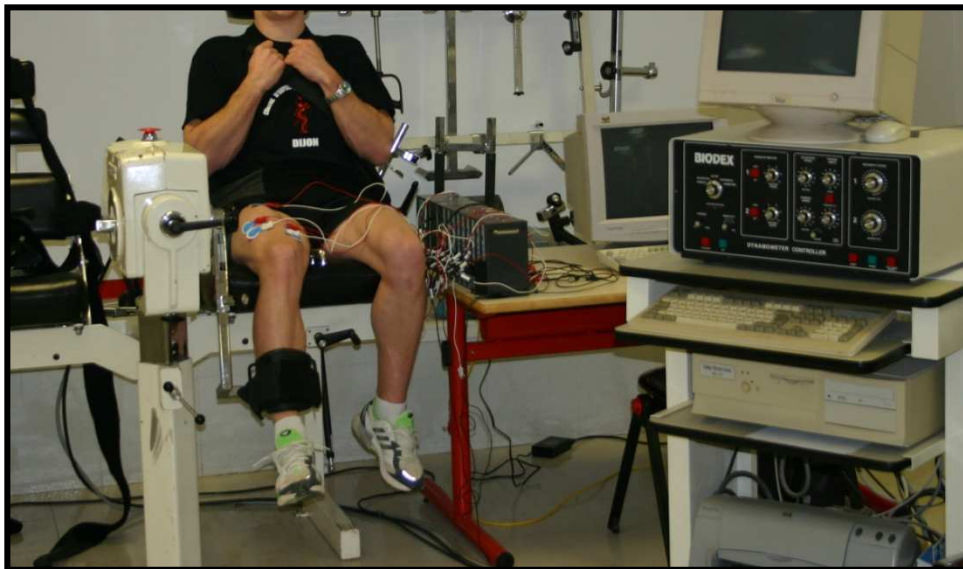


Figure 6 : Positionnement du sujet lors des exercices fatigants et des tests neuromusculaires effectués sur les extenseurs du genou.

1.2.2. L'électromyographie de surface

L'activité électrique des muscles extenseurs et fléchisseurs de la jambe a été évaluée par électromyographie de surface (EMG). L'EMG recueillie en surface nous a permis de mesurer l'activité électrique d'un ensemble d'unités motrices. Cet ensemble est classiquement considéré comme représentatif de l'activité du muscle entier (Bouisset et Maton, 1972). Au cours des études 1 et 3, l'activité électrique des trois chefs superficiels du muscle quadriceps (vastus lateralis - VL, vastus medialis - VM, rectus femoris - RF) et d'un muscle des ischio jambiers (biceps femoris - BF) a été recueillie (Figure 7 A et C). La détection des signaux EMG est réalisée par dérivation bipolaire à l'aide de paires d'électrodes auto-adhésives à usage unique (Blue sensor à pression - Ambu SARL - France), (distance inter-électrodes = 2 cm). Celles-ci ont été placées sur les ventres musculaires des muscles considérés.

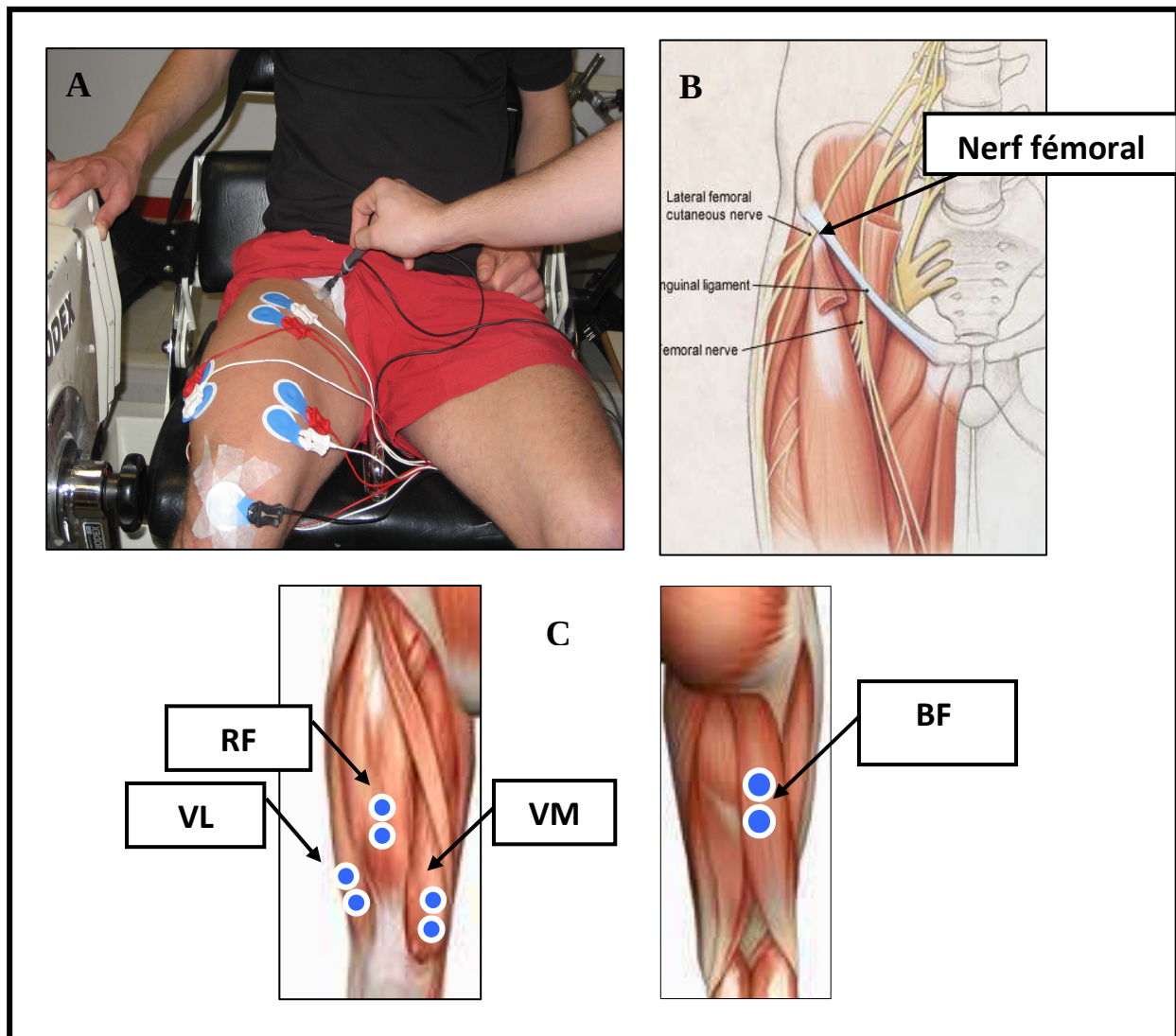


Figure 7 : (A) Positionnement des électrodes EMG et du stylet au niveau du nerf fémoral pour la neurostimulation, (B) la flèche indique le « nerf fémoral cutané latéral », (C) positionnement des électrodes EMG sur les muscles du quadriceps et des ischio-jambiers.

La peau est préalablement préparée par rasage, ponçage et nettoyage à l'aide d'une solution alcoolisée, afin d'en réduire l'impédance ($< 5 \text{ k}\Omega$). Le positionnement des électrodes est noté sur la peau à l'encre indélébile. Les signaux EMG ont été enregistrés avec une fréquence

d'échantillonnage de 2 kHz (bande passante de 10 Hz à 2 kHz, taux de rejet en mode commun = 90 dB ; impédance d'entrée = 100 MΩ ; gain = 500). Les valeurs d'EMG et de force sont enregistrées simultanément par un système d'acquisition des signaux physiologiques (Biopac systems, Inc., MP System hardware and Acqknowledge software).

La quantification de l'activité EMG globale a été réalisée à l'aide de la valeur Root Mean Square (RMS), un paramètre relatif à l'évolution temporelle du signal :

$$RMS_{(t_0)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0-T/2}^{t_0+T/2} (EMG)^2 dt}$$

Elle correspond à la valeur efficace de l'EMG. Les valeurs de RMS ont été calculées, autour du moment maximal produit, sur un intervalle de temps de 250 ms avant et 250 ms après ce pic de force. Cette valeur est ensuite normalisée par rapport à l'amplitude de l'onde M.

Afin de quantifier le niveau de co-activation du muscle BF, la valeur RMS calculée lors des CMV d'extension du genou est normalisée par rapport à celle obtenue lorsque ce muscle agit comme agoniste.

1.2.3. La neurostimulation

Les muscles extenseurs de la jambe ont été électriquement stimulés au niveau du nerf fémoral à l'aide d'un stimulateur de type Digitimer DS7 (Digitimer, Hertfordshire, Angleterre). Cette stimulation permet le recrutement de toutes les unités motrices simultanément.

Les chocs électriques sont transmis par une cathode, formée d'un stylet métallique recouvert d'une mousse humidifiée (Figure 7A). Celle-ci est positionnée au niveau du triangle fémoral (Figure 7A) puis ajustée afin d'obtenir la réponse mécanique évoquée la plus importante possible. D'autre part, l'anode, qui correspondait à une électrode auto-adhésive de 50 cm² (Compex Medical SA Eclublens-Switzerland), est située à mi-distance entre le grand

trochanter et la crête iliaque. L'impulsion délivrée était rectangulaire, d'une durée de 1 ms, de tension maximale de 400V et d'intensité variant de 60 à 200 mA en fonction des sujets. Lors des différentes sessions, la stimulation était augmentée jusqu'à l'obtention de l'intensité maximale. A cette intensité étaient enregistrées les réponses mécaniques et les ondes M maximales des différents muscles étudiés. Cette intensité maximale a ensuite été utilisée tout au long des séances.

- **La secousse**

Au cours des différents tests, une série de trois stimulations uniques a été délivrée au repos (sujet relâché) afin d'obtenir l'onde M associée à une stimulation. Nous avons mesuré l'amplitude pic à pic de l'onde M ainsi que l'amplitude maximale de la secousse (Pt) (Figure 8). La moyenne des trois réponses a été retenue.

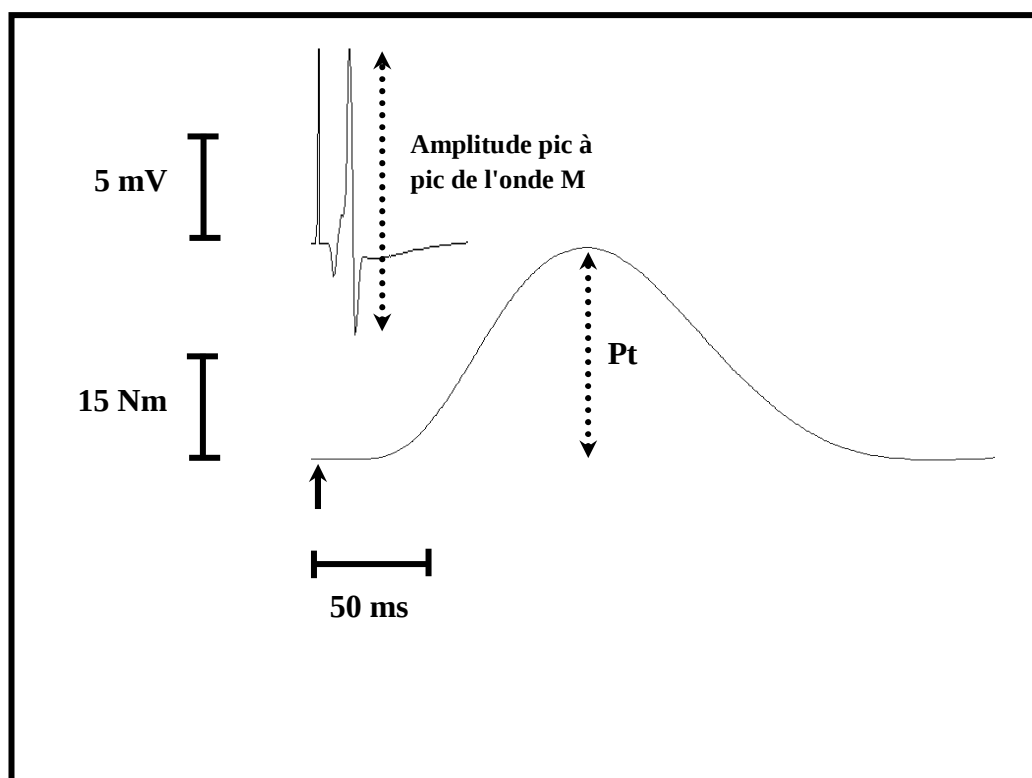


Figure 8 : Amplitude pic à pic de l'onde M ainsi que l'amplitude maximale de la secousse (Pt) suite à une stimulation évoquée.

- **Les doublets**

L'utilisation de doublets augmente le rapport signal/bruit en comparaison d'une stimulation unique. Ainsi, deux impulsions électriques (ou doublets) séparées de 10 ms (fréquence : 100 Hz) ont été délivrées à intensité maximale de stimulation. Pendant les tests isométriques réalisés en pré et post séance, le système Biopac délivrait un doublet avant (repos), pendant et après (potentialisé) chaque CMV. Nous avons retenu la valeur du pic de force de chaque doublet (Pd).

De plus, cette technique permet la détermination du niveau d'activation musculaire pour évaluer les modifications de la commande centrale. A partir d'une contraction isométrique et de la technique dite de "twitch interpolation" (Merton, 1954), un ratio peut être effectué entre l'amplitude de la réponse mécanique surimposée et l'amplitude de celle potentialisée comme l'ont suggéré Allen et coll. (1995). Pour notre étude la formule appliquée est la suivante :

$$\text{Niveau d'activation} = \left[1 - \left(\frac{\text{amplitude doublet surimposé}}{\text{amplitude doublet potentialisé}} \right) \right] \times 100$$

Ainsi, si l'ensemble des fibres musculaires est recruté de façon maximale, la stimulation exogène n'entraîne aucune réponse mécanique additionnelle à la CMV. Le niveau d'activation volontaire est alors maximal (100%).

1.2.4. La récupération

Au cours de nos études, différentes modalités de récupération ont été testées. Pour la récupération après exercice (étude 1), les sujets étaient allongés au sol. Pour les études 2 et 3 portant sur la récupération pendant l'exercice, les sujets restaient assis sur l'ergomètre, sauf pour la récupération avec ergocycle et les étirements (étude 3) pour lesquels le sujet devait

descendre de l'ergomètre. Pour toutes les études, la récupération passive a été utilisée comme modalité témoin.

Toutes les modalités de récupération ont été appliquées bilatéralement sur les muscles quadriceps (études 1 et 2). Seule l'étude 1 a également ciblé le triceps sural. Dans un souci de clarté, le détail de ces différentes modalités de récupération sera donné au fur et à mesure des études.

Etude 1

La récupération active est-elle plus efficace quand on l'applique de manière distale ?

*Article soumis dans Scandinavian Journal of Medicine & Science in
Sports*

Introduction

Comme nous avons pu le voir dans le cadre théorique, beaucoup d'études se sont déjà intéressées à la restauration de la performance maximale à partir de la récupération active. Cependant l'exercice fatigant et la récupération sont la plupart du temps réalisés avec des exercices globaux type course ou pédalage. Les muscles sollicités lors de ces efforts sont ainsi forcément concernés lors de la récupération. Mais qu'en est-il de l'impact de la pompe musculaire, principe sur lequel repose la RA, avec ce type de récupération globale ?

En effet, le phénomène de pompe musculaire s'initie localement au niveau du pied et des muscles du triceps sural. Un mécanisme périphérique situé de manière distale.

À notre connaissance, peu d'études se sont intéressées à l'application d'une récupération active localisée suite à un exercice analytique de type renforcement musculaire, permettant d'observer concrètement l'effet de la pompe musculaire. L'une des méthodes permettant une application locale précise de la RA est l'électromyostimulation (EMS).

L'objectif de cette première étude était donc de tester l'effet d'une RA appliquée localement ou distalement, suite à un exercice analytique de renforcement musculaire sur les muscles extenseurs de la jambe. La récupération était donc testée sur le muscle sollicité par l'exercice (quadriceps) et également sur le triceps sural, en vue d'optimiser le mécanisme de pompe.

Is active recovery more efficient when applied distally?

Cometti C ^{1,2}, Babault N ¹, Martin A ², Deley G ¹

¹ Centre d'Expertise de la Performance, Faculté des Sciences du Sport, Dijon, France

² INSERM/U 887- Motricité et Plasticité, Faculté des Sciences du Sport, Dijon, France

Correspondence:

Carole COMETTI,

Faculté des Sciences du Sport,

Université de Bourgogne,

BP 27877,

21078 Dijon Cedex, France

Tel: (+33) 3 80 39 67 88

Fax: (+33) 3 80 39 67 41

e-mail: carole.cometti@u-bourgogne.fr

Running Title: Active recovery applied proximally vs. distally

Disclosure of funding: This research was supported by local funds made available by the

Centre d'Expertise de la Performance, Faculté des Sciences du Sport, Dijon, France

ABSTRACT

The study compared the effects of EMS applied distally (on calves) and proximally (on quadriceps) after a fatiguing session (six sets of 10 maximal concentric knee extensions at $30^{\circ}\cdot s^{-1}$) performed on an isokinetic ergometer.

Eight healthy men were tested using three randomized recovery modes, applied after a fatiguing session: *Passive recovery (PR)*, *Quadriceps recovery (QR)*, *Calf recovery (CR)*. To investigate fatigue and recovery time course, tests were performed before, immediately after session and during recovery (15 min and 30 min after the end of the session). The isometric and concentric torque, the thigh muscles electromyographic activity and responses to electrically-evoked doublets were measured. Activation level was calculated using the twitch interpolation technique.

A significant fatigue appeared at the end of the exercise, with peripheral alterations (MVC: $-17.0 \pm 11.0\%$; MVCc: $-16.8 \pm 7.0 \%$; Pd: $-12.4 \pm 20.2 \%$; $p < 0.05$), and no significant modification of central parameters (AL and RMS). Whatever the recovery mode, the mechanical parameters remained below baseline even 30 min of recovery after fatiguing session. No significant difference was found between the three recovery modes.

These results suggested that peripheral alterations induced by this type of exercise could not be compensated by active recovery, whatever the application site. As a consequence, it appears that it is useless to apply this kind of recovery for our specific fatiguing session.

KEY WORDS

Fatigue, electromyostimulation, maximal strength, quadriceps

INTRODUCTION

For athletes, the repetition of resistance training sessions may induce a heavy strain and fatigue phenomenon, which could be prejudicial to performance. In this context it appears necessary to apply proper recovery strategies between sessions for improving the athlete's capability to regain an adequate working state for subsequent training units (Barnett 2006).

Active recovery is a method commonly applied in the literature (Thiriet et al. 1993; Ahmaidi et al. 1996). This consists in a low intensity exercise allowing to improve metabolites washout by increasing blood flow. According to the literature, active recovery is usually applied in a global way, i.e. with exercises involving all the body, such as light pedalling or running (Tessitore et al. 2007; Bogdanis et al. 1996).

This method is based on the muscle pump mechanism, allowing the venous blood to return back to the heart (Dagrada 2009). The alternated contractions and relaxations of the muscles act as a “peripheral heart” ejecting small volumes of venous blood toward the ribcage, thus emptying the venous reservoir of lower limbs and lowering peripheral resistance (Miller et al. 2000). This mechanism constitutes the main mechanism ensuring leg venous blood return (Dagrada 2009), improving global blood flow (Sheriff et al. 2003).

Although calves are considered as the starting point of this mechanism, most studies applied of active recovery applied it in a global way or focussed on the fatigued muscle group. However, based on the mechanism described above, one could wonder if recovery would not be more efficient if applied distally.

