

Evolution des paramètres électromyographiques et mécaniques au cours d'une épreuve rectangulaire de pédalage menée jusqu'à épuisement

Sylvain Dorel, François Hug, Antoine Couturier, Yvan Champoux, Jean-Marc Drouet, Christophe Hausswirth, Henry Vandewalle

▶ **To cite this version:**

Sylvain Dorel, François Hug, Antoine Couturier, Yvan Champoux, Jean-Marc Drouet, et al.. Evolution des paramètres électromyographiques et mécaniques au cours d'une épreuve rectangulaire de pédalage menée jusqu'à épuisement. [Rapport de recherche] N° 06-046, Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2008. hal-01940367

HAL Id: hal-01940367
https://insep.hal.science//hal-01940367

Submitted on 30 Nov 2018

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.

MISSION RECHERCHE
Laboratoire de Biomécanique et Physiologie (LBP-SPE)

ÉVOLUTION DES PARAMÈTRES ÉLECTROMYOGRAPHIQUE ET MÉCANIQUES AU COURS D'UNE ÉPREUVE RECTANGULAIRE DE PÉDALAGE MENÉE JUSQU'À ÉPUISEMENT

Sylvain DOREL[1] et François HUG [1,2]

COLLABORATEURS SCIENTIFIQUES :

A. COUTURIER [1],
Y. CHAMPOUX [3],
J-M. DROUET [3],
C. HAUSSWIRTH [1],
H. VANDEWALLE [4]

TRAVAIL EFFECTUÉ PAR :

[1] Mission Recherche :
Laboratoire de Biomécanique et Physiologie (LBP-SPE) - INSEP

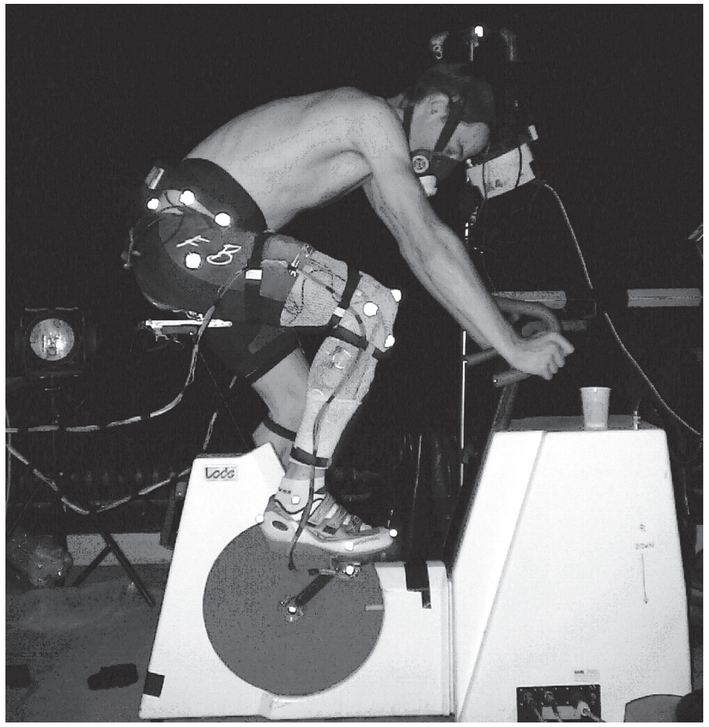
EN COLLABORATION AVEC :

[2] Laboratoire « Motricité, Intéractions, Performance » (EA 4334),
Université de Nantes, Nantes Atlantique Universités, Nantes, France.

[3] Groupe de recherche et développement VélUS,
Faculté de Génie, Université de Sherbrooke, Canada.