Among the different active recovery modes, electromyostimulation (EMS) appears interesting since it can easily be applied on a specific localisation, in order to optimise the peripheral muscle pump without additional fatigue (Miller et al. 2000).

Therefore, the purpose of this study was to assess the effects of EMS applied proximally (quadriceps recovery) or distally (calf recovery) as compared with passive recovery. These

effects were assessed on neuromuscular characteristics of the quadriceps femoris muscles after fatiguing isokinetic concentric knee extensions.

Methods:

Subjects

Eight healthy men, with no previous history of injury to the lower extremity participated in this study (age: 23.5 ± 1.6 yr, weight: 77.6 ± 8.1 kg, height: 181.2 ± 8.5 cm). All were physically active and used to upper- and lower-body strengthening exercises. None of them has ever been engaged in any training or testing protocol on an isokinetic dynamometer. Each read and signed a written informed consent document outlining the procedures of the experiment. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and approval for the project was obtained from the local Institutional Review Board. Subjects were all instructed to refrain from training during the entire protocol.

Experimental design

The experiment was based on three sessions each corresponding to a recovery mode randomly assigned (passive, quadriceps recovery, calf recovery). Sessions were separated by at least seven days and conducted at the same time of the day. One week before the protocol onset, subjects performed several concentric contractions ($120^\circ \cdot s^{-1}$) on an isokinetic dynamometer for familiarization. Electrical neurostimulations (single twitches) were also delivered during this session in order to avoid any surprising effect during testing. .

Each session began with a standardized warm-up composed of 10 to 15 progressive dynamic leg extensions performed at $30^\circ \cdot s^{-1}$ and $120^\circ \cdot s^{-1}$. Then, the isokinetic session consisted in six sets of 10 maximal concentric contractions of the right quadriceps (100° range of motion from 0 to $100^\circ - 0^\circ$ corresponding to knee fully extended) at $30^\circ \cdot s^{-1}$, separated by 30 seconds of passive recovery. Subjects were strongly encouraged to contract maximally.

Recovery interventions

After each session, one of the three recovery modes was applied during 30 minutes. For the three modalities subjects were in the same position, laying on the back, with the feet slightly raised. It was explained to the subjects to relax without motion. *Passive recovery (PR)*: subjects passively recovered in the supine position. *Quadriceps recovery (QR)*: Pairs of cathode (5 cm × 5 cm) were placed as close as possible to motor points of vastus lateralis and vastus medialis muscles (e.g., Lattier et al., 2004). Rectangular anodes (10 cm × 5 cm) were placed transversally on the proximal portion of both thighs. *Calf recovery (CR)*: Pairs of cathodes (5 cm × 5 cm) were placed as close as possible to motor points of each lateral and medial gastrocnemii. Rectangular anodes, (10 cm × 5 cm), were placed over the proximal aspect of the gastrocnemii, i.e., close to the proximal insertion of the muscles. For both QR and CR, EMS low-frequency stimulation was performed using a commercially available program for active recovery (2 Hz, pulse width 400 µs, rise time: 1.5 s, fall time: 1.5 s; Compex Energy, Compex SA, Ecublens Switzerland). Stimulation intensity was self-chosen, strong (above the motor threshold) but comfortable (i.e, 30-35 mA),

Measurements

Tests were performed before the session (pre), immediately after the session (post) to investigate neuromuscular fatigue. These tests were also performed 15 min (post 15) and 30 min (post 30) after the isokinetic session to study recovery time course.

During all sessions, subjects were seated in comfortable upright position on the isokinetic dynamometer (BIODEX system 2, Biodex corporation, Shirley, NY) with a 95° hip angle. Velcro straps were applied tightly across the thorax. The leg was fixed to the dynamometer lever-arm and the axis of rotation of the dynamometer was aligned to the lateral femoral condyle, indicating the anatomical joint axis of the knee.

Tests on the isokinetic dynamometer involved MVC and evoked contractions in isometric conditions at 75° knee flexion and concentric MVC at 30°.s⁻¹. First, two 5-s maximal knee extensions (MVC) and then two 5-s maximal knee flexions (MVCf) were performed. Each MVC was separated by 15 s. Two maximal concentric repetitions at 30°.s⁻¹ (MVCc) were also performed successively and the best was used for further analysis.

Evoked contractions. Quadriceps contractile properties were studied using femoral nerve stimulations. Electrical impulses were delivered through a pair of surface electrodes. The anode (self-adhesive stimulation electrode, 10 cm × 5 cm) of the electrical stimulator (Digitimer DS7, Hertfordshire, England) was pasted halfway between the superior aspect of the greater trochanter and the inferior border of the iliac crest. The cathode (10 mm diameter ball probe) was pressed in the femoral triangle and moved to the position allowing the biggest contraction. At the beginning of each session (after warm-up), optimal stimulation intensity was determined isometrically using single twitches (1-ms duration, 400 V maximum voltage and intensity ranging from 60 to 200 mA stimulations) separated by 5 s, with progressively increasing intensity until twitch torque failed to increase. This maximal intensity was used during the remainder of the session. Two electrical impulses (doublet) separated by 10 ms (100 Hz) were applied. A series of three doublets was delivered at rest before each MVC. Stimulations were also delivered during the MVC plateau (superimposed doublet) as well as 1 s after the MVC (potentiated) to determine the activation level.

Electromyography (EMG). EMG activity was recorded from vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF) and biceps femoris (BF) muscles of the right thigh. Bipolar surface silver-chloride electrodes with a 2-cm inter electrode distance were used. After a careful preparation of the skin (shaving, abrading and cleaning with alcohol), electrodes were placed over muscles bellies. A reference electrode was placed on the patella.

Data analysis

Mechanical and myoelectric traces were digitized online and stored for analyses (Biopac systems, Inc., MP System hardware and Acknowledge software). Myoelectrical signals were amplified with a bandwidth frequency ranging from 10 Hz to 2 kHz (common mode rejection ratio = 90 dB; impedance = 100 M Ω ; gain = 500) and were digitized online at a 2 kHz sampling frequency. The amplitude of the EMG response to paired stimuli (M wave) was measured on the second wave.

To quantify muscular activity, root mean square values (RMS) were calculated on a 500-ms period over the isometric plateau and normalized with respect to the pre M-wave amplitude obtained before fatiguing session. Since no difference was observed between VL, VM and RF, data presented throughout the manuscript for RMS and M-waves are the averages of these three muscles. EMG activity was also registered from biceps femoris to determine coactivation. It was expressed as a percentage of the RMS value obtained during a maximal knee flexion performed before the fatiguing session (Lattier et al. 2004).

Peak torque was measured from the mechanical traces associated with MVC, MVCf and MVCc. The best of the two trials was retained for further analysis. For Pd an average of the three doublets delivered at rest was retained. Activation level was calculated according to the twitch interpolation technique (Merton 1954) using the following formula: activation level = $(1 - \text{superimposed doublet} / \text{control doublet}) \times 100$.

Statistical analysis

Data are reported as mean values $\pm$ standard deviation (SD) within the text and as mean $\pm$ standard error (SE) in figures. The normality of the data was tested using the Kolmogorov test for all studied parameters before statistical analysis. A two-way ANOVA (mode $\times$ time) with repeated measures was calculated in order to quantify the neuromuscular fatigue induced by

the isokinetic exercise and to compare the effect of different recovery modalities on recovery time course. *Mode* corresponded to the three recovery modalities (PR, QR and CR) and *time* corresponded to pre, post, post 15, post 30. Newman-Keuls post-hoc tests were used when significant main effects or interactions were obtained. Statistical significance was tested and accepted at $\alpha = 0.05$. Moreover, Pearson's correlation coefficients (R) were used to test the association between Pd at rest and potentiated Pd decreases.

Results

No statistical difference was found between recovery modalities for any of the studied parameters. Therefore for clarity, data are presented as the averaged values of the three recovery modalities.

Mechanical parameters

This protocol induced a significant fatigue as shown by MVC, MVCc and Pd decreases just after the session, respectively $-17.02 \pm 11 \%$; $-16.8 \pm 7.03 \%$ and $-12.4 \pm 20.2 \%$ ($p < 0.05$). After 30 min of recovery, this values (MVC, MVCc and Pd) were still depressed (MVC: $-15.6 \pm 7.8 \%$; MVCc: $-8.1 \pm 6.9 \%$; $-20.9 \pm 15.2 \%$; $p < 0.05$, figure1). Values of MVCf were not affected by the fatiguing exercise (average decrease: $-3.5 \pm 3.1\%$)

Decreases in Pd measured at rest were significantly correlated with potentiated Pd decreases ($r = 0.89$; $p < 0.05$). The slope of the relation suggests that the more Pd at rest decreased, the more potentiated Pd decreased.

Central parameter

RMS, coactivation and M-wave amplitudes, did not change significantly after sessions (respectively $-0.9 \pm 11.6 \%$; $-5.5 \pm 25.2 \%$; $-5.5 \pm 17.4 \%$; $p < 0.05$, Table 1). Moreover, the AL values at post were similar to baseline ($-1.7 \pm 6.4 \%$; $p < 0.05$, Figure 1). For all these

central parameters, no difference was observed between values at post 15, post 30 and baseline.

DISCUSSION

The aim of this study was to assess the effects of EMS applied proximally (quadriceps recovery) or distally (calf recovery) as compared with passive recovery. Indeed, based on the venous system physiology (Dagrada 2009; Miller et al. 2000), we hypothesized that EMS recovery applied on calves would be more efficient than when applied on quadriceps muscles or than passive recovery due to the peripheral muscle pump mechanism. Surprisingly, our results showed no significant differences between the three recovery modes. Whatever the intervention, the neuromuscular fatigue induced by the exercise was still present after 30 minutes of recovery. This fatigue was mainly attributed to peripheral alterations because all mechanical parameters decreased significantly (MVC, MVCc and Pd) at the end of the exercise, while there were no changes for central parameters (RMS and AL). Moreover, the absence of any difference between post, post 15 and post 30 for strength parameters (MVC and MVCc), 30 min are not long enough to recover from this type of exercise. This confirmed previous studies which found that recovery longer than 15 min was necessary for this type of exercise (Vøllestad et al. 1997, Sogaard et al. 2006; Behm and St Pierre 1997). Sahlin and Segger (1995) suggested a rapid and a long phase of recovery, according to the characteristics of the fatiguing exercise and the recovery modes applied. The rapid phase corresponds to the restoration of the electrolytic balance and energetic stocks. Metabolites (lactate, Pi ...) have a deadlines of washout lower than 20 min (Bogdanis et al. 1995; Kato et al. 2005). Since values were still depressed after 30 minutes, we can suggest that for this type of exercise, metabolites washout is not the main parameter to the recovery process for this type of exercise. Indeed the

aim of applying active recovery, like EMS, was to locally increase blood flow in order to improve recovery (Grunovas et al. 2007) by accelerating metabolite washout (Babault et al. 2011). It has been suggested that the muscle pump mechanism promotes muscle blood flow by squeezing the blood out of the venous capacitance vessels (Pollack et al. 1949). Thus, increasing blood flow could facilitate the efflux of noxious substances (Zarrouk et al. 2011). More precisely, with this phenomenon starting in the sole of the human foot (Gardner et al. 1983; Sheriff et al. 2003) with calf stimulation we would have expected a more beneficial effect on the quadriceps neuromuscular function recovery. It is worth mentioning that electrodes were usually placed of the site of pain (Craig et al. 1996; McLoughlin et al. 2004), whereas calf muscle pump is a peripheral mechanism.

This study did not find any beneficial effect of EMS on neuromuscular recovery after a fatiguing exercise on an isokinetic ergometer. This result is partly in accordance with the literature, which tested EMS as recovery after different exercises (Vanderthommen et al. 2007; Lattier et al. 2004; Martin et al. 2004; Tessitore et al. 2008; Neric et al. 2009; Grunovas et al. 2007). Indeed, according the literature, EMS demonstrated some positive effects on lactate removal (Neric et al. 2009; Heyman et al. 2009), or creatine kinase activity (Vanderthommen et al. 2007), but regarding performance indicators restoration, such as muscle strength, no beneficial effect was observed.

Our results only showed peripheral alterations, and indicate a decrease in the contractile strength of the muscle fibres and changes in the mechanisms underlying the transmission of muscle action potentials (Gandevia et al. 2001). The factors involved in peripheral fatigue may include alterations in neuromuscular transmission, muscle action potential propagation, excitation-contraction coupling and related contractile mechanisms. The impairment in neuromuscular transmission can be illustrated by considering electrically-induced M-waves.

In this study, the absence of any modification of the M-wave amplitude shows that peripheral fatigue cannot be attributed to a modification of neuromuscular propagation (Boyas et al. 2001). Conversely, the observed Pd reduction indicates an altered excitation-contraction coupling, and therefore suggests perturbations of intracellular regulation (Hill et al. 2001) that controls cross-bridges kinetic, number, and force (Lamb 2000). Moreover the linear correlation between resting and potentiated Pd decreases indicates intramuscular alterations.

No alteration of central parameters was observed. This result is in accordance with published studies which found that no significant decrease of central parameter (EMG activity) was observed after exercise with concentric contractions (Tesch et al. 1990, Linnamo et al. 2000 et Klass et al. 2004). This exercise was probably not long and intense enough to induce central fatigue.

Several parameters seem to be important when studying the effects of different modalities on recovery time course and could explain the diversity of the reported results. Among them, we can mention the nature of the exercise and the recovery characteristics such as type, muscle mass involved, intensity, duration. Moreover, it seems important to identify the type of fatigue induced by the exercise before applying a specific recovery. In fact, active recovery seems to be efficient especially if fatigue was induced by metabolites accumulation.

Conclusion

The present results show that whatever the application site, active recovery (QR and CR) applied after sessions did not differ from passive recovery. However neuromuscular analyses demonstrate that this type of concentric isokinetic exercise induces a significant fatigue with only peripheral origin. However, active recovery with EMS is not an effective modality to recover faster.

Perspectives

In the field of Resistance training, it is necessary to recover maximal strength as soon as possible in order to repeat training with maximal intensity. For this type of concentric session, after 30 min of recovery, strength value was not returned to baseline. Applying active recovery modalities with electromyostimulation does not present any advantage compared to passive recovery.

Acknowledgements

This research was supported by local funds made available by the Center for performance Expertise, Faculty of Sport Sciences, Dijon, France

The authors would like to thank the subjects for their participation.

REFERENCES

1. Ahmaidi S, Granier P, Taoutaou Z, Mercier J, Duchoudaud H, Prefaut C. Effects of active recovery on plasma lactate and anaerobic power following repeated intensive exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1996; 28: 692-697.
2. Babault N, Cometti C, Maffiuletti NA, Deley G. Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? *Eur J Appl Physiol*. 2011; 111: 2501-2507.
3. Barnett A. Using recovery modalities between training sessions in elite athletes: does it help? *Sports Med* 2006; 36: 781-796. Review.
4. Behm DG, St-Pierre DMM. Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *J Appl Physiol* 1997; 82: 1654-1661.
5. Bogdanis GC, Nevill ME, Boobis LH, Lakomy HK, Nevill AM. Recovery of power output and metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *J Physiol* 1995; 482: 467-480.
6. Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy H, Graham C, Louis G. Effects of active recovery on power output during repeated maximal sprint cycling. *Eur J Appl physiol* 1996; 74: 461-469.
7. Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* 2011; 54: 88-108.
8. Craig JA, Cunningham MB, Walsh DM, Baxter GD, Allen JM. Lack of effect of transcutaneous electrical nerve stimulation upon experimentally induced delayed onset muscle soreness in humans. *Pain* 1996; 67: 285-289.
9. Dagrada A, *Phlebologie* 2009; 62: 53-57.
10. Faghri PD, Votto JJ, Hovorka CF. Venous hemodynamic of the lower extremities in response to electrical stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 842-848.

11. Gandevia SC, Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001; 81: 1725–1789.
12. Gardner AM, Fox RH. The venous pump of the human foot--preliminary report. *Bristol Med Chir J* 1983; 98: 109-112.
13. Grunovas A, Silinskas V, Poderys J, Trinkunas E. Peripheral and systemic circulation after local dynamic exercise and recovery using passive foot movement and electrostimulation. *J Sports Med Phys Fitness* 2007; 47: 335-343.
14. Heyman E, De Geus B, Mertens I, Meeusen R. Effects of four recovery methods on repeated maximal rock climbing performance. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 1303-1310.
15. Hill CA, Thompson MW, Ruell PA. Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *J Phys* 2001; 531: 871-878.
16. Klass M, Guissard N, Duchateau J. Limiting mechanisms of force production after repetitive dynamic contractions in human triceps surae. *J Appl Physiol* 2004; 4: 1516-1521.
17. Lamb GD. Excitation-contraction coupling in skeletal muscle: comparisons with cardiac muscle. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2000; 27: 216-224.
18. Lamb GD. Mechanisms of excitation-contraction uncoupling relevant to activity-induced muscle fatigue. *Appl Physiol Nutr Metab* 2009; 34: 368–372.
19. Lattier G, Millet GY, Martin A, Martin V. Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. *Int J Sports Med* 2004; 25: 509-515.

20. Linnaamo V, Newton RU, Häkkinen K, Komi PV, Davie A, McGuigan M, Triplett-McBride T. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 417-424.
21. Martin V, Millet G, Lattier G, Perrod L. Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1907-1915.
22. McLoughlin TJ, Snyder AR, Brolinson PG, Pizza FX. Sensory level electrical muscle stimulation: effect on markers of muscle injury. *Br J Sports Med* 2004; 38: 725-729.
23. Merton PA. Voluntary strength and fatigue. *J Physiol.* 1954; 123: 553-564.
24. Michaut A, Pousson M, Millet G, Belleville J, Van Hoecke J. Maximal voluntary eccentric, isometric and concentric torque recovery following a concentric isokinetic exercise. *Int J Sports Med* 2003; 24: 51-56.
25. Miller BF, Gruben KG, Morgan BJ. Circulatory responses to voluntary and electrically induced muscle contractions in humans. *Phys Ther* 2000; 80: 53-60.
26. Neric FB, Beam WC, Brown LE, Wiersma LD. Comparison of swim recovery and muscle stimulation on lactate removal after sprint swimming. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 2560-2567.
27. Phillips W, Burkett LN, Munro R, Davis M, Pomeroy K. Relative changes in blood flow with functional electrical stimulation during exercise of the paralyzed lower limbs. *Paraplegia* 1995; 33: 90-93.
28. Pollack AA, Wood EH. Venous pressure in the saphenous vein at the ankle in man during exercise and changes in posture. *J Appl Physiol* 1949; 1: 649-662.
29. Sahlin K, Seger JY. Effects of prolonged exercise on the contractile properties of human quadriceps muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995; 71: 180-186.

30. Sandberg ML, Sandberg MK, Dahl J. Blood flow changes in the trapezius muscle and overlying skin following transcutaneous electrical nerve stimulation. *Phys Ther* 2007; 87: 1047-1055.
31. Sheriff DD. Muscle pump function during locomotion: mechanical coupling of stride frequency and muscle blood flow. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2003; 284: 2185-2191.
32. Sogaard 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: 511-523.
33. Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, Harris RT. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol Scand* 1990; 138: 263-71.
34. Tessitore A, Meeusen R, Cortis C, Capranica L. Effects of different recovery interventions on anaerobic performances following preseason soccer training. *J Strength Cond Res* 2007; 21: 745-750.
35. Tessitore A, Meeusen R, Pagano R, Benvenuti C, Tiberi M, Capranica L. Effectiveness of active versus passive recovery strategies after futsal games. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 1402-1412.
36. Thiriet P, Gozal D, Wouassi D, Oumarou T, Gelas H, Lacour JR. The effect of various recovery on subsequent performance, in consecutive supramaximal exercise. *J Sport Med Phys Fitness* 1993; 33: 118-129.
37. Vanderthommen M, Soltani K, Maquet D, Crielaard JM, Croisier JL. Does neuromuscular electrical stimulation influence muscle recovery after maximal isokinetic exercise? *Isokinetics Exerc Sci* 2007; 15: 143-149.

38. Vøllestad NK, Sejersted I, Saugen E. Mechanical behavior of skeletal muscle during intermittent voluntary isometric contractions in humans. *J Appl Physiol* 1997 83: 1557-1565.
39. Zarrouk N, Rebai H, Yahia A, Souissi N, Hug F, Dogui M. Comparison of recovery strategies on maximal force-generating capacity and electromyographic activity level of the knee extensor muscles *J Athl Train* 2011; 46: 386-394.

Figure 1

Average percentages $\pm$ SE of change from values for the three recovery modalities measured Pre, Post, Post 15 and Post 30, for maximal voluntary torque (a), maximal concentric voluntary torque (b), peak doublet amplitude (c) and activation level (d).

* Significantly different from Pre ($p < 0.05$).

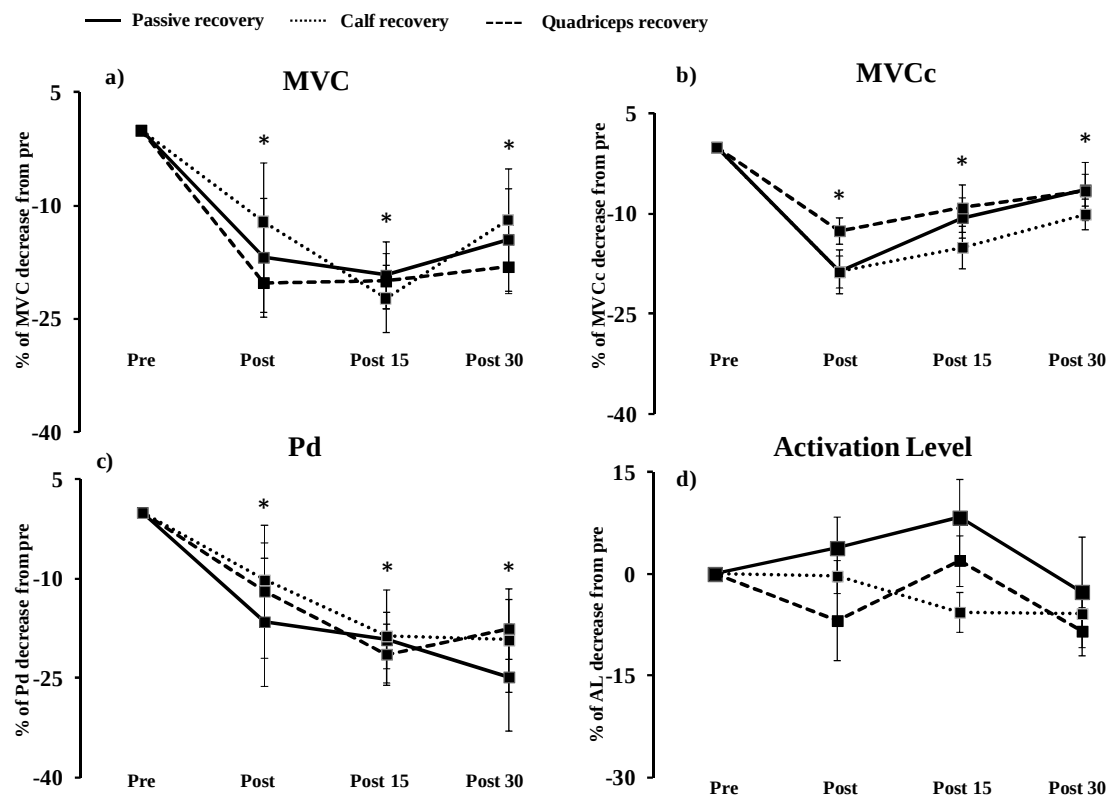


Table 1

Root Mean Square (RMS), Coactivation and M-wave measured, before (Pre), after (Post), after 15 min (Post 15) and after 30 min (Post 30) the isokinetic exercise. Values are the average $\pm$ SD of the three recovery modalities.

	RMS (%)	Coactivation (%)	M-wave (mV)
Pre	4.9 $\pm$ 1.4	11.0 $\pm$ 5.9	5.71 $\pm$ 0.38
Post	4.7 $\pm$ 1.6	9.4 $\pm$ 3.5	5.39 $\pm$ 1.03
Post 15	4.5 $\pm$ 1.6	16.7 $\pm$ 4.5	5.47 $\pm$ 1.02
Post 30	4.6 $\pm$ 0.3	20.3 $\pm$ 18.9	5.11 $\pm$ 0.81

Conclusion

Quel que soit le site d'application de la récupération active avec EMS (application sur le triceps, ou sur les quadriceps), aucune différence significative par rapport à la condition passive n'est observée.

Pourtant, une diminution significative de la performance maximale est observée en fin d'exercice comme l'attestent les réductions de force maximale isométrique et concentrique (respectivement: $-17,0 \pm 11,0\%$ pour MVC et $-16,8 \pm 7,0 \%$ pour MVCc ; $p < 0.05$) à la fin de l'exercice. Cependant, aucune modification au niveau des paramètres centraux n'est constatée.

L'analyse de la cinétique de récupération post-exercice indique également qu'au bout de 30 minutes de récupération les sujets n'ont toujours pas récupéré leur niveau de force initiale. La récupération des constantes métaboliques étant, d'après la littérature, rapide (dans les 15 minutes suivant l'exercice), nos résultats suggèrent que la diminution de force est plutôt liée à des altérations musculaires. En conséquence, il est important de bien connaître l'origine de la fatigue induite par l'exercice afin de pouvoir appliquer la modalité de récupération la plus appropriée. De plus, sur la base de ces résultats, il est raisonnable de se demander s'il ne serait pas plus efficace d'appliquer la récupération au cours de la séance (i.e., entre les séries) afin de limiter l'apparition de la fatigue. Ceci constituera l'objet de notre deuxième étude.

Etude 2

Effet de l'EMS vs. Récupération Passive sur deux exercices induisant différents niveaux de fatigue.

Article soumis dans European Journal of Applied Physiology

Introduction

D'après nos résultats précédents, la récupération active par EMS suite à un exercice analytique de renforcement musculaire est inefficace. Une récupération passive est équivalente. Appliquée après un exercice, la récupération active ne semble pas bénéfique pour le type de fatigue engendrée par ce type d'exercice.

Toujours dans un souci de restaurer au plus vite la performance maximale, il peut être intéressant de s'attarder sur la gestion des intervalles de repos entre les séries. En effet, les séances de renforcement musculaire sont entrecoupées de phase de récupération qui peuvent être aménagées de différentes manières (temps, modalités, etc,...), conditionnant ainsi le maintien ou non de l'intensité maximale tout au long de l'exercice. L'origine de la fatigue neuromusculaire engendrée sera dépendante de ces paramètres.

Dans le but de limiter les pertes de force pendant l'exercice, est-il possible alors d'optimiser ces phases de repos ? L'application d'une récupération active localisée au cours d'un exercice de renforcement musculaire (entre les séries) peut-elle être bénéfique ?

L'objectif de cette deuxième étude était donc d'évaluer la quantité et les origines de la fatigue induite par deux exercices différents (protocole lourd vs. protocole léger) et de mesurer l'efficacité de l'application d'une récupération par EMS entre les séries en fonction du niveau de fatigue.

Is the efficiency of EMS dependent on the amount of fatigue?

Cometti C ^{1,2}, Babault N ^{1,2}, Martin A ², Deley G ^{1,2}

¹ Center for Performance Expertise, Faculty of Sport Sciences, Dijon, France

² INSERM/U 887- Motricity - Plasticity, Faculty of Sport Sciences, Dijon, France

Corresponding author:

Carole Cometti,

Faculty of Sport Sciences,

University of Burgundy,

BP 27877,

21078 Dijon Cedex, France

Tel: (+33) 3 80 39 67 88

Fax: (+33) 3 80 39 67 41

e-mail: carole.cometti@u-bourgogne.fr

Running Title: Electromyostimulation for recovery

ABSTRACT

The aim of this study was to assess the effectiveness of EMS on neuromuscular fatigue, during two concentric knee extension exercises performed on an isokinetic ergometer. Light workload Protocol (LP) was composed of 6 x 10 maximal concentric repetitions at $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ with 3 min rest between sets. Heavy workload Protocol (HP) was the same exercise at $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ with alternatively 1 and 3 min rest between sets. Two recovery modes were applied during the 3 min rest: passive rest or electromyostimulation. Torque developed during maximal voluntary contractions (MVC), electrically evoked doublets (Pd) and activation level (AL) were measured before, during and at the end of both protocols. For both LP and HP, none of the studied parameters exhibited significant difference between the two recovery modes. However, observed fatigue was different. Mechanical parameters were significantly diminished after both protocols ($p < 0.05$). Decreases were greater after HP ($-22.9 \pm 7.3\%$ for MVC and $-29.8 \pm 14.1\%$ for Pd) than after LP ($-5.9 \pm 10.3\%$ for MVC and $-9.1 \pm 9.7\%$ for Pd) ($p < 0.05$). During HP, the sum of concentric repetitions for each set and the Pd values decreased significantly from Set 4 ($p < 0.05$), whereas for LP, values were back initial values at the beginning of each new set. For central parameters, AL declined after LP ($-3.7 \pm 6.7\%$, $p < 0.05$) but not after HP. Independently of the amount and origins of fatigue, EMS had no effect on recovery in the two protocols.

Key words: Neuromuscular, rest interval, quadriceps, isokinetic

INTRODUCTION

High intensity training is the most important factor for achieving maximal increases in muscle strength (De Salles et al. 2009; Willardson, 2006). However, high force production during repeated contractions induces fatigue, partly related to increased blood lactates and metabolites levels (Hunter et al. 1992). This fatigue could limit the production of maximal intensity contractions throughout a training session and might be detrimental for strength gains (De salles et al. 2009; Folland et al. 2002).

To limit these effects, applying active recovery interventions between exercise sets could be interesting. Among them, electromyostimulation (EMS) is widely adopted, particularly by endurance-type and team sport athletes (Grunovas et al. 2007; Tessitore et al. 2008; Vanderthommen et al. 2010). This type of solicitation, when used with low stimulation frequencies, induces contractions of short duration and low intensity comparable to light voluntary exercises generally used in active recovery (Babault et al. 2011). Indeed, electrical stimulation has been shown to be an effective means of increasing venous blood return to the heart, as a result of alternating contractions/relaxations (Grunovas et al. 2007) reproducing the muscle pump effect (Glaser 1994).

Previous studies applying EMS for recovery have reported conflicting results (Cometti et al. 2011, Heyman et al. 2009; Martin et al. 2004; Neric et al. 2009; Zarrouk et al. 2011). Some suggested that this method could be considered as an alternate recovery treatment to active recovery in order to lower blood lactate accumulation (Neric et al. 2009). Neric et al. (2009) measured blood lactate 20 minutes after recovery from a swimming exercise and found lower levels after EMS than after passive rest. Grunovas et al. (2007) also found a lesser decline in muscle working capacity after dynamic exercise at 75% of maximum voluntary contraction to exhaustion, when EMS was applied between the two fatiguing bouts compared with recovery

using passive foot movements. Conversely, other studies testing the effect of EMS recovery after high-intensity running exercises (Lattier et al. 2004; Martin et al. 2004) were unable to show any beneficial impact. These conflicting findings might be attributed to differences in the provocative exercises. Indeed the lack of an EMS effect in the studies reported by Lattier and Martin (2004) can be explained by their “highly aggressive” fatiguing procedure.

In light of these observations, one could wonder if the efficiency of recovery and more particularly of EMS depends on the amount of fatigue and its time course. Therefore, the first aim of this study was to evaluate fatigue during two different fatiguing sessions. The second aim of this work was to assess the effectiveness of EMS on neuromuscular fatigue.

MATERIAL AND METHODS

Subjects

Twenty-three healthy men with no previous history of injury to the lower limbs participated in this study (age: 23.9 ± 3.5 yrs, weight: 74.2 ± 11.4 kg, height: 177.3 ± 5.2 cm). All were physically active and used to upper- and lower-body strengthening exercises. None of them had ever been engaged in any training or fatiguing protocol on an isokinetic dynamometer. Each read and signed a written informed consent document outlining the procedures of the experiment. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and approval for the project was obtained from the local Institutional Review Board. Subjects were all instructed to refrain from training during the entire protocol.

Experimental design

One week before the protocol onset, subjects performed several concentric contractions ($120^{\circ} \cdot s^{-1}$; $30^{\circ} \cdot s^{-1}$) on an isokinetic dynamometer (BIODEX, Biodex corporation, Shirley, NY) for familiarization. Subjects were randomly assigned to one of two groups for a light workload protocol (LP, n=12 subjects) or a heavy workload protocol (HP, n=11 subjects). All

subjects participated in two separate fatiguing sessions performed one week apart and at the same time of day. Each session corresponded to one of the two recovery modes. During the fatiguing sessions, subjects were seated on the Biodex isokinetic dynamometer with a 90° trunk-thigh angle. Velcro straps were applied tightly across the thorax. The leg was fixed to the dynamometer lever-arm and the axis of rotation of the dynamometer was aligned to the lateral femoral condyle, indicating the anatomical axis of the knee joint. The range of motion was fixed at 100° (from 0 to 100° knee flexion; 0° corresponding to a fully extended knee).

Each session began with a standardized warm up composed of 10 to 15 progressive repetitions of concentric leg extensions at $120^{\circ} \cdot s^{-1}$. Then, for LP, the subjects executed 6 sets of 10 maximal voluntary concentric contractions (MVCc) at $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ with 3-min rest intervals between sets. For HP, the subjects executed 6 sets of 10 MVCc at $30^{\circ} \cdot s^{-1}$ with alternatively 1- or 3-min rest intervals between sets. Before (pre Set 1), during (immediately before and after each set), and after the fatiguing session (post Set 6), tests were performed to investigate the time course of neuromuscular fatigue (Figure 1).

A preliminary study (unpublished data) showed that these two protocols induced different amounts of fatigue. These protocols were based on guidelines for resistance training programs, applying the recommended exercise sets and number of repetitions (American College of Sports Medicine, 2009) as well as rest intervals (De Salles et al. 2009).

For the two protocols (Figure 1), one of two recovery modalities (passive rest or electromyostimulation) was applied exclusively during the 3-min rest intervals (i.e. five times for LP and twice for HP). In HP, subjects were requested to stay passively seated during the 1-min intervals. The recovery modes were applied in random order for each subject.

Passive recovery (PR): subjects seated on the ergometer, legs blocked at 75° in a relaxed position. The subject's muscles were palpated regularly to check muscle relaxation.

Electromyostimulation (EMS): low-frequency stimulation of knee extensor muscles was used bilaterally. EMS was applied with a commercially available device proposed for active recovery (9 Hz, pulse width 400 μ s, rise time: 1.5 s, fall time: 1.5 s; Compex Energy, Compex SA, Ecublens Switzerland). Stimulation intensity was self-chosen, strong but comfortable (i.e., 20-30 mA). This one corresponded to a light visible muscle contraction, without any strength developed. Quite similar stimulation characteristics have previously been tested for recovery after fatiguing exercises (Lattier et al., 2004).

Pairs of cathodes (5 cm $\times$ 5 cm) were placed as close as possible to motor points of vastus lateralis and vastus medialis muscles (Lattier et al. 2004). Rectangular anodes (10 cm $\times$ 5 cm) were placed transversally on the proximal portion of both thighs. Electrodes were removed only at the end of the session.

Measurements

Before (pre Set 1), during (pre and post each set), and after (post Set 6) the fatiguing session, tests were performed to investigate the time course of neuromuscular fatigue (Figure 1). Tests, involving maximal voluntary contraction (MVC) and evoked contractions (doublets), were carried out on the isokinetic dynamometer in isometric conditions (75° knee flexion). All maximal concentric repetitions (MVCc) of the fatiguing session were recorded. Also, the fatigue is quantified by the decrease of the maximal performance.

MVC. Two 5-s MVC (separated by 15 s) of knee extensors and knee flexors were performed at pre Set 1 and post Set 6 (Figure 1). Each time, the best recording was retained for further analysis.

Evoked contractions. Quadriceps contractile properties were studied using femoral nerve stimulations. Electrical impulses were delivered through a pair of surface electrodes. The anode (self-adhesive stimulation electrode, 10 cm $\times$ 5 cm) of the electrical stimulator

(Digitimer DS7, Hertfordshire, England) was pasted halfway between the superior aspect of the greater trochanter and the inferior border of the iliac crest. The cathode (10 mm diameter ball probe) was pressed in the femoral triangle and moved to the position allowing the strongest contraction. At the beginning of each session (after warm-up), optimal stimulation intensity was determined isometrically using single twitches (1-ms duration, 400V maximum voltage and intensity ranging from 60 to 200 mA stimulations) separated by 5 s, with progressively increasing intensity until twitch torque failed to increase. This maximal intensity was used during the remainder of the session using two electrical impulses (doublet) separated by 10 ms (100 Hz). Three doublets were delivered at rest before and after each set to assess contractile properties. These stimulations were also applied during the MVC plateau (superimposed doublet) as well as 1 s after the MVC (control doublet) in order to determine activation level according to the twitch interpolation technique (Merton 1954).

Data analysis

Mechanical traces were digitized online and stored until analysis (Biopac Systems, Inc., MP System hardware and Acknowledge software). Peak torque was measured from the mechanical traces associated with doublets (Pd) and MVC. For doublets delivered before, during and after each session, an average of the three doublets was retained. Activation level (AL) (expressed in percent) was calculated according to the twitch interpolation technique using the following formula (Merton 1954): $AL = (1 - \text{superimposed doublet} / \text{control doublet}) \times 100$.

In order to assess the time course of fatigue during the session, an average of the torque of the first two and of the last two concentric repetitions was calculated for each set. The sum of torque for each set was also calculated. Lastly, the sum of torque was calculated with the peak torque sum of all six sets.

Statistical analysis

Data are reported as mean values $\pm$ standard deviation (SD) within the text and as mean $\pm$ standard error (SE) in figures. The normality of the data was tested using the Kolmogorov test for all studied parameters before statistical analysis. To analyze fatigue time course and to compare the effects of the recovery modalities, a multiple-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measure was calculated. A two-way ANOVA was calculated for pre and post values and then a three-way ANOVA for pre, during and post values. *Mode* corresponded to recovery modes, *time* corresponded to pre, post or during values and *protocol* designated the different fatiguing sessions (LP and HP). Newman-Keuls post-hoc tests were used when significant main effects or interactions were obtained. Statistical significance was tested and accepted at $\alpha = 0.05$.

These analyses were performed for MVC (MVC, MVCc and torque sum), Pd and AL. Moreover, Pearson's correlation coefficients (R) were used to test the association between Pd and MVC decreases.

RESULTS

No difference between recoveries was found, for all studied parameters. Therefore for clarity, when considering the recovery kinetics of neuromuscular parameters, the numerical data are presented as the averaged values of the two recovery modalities.