[4] Départements médical et de la formation - INSEP

ANNÉE 2008 | www.sciences.campus-insep.com



Rapport du Projet de Recherche n° 06-046 | Septembre 2008

MISSION RECHERCHE
Laboratoire de Biomécanique et Physiologie (LBP-SPE)

11, avenue du Tremblay
75 012 Paris

couverture-repro-labo.indd 2-3 28/01/2009 10:18:46

TABLE DES MATIÈRES

1. REVUE DE LITTÉRATURE 1
1.1. Caractérisation du mouvement de pédalage 1
1.2. Facteurs d'influence et cas de l'exercice sous-maximal mené jusqu'à épuisement 6
1.3. Reproductibilité et fiabilité des données électromyographiques 8
2. BUT DU PROJET ET HYPOTHÈSE 9
3. MATERIELS ET MÉTHODES 10
3.1. Sujets 10
3.1.1. Étude préliminaire 10
3.1.2. Étude expérimentale 10
3.1.3. Conditions d'éthique 11
3.2. Protocole expérimental 11
3.2.1. Étude préliminaire 11
3.2.2. Étude expérimentale 12
3.3. Matériel et enregistrement des données 13
3.3.1. Paramètres mécaniques 13
3.3.2. Paramètres électromyographiques 15
3.4. Traitement des données et calculs 15
3.4.1. Étude préliminaire 15
3.4.2. Étude expérimentale 18
3.5. Traitement statistique 19
3.5.1. Étude préliminaire 19
3.5.2. Étude expérimentale 20
4. RÉSULTATS 21
4.1. Étude préliminaire 21
4.1.1. Généralités 21
4.1.2. Niveau d'activité musculaire 21
4.1.3. Séquence d'activation musculaire 22
4.2. Étude expérimentale 25
4.2.1. Paramètres mécaniques sur le cycle entier 25
4.2.2. Paramètres mécaniques sur les différents secteurs fonctionnels 26
4.2.3. Paramètres électromyographiques 27
5. DISCUSSION/CONCLUSION 31
5.1. Étude préliminaire: reproductibilité du patron EMG en pédalage 31
5.2. Étude expérimentale 33
5.3. Conclusion 36
6. BIBLIOGRAPHIE 37
7. ANNEXES 40

1. REVUE DE LITTÉRATURE

1.1. Caractérisation du mouvement de pédalage

Lors de l'activité de pédalage, la force totale appliquée sur les pédales résulte essentiellement de l'action des muscles des membres inférieurs. De nombreux auteurs ont démontré que les contraintes mécaniques liées au trajet circulaire de la pédale induisent une séquence temporelle spécifique d'activités des principaux muscles suivants (Figure 1) : *gluteus maximus, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, semi-membranosus, gastrocnemius medialis* et *lateralis*, *soleus et tibialis anterior* (pour revue voir Hug and Dorel, 2008). En raison de ces contraintes, il semble que cette séquence réponde à un souci d'optimisation du transfert des forces produites essentiellement par les muscles mono-articulaires en concentrique (*i.e. gluteus maximus, vastus lateralis* et *medialis*) depuis les articulations proximales vers les articulations distales. Le rôle des muscles bi-articulaires (*i.e. biceps femoris* et *gastrocnemius*) est primordial dans ce transfert car ils permettent la redistribution des moments articulaires afin d'optimiser l'orientation de la force résultante sur la pédale (Gregor et al., 1985; van Ingen Schenau et al., 1992). Ce rôle se traduit par un phénomène de co-activation de ces derniers bien visible à partir de l'enregistrement de l'activité électromyographique (EMG) (Figures 1, 2).

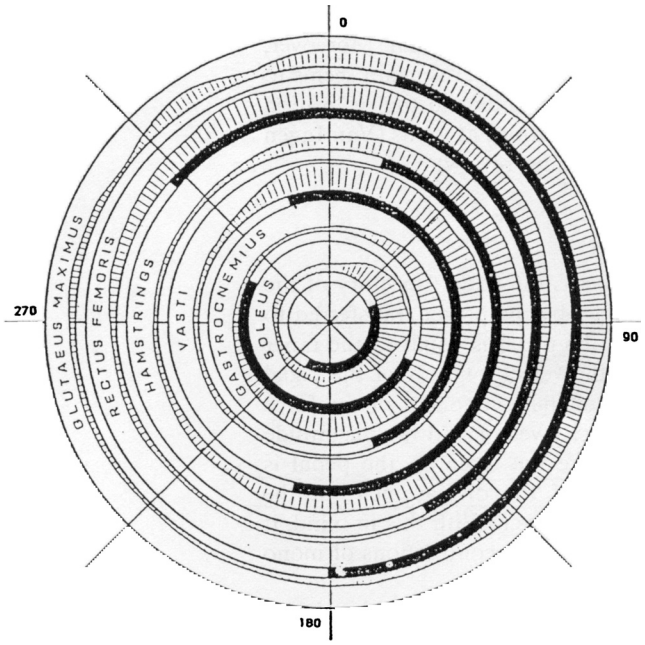


Figure 1. Activité électromyographique de six muscles en fonction de l'angle de la pédale (0° : point haut). La partie en trait foncé représente la phase où le muscle se raccourcit. D'après van Ingen Schenau (1989).