Pre and Post sessions

Both protocols induced a significant time effect between pre and post values for MVC values ($p < 0.05$). The decline was greater after HP ($-22.9 \pm 7.3\%$) than after LP ($-5.9 \pm 10.3\%$) ($p < 0.05$) (Figure 2A). A significant time effect for Pd values was observed at the end of both

protocols ($-9.1 \pm 9.7\%$ for LP and $-29.8 \pm 14.1\%$ for HP; $p < 0.05$; Figure 2B). Figure 3 shows a significant correlation between Pd and MVC decreases, all modalities considered together, for all subjects and for the two protocols ($r = 0.69$; $p < 0.05$). The slope of the relation suggests that the more MVC decreased, the more Pd decreased. The total workload at the end of the protocol, i.e. the sum of concentric repetitions for the entire session, was not significantly different between the two protocols (LP: 9473.6 ± 2040.5 N.m; HP: 10138.4 ± 1099.2 N.m). A time effect for AL was found at the end of LP, showing a light decreases ($-3.7 \pm 6.7\%$, $p < 0.05$). Whereas no change was found at the end of HP ($+0.3 \pm 4.6\%$) (Figure 2C).

During sessions

There was no recovery modality effect during fatiguing sessions. In both protocols and for all sets, the last two repetitions were always significantly lower than the first two ($p < 0.01$), but values returned to baseline at the beginning of each new set. Considering the sum of concentric repetitions for each set, no modification was observed during LP, whereas for HP, Set 4, Set 5 and Set 6 were significantly lower than Set 1 ($p < 0.05$) (Figure 4). Also for HP, Pd values for pre Set 4, pre Set 5, and pre Set 6 were significantly lower than pre Set 1, whereas for LP there was no difference (Figure 5). The shorter duration of recovery between sets for HP had no effect. A protocol-independent mode $\times$ time interaction was noted ($p < 0.05$), indicating that for EMS recovery, the first two concentric repetitions of Set 5 and Set 6 were significantly lower ($-6.47 \pm 9.3\%$, $-15.7 \pm 11.9\%$, $p < 0.05$ respectively) than the first two concentric repetitions of Set 1.

DISCUSSION

Recovery

Our findings failed to show any differences between EMS and passive recovery whatever the amount of fatigue induced by the exercise. This result is in partial agreement with data in the literature on EMS recovery after exercise (Grunovas et al. 2007; Lattier et al. 2004; Martin et al. 2004; Neric et al. 2009; Tessitore et al. 2008; Vanderthommen et al. 2007). Some authors have reported a moderate positive influence on performance (Lattier et al. 2004; Tessitore et al. 2007; Vanderthommen et al. 2007) while others found no beneficial effect (Martin et al. 2004; Tessitore et al. 2007). However, very few studies (Cometti et al. 2011; Hannie et al. 1995; Zarrouk et al. 2011) have investigated the effects of recovery, and particularly EMS, applied during exercise sessions (Heyman et al. 2009; Zarrouk et al. 2001). Knowledge regarding EMS beneficial effects for strength recovery during resistance training is limited (Babault et al. 2011; Cometti et al. 2001; Zarrouk et al. 2011). Our results suggest there might even be a negative EMS effect since performance levels for concentric repetitions executed at the beginning of each set were lower after EMS than after passive recovery (considering data from both protocols together). This result is somehow surprising since the aim of an active recovery mode such as EMS is to favour recovery via increased blood flow (17) allowing accelerating metabolite washout (Babault et al. 2011). Vanderthommen et al. (2007) explained that increased muscle blood flow might result from vasoactive metabolites triggering the “muscle pump” mechanism. Grunovas et al. (2007) and Cramp et al. (2000) showed that EMS improves blood return to the heart and can enhance recovery and restore muscle working capacity. These data suggested that limiting metabolites accumulation might be beneficial for recovery. Several studies on strength training found that exercise protocols similar to ours induce increased lactate levels (Bigland-Ritchie 1984; Hill et al. 200; Kraemer et al. 1987; Rozenek et al. 1993). For example, Hannie et al. (1995) showed a decrease of

strength accompanied by a significant increase in blood lactate after a fatiguing exercise performed on a bench press. Notwithstanding, the present study found that for this type of exercise, active recovery with EMS is not more efficient than passive. Neuromuscular fatigue did however differ between LP and HP.

Fatigue

Our two exercise protocols (LP and HP) induced a similar overall workload, as demonstrated by the sum of peak torque. However, two different amounts of fatigue were observed. Torque declined significantly from pre to post exercise. At the end of the exercise, MVC had fallen about 10% for LP and about 25% for HP. These decreases in force production were comparable with those reported by Linnamo (1998) who examined acute effects of maximal strength loading (heavy resistance) and maximal explosive strength loading (low resistance) on neuromuscular fatigue and recovery.

Regarding the origins of fatigue, the statistical analysis showed that LP and HP mostly affected peripheral parameters. It is well known that fatigue is a complex multifactorial phenomenon whose mechanisms are influenced by the characteristics of the task being performed (i.e., type and duration of the exercise, speed and duration of the muscle contraction) (Enoka and Stuart 1992). Fatigue can originate from central and/or peripheral alterations (Gibson and Edwards 1985). Central fatigue, designates a decrease in voluntary activation of the muscle (i.e., decrease in the number and discharge rates of the motor units recruited at the start of muscle force generation) and peripheral fatigue indicates decreases in the contractile strength of the muscle fibers and changes in the mechanisms underlying the transmission of muscle action potentials (Boyas and Guevel 2001; Gandevia et al. 1995; Gandevia 2001).

First, a peripheral effect was found with the significantly decreased MVC and Pd values at the end of LP and HP (as attested by the MVC/Pd correlation, figure 3). Then, for both protocols, there was a decrease in the concentric peak torque between the beginning and the end of each set. It is noteworthy that values returned to baseline at the beginning of each set. Nevertheless, for HP, a significant decrease of the sum of the concentric peak torques and Pd values was observed from set 4 on. During HP, subjects had only 1 min rest between sets 1 and 2 and between sets 3 and 4, inducing fatigue accumulation and explaining the significant strength decrease from set 4. These data confirmed those from previous experimentations, which demonstrated that 3 min between sets are necessary to recover (Cometti et al. 2011) and may result in significantly greater increases in strength (De Salles et al. 2010; Willardson 2006).

Several mechanisms, such as neuromuscular propagation, excitation-contraction coupling, or intracellular regulation might be responsible for the decreases observed in the responses to evoked contractions and MVC (Bigland-Ritchie 1984; Hill et al. 2001). The observed Pd reduction indicated an altered excitation-contraction coupling, and therefore suggested perturbations of intracellular regulation (Hill et al. 2001) that controls cross-bridges kinetics, number, and force (Lamb 2000).

Modifications of central parameters were observed only at the end of LP, with a significantly lower AL. This decrease suggested that central fatigue appeared progressively at the end of LP, and confirmed data collected by Babault et al. (2006), which indicated that during concentric exercise (two series of three 60°/s concentric MVC interspersed with 2 min of rest), fatigue is preferentially peripheral and then central. Other studies indicated that central fatigue appeared to contribute more significantly to the decrease in force generation during low-intensity exercises (Millet and Lepers 2004; Smith et al. 2007). The present protocol was performed at maximal intensity, but the high speed ($120^{\circ} \cdot s^{-1}$) and the 3-min rest period between sets might have limited intensity. Moreover, a constant resistance machine, as used

here, has been shown to lead to a less important fatigue response, compared with variable resistance machines (Häkkinen et al. 1987) and could, at least in part, explain this result.

The different origins of fatigue observed here could principally result from the change of between-set rest intervals for LP and HP.

The results of this study suggest that for these types of exercise, recovery modality, and more precisely EMS, has no impact on the fatigue induced. It is not necessary to apply a specific recovery mode between sets; passive rest is sufficient. The analysis of fatigue time course suggested the importance of between-set rest intervals parameters. Three-minute rest intervals between sets seem to be well adapted for maintaining maximal intensity. Finally, these results suggest that this type of isokinetic exercise fatigue mainly causes peripheral alterations.

Acknowledgements

This research was supported by local funds made available by the Center for performance Expertise, Faculty of Sport Sciences, Dijon, France

The authors would like to thank the subjects for their participation and gratefully acknowledge Dr. Gerald G. Pope for carefully reviewing the manuscript and English corrections.

The results of this investigation do not constitute endorsement by ACSM.

REFERENCES

1. American College of Sports Medicine (2009) Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41:687-708
2. Babault N, Desbrosses K, Fabre MS, Michaut A, Pousson M (2006) Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions *J Appl Physiol* 100:780-785
3. Babault N, Cometti C, Maffiuletti NA, Deley G (2011) Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? *Eur J Appl Physiol* 111:2501-2507
4. Benson C, Docherty D, Brandenburg J (2006) Acute neuromuscular responses to resistance training performed at different loads. *J Sci Med Sport* 9:135-142
5. Bigland-Ritchie B (1984) Muscle fatigue and the influence of changing neural drive. *Clin Chest Med* 5:21-34
6. Boyas S, Guével A (2011) Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* 54:88-108
7. Cometti C, Deley G, Babault N (2011) Effect of between set interventions on neuromuscular function during isokinetic maximal concentric contractions of the knee extensors. *J Sports Sci & Med* 10: 624-629
8. Cramp AF, Gilsenan C, Lowe AS, Walsh DM (2000) The effect of high- and low-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation upon cutaneous blood flow and skin temperature in healthy subjects. *Clin Physiol* 20:150-157
9. De Salles BF, Simão R, Miranda F, Novaes Jda S, Lemos A, Willardson JM (2009) Rest interval between sets in strength training. *Sports Med* 39:765-777
10. De Salles BF, Simão R, Miranda H, Bottaro M, Fontana F, Willardson JM (2010) Strength increases in upper and lower body are larger with longer inter-set rest intervals in trained men. *J Sci Med Sport* 13:429-433

11. Enoka RM, Stuart DG (1992) Neurobiology of fatigue. *J Appl Physiol* 72:1631-1648
12. Folland JP, Irish CS, Roberts JC, Tarr JE, Jones DA (2002) Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training. *Br J Sports Med* 36:370-373
13. Gandevia SC, Allen GM, McKenzie DK (1995) Central fatigue: critical issues, quantification and practical implications. *Adv Exp Med Biol* 384:281-294
14. Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81:1725-1789
15. Gibson H, Edwards RH (1985) Muscular exercise and fatigue. *Sports Med* 2:120-132
16. Glaser RM (1994) Functional neuromuscular stimulation. Exercise conditioning of spinal cord injured patients. *Int J Sports Med* 15:142-148
17. Grunovas A, Silinskas V, Poderys J, Trinkunas E (2007) Peripheral and systemic circulation after local dynamic exercise and recovery using passive foot movement and electrostimulation. *J Sports Med Phys Fitness* 47:335-343
18. Häkkinen K, Komi PV, Kauhanen H (1987) Scientific evaluation of specific loading of the knee extensors with variable resistance, isokinetic and barbell exercises. In: Marconnet P, Komi P, eds. *Medicine and sport science*. Basel: Karger Med Sport Sci 26:224-237
19. Hanne PQ, Hunter GR, Kekes-Szabo T, Nicholson C, Harrison PC (1995) The effect of recovery on force production, blood lactate, and work performed during bench press exercise. *J Strength Cond Res* 9:8-12
20. Heyman E, De Geus B, Mertens I, Meeusen R (2009) Effects of four recovery methods on repeated maximal rock climbing performance. *Med Sci Sports Exerc* 41:1303-1310

21. Hill CA, Thompson MW, Ruell PA (2001) Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *J Phys* 531:871-878
22. Hunter G, Kekes-Szabo T, Schnitzler A (1992) Metabolic cost/vertical work requirement during extension and flexion weight training exercises. *J Appl Sports Sci Res* 6:42-48
23. Kraemer WJ, Noble BJ, Clark MJ, Culver BW (1987) Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. *Int J Sports Med* 8:247-252
24. Lamb GD (2000) Excitation-contraction coupling in skeletal muscle: comparisons with cardiac muscle. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 27:216-224
25. Lattier G, Millet GY, Martin A, Martin V (2004) Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. *Int J Sports Med* 25:509-515
26. Linnamo V, Häkkinen K, Komi PV (1998) Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77:176-181
27. Martin V, Millet G, Lattier G, Perrod L (2004) Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc* 36:1907-1915
28. Merton PA (1954) Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123:553-564
29. Millet GY, Lepers R (2004) Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med* 34:105-116
30. Neric FB, Beam WC, Brown LE, Wiersma LD (2009) Comparison of swim recovery and muscle stimulation on lactate removal after sprint swimming. *J Strength Cond Res* 23:2560-2567
31. Rozenek R, Rosenau L, Rosenau P, Stone M (1993) The effect of intensity on heart rate and blood lactate response to resistance exercise. *J Strength Cond Res* 7:51-54

32. Smith JL, Martin PG, Gandevia SC and Taylor JL (2007) Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* 103:560-568
33. Tessitore A, Meeusen R, Cortis C, Capranica L (2007) Effects of different recovery interventions on anaerobic performances following preseason soccer training. *J Strength Cond Res* 21:745-750
34. Tessitore A, Meeusen R, Pagano R, Benvenuti C, Tiberi M, Capranica L (2008) Effectiveness of active versus passive recovery strategies after futsal games. *J Strength Cond Res* 22:1402-1412
35. Vanderthommen M, Soltani K, Maquet D, Crielaard JM, Croisier JL (2007) Does neuromuscular electrical stimulation influence muscle recovery after maximal isokinetic exercise? *Isokinetics Exerc Sci* 15:143-149
36. Vanderthommen M, Makrof S, Demoulin C (2010) Comparison of active and electrostimulated recovery strategies after fatiguing exercise. *J Sports Sci Med* 9:164-169
37. Willardson JM (2006) A brief review: factors affecting the length of the rest interval between resistance exercise sets. *J Strength Cond Res* 20:978-984
38. Zarrouk N, Rebai H, Yahia A, Souissi N, Hug F, Dogui M (2011) Comparison of recovery strategies on maximal force-generating capacity and electromyographic activity level of the knee extensor muscles. *J Athl Train* 46:386-394

FIGURES

Figure 1: Schematic view of the experimental design.

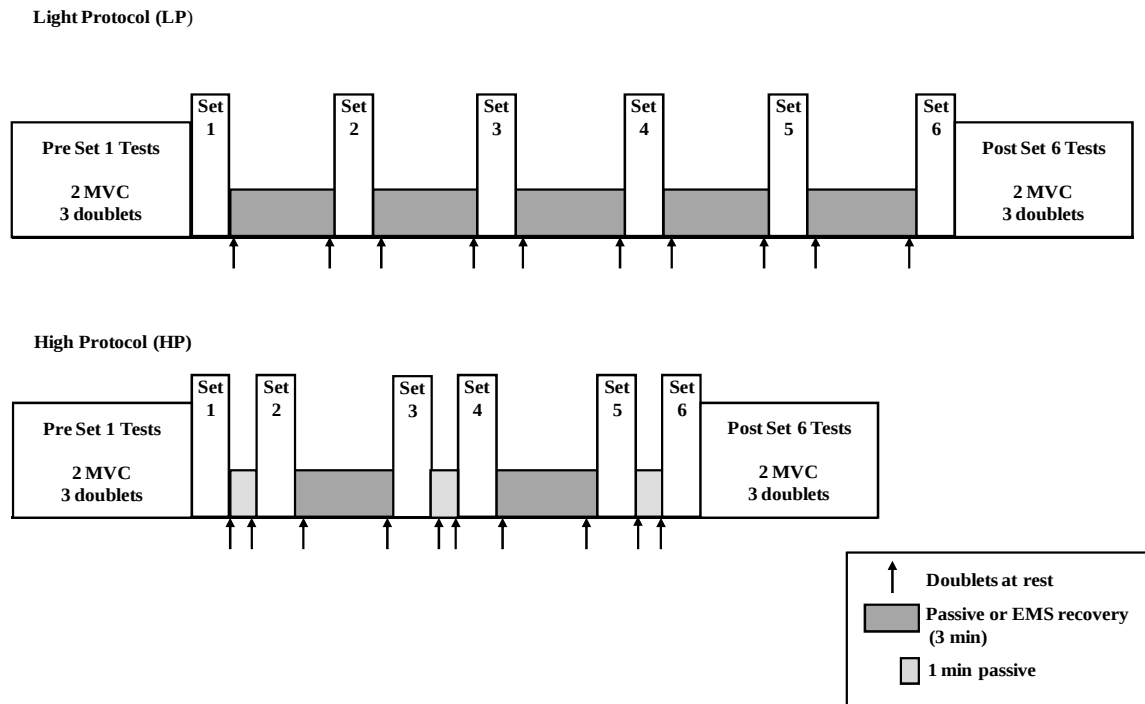


Figure 2: Average percentages of change from values measured before Set 1 (Pre S1) for maximal voluntary torque (A), peak doublet amplitude (B) and activation level (C) for the two recovery modalities (Mean $\pm$ SE).

*Significantly different from pre S1 values ($p < 0.05$).

† : Significantly different between LP and HP ($p < 0,05$)

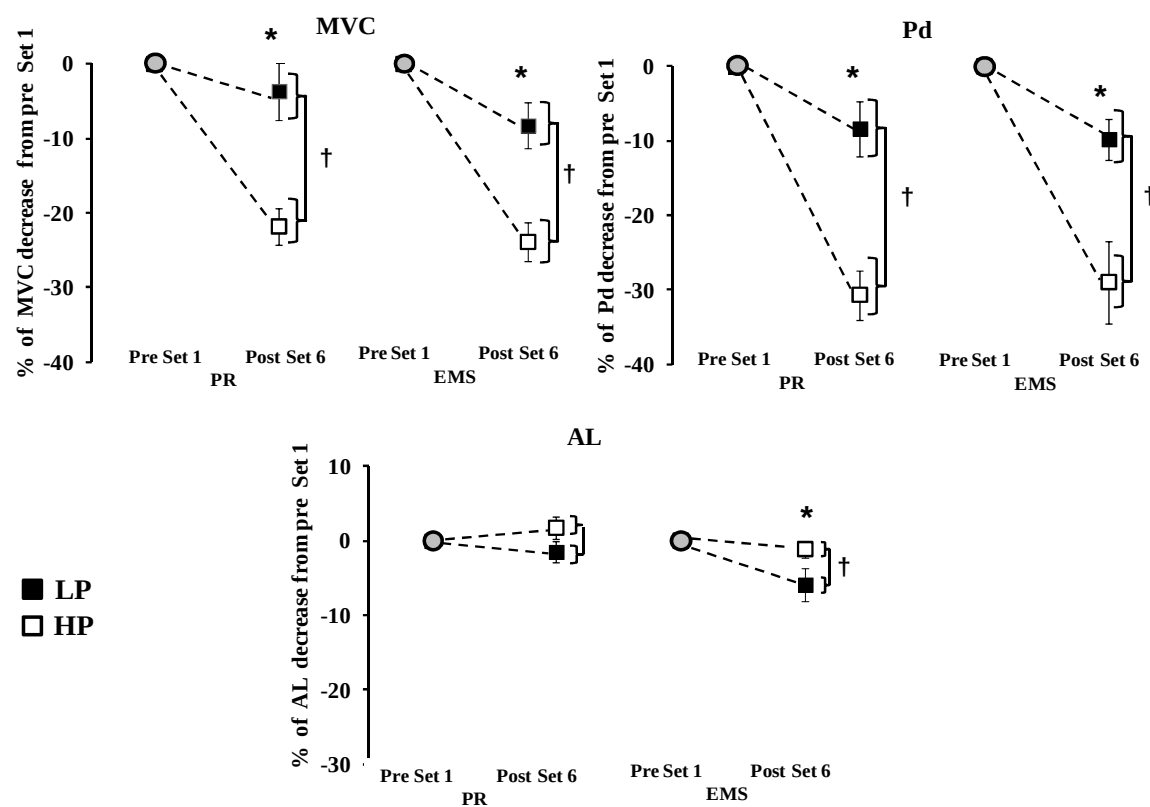


Figure 3: Relation between the isometric peak torque (MVC) and peak doublet (Pd) decrease from pre Set 1, for all subjects and for LP and HP ($p < 0.05$).