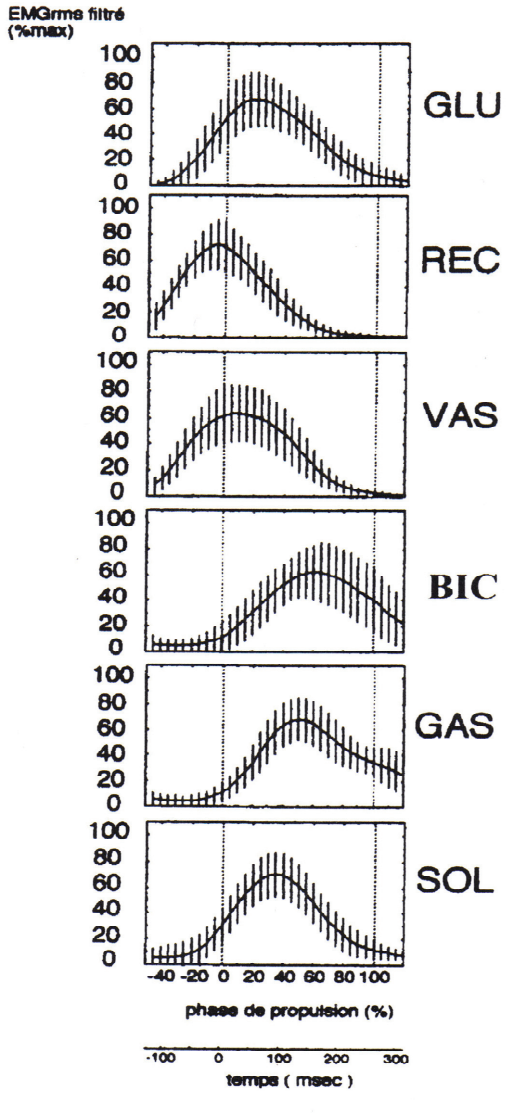


Figure 2. Évolution des niveaux d'activité EMGrms des principaux muscles impliqués au cours du cycle de pédalage: gluteus maximus (GLU), rectus femoris (REC), vastus medialis (VAS), biceps femoris (BIC), gastrocnemius (GAS) et soleus (SOL). La phase de propulsion repérée entre 0 et 100% correspond au trajet descendant de la pédale de 0° à 180°. D'après Arsac (1995).

Le patron d'activité des principaux muscles du membre inférieur répond donc non seulement à une contrainte de production de force, mais aussi de transfert et d'optimisation de son orientation au niveau de la pédale (Hug and Dorel, 2008). Le recueil des données EMG par l'intermédiaire d'électrodes de surface placées sur le ventre musculaire permet de caractériser ce patron d'activité cyclique (Hug and Dorel, 2008). Le niveau d'activité est classiquement quantifié par la valeur RMS: i.e. Root Mean Square (Duc et al., 2006; Laplaud et al., 2006) et/ou par l'intégrale du signal EMG (EMGi ; (Ericson, 1986; Jorge and Hull, 1986). Ce calcul peut être effectué sur le cycle de pédalage complet (RMS_{cycle}) ou uniquement sur la « bouffée d'activité » (RMS_{burst}). Les caractéristiques de la séquence d'activité sont le plus souvent identifiées par les temps (en % du cycle complet ou en degré de rotation de la manivelle) correspondant au début (onset) et à la fin (offset) de la bouffée d'activité du

muscle considéré et par la durée de celle-ci (Jorge and Hull, 1986; Li and Caldwell, 1998). La figure 3, ci-dessous, résume de façon simplifiée les procédures de calcul de ces variables.

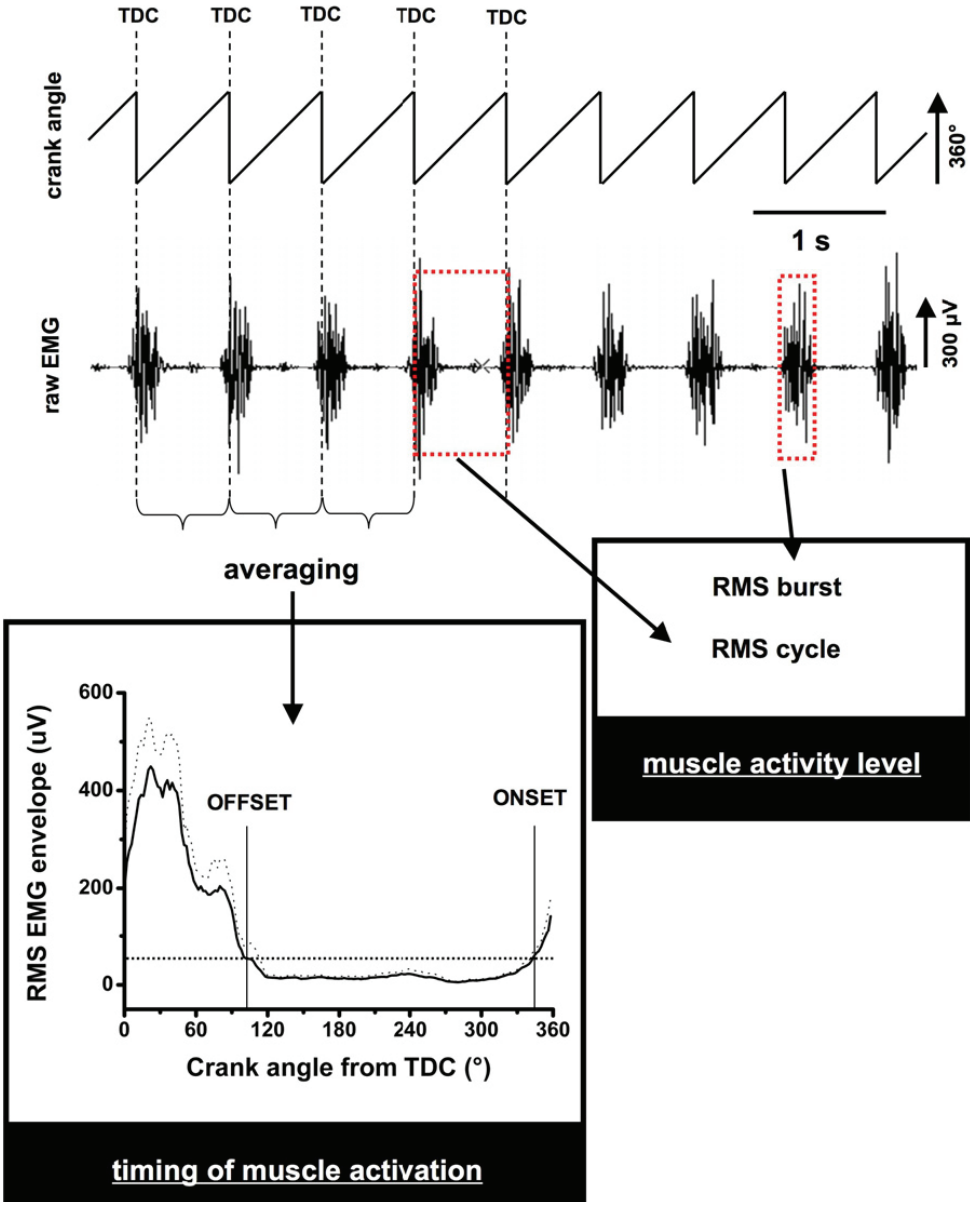


Figure 3. Exemple de procédure de traitement d'un signal EMG de surface pour calculer: a) le niveau d'activité EMG RMS sur le cycle entier (i.e. 306°, RMS_{cycle}) et/ou la période d'activité (RMS_{burst}) ainsi que b) les valeurs de début et de fin de bouffée (onset et offset) à partir de l'enveloppe EMG RMS moyenne (obtenue à partir de plusieurs cycles consécutifs) et l'utilisation d'un seuil (i.e., ici 20% de la valeur pic : trait en pointillé). TDC, 0° : point haut de la pédale. D'après Hug et Dorel (in press).