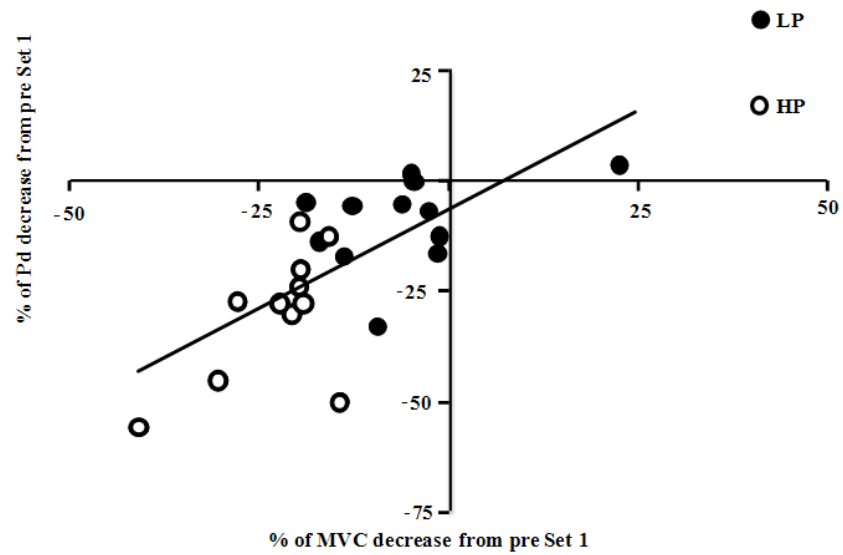


Figure 4: Average percentages of decrease from pre Set 1 of the concentric torque sum for each set. Values are the average of the two recovery modalities (Mean $\pm$ SE). * Set 1 significantly different between Set 4, Set 5, Set 6 in HP ($p < 0.05$).

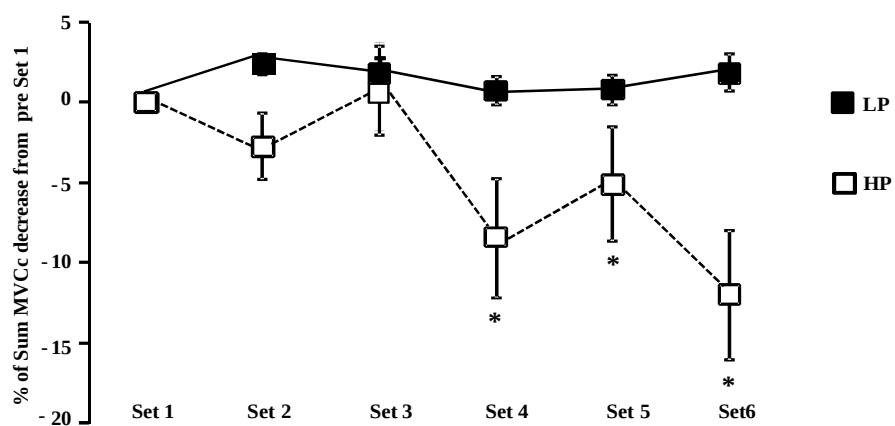
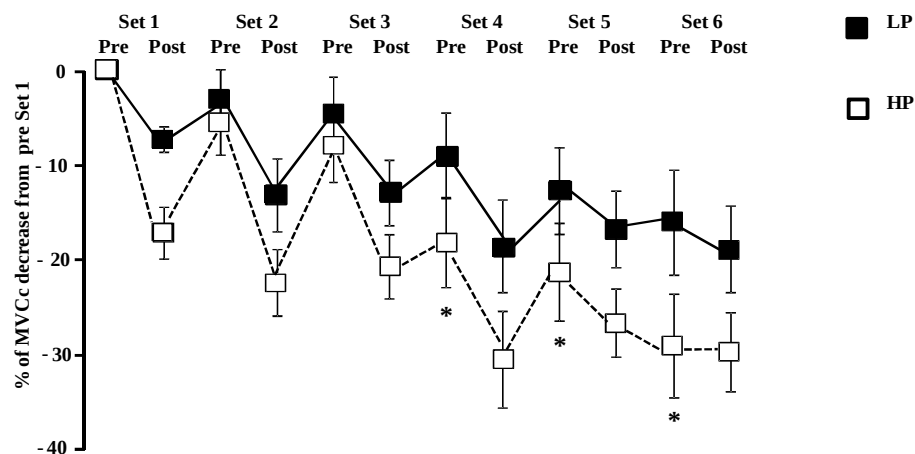


Figure 5: Average percentages of change from values measured before Set 1, mean $\pm$ SE for the peak doublet developed at rest before and after each set.* Significantly different from pre S1 for HP ($p < 0.05$).



Conclusion

L'application d'une récupération active par EMS entre les séries lors d'un exercice de renforcement musculaire n'est pas plus efficace qu'une récupération passive pour limiter l'apparition de la fatigue.

Les deux protocoles ont entraîné des modifications différentes de la performance neuromusculaire. A la fin de l'exercice léger, une diminution des paramètres mécaniques (MVC : $-3,62 \pm 13,24\%$ et Pd : $-9,07 \pm 11,38\%$; $p < 0,05$) et du niveau d'activation ($-3,69 \pm 6,70\%$; $p < 0,05$) a été mesurée. Pour le protocole lourd, une fatigue supérieure a été obtenue pour les paramètres mécaniques (MVC : $-21,82 \pm 8,16\%$ et Pd : $-29,83 \pm 15,79\%$, $p < 0,05$), mais sans modification du niveau d'activation. Ces résultats suggèrent une fatigue d'intensité et de nature différente. En effet, le protocole léger a induit une fatigue à la fois d'origine nerveuse et musculaire, alors que le protocole lourd a engendré une fatigue plus importante mais d'origine musculaire uniquement. Cependant, quel que soit le niveau de fatigue induit, l'analyse statistique n'a pas révélé de différences entre les modalités de récupération. De plus, la force maximale est maintenue tout au long du protocole léger alors qu'une diminution progressive de la force maximale est observée pour le protocole lourd. La question du choix de la modalité de récupération appliquée pendant les séries se pose alors. La troisième étude de ce travail s'intéressera donc aux effets de différentes interventions (EMS, pédalage et étirements) appliquées entre les séries lors d'un exercice de renforcement musculaire.

Etude 3

Effet de différentes modalités de récupération pendant une séance de renforcement musculaire

Article publié dans Journal of Sports Science and Medicine 2011 (10)

p.624-629

Introduction

Nos deux premières études n'ont pas révélé d'effet positif de l'EMS par rapport à la récupération passive, quel que soit son moment d'application, à savoir en post exercice (étude 1) ou pendant l'exercice (étude 2).

Ainsi, dans la continuité de ce travail sur la récupération, nous nous sommes orientés sur l'application d'autres modalités de récupération. Il existe en effet différentes manières d'induire une récupération active (globale vs. localisée).

Le but de cette troisième étude a donc été de tester les effets de différentes modalités de récupération sur la fatigue neuromusculaire au cours d'une séance de renforcement musculaire sur les muscles extenseurs de la jambe. Ainsi trois modalités de récupération ont été appliquées entre les séries, (active sur ergocycle, étirements et électrostimulation) par comparaison avec une récupération passive.

EFFECTS OF BETWEEN-SET INTERVENTIONS ON NEUROMUSCULAR FUNCTION DURING ISOKINETIC MAXIMAL CONCENTRIC CONTRACTIONS OF THE KNEE EXTENSORS

RUNNING HEAD

Between-set recovery in a knee extensor exercise

C. COMETTI^{1,2} G. DELEY^{1,2} N. BABAULT^{1,2}

Affiliation

¹Centre d'expertise de la performance, Faculté des Sciences du Sport, Université de Bourgogne, BP 27877, 21078 Dijon Cedex, France; ²INSERM/U 887- Motricité et Plasticité, UFR STAPS, BP 27877 21078 DIJON CEDEX Dijon, France

Correspondance:

Nicolas BABAULT,
Faculté des Sciences du Sport,
Université de Bourgogne,
BP 27877,
21078 Dijon Cedex, France
Tel: (+33) 3 80 39 67 88 Fax: (+33) 3 80 39 67 41
e-mail: nicolas.babault@u-bourgogne.fr

ABSTRACT

The presents study investigated the effects of between-set interventions on neuromuscular function of the knee extensors during six sets of 10 isokinetic ($120^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$) maximal concentric contractions separated by three minutes.

Twelve healthy men (age: 23.9 ± 2.4 yrs) were tested for four different between-set recovery conditions applied during two minutes: passive recovery, active recovery (cycling), electromyostimulation and stretching, in a randomized, crossover design. Before, during and at the end of the isokinetic session, torque and thigh muscles electromyographic activity were measured during maximal voluntary contractions and electrically-evoked doublets. Activation level was calculated using the twitch interpolation technique.

While quadriceps electromyographic activity and activation level were significantly decreased at the end of the isokinetic session (-5.5 ± 14.2 % and -2.7 ± 4.8 %; $p<0.05$), significant decreases in maximal voluntary contractions and doublets were observed after the third set (respectively $-8.0 \pm 12.1\%$ and $-5.9 \pm 9.9\%$; $p<0.05$). Whatever the recovery modality applied, torque was back to initial values after each recovery period.

The present results showed that fatigue appeared progressively during the isokinetic session with peripheral alterations occurring first followed by central ones. Recovery interventions between sets did not modify fatigue time course as compared with passive recovery. It appears that the interval between sets (3 min) was long enough to provide recovery regardless of the interventions.

KEY WORDS

Electromyography, electromyostimulation, stretching, recovery, maximal strength

INTRODUCTION

Isokinetic exercises consisting of several sets of maximal concentric and/or eccentric contractions have been used to study neuromuscular fatigue (Linnamo et al., 2000, Michaut et al., 2003, Babault et al., 2006). Most of these studies assessed fatigue at the end of the exercise (Hill et al., 2001, Gauche et al., 2009) but little is known regarding fatigue time course within the exercise and whether applying different types of recovery interventions between sets would modify this fatigue time course. This knowledge would be useful in order to better understand how fatigue develops during this type of session and how to limit its appearance.

Indeed, this type of exercise has been demonstrated to induce metabolites accumulation (Linnamo et al., 2000) that might progressively decrease the exercise intensity (Steele et al., 2003). Therefore, it could be of interest to optimize recovery between sets in order to limit fatigue appearance. Previous studies investigated the effect of cycling, stretching or electromyostimulation on recovery from exercise (Spierer et al., 2004, Miladi et al., 2010), and these might enhance between-set recovery. In fact, these interventions have shown to increase blood flow (Gupta et al., 1996) and metabolites removal (Toubekis et al., 2008, Neric et al., 2009). However, no previous studies have applied these interventions between sets. It was hypothesized that cycling, stretching or electromyostimulation inserted between sets during an isokinetic exercise would delay fatigue compared with passive recovery.

Therefore, the first aim of this study was to evaluate fatigue time course during an isokinetic exercise composed of six sets of ten maximal concentric contractions separated by three minutes of passive recovery. The second aim of this work was to assess if currently used recovery interventions (bicycle, stretching, electromyostimulation) would be more effective than passive recovery to limit fatigue appearance during the session (Barnett et al., 2006).

These three interventions were chosen because they are cheap, easy to apply and have already demonstrated their effectiveness after exercise (Spierer et al., 2004, Miladi et al., 2010).

METHODS

Subjects.

Twelve healthy men, with no previous history of injury to the lower extremity participated in this study (age: 23.9 ± 2.4 yrs, weight: 74.6 ± 7.8 kg, height: 177.2 ± 4.5 cm). All were physically active and used to upper- and lower-body strengthening exercises in their own sport. However, none of them had ever been engaged in any training or testing protocol on an isokinetic dynamometer. Each read and signed a written informed consent document outlining the procedures of the experiment. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and approval for the project was obtained from the local Institutional Review Board. Subjects were all instructed to refrain from training during the entire protocol. According to power calculation (Statistica 8.0, Statsoft Inc, Tulsa, USA), this sample size was high enough to test fatigue time course and differences between recovery interventions.

Experimental design.

The experiment was based on four sessions each corresponding to a recovery mode randomly assigned. Sessions were separated by at least seven days and conducted at the same time of the day.

One week before the protocol onset, subjects performed several concentric contractions ($120^{\circ} \cdot s^{-1}$) on an isokinetic dynamometer for familiarization. Single twitches were also

delivered during this session in order to accustom the subjects to femoral nerve electrical stimulation. During all sessions, subjects were seated in comfortable upright position on the isokinetic dynamometer (BIODEX system 2, Biodex corporation, Shirley, NY) with a 95° hip angle. Velcro straps were applied tightly across the thorax. The leg was fixed to the dynamometer lever-arm and the axis of rotation of the dynamometer was aligned to the lateral femoral condyle, indicating the anatomical joint axis of the knee.

Each session began with a standardized warm-up consisting of 10 to 15 progressive dynamic leg extensions performed at $120^{\circ} \cdot s^{-1}$. Then, optimal stimulation intensity was determined and subjects underwent tests (described below) that were repeated during and after the isokinetic session in order to determine the fatigue time course (Figure 1).

Insert Figure 1 here

The isokinetic session included six sets of 10 maximal concentric contractions of the right quadriceps (100° range of motion from 0 to 100° – 0° corresponding to knee fully extended) at $120^{\circ} \cdot s^{-1}$, separated by three minutes. Subjects were strongly encouraged to contract maximally. For each session, one of the four recovery modes was applied between sets bilaterally for two minutes. The order of the recovery modes application was purely randomized by drawing lots for each subject, at the beginning of each session.

Passive recovery (PR). Subjects remained static on the seat of the ergometer in a relaxed position (75° knee flexion).

Active recovery (AR). Light pedalling on a bicycle (50 Watts) at 55 rpm (Bike Forma, Technogym Gambettola FC – Italy).

Stretching (ST). On one foot, with one hand on a wall for balance, subject hold the other foot with the opposite hand and raised the heel to the buttocks. The quadriceps femoris was

maximally stretched and the position was maintained during 20 s. Both legs were alternately stretched three times.

Electromyostimulation (EMS). Low-frequency stimulation of knee extensor muscles was performed using a commercially available program for active recovery (9 Hz, pulse width 400 μ s, rise time: 1.5s, fall time: 1.5s; Compex Energy, Compex SA, Ecublens Switzerland). Stimulation intensity was self-chosen, strong but comfortable (i.e, 20-30 mA). Quite similar stimulation characteristics have previously been tested for recovery after fatiguing exercises (Lattier et al., 2004). Pairs of positive electrodes (5 cm $\times$ 5 cm) were placed as close as possible to motor points of vastus lateralis and vastus medialis muscles. Rectangular negative electrodes (10 cm $\times$ 5 cm) were placed transversally on the proximal portion of both thighs. Electrodes were only removed at the end of the session.

Measurements.

Before (pre Set 1), during (post Set 1, pre and post Set 3 and pre Set 6), and after (post Set 6) the isokinetic session, tests were performed to investigate neuromuscular fatigue time course (Figure 1). Tests, involving MVC and evoked contractions, were carried out on the isokinetic dynamometer, in isometric conditions (75° knee flexion). Changes in torque generated during the first three and last repetitions of sets 1, 3 and 6 were recorded.

MVC. Two 5-s MVC (separated by 15 s) were performed at pre Set 1 and post Set 6, and the highest value of the two was retained for further analysis. To avoid additional fatigue, only one isometric MVC was performed at post Set 1, pre Set 3, post Set 3 and pre Set 6.

Evoked contractions. Quadriceps contractile properties were studied using femoral nerve stimulations. Electrical impulses were delivered through a pair of surface electrodes. The anode (self-adhesive stimulation electrode, 10 cm $\times$ 5 cm) of the electrical stimulator (Digitimer DS7, Hertfordshire, England) was pasted halfway between the superior aspect of

the greater trochanter and the inferior border of the iliac crest. The cathode (10 mm diameter ball probe) was pressed in the femoral triangle and moved to the position allowing the biggest contraction. At the beginning of each session (after warm-up), optimal stimulation intensity was determined isometrically using single twitches (1-ms duration, 400 V maximum voltage and intensity ranging from 60 to 200 mA stimulations) separated by 5 s, with progressively increasing intensity until twitch torque failed to increase. This maximal intensity was used during the remainder of the session: two electrical impulses (doublet) separated by 10 ms (100 Hz) were applied. Stimulations were delivered at rest before each MVC to assess contractile properties, during the MVC plateau (superimposed doublet) as well as 1 s after the MVC (control doublet) to determine activation level according to the twitch interpolation technique (Merton, 1954).

Electromyography (EMG). EMG activity was recorded from vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and biceps femoris muscles of the right thigh. Bipolar surface silver-chloride electrodes with a 2-cm inter electrode distance were used. After a careful preparation of the skin (shaving, abrading and cleaning with alcohol), electrodes were placed over muscles bellies. A reference electrode was placed on the patella. Myoelectrical signals were amplified with a bandwidth frequency ranging from 10 Hz to 2 kHz (common mode rejection ratio = 90 dB; impedance = 100 M Ω ; gain = 500) and were digitized online at a 2 kHz sampling frequency.

Data analysis.

Mechanical and myoelectric traces were digitized online and stored for analyses (Biopac systems, Inc., MP System hardware and Acknowledge software). Peak torque was measured from the mechanical traces associated with paired stimuli (Pd) and MVC. Activation level

(%) was calculated according to the twitch interpolation technique (Merton, 1954) using the following formula: activation level = $(1 - \text{superimposed doublet} / \text{control doublet}) \times 100$.

During the isokinetic session, an average of the torque of the first three and of the last three repetitions was calculated for sets 1, 3 and 6 in order to assess concentric fatigue time course (Michaut et al., 2003).

The amplitude of the EMG response to paired stimuli (M-wave) was measured. Muscular activity was quantified using root mean square values (RMS) calculated on a 500-ms period over the isometric plateau. RMS values were then normalized with respect to the M-wave amplitude. The level of coactivation was calculated by normalizing the RMS values of the biceps femoris when this muscle was acting as an antagonist to the RMS obtained when this muscle was acting as an agonist, that is, during knee flexion, and was expressed as a percentage. (Lattier et al., 2004).

Statistical analysis

Data are presented as mean values $\pm$ SD. Since no difference was observed between the three extensor muscles, data presented throughout the manuscript for RMS and M-waves are the averages of those muscles. In the following analyses, modes corresponded to recovery modalities, time corresponded to pre and post values and sets was the comparison between Set 1, Set 3, and Set 6. Values were compared using a three-way ANOVA (modes $\times$ time $\times$ sets) using Statistica 8.0 (Statsoft Inc, Tulsa, USA). Then, Newman-Keuls post-hoc tests were used when significant main effects or interactions were obtained. Statistical significance was tested and accepted at 0.05. We assessed the inter-subject reliability with the intraclass correlation coefficient (ICC) and coefficient of variation (CV) using the first attempts during pre Set1 tests. The ICC indicates the error in measurements as a proportion of the total variance in

scores. As a general rule, we considered an ICC over 0.90 as high, between 0.80 and 0.90 as moderate and below 0.80 as insufficient (Vincent, 1999). CV was interpreted with an analytical goal of 15% or below (Stokes, 1985). Statistical power values associated with the three-way ANOVA were automatically calculated for each variable. When statistical differences were found, power values were higher than 0.96.

RESULTS

ICC, measured for each variable were high, with values ranging from 0.97 to 0.99. Measurements reliability was good with CV ranging from 5.80 to 8.98 %. No adverse effects (pain or unpleasant sensation) were reported by the subjects during the four recovery procedures.