En utilisant ces différents indicateurs, de nombreuses études ont donc décrit les patrons d'activité des muscles du membre inférieur (Houtz and Fischer, 1959; Ericson, 1986; Jorge and Hull, 1986; Lucia et al., 2004; Duc et al., 2006; Hettinga et al., 2006). Récemment, la technique de cross-corrélation a été proposée afin de déterminer de façon plus objective l'évolution des caractéristiques temporelles des patrons d'activité EMG. Pour l'instant, elle n'a été utilisée qu'au cours du mouvement de marche (Wren et al., 2006) et de pédalage (Li and Caldwell, 1999). Cette méthodologie, basée sur la corrélation de deux signaux possède l'avantage de prendre en compte l'ensemble des valeurs caractérisant le patron d'activité sur le cycle complet (Figure 4). Par conséquent, le coefficient de cross-corrélation et la valeur k de décalage temporel entre les 2 signaux considérés qui en résultent, reflètent des modifications à la fois de timing mais également du profil général (la forme) de l'enveloppe EMG.

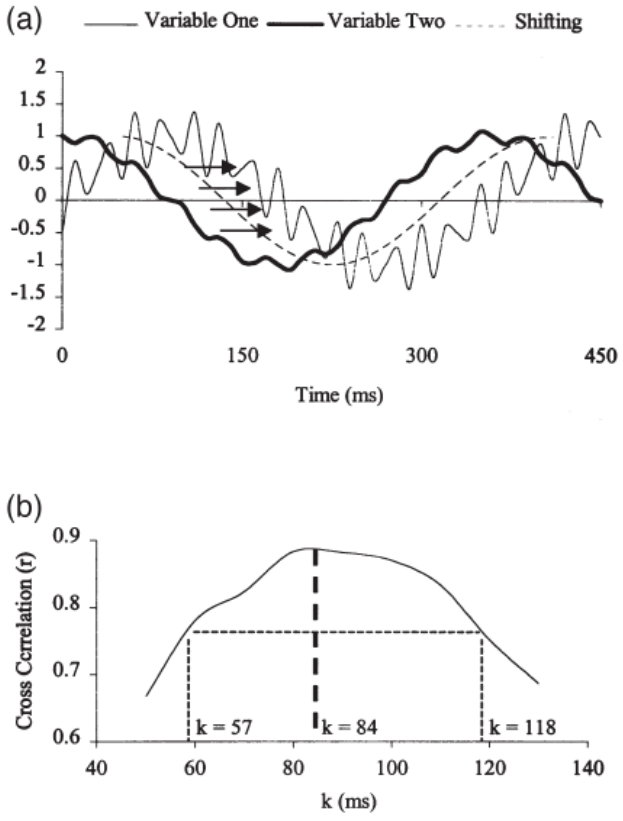


Figure 4. Illustration de 2 signaux déphasés (a). Le coefficient de cross-corrélation entre les 2 pour ces données originales est r(0)=-0,015. En décalant dans le temps un signal par rapport à l'autre par des incréments successifs k, r(k) peut être calculé pour l'ensemble des valeurs k (b). r(84 ms)=0.883 est le coefficient de corrélation maximal qui peut être obtenu par la procédure de décalage. 84 ms peut être considéré comme le déphasage temporel entre les 2 signaux. k=57 et k=118 représentent l'intervalle de confiance à 95% signifiant dans ce cas que cette valeur de k=84ms est significative. D'après Li et Caldwell (1999).

Sur le plan biomécanique, la force totale appliquée sur la pédale résultant de l'action de ces différents muscles varie en intensité et en direction en fonction de la position de la manivelle. Comme l'illustre la Figure 5, le moment résultant au niveau de l'axe du pédalier dépend de la valeur de cette force et de la capacité à orienter efficacement cette dernière (Ericson, 1986). La phase motrice principale, c'est-à-dire celle pour laquelle le moment résultant est positif, se situe lors de la phase descendante de la pédale (entre 20° et 160°, position 1 à 8) avec une valeur maximale aux alentours de 90°. Le moment est beaucoup plus faible entre les positions 8 et 12 pour devenir ensuite nul ou négatif lors de la phase ascendante de la pédale (12 à 18) puis lors du passage au point mort haut (0-20).

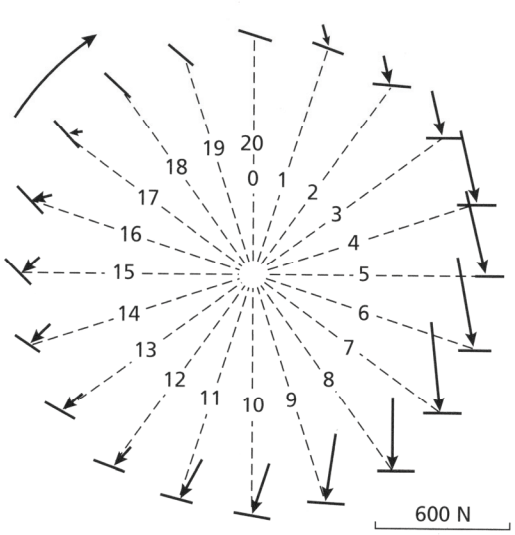


Figure 5. Force résultante appliquée sur la pédale au cours du mouvement de pédalage. Valeurs moyennes pour 20 positions de la pédale pour un cycliste élite pousuiteur à 400 W et 100 rpm. D'après Cavanagh et al. (1986).

Ainsi, pour un niveau de puissance et de fréquence de pédalage donné, le profil de la force efficace (ou du moment) en fonction de la position da la manivelle apparaît comme relativement stéréotypé (Sanderson, 1991; van Ingen Schenau et al., 1992). Néanmoins, il a été suggéré que certaines différences sur le plan technique pouvaient apparaître dans la production de cette force efficace (Gregor et al., 1991). Par conséquent, pour caractériser mécaniquement la production de la force, il est important de considérer que la force efficace (F_{eff}, qui agit perpendiculairement à la manivelle et produit le mouvement circulaire de la pédale) ne constitue qu'une des deux composantes de la force résultante produite à l'interface pied-pédale dans le plan sagittal. Une seconde composante dite inefficace (F_I) agit dans selon l'axe de la manivelle, ne participant pas de ce fait à la production de travail mécanique (Hull and Butler, 1981). Depuis les années 80, plusieurs systèmes de pédales instrumentées ont été développés (Hull and Jorge, 1985) offrant la possibilité de quantifier ces deux composantes de

force. Cela a ainsi permis de calculer un indice d'efficacité mécanique (IE) défini comme le rapport entre la force efficace et la force totale exercée par le pied sur la pédale (LaFortune and Cavanagh, 1983) et tentant de rendre compte de la capacité du sujet à orienter efficacement la force sur la pédale.

1.2. Facteurs d'influence et cas de l'exercice sous-maximal mené jusqu'à épuisement

Certaines caractéristiques de la séquence d'activité des principaux muscles (également appelée coordination intermusculaire) ou de la forme générale de l'évolution du moment efficace au cours d'un cycle de pédalage peuvent être modifiées en réponse aux modifications de certaines variables physiologiques, mécaniques ou contraintes externes. Parmi les principaux facteurs d'influence on trouve la cadence de pédalage et/ou de la puissance (Neptune et al., 1997) et le type de pédales utilisées (Ericson, 1986). D'autres facteurs tels que le pédalage en côte comparativement à un terrain plat (Duc et al., 2006) ou encore la position du haut du corps (Dorel et al., in press) semblent également induire des changements au niveau du profil de la force efficace.