Pre Set 1 and post Set 6 values for all recorded parameters are shown in Table 1. All recovery modes confounded, a significant average decrease (time effect, $p < 0.05$) was obtained at the end of the isokinetic session for MVC ($-8.8 \pm 12.1\%$) and Pd ($-8.0 \pm 2.3\%$) as well as for RMS and activation level ($-5.5 \pm 14.2\%$ and $-2.7 \pm 4.8\%$, respectively). M-wave amplitudes and coactivation were unchanged.

Insert table 1 here

Set 1, Set 3 and Set 6 induced a significant strength decrease (peripheral fatigue) as shown by the diminution in Pd and MVC (Figure 2, $p < 0.05$) measured immediately after each set, but also by the torque developed during the last three repetitions of the set (Figure 3). Central parameters (RMS, activation level and coactivation) were unaffected within the isokinetic session.

Insert figure 2 and figure 3 here

After three minutes of recovery, torque developed during dynamic voluntary contractions at the beginning of Set 3 and Set 6, was back to initial pre Set 1 values (Figure 3). There were no significant differences between passive recovery and the three recovery interventions.

DISCUSSION

These data provide insight to the effects of between-set interventions on changes in muscle function over six sets of ten maximal isokinetic concentric contractions of the knee extensors. We found that peripheral parameters were firstly altered while central fatigue appeared only at the end of the session. Recovery interventions between sets did not modify fatigue time course as compared with passive recovery.

Several mechanisms, such as neuromuscular propagation, excitation-contraction coupling, intracellular regulation, might be responsible for the decreases observed in evoked contractions and MVC (Bigland-Ritchie, 1984, Hill et al., 2001). However, the absence of any modification of the M-wave amplitude showed that peripheral fatigue can not be attributed to a modification of neuromuscular propagation. Conversely, the observed Pd reduction indicated an altered excitation-contraction coupling, and therefore suggested perturbations of intracellular regulation (Hill et al., 2001) that controls cross-bridges kinetic, number, and force (Lamb, 2000). While unchanged throughout the isokinetic session, the activation level and RMS were significantly decreased after the sixth set. These results suggested that at the end of the isokinetic session, both central and peripheral fatigue contributed to the observed MVC decreases. Comparable decreases in MVC, Pd and activation level have previously been found after a similar isokinetic exercise (Zory et al. 2010). Central fatigue may originate from supraspinal and/or spinal factors, i.e. central motor drive, motoneurons excitability and neuromuscular transmission (Bigland-Ritchie, 1984). According to Gandevia (2001), central changes occur at a spinal level due to the altered input from muscle spindle, tendon organ, and group III and IV muscle afferents innervating the fatigued muscles. A similar fatigue time course, i.e. peripheral alterations followed by central ones, has previously been found (Babault et al., 2006). These authors concluded that fatigue time course was dependent upon muscle contractile conditions with inverse time courses being observed between exercises

involving concentric vs. isometric contractions. Surprisingly, despite an additional central fatigue at the end of the session, MVC was not further decreased in comparison with post Set 1 and post Set 3. This may be explained by the non-linearity of the EMG-force relation: great changes in EMG are necessary to induce significant changes in MVC (Rabita et al., 2000).

Regarding fatigue time course, our results also showed that torque values (doublets and MVC) registered after recovery periods were back to their initial values, whatever the interventions. This suggests that the three minutes separating sets allowed the subjects to fully recover both in passive condition and with recovery interventions. The results are quite surprising since we initially hypothesized that recovery interventions would be more effective than passive recovery. Indeed, these methods, and more particularly bicycle and electromyostimulation, are known to favour blood flow (Gupta et al., 1996) and therefore metabolites washout and/or lactate clearance. However, our results did not show any difference between the four modalities. In the literature, both similar and opposite results are reported. For example, Lau et al. (2001) concluded that active recovery did not enhance lactate removal or subsequent performance in simulated hockey games and Toubekis et al. (2005) suggested that passive recovery was the most appropriate to maintain a high intensity during repeated swimming sprints of short durations. Conversely, other experiments showed that active recovery is more effective than passive recovery, notably between sprint repetitions on ergocycle (Bogdanis et al., 1996, Signorile et al., 1993). Several parameters seem to be important when studying the effects of different recovery modalities on fatigue kinetics and could explain the diversity of the reported results. Among them, we can cite the exercise characteristics (type, muscle mass involved, intensity, duration), the duration of recovery periods but also the time when recovery is applied (during or after the exercise). The absence of any difference between recovery interventions and passive recovery in the present

study might be explained by the fact that the exercise was not long or intense enough to really fatigue subjects (muscle mass involved, angular velocity). Also, the positive effect of recovery on the stimulus intensity in the present study (no significant decreases in the pre-set values over 6 sets) could be only attributable to the relatively long recovery duration (3 minutes) and not to the modality applied. Results might be different with shorter between-sets intervals (2 minutes) and therefore shorter recovery interventions. However, one could argue that applying recovery interventions during such short periods might be complicated and induce additional fatigue rather than favour recovery.

The results of the current study showed that exercises composed of 6 sets of 10 concentric maximal contractions induce a progressive fatigue with peripheral alterations occurring first followed by central ones. Also, the three minutes of recovery between sets allowed the subjects to start each new set with torque values similar to those from the beginning of the session. Recovery interventions of different types (light pedalling, stretching or electromyostimulation) did not modify fatigue time course as compared with passive recovery. This suggests that there is no need to apply complicated recovery modes between sets during this type of isokinetic session, passive is enough. Further studies using exercises designed to induce a greater fatigue should be conducted in order to know more about the effects of different recovery modalities applied between sets.

Key points

- Allowing three minutes of recovery between sets of 10 maximal concentric contractions would help the subjects to recover from the peripheral fatigue induced by each set and therefore to start each new set with a high intensity.

- During this type of session, with three minutes between sets, passive recovery is sufficient; there is no need to apply complicated recovery interventions.

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict interest.

References

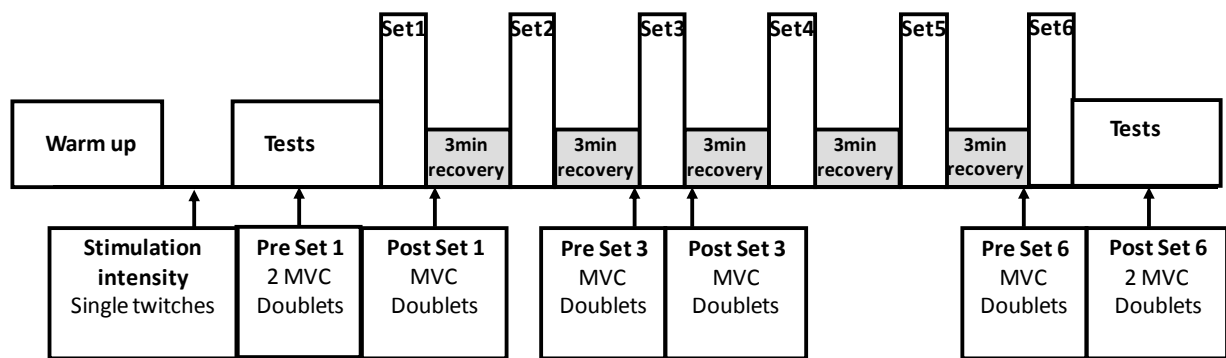
1. Babault, N., Desbrosses, K., Fabre, M.S., Michaut, A. and Pousson, M. (2006) Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *Journal of Applied Physiology* 100, 780-785.
2. Barnett, A. (2006) Using recovery modalities between training sessions in elite athletes. Does it help? *Sports Med* 36:781-796.
3. Bigland-Ritchie, B. (1984) Muscle fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Ciba Foundation Symposium* 82, 130-156.
4. Bogdanis, G.C., Nevill, M.E., Lakomy, H., Graham, C. and Louis, G. (1996) Effects of active recovery on power output during repeated maximal sprint cycling. *European Journal of Applied Physiology* 74, 461-469.
5. Gandevia, S.C. (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews* 8, 1725-1789.
6. Gauche, E., Couturier, A., Lepers, R., Michaut, A., Rabita, G. and Hausswirth, C. (2009) Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, e481-486.
7. Gibson, H. and Edwards, R.H. (1985) Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine* 2, 120-132.
8. Gupta, S., Goswami, A., Sadhukhan, A.K. and Mathur, D.N. (1996) Comparative study of lactate removal in short term massage of extremities, active recovery and a passive recovery period after supramaximal exercise sessions. *International Journal of Sports Medicine* 17, 106-110.
9. Hannie, P.Q., Hunter, G.R., Kekes-Szabo, T., Nicholson, C. and Harrison, P.C. (1995) The effect of recovery on force production, blood lactate, and work performed

- during bench press exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* 9: 8-12.
10. Hill, C.A., Thompson, M.W. and Ruell, P.A. (2001) Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *Journal of Physiology* 531, 871-878.
 11. Lamb, G.D. (2000) Excitation-contraction coupling in skeletal muscle: comparisons with cardiac muscle. *Clinical Experimental Pharmacology and Physiology* 27, 216-224.
 12. Lattier, G., Millet, G.Y., Martin, A. and Martin, V. (2004) Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. *International Journal of Sports Medicine* 25, 509-515.
 13. Lau, S., Berg, K., Latin, R.W. and Noble, J. (2001) Comparison of active and passive recovery of blood lactate and subsequent performance of repeated work bouts in ice hockey players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 15, 367-371.
 14. Linnamo, V., Bottas, R. and Komi, P.V. (2000) Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 293-300.
 15. Merton, P.A. (1954) Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology* 123, 553-564.
 16. Michaut, A., Pousson, M., Millet, G., Belleville, J. and Van Hoecke, J. (2003) Maximal voluntary eccentric, isometric and concentric torque recovery following a concentric isokinetic exercise. *International Journal of Sports Medicine* 24, 51-56.
 17. Miladi, I., Temfemo, A., Mandengué, S.H. and Ahmaidi, S. (2010) Effect of recovery mode on exercise time to exhaustion, cardiorespiratory responses, and blood lactate after prior, intermittent supramaximal exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25, 205-210.

18. Neric, F.B., Beam, W.C., Brown, L.E. and Wiersma, L.D. (2009) Comparison of swim recovery and muscle stimulation on lactate removal after sprint swimming. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 2560-2567.
19. Rabita, G., Pérot, C. and Lensele-Corbeil, G. (1994) Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *European Journal of Applied Physiology* 83, 531-538.
20. Signorile, J.F., Ingalls, C. and Tremblay, L.M. (1993) The effects of active and passive recovery on short-term, high intensity power output. *Canadian Journal of Applied Physiology* 18, 31-42.
21. Spierer, D.K., Goldsmith, R., Baran, D.A., Hryniewics, K. and Katz, S.D. (2004) Effect of active vs. passive recovery on work performed during supramaximal exercise tests. *International Journal of Sports and Medicine* 24, 109-114.
22. Steele, D.S. and Duke, A.M. (2003) Metabolic factors contributing to altered Ca^{2+} regulation in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica* 179, 39-48.
23. Stokes, M. (1985). Reliability and repeatability of methods for measuring muscle in physiotherapy. *Physiotherapy Theory and Practice* 1, 71-76.
24. Toubekis, A.G., Douda, H.T. and Tokmakidis, S.P. (2005) Influence of different rest intervals during active or passive recovery on repeated sprint swimming performance. *European Journal of Applied Physiology* 93, 694-700.
25. Toubekis, A.G., Tsolaki, A., Smilios, I., Douda, H.T., Kourtesis, T. and Tokmakidis, S.P. (2008) Swimming performance after passive and active recovery of various durations. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 3, 375-386.
26. Vincent, W.J. (1999). Statistics in kinesiology. Human Kinetics, Champaign, IL.
27. Zory, R., Weist, R., Malakieh, J., Grenier, S. (2010) Thigh muscles' responses caused by a single combined aerobic and resistance training session in healthy young men.

FIGURE LEGENDS

Figure 1.



Schematic view of the experimental design.

Figure 2.

Average percentages of change from values measured before Set 1 (Pre S1) for peak doublet amplitude and maximal voluntary torque (MVC). S1: Set 1, S3: Set 3, S6: Set 6. Values are the average of the four recovery modalities. *: Significantly different from pre S1 values ($p < 0.05$).

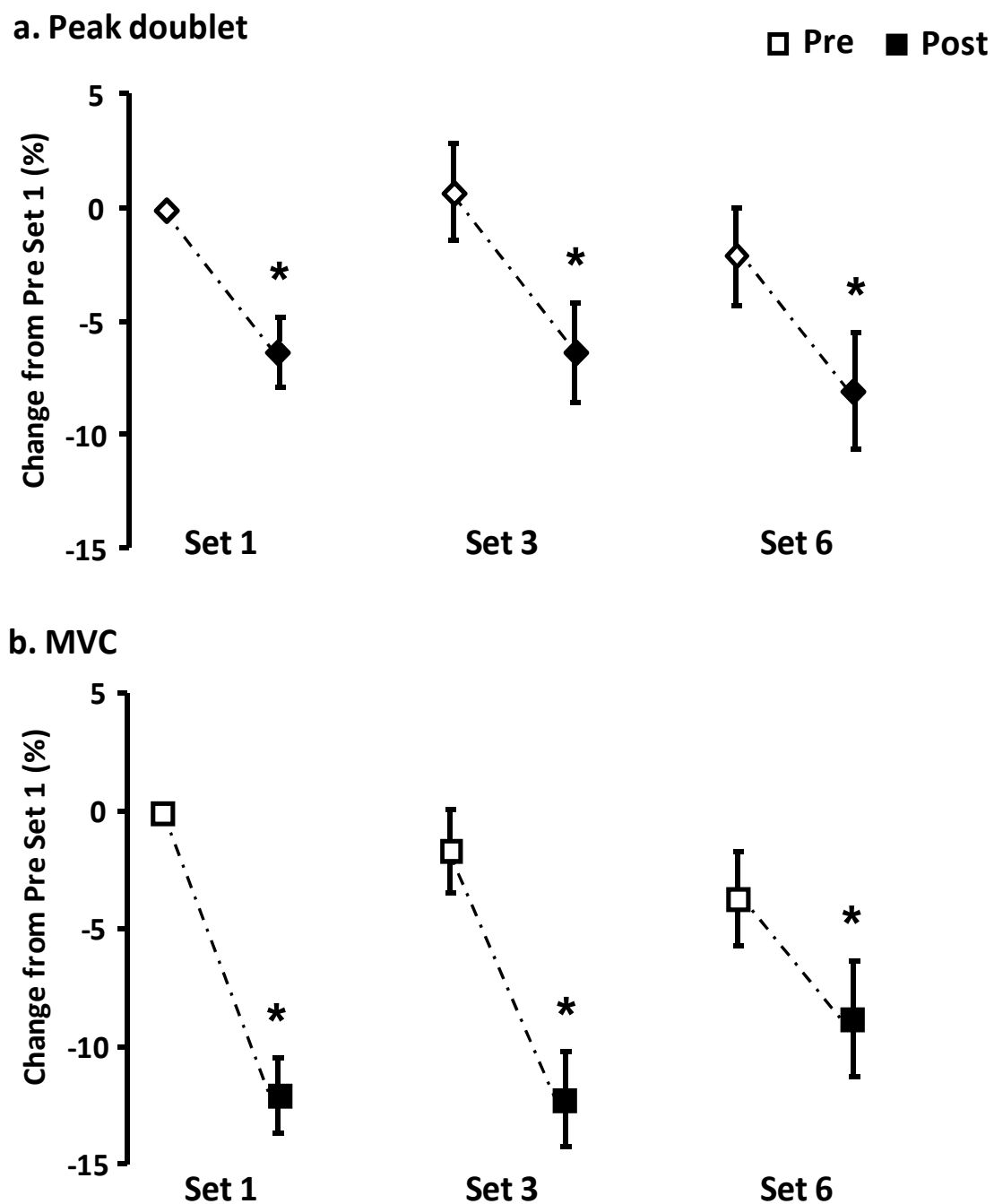


Figure 3.

Mean torque developed during the first three and the last three concentric contractions of Set 1, Set 3 and Set 6. Values are the average of the four recovery modalities. Significant differences between pre and post for a given set (* $p < 0.05$).

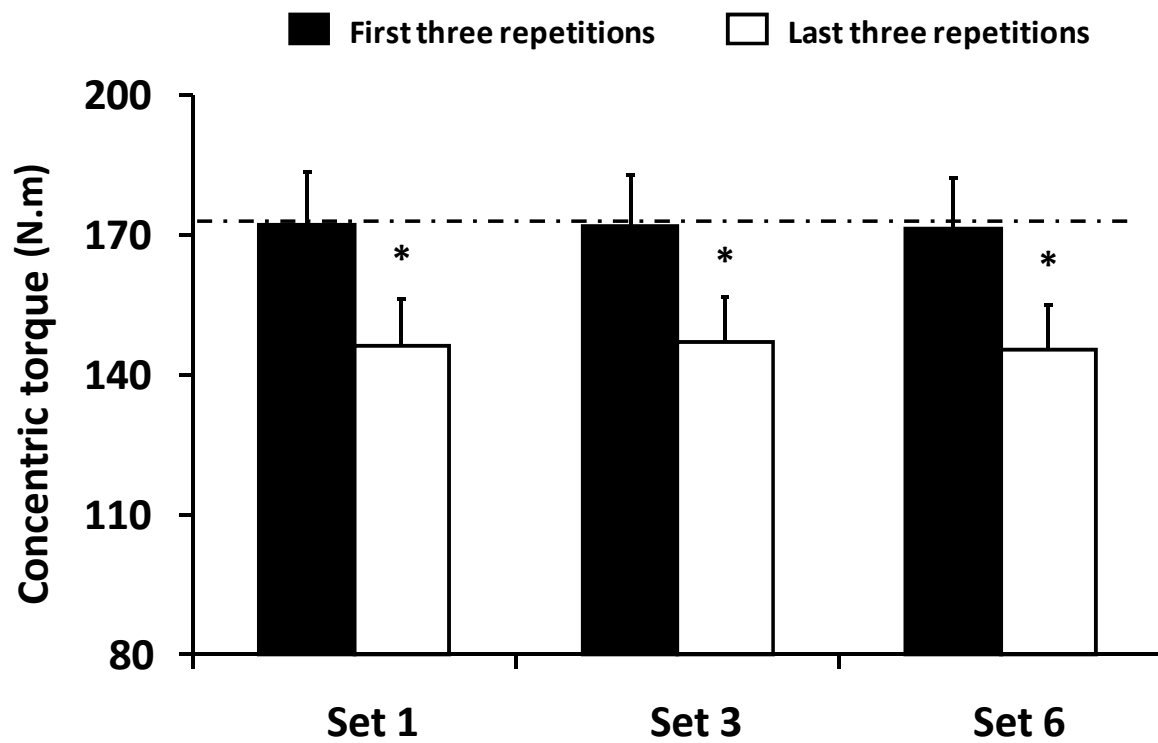


Table 1

Mean values (SD) of neuromuscular parameters before (Pre S1) and after (Post S6) an isokinetic exercise with four different recovery modalities.

		<i>PR</i>	<i>AR</i>	<i>ST</i>	<i>EMS</i>	<i>Average</i>
Pd (N.m)	Pre S1	70.7 (18.7)	69.2 (16.5)	70.5 (20.0)	72.5 (17.8)	70.7 (18.3)
	Post S6 *	65.6 (21.1)	66.6 (17.9)	63.10 (15.7)	66.1 (20.6)	65.4 (19.0)
MVC (N.m)	Pre S1	183.7 (64.2)	191.3 (76.7)	196.1 (72.1)	188.9 (63.3)	190.0 (69.5)
	Post S6 *	174.6 (60.0)	170.2 (61.3)	164.9 (41.8)	171.7 (57.1)	170.4 (55.7)
Activation Level (%)	Pre S1	94.4 (4.2)	94.7 (3.4)	95.7 (2.9)	96.9 (1.34)	95.4 (3.3)
	Post S6 *	92.9 (3.9)	93.0 (4.8)	93.9 (3.9)	91.1 (6.6)	92.7 (5.0)
RMS (mV)	Pre S1	5.22 (1.28)	4.98 (1.54)	4.68 (0.98)	4.44 (1.43)	4.83 (1.36)
	Post S6 *	5.02 (1.14)	4.59 (1.51)	4.48 (0.99)	4.06 (1.46)	4.54 (1.34)
M-wave (mV)	Pre S1	10.4 (0.6)	10.3 (0.3)	9.9 (2.0)	11.0 (1.0)	10.4 (3.2)
	Post S6	10.1 (0.7)	10.8 (0.3)	9.2 (2.0)	10.8 (1.2)	10.2 (3.1)
Coactivation (%)	Pre S1	11.8 (4.0)	12.9 (8.0)	12.7 (5.2)	13.5 (4.2)	12.7 (5.6)
	Post S6	11.6 (5.1)	12.8 (5.4)	11.5 (4.4)	11.2 (4.1)	11.6 (4.8)

Passive recovery (PR), active recovery (AR), stretching (ST), electromyostimulation (EMS). The last column represents an average of the four modalities values. Doublet peak torque (Pd), maximal voluntary contraction (MVC), activation level, root mean square (RMS), peak-to-peak amplitude of the M-wave (M-wave) and coactivation measured before (Pre S1) and after (Post S6) the isokinetic session.

*: Significantly different from values Pre S1 ($p < 0.05$).

Conclusion

L'analyse statistique n'a pas révélé d'effet des modalités de récupération sur la force maximale. En effet, parmi les trois modalités de récupération, aucune n'a pu se différencier de la récupération passive.

La fatigue neuromusculaire apparaît progressivement durant l'exercice avec tout d'abord une altération des paramètres mécaniques comme le montrent les diminutions significatives des valeurs de force maximale ($-8,8 \pm 12,1\%$) et de Pd ($-8,0 \pm 2,3\%$). A ces altérations musculaires s'est ajoutée une altération des paramètres centraux en fin de séance (réduction de l'activité EMG ainsi que du niveau d'activation).

Ces résultats suggèrent que pour ce type d'exercice, les phases de repos entre les séries avaient une durée suffisamment longue (3 minutes) pour permettre aux sujets de récupérer, y compris en condition passive. Il n'y a donc aucun intérêt à mettre en place des modalités de récupération particulière si le temps de récupération est suffisant.

DISCUSSION

L'objectif principal de ce travail de thèse était d'étudier différents paramètres de la récupération permettant de rétablir le plus vite possible la force maximale pour un exercice de renforcement musculaire analytique réalisé à intensité maximale. Nécessité imposée par le fait que ces exercices induisent systématiquement une fatigue neuromusculaire (Komi et Viitasalo, 1997 ; Cook et coll. 2007).

Cette fatigue peut être considérée comme un stimulus aux gains de force (Ronney et coll. 1994), mais elle peut également entraîner une diminution de l'intensité maximale pouvant être préjudiciable aux effets souhaités de l'entraînement (De salles et coll. 2009 ; Folland et coll. 2002). Pour ces auteurs, il est important de maintenir une intensité maximale tout au long de l'exercice. Pour cela, une bonne gestion des phases de récupération est essentielle.

Ainsi, à partir de l'évaluation de la fatigue neuromusculaire et de ses origines (nerveuses et/ou musculaires), nous avons mesuré, l'efficacité de différentes modalités de récupération pour un exercice de renforcement musculaire réalisé à intensité maximale.

Notre première étude portait sur une application de la récupération active ciblée au niveau du mollet en comparaison à une application sur le groupe musculaire fatigué, afin de voir si cela permettait d'optimiser l'efficacité du mécanisme de pompe musculaire et donc une meilleure récupération. Nos résultats montrent une diminution significative de la performance maximale en fin d'exercice. Toutefois, quel que soit le site d'application de la récupération active (EMS appliquée sur le triceps sural, ou sur les quadriceps), aucune différence significative par rapport à la récupération passive n'est observée.

Notre deuxième étude a ensuite cherché à savoir si l'efficacité de la récupération active dépendait de la quantité de fatigue induite au cours de l'exercice. Il a alors été constaté qu'indépendamment du niveau de fatigue, l'application d'une récupération active par EMS, entre les séries, lors d'un exercice de renforcement musculaire n'est pas plus efficace qu'une récupération passive pour limiter l'apparition de la fatigue.

Dans la continuité de ce travail, nous nous sommes finalement orientés sur l'application d'autres modalités de récupération (pédalage, EMS, étirements) pendant l'exercice (entre les séries). Là encore, l'analyse statistique n'a pas révélé d'effet de ces différentes modalités de récupération sur la force maximale. En effet, parmi ces trois modalités de récupération, aucune n'a pu se différencier de la récupération passive.

Ainsi, si la littérature indique que le choix d'une récupération active, s'avère efficace afin de rétablir la performance maximale suite à un exercice global (Thiriet et coll. 1993 ; Spierer et coll. 2004), les travaux que nous avons réalisés semblent indiquer que cette modalité de récupération n'est pas efficace pour récupérer d'exercices de renforcement musculaire.

En effet, pour de tels exercices, nos résultats ne montrent pas de différence significative entre l'effet d'une récupération active et passive, qu'elles soient appliquées après un exercice (étude 1) ou pendant, c'est-à-dire, entre les séries (études 2 et 3). Néanmoins, les protocoles, utilisés dans ces études, nous ont permis de mettre en évidence les origines musculaire et nerveuse de la fatigue lors d'exercices de renforcement musculaire.

L'analyse des paramètres neuromusculaires révèle principalement des altérations au niveau périphérique, avec des diminutions de force allant de -6% à -23 % selon les études. La récupération n'est donc pas dépendante du niveau de fatigue induit par l'exercice. Dans l'ensemble, pour ce type d'exercice de renforcement musculaire, peu de modifications au niveau des paramètres nerveux sont observées dans nos trois études. Les altérations se situent

de façon prépondérante au niveau du muscle et plus spécifiquement au niveau du couplage excitation-contraction. Effectivement, l'absence d'amélioration significative avec la récupération active suggère que la fatigue observée ici n'est pas directement liée à des facteurs métaboliques.

Différentes manières d'utiliser la RA ont été explorées dans ce travail. Tout d'abord, nous avons testé une RA appliquée de manière locale (études 1, 2 et 3) avec l'utilisation de l'EMS. Selon les études de Kim et coll, (1995) et Millet et coll. (2000), cette méthode permet d'obtenir les mêmes effets physiologiques (augmentation du flux sanguin grâce à l'alternance des périodes de contraction et de relâchement) qu'une RA volontaire. Nous avons également testé l'utilisation d'une RA avec un mouvement global, type pédalage (étude 3), méthode déjà utilisée dans de nombreuses études lors d'exercices induisant de fortes sollicitations énergétiques entraînant une accumulation de métabolites. Toutefois, peu l'ont employée pour un exercice de renforcement musculaire intense. De façon surprenante, nos études n'ont montré aucune différence avec la récupération passive. Il ne semble donc pas nécessaire d'appliquer une récupération active, que ce soit de manière locale ou globale, pour ce type d'exercice.

Cependant, il convient d'être prudent et de ne pas généraliser ce constat à tous les exercices de force. En effet, dans la première partie théorique de ce travail, nous avons mentionné la relation étroite existant entre l'étude de la récupération et celle de la fatigue neuromusculaire engendrée par l'exercice fatigant. Il s'agit de la notion de tâche dépendance déjà évoquée par Enoka et Stuart (1992). Chaque exercice entraîne des niveaux et des origines de fatigue différents. Il ne serait donc pas illogique que chacun d'eux nécessite un type de récupération différent.

Ainsi l'ensemble de nos résultats nous a permis de conforter cette hypothèse en montrant qu'il était nécessaire d'analyser précisément les origines de la fatigue induite par l'exercice. En effet la récupération pourrait également être dépendant de la tâche réalisée, dans le but de pouvoir appliquer la modalité de récupération la plus adaptée.

De plus, nos études ciblées sur la récupération entre les séries (études 2 et 3), ont permis de montrer que les différentes caractéristiques de l'exercice (intensité, type d'exercice, temps de récupération entre séries, etc.) sont également déterminantes pour la gestion de la récupération. Ainsi, la durée des intervalles de repos entre chaque série va largement conditionner le maintien de l'intensité maximale tout au long de l'exercice (étude 2). Nos résultats vont donc dans le sens de ceux décrits dans la littérature (Willardson et coll. 2006 ; De Salles et coll. 2010). Il est suggéré de laisser un temps de récupération suffisant entre les séries, afin de pouvoir repartir au niveau initial à chaque série. De Salles et coll. (2010) démontrent même que plus le temps de récupération entre les séries est important, plus les gains de force sont élevés.

CONCLUSION

La récupération active appliquée pendant ou après un exercice de renforcement musculaire n'est pas efficace pour le type d'exercice réalisé dans nos études. Nos résultats nous amènent toutefois à penser qu'il convient d'identifier les origines (musculaire et/ou nerveuse) de la fatigue neuromusculaire induite par l'exercice en vue de proposer la méthode de récupération la plus appropriée afin de rétablir très vite la performance maximale. La récupération, tout comme la fatigue, pourrait être dépendante de la tâche. Si, comme cela semble être le cas ici, la fatigue n'est pas liée à des facteurs métaboliques, il n'est pas nécessaire de mettre en place une récupération active (dont l'objectif premier est l'élimination des métabolites accumulés au cours de l'effort). Ainsi, dans ce cadre précis d'exercices de renforcement musculaire intense, le temps de repos entre les séries apparaît comme le facteur déterminant de la récupération.

Ces travaux posent plusieurs questions auxquelles de futures expérimentations tenteront de répondre. Il serait effectivement intéressant de déterminer l'effet de la répétition de séances au cours desquelles la durée de la récupération entre les séries permet aux sujets de garder une intensité maximale ou non. Cela nous permettrait de vérifier si l'apparition de la fatigue au cours d'une séance est un facteur nécessaire ou préjudiciable au gain de force musculaire (De salles et coll. 2009; Folland et coll. 2002).

Dans tous les cas, la récupération de la performance musculaire est nécessaire afin de pouvoir ensuite envisager une planification optimale des séances et mettre en œuvre une intensité maximale le jour de la compétition. L'exploration d'une récupération spécifique reste une orientation d'expérimentation à approfondir. Ainsi, dans la logique de notre étude 1, nous pourrions supposer qu'une application sur les deux groupes musculaires considérés (mollet et quadriceps), avec une contraction alternative des mollets puis du quadriceps afin de favoriser

le flux sanguin (par la pompe musculaire) en direction de la pompe centrale (le cœur) serait efficace. La recherche d'un meilleur rendement de la RA pour ce type d'exercice reste à expérimenter.

BIBLIOGRAPHIE

Ahmaidi S, Granier P, Taoutaou Z, Mercier J, Duchoudaud H, Prefaut C (1996). Effects of active recovery on plasma lactate and anaerobic power following repeated intensive exercise. *Med Sci Sports Exerc* 28: 692-697.

Al-Falahe NA, Nagaoka M, Vallbo AB (1990). Lack of fusimotor modulation in a motor adaptation task in man. *Acta Physiol Scand* 140: 23-30.

Allen GM, Gandevia SC, McKenzie DK (1995). Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle Nerve* 18: 593-600.

Allen GM, Lamb GD, Westerblad H (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiol Rev* 88: 287-332.

Allen JD, Mattacola CG, Perrin DH (1999). Effect of microcurrent stimulation on delayed-onset muscle soreness: a double-blind comparison. *J Athl Train* 34: 334-337.

Allen DG, Kabbara AA, Westerblad H (2002). Muscle fatigue: the role of intracellular calcium stores. *Can J Appl Physiol* 27: 83-96.

American College of Sports Medicine (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 41: 687-708.

Babault N, Cometti C, Maffiuletti NA, Deley G (2011). Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? *Eur J Appl Physiol* 111: 2501-2507.

- Babault N, Desbrosses K, Fabre MS, Michaut A, Pousson M (2006). Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. *J Appl Physiol* 100: 780-785.
- Baker AJ, Kostov KG, Miller RG, Weiner MW (1993). Slow force recovery after long-duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. *J Appl Physiol* 74: 2294-2230.
- Balnave CD, Allen DG (1995). Intracellular calcium and force in single mouse fibres following repeated contraction with stretch. *J Physiol* 488: 25-36.
- Baltzopoulos V, Brodie DA (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med* 8: 101-116.
- Banister EW, Cameron BJ (1990). Exercise-induced hyperammonemia: peripheral and central effects. *Int J Sports Med* 11: 129-142.
- Barnett A (2006). Using recovery modalities between training sessions in elite athletes. Does it help? *Sports Med* 36: 781-796.
- Behm DG, St-Pierre DM (1997). Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *J Appl Physiol* 82: 1654-1661.
- Belanger AY, McComas AJ (1981). Extent of motor unit activation during effort. *J Appl Physiol* 51: 1131-1135.
- Belcastro AN, Bonen A (1975). Lactic acid removal rates during controlled and uncontrolled recovery exercise. *J Appl Physiol* 39: 932-936.

Benson C, Docherty D, Brandenburg J (2006). Acute neuromuscular responses to resistance training performed at different loads. *J Sci Med Sport* 9: 135-142.

Bigland-Ritchie B, Wood JJ (1976). Integrated EMG and O₂ uptake during positive and negative work. *J Physiol* 260: 267-277.

Bigland-Ritchie B (1981). EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Ciba Found Symp* 82: 130-156.

Bigland-Ritchie B (1984). Muscle fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Ciba Foundation Symposium* 82: 130-156.

Bigland-Ritchie B, Dawson NJ, Johanson RS, Lippold OC (1986a). Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J Physiol* 379: 451-459.

Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vøllestad NK (1986b). Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl* 556: 137-148.

Bilcheck HM, Kraemer WJ, Maresh C, Zito MA (1993). The effects of isokinetic fatigue on recovery of maximal isokinetic concentric and eccentric strength in women. *J Strength Cond Res* 7: 43-50.

Bilodeau M (2006). Central fatigue in continuous and intermittent contractions of triceps brachii. *Muscle Nerve* 34: 205-213.

Bogdanis GC, Nevill ME, Boobis LH, Lakomy HK, Nevill AM (1995). Recovery of power output and metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *J Physiol* 482: 467-480.

- Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy H, Graham C, Louis G (1996). Effects of active recovery on power output during repeated maximal sprint cycling. *Eur J Appl physiol* 74: 461-469.
- Bond V, Adamas RG, Teaney RJ, Gresham K, Ruff W (1991). Effects of active and passive recovery on lactate removal and subsequent isokinetic muscle function. *J Sport Med Phys Fitness* 31: 357-361.
- Boska MD, Moussavi RS, Carson PJ, Weiner MW, Miller RG (1990). The metabolic basis of recovery after fatiguing exercise of human muscle. *Neurology* 40: 240-244.
- Bouisset S, Maton B (1972). Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *Am J Phys Med* 51: 285-295.
- Boyas S, Guével A (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med* 54: 88-108.
- Burke D, Hagbarth KE, Löfstedt L (1978). Muscle spindle responses in man to changes in load during accurate position maintenance. *J Physiol* 276: 159-164.
- Butterfield DL, Draper DO, Ricard MD, Myrer JW, Schulthies SS, Durrant E (1997). The effects of high-volt pulsed current electrical stimulation on delayed-onset muscle soreness. *J Athl Train* 32: 15-20.
- Cady EB, Elshove H, Jones DA, Moll A (1989). The metabolic causes of slow relaxation in fatigued human skeletal muscle. *J Physiol* 418: 327-337.
- Castagna C, Abt G, Manzi V, Annino G, Padua E, D'Ottavio S (2008). Effect of recovery mode on repeated sprint ability in young basketball players. *J Strength Cond Res* 22: 923-929.

Chaouloff F (1989). Physical exercise and brain monoamines: a review. *Acta Physiol Scand* 137: 1-13.

Coffey V, Leveritt M, Gill N (2004). Effect of recovery modality on 4-hour repeated treadmill running performance and changes in physiological variables. *J Sci Med Sport* 7: 1-10.

Colliander EB, Tesch PA (1990). Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol Scand* 140: 31-39.

Cometti C, Deley G, Babault N (2011). Effect of between set interventions on neuromuscular function during isokinetic maximal concentric contractions of the knee extensors. *J Sports Sci & Med* 10: 624-629.

Cook SB, Clark BC, Ploutz-Snyder LL (2007). Effects of exercise load and blood-flow restriction on skeletal muscle function. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1708-1713.

Cortis C, Tessitore A, D'Artibale E, Meeusen R, Capranica L (2010). Effects of post-exercise recovery interventions on physiological, psychological, and performance parameters. *Int J Sports Med* 31: 327-335.

Craig JA, Cunningham MB, Walsh DM, Baxter GD, Allen JM (1996). Lack of effect of transcutaneous electrical nerve stimulation upon experimentally induced delayed onset muscle soreness in humans. *Pain* 67: 285-289.

Cramp AF, Gilsenan C, Lowe AS, Walsh DM (2000). The effect of high- and low-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation upon cutaneous blood flow and skin temperature in healthy subjects. *Clin Physiol* 20: 150-157.

Crampton D, Donne B, Egana M, Warmington SA (2011). Sprint cycling performance is maintained with short-term contrast water immersion. *Med Sci Sports Exerc* 43: 2180-2188.

Crenshaw AG, Karlsson S, Styf J, Bäcklund T, Friden J (1995). Knee extension torque and intramuscular pressure of the vastus lateralis muscle during eccentric and concentric activities. *Eur J Appl Physiol* 70: 13-19.

Dagrada A (2009). La pompe musculaire du mollet : « cœur » du système veineux- Rôle du cycle musculaire systole-diastole. *Phlebologie* 62: 53-57.

De Salles BF, Simão R, Miranda F, Novaes Jda S, Lemos A, Willardson JM (2009). Rest interval between sets in strength training. *Sports Med* 39: 765-777.

De Salles BF, Simão R, Miranda H, Bottaro M, Fontana F, Willardson JM (2010). Strength increases in upper and lower body are larger with longer inter-set rest intervals in trained men. *J Sci Med Sport* 13: 429-433.

Denegar CR, Perrin DH (1992). Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation, cold, and a combination treatment on pain, decreased range of motion, and strength loss associated with delayed onset muscle soreness. *J Athl Train* 27: 200-206.

Dorado C, Sanchis-Moysi J, Calbet JA (2004). Effects of recovery mode on performance, O₂ uptake, and O₂ deficit during high-intensity intermittent exercise. *Can J Appl Physiol* 29: 227-244.

Duchateau J (1995). Bed rest induces neural and contractile adaptations in triceps surae. *Med Sci Sports Exerc* 27: 1581-1589.

Duchateau J, Balestra C, Carpentier A, Hainaut K (2002). Reflex regulation during sustained and intermittent submaximal contractions in humans. *J Physiol* 541: 959-967.

Edwards RHT (1983). Biochemical bases of fatigue in exercise performance: catastrophe theory of muscular fatigue. In: *Biochemistry of exercise*. International meeting, Boston: 3-28.

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

Faghri PD, Votto JJ, Hovorka CF (1998). Venous hemodynamics of the lower extremities in response to electrical stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 79: 842-848.

Falconer K, Winter DA (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 25: 135-149.

Fitts RH (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 74: 49-94.

Folland JP, Irixh CS, Roberts JC, Tarr JE, Jones DA (2002). Fatigue is not necessary stimulus for strength gains during resistance training. *Br J Sport med* 36: 370-374.

Fowles J R, Green HJ, Tupling R, O'Brien, Roy BD (2002). Human neuromuscular fatigue is associated with altered Na⁺-K⁺-ATPase activity following isometric exercise. *J Appl Physiol* 92: 1585-1593.

Franchini E, Yuri Takito M, Yuzo Nakamura F, Ayumi Matsushige K, Peduti Dal'Molin Kiss MA (2003). Effects of recovery type after a judo combat on blood lactate removal and on performance in an intermittent anaerobic task. *J Sports Med Phys Fitness* 43: 424-431.

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.

Gandevia SC, Allen GM, McKenzie DK (1995). Central fatigue: critical issues, quantification and practical implications. *Adv Exp Med Biol* 384: 281-294.

Gandevia SC (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol rev* 81: 1725-1789.

Gandevia SC, Herbert RD, Leeper JB (1998). Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *J Physiol* 512: 595-602.

Gardner AM, Fox RH (1983). The venous pump of the human foot--preliminary report. *Bristol Med Chir J* 98: 109-112.

Gauche E, Couturier A, Lepers R, Michaut A, Rabita G, Hausswirth C (2009). Neuromuscular fatigue following high versus low-intensity eccentric exercise of biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 19: 481-486.

Gibala MJ, Mac Dougall JD, Tarnopolsky MA, Stauber WT, Elorriaga A (1995). Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. *J Appl Physiol* 78: 702-708.

Gibson H, Edwards RH (1985). Muscular exercise and fatigue. *Sports Med* 2: 120-132.

Glaser RM (1994). Functional neuromuscular stimulation. Exercise conditioning of spinal cord injured patients. *Int J Sports Med* 15: 142-148.

Gray JC, Chandler JM (1989). Percent decline in peak torque production during repeated concentric and eccentric contractions of the quadriceps femoris muscle. *J Orthop Sports Phys Ther* 10: 309-314.

Green S, La Gberg H, Skovgaard D, Bulow J, Kjaer M (2000). Interstitial and arterial-venous $[K^+]$ in human calf muscle during dynamic exercise: effect of ischemia and relation to muscle pain. *J Physiol* 529: 849-861.

Grunovas A, Silinskas V, Poderys J, Trinkunas E (2007). Peripheral and systemic circulation after local dynamic exercise and recovery using passive foot movement and electrostimulation. *J Sports Med Phys Fitness* 47: 335-343.

Guezennec CY (2000). La fatigue centrale : électrophysiologique ou neurochimique. *Science & Sports* 15: 228-233.

Gupta S, Goswami A, Sadhukhan AK, Mathur DN (1996). Comparative study of lactate removal in short term massage of extremities, active recovery and a passive recovery period after supramaximal exercise sessions. *Int J Sports Med* 17: 106-110.

Häkkinen K, Komi PV, Kauhanen H (1987). Scientific evaluation of specific loading of the knee extensors with variable resistance, isokinetic and barbell exercises. *Med Sport Sci* 26: 224-237.

Hales JP, Gandevia SC (1988). Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch responses. *J Neurosc Meth* 25: 97-102.

Hamada T, Sasaki H, Hayashi T, Moritani T et Nakao K (2003). Enhancement of whole body glucose uptake during and after human skeletal muscle low-frequency electrical stimulation. *J Appl Physiol* 94: 2107-2112.

Hannie PQ, Hunter GR, Kekes-Szabo T, Nicholson C, Harrison, PC (1995). The effect of recovery on force production, blood lactate, and work performed during bench press exercise. *J Strength Cond Res* 9: 8-12.

Hargreaves M (2000). Skeletal muscle metabolism during exercise in humans. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 27: 225-228.

Hayward L, Wesselmann U, Rymer WZ (1991). Effects of muscle fatigue on mechanically sensitive afferents of slow conduction velocity in the cat triceps surae. *J Neurophysiol* 65: 360-370.

Henatsch HD, Langer HH (1985). Basic neurophysiology of motor skills in sport: a review. *Int J Sports Med* 6: 2-14.

Heyman E, De Geus B, Mertens I, Meeusen R (2009). Effects of four recovery methods on repeated maximal rock climbing performance. *Med Sci Sports Exerc* 41: 1303-1310.

Hill CA, Thompson MW, Ruell PA (2001). Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *J Phys* 531: 871-878.

Hunter G, Szabo T, Schnitzler A(1992). Metabolic cost/vertical work requirement during extension and flexion weight training exercises. *J Appl Sports Sci Res* 6: 42-48.

Hutton RS, Nelson DL (1986). Stretch sensitivity of Golgi tendon organs in fatigued. *J Strength Cond Res* 15: 367-371.

Jougla A, Micallef JP, Mottet D (2009). Effects of active vs. passive recovery on repeated rugby-specific exercises. *J Sci Med Sport* 13: 350-355.

Kannus P (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 15: 11-18.

- Kaufman MP, Longhurst JC, Rybicki KJ, Wallach JH, Mitchell JH (1983). Effects of static muscular contraction on impulse activity of groups III and IV afferents in cats. *J Appl Physiol* 55: 105-112.
- Kawakami Y, Kanehisa H, Ikegawa S, Futunaga T (1993). Concentric and eccentric muscle strength before, during and after fatigue in 13 year-old boys. *Eur J Appl Physiol* 67: 121-124.
- Kay D, St Clair Gibson A, Mitchell MJ, Lambert MI, Noakes TD (2000). Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 425-431.
- Kellis E (1999). The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 191-199.
- Kent-Braun JA (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol* 80: 57-63.
- Kim CK, Strange S, Bangsbo J, Saltin B (1995). Skeletal muscle perfusion in electrically induced dynamic exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 153: 279-287.
- Klass M, Guissard N, Duchateau J (2004). Limiting mechanisms of force production after repetitive dynamic contractions in human triceps surae. *J Appl Physiol* 4: 1516-1521.
- Kniffki KD, Mense S, Schmidt RF (1978). Responses of group IV afferent units from skeletal muscle to stretch, contraction and chemical stimulation. *Exp Brain Res* 31: 511-522.
- Komi PV, Bosco C (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10: 261-265.

Komi PV, Viitasalo JT (1977). Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta Physiol Scand* 100: 246-254.

Kraemer WJ, Noble BJ, Clark MJ, Culver BW (1987). Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. *Int J Sports Med* 8: 247-252.

Lamb GD (2000). Excitation-contraction coupling in skeletal muscle: comparisons with cardiac muscle. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 27: 216-224.

Lamb GD (2009). Mechanisms of excitation-contraction uncoupling relevant to activity-induced muscle fatigue. *Appl Physiol Nutr Metab* 34: 368-372.

Lattier G, Millet GY, Martin A, Martin V (2004). Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. *Int J Sports Med* 25: 509-515.

Lau S, Berg K, Latin RW, Noble J (2001). Comparison of active and passive recovery of blood lactate and subsequent performance of repeated work bouts in ice hockey players. *J Strength Cond Res* 15: 367-371.

Lieber RL, Woodburn TM, Friden J (1991). Muscle damage induced by eccentric contractions of 25% strain. *J Appl Physiol* 70: 2498-2507.

Linnamo V, Bottas R, Komi PV (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 293-300.

Linnamo V, Häkkinen K, Komi PV (1998). Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77: 1182-1188.

- Linnamo V, Newton RU, Häkkinen K, Komi PV, Davie A, Mc Guigan M, Triplett-McBride T (2000). Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *J Electromyogr Kinesiol* 10: 417-424.
- Maclaren DP, Gibson H, Parry-Billings M, Edwards RH (1989). A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exerc Sport Sci Rev* 17: 29-66.
- Martin V, Millet G, Lattier G, Perrod L (2004). Effects of recovery modes after knee extensor muscles eccentric contractions. *Med Sci Sports Exerc* 36: 1907-1915.
- McCann DJ, Molé PA, Caton JR (1995). Phosphocreatine kinetics in humans during exercise and recovery. *Med Sci Sports Exerc* 27: 378-389.
- McCully KK, Faulkner JA (1986). Characteristics of lengthening contractions associated with injury to skeletal muscle fibers. *J Appl Physiol* 61: 293-299.
- McEniery CM, Jenkins DG, Barnett C (1997). The relationship between plasma potassium concentration and muscle torque during recovery following intense exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 462-466.
- McLoughlin TJ, Snyder AR, Brolinson PG, Pizza FX (2004). Sensory level electrical muscle stimulation: effect on markers of muscle injury. *Br J Sports Med* 38: 725-729.
- Merton PA (1954). Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123: 553-564.
- Michaut A, Pousson M, Ballay Y, Van Hoecke J (2000). *J Soc Biol* 194: 171-176.
- Michaut A, Pousson M, Millet G, Belleville J, Van Hoecke J (2003). Maximal voluntary eccentric, isometric and concentric torque recovery following a concentric isokinetic exercise. *International Journal of Sports Medicine* 24: 51-56.

- Mika A, Mika P, Fernhall B, Unnithan VB (2007). Comparison of recovery strategies on muscle performance after fatiguing exercise. *Am J Phys Med Rehabil* 86: 474-481.
- Miladi I, Temfemo A, Mandengué SH, Ahmaidi S (2010). Effect of recovery mode on exercise time to exhaustion, cardiorespiratory responses, and blood lactate after prior, intermittent supramaximal exercise. *J Strength Cond Res* 25: 205-210.
- Miller BF, Gruben KG, Morgan BJ (2000). Circulatory responses to voluntary and electrically induced muscle contractions in humans. *Phys Ther* 80: 53-60.
- Miller RG, Giannini D, Milner-Brown HS, Layzer RB, Koretsky AP, Hooper D, Weiner MW (1987). Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve* 10: 810-821.
- Millet GY, Lepers R (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med* 34: 105-116.
- Miranda H, Fleck SJ, Simão R, Barreto AC, Dantas EH, Novaes J (2007). Effect of two different rest period lengths on the number of repetitions performed during resistance training. *J Strength Cond Res* 21: 1032-1036.
- Monedero J, Donne B (2000). Effect of recovery interventions on lactate removal and mono- and bi-articular muscles. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 109: 156-262.
- Morgan DL, Claffin DR, Julien FJ (1996). The effect of repeated active stretches on tension generation and myoplasmic calcium in frog single fibers. *J Physiol* 497: 665-674.

Morlon B, Martin L, Pousson M, Cometti G (1991). Détermination de la viscosité équivalente des muscles fléchisseurs du coude par ergométrie isocinétique. *Arch Int Physiol Bioch*: 113-114.

Neric FB, Beam WC, Brown LE, Wiersma LD (2009). Comparison of swim recovery and muscle stimulation on lactate removal after sprint swimming. *J Strength Cond Res* 23: 2560-2567.

Newham DJ, Mills KR, Quigley BM, Edwards RHT (1991). Voluntary activation of human quadriceps during and after isokinetic exercise. *J Appl Physiol* 71: 2122-2126.

Nordsborg N, Mohr M, Pedersen LD, Nielsen JJ, Langberg H, Bangsbo J (2003). Muscle interstitial potassium kinetics during intense exhaustive exercise: effect of previous arm exercise. *Am J Physiol* 285: 143-148.

Nybo L, Nielsen B (2001). Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans. *J Appl Physiol* 91: 1055-1060.

Pearce AJ, Sacco P, Byrnes ML, Thickbroom GW, Mastaglia FL (1998). The effects of eccentric exercise on neuromuscular function of the biceps brachii. *J Sci Med Sport* 1: 236-244.

Phillips W, Burkett LN, Munro R, Davis M, Pomeroy K (1995). Relative changes in blood flow with functional electrical stimulation during exercise of the paralyzed lower limbs. *Paraplegia* 33: 90-93.

Plaskett CJ, Cafarelli E (2001). Caffeine increases endurance and attenuates force sensation during submaximal isometric contractions. *J Appl Physiol* 91: 1535-1544.

Pollack AA, Wood EH (1949). Venous pressure in the saphenous vein at the ankle in man during exercise and changes in posture. *J Appl Physiol* 1: 649-662.

Psek JA, Cafarelli E (1993). Behavior of coactive muscle during fatigue. *J Appl Physiol* 74: 170-175.

Rabita G, Pérot C, Lensele-Corbeil G (1994). Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *Eur J Appl Physiol* 83: 531-538.

Ratamess NA, Falvo MJ, Mangine GT, Hoffman JR, Faigenbaum AD, Kang J (2007). The effect of rest interval length on metabolic responses to the bench press exercise. *Eur J Appl Physiol* 100: 1-17.

Richmond SR, Godard MP (2004). The effects of varied rest periods between sets to failure using the bench press in recreationally trained men. *J Strength Cond Res* 18: 846-849.

Rigaux P, Zicot M (1996). Augmentation du débit artériel fémoral. *Kinésithérapie Scientifique* 357: 7-13.

Rotto DM, Kaufman MP (1988). Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *J Appl Physiol* 64: 2306-2313.

Rozenek R (1994). Hormone, endorphine and lactate responses to weight training in young men. *Doctoral dissertation*, Auburn University.

Ryschon TW, Fowler MD, Wysong RE, Anthony A, Balaban RS (1997). Efficiency of human skeletal muscle in vivo: comparison of isometric, concentric and eccentric muscle action. *J Appl Physiol* 83: 867-874.

Sahlin K, Ren JM (1989). Relationship of contraction capacity to metabolic changes during recovery from a fatiguing contraction. *J Appl Physiol* 67: 648-654.

Sahlin K, Seger JY (1995). Effects of prolonged exercise on the contractile properties of human quadriceps muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 71: 180-186.

Sandberg ML, Sandberg MK, Dahl J (2007). Blood flow changes in the trapezius muscle and overlying skin following transcutaneous electrical nerve stimulation. *Phys Ther* 87: 1047-1055.

Sheriff DD (2003). Muscle pump function during locomotion: mechanical coupling of stride frequency and muscle blood flow. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 284: 2185-2191.

Signorile JF, Ingalls C, Tremblay LM (1993). The effects of active and passive recovery on short-term, high intensity power output. *Can J Appl Physiol* 18: 31-42.

Smith JL, Martin PG, Gandevia SC, Taylor JL (2007). Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* 103: 560-568.

Søgaard K, Gandevia SC, Todd G, Petersen NT, Taylor JL (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol* 573: 511-523.

Spencer M, Bishop D, Dawson B, Goodman C, Duffield R (2006). Metabolism and performance in repeated cycle sprints: active versus passive recovery. *Med Sci Sports Exerc* 38(8): 1492-1499.

Spencer M, Dawson B, Goodman C, Dascombe B, Bishop D (2008). Performance and metabolism in repeated sprint exercise: effect of recovery intensity. *Eur J Appl Physiol* 103: 545-552.

Sperlich B, Born DP, Haegele M, Zinner C, Holmberg HC (2011). Effects of compression textiles on performance enhancement and recovery. *Sportverletz Sportschaden* 25: 227-234.

Spierer DK, Goldsmith R, Baran DA, Hryniewicz K, Katz SD (2004). Effects of active vs. passive recovery on work performed during serial supramaximal exercise tests. *Int J Sports Med* 25: 109-114.

Stackhouse SK, Reisman DS, Binder-Macleod SA (2001). Challenging the role of pH in skeletal muscle fatigue. *Phys Ther* 81: 1897-1903.

Steele DS, Duke AM (2003). Metabolic factors contributing to altered Ca^{2+} regulation in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 179: 39-48.

Stokes M (1985). Reliability and repeatability of methods for measuring muscle in physiotherapy. *Physiother Theory Pract* 1: 71-76.

Taylor JL, Todd G, Gandevia SC (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 33: 400-405.

Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, Harris RT (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiol Scand* 138: 263-271.

Tessitore A, Meeusen R, Cortis C, Capranica L (2007). Effects of different recovery interventions on anaerobic performances following preseason soccer training. *J Strength*

Cond Res 21: 745-750.

Tessitore A, Meeusen R, Pagano R, Benvenuti C, Tiberi M, Capranica L (2008). Effectiveness of active versus passive recovery strategies after futsal games. *J Strength Cond Res* 22: 1402-1412.

Thevenet D, Tardieu M, Zouhal H, Jacob C, Abderrahman BA, Prioux J (2007). Influence of exercise intensity on time spent at high percentage of maximal oxygen uptake during an intermittent session in young endurance-trained athletes. *Eur J Appl Physiol* 102: 19-26.

Thiriet P, Gozal D, Wouassi D, Oumarou T, Gelas H, Lacour JR (1993). The effect of various recovery on subsequent performance, in consecutive supramaximal exercise. *J Sport Med Phys Fitness* 33: 118-129.

Thistle H, Hislop H, Moffroid M, Lowman E (1967). Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 48: 279-284.

Thompson S, Gregory JE, Proske U (1990). Errors in force estimation can be explained by tendon organ desensitization. *Exp Brain Res* 79: 365-372.

Toubekis AG, Douda HT, Tokmakidis SP (2005). Influence of different rest intervals during active or passive recovery on repeated sprint swimming performance. *Eur J Appl Physiol* 93: 694-700.

Toubekis AG, Tsolaki A, Smilios I, Douda HT, Kourtesis T, Tokmakidis SP (2008). Swimming performance after passive and active recovery of various durations. *Int J Sports Physiol Perform* 3: 375-386.

Vanderthommen M, Soltani K, Maquet D, Crielaard JM, Croisier JL (2007). Does neuromuscular electrical stimulation influence muscle recovery after maximal isokinetic exercise? *Isokinetics Exerc Sci* 15: 143-149.

Vanderthommen M, Makrof S, Demoulin C (2010). Comparison of active and electrostimulated recovery strategies after fatiguing exercise. *J Sports Sci Med* 9: 164-169.

Verburg E, Hallén J, Sejersted OM, Vøllestad NK (1999). Loss of potassium from muscle during moderate exercise in human: a result of insufficient activation of the Na⁺/K⁺-pump. *Acta Physiol Scand* 165: 357-367.

Vestergaard-Poulsen P, Thomsen C, Sinkjaer T, Stubgaard M, Rosenfalck A, Henriksen O (1992). Simultaneous electromyography and ³¹P nuclear magnetic resonance spectroscopy with application to muscle fatigue. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85: 402-411.

Vincent WJ (1999). Statistics in kinesiology. *Human Kinetics*, Champaign, IL.

Vøllestad NK (1997). Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Meth* 74: 219-227.

Vøllestad NK, Sejersted I, Saugen E (1997). Mechanical behavior of skeletal muscle during intermittent voluntary isometric contractions in humans. *J Appl Physiol* 83: 1557-1565.

Walker S, Davis L, Avela J, Häkkinen K (2012). Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *J Electromyogr Kinesiol* (Epub ahead of print).

Weltman A, Stamford BA, Fulco C (1979). Recovery from maximal effort exercise: lactate disappearance and subsequent performance. *J Appl Physiol* 47: 677-682.

Walter G, Vandenborne K, McCully KK, Leigh JS (1997). Noninvasive measurement of phosphocreatine recovery kinetics in single human muscles. *Am J Physiol* 272: 525-534.

Warren GL, Hayes DA, Lowe DA, Armstrong RB (1993). Mechanical factors in the initiation of eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *J Physiol* 464: 457-475.

Westerblad H, Lee JA, Lannergren J, Allen DG (1991). Cellular mechanisms of fatigue in skeletal muscle. *Am J Physiol* 261: 195-209.

Willardson JM (2006). A Brief Review: Factors affecting the length of the rest interval between resistance exercise sets. *J Strength Cond Res* 20: 978-984.

Zarrouk N, Rebai H, Yahia A, Souissi N, Hug F, Dogui M (2011). Comparison of recovery strategies on maximal force-generating capacity and electromyographic activity level of the knee extensor muscles. *J Athl Train* 46: 386-394.

Zory R, Weist R, Malakieh J, Grenier S (2010). Thigh muscles' responses caused by a single combined aerobic and resistance training session in healthy young men. *Int J Sports Med* 31: 311-318.