En ce qui concerne l'exercice épuisant, la capacité à générer une force musculaire maximale peut diminuer progressivement au cours de l'exercice suggérant que la fatigue débute avant que les groupes musculaires ne soient plus capables de réaliser la tache requise (Gandevia, 2001). Selon le type d'exercice, l'évolution est plus ou moins rapide, impliquant des adaptations plus ou moins tardives de la production mécanique au cours de la performance. Concernant plus particulièrement l'activité de pédalage, de nombreuses études se sont intéressées à l'apparition de la fatigue neuromusculaire durant différents types d'exercices (Hautier et al., 2000; Lepers et al., 2000; St Clair Gibson et al., 2001; Lepers et al., 2002; Billaut et al., 2005; Sarre and Lepers, 2005; Hettinga et al., 2006). Une réduction de la force maximale volontaire (MVC) a été mise en évidence sur le groupe musculaire quadriceps au cours d'exercices de pédalage de longue durée (i.e., > 2 heures, (Lepers et al., 2000; Lepers et al., 2002). Cette diminution était associée à la fois à des mécanismes centraux et périphériques de la fatigue tels que la diminution du niveau d'activation (i.e., mécanisme central) ou de la valeur du pic de force de la secousse musculaire (i.e., mécanisme périphérique). Cependant, ces études ne se sont pas intéressées aux modifications de la réponse EMG des différents groupes musculaires au cours de l'exercice de pédalage. D'autres

auteurs ont étudié l'évolution du niveau d'activité des muscles du membre inférieur durant des exercices de type contre la montre (Ansley et al., 2004; Hettinga et al., 2006; Bini et al., 2008), des exercices fatigant à puissance constante (Petrofsky, 1979; Housh et al., 2000) ou encore des sprints répétés (Hautier et al., 2000; Billaut et al., 2005). La plupart d'entre elles mettent en évidence une augmentation du rapport EMG/force ou EMG/puissance sur certains de ces muscles (e.g., *vastus lateralis* and *vastus medi*alis), ce qui suggère, comme lors de contractions isométriques maintenues à un niveau de force constante jusqu'à épuisement, le recrutement d'unités motrices supplémentaires pour compenser la baisse de force qui apparaît au niveau des fibres musculaires fatiguées (Edwards et Lippold, 1956). Cependant, puisque se limitant au niveau d'activité, aucune information concernant les patrons d'activité et donc les séquences d'activité des différents muscles n'est rapportée dans ces études. Ces caractéristiques restent pour autant cruciales au regard du lien à établir entre les changements quantitatifs des patrons EMG et les ajustements concomitants de la coordination lors du mouvement de pédalage.

La littérature scientifique concernant l'influence de la fatigue sur la coordination musculaire au cours de l'exercice sous maximal de pédalage est peu profuse. Quelques études (Knaflitz, 2003 ; Sarre, 2005) s'intéressant aux séquences d'activité ont montré que les angles correspondants au début et la fin des bouffées EMG n'étaient pas altérés avec l'apparition de la fatigue. Néanmoins, dans ces deux études, seul un nombre restreint de muscles a été enregistré (4 dans l'étude de Sarre et Lepers, 2005 et 3 pour Knaflitz et Molinari , 2003) et les exercices n'étaient pas réalisés jusqu'à épuisement total.

Sur le plan mécanique, encore moins d'études se sont intéressées à l'évolution des paramètres biomécaniques liés à la production de force sous l'influence de la fatigue. Néanmoins, une étude récente (Sanderson and Black, 2003) a montré que l'efficacité de pédalage des cyclistes entraînés pouvait être largement diminuée lors de la phase de remontée de la pédale au cours d'un exercice épuisant réalisé à 80% de la puissance maximale aérobie (PMA) et à une cadence de pédalage fixe de 90 rpm. Ainsi, il semblerait qu'au cours de ce type d'exercice épuisant on observe une augmentation du moment positif efficace lors de la phase de poussée pour compenser l'augmentation du moment négatif observé lors de la phase de remontée. Ces résultats sont intéressants dans la mesure où ils suggèrent clairement une adaptation de la biomécanique du pédalage concomitante d'une modification de la coordination intermusculaire des muscles du membre inférieur.

Aucune étude, à notre connaissance, ne s'est intéressée à l'évolution simultanée des variables biomécaniques et des patrons d'activité EMG des principaux muscles sur la même population.

1.3. Répétabilité et fiabilité des données électromyographiques

La reproductibilité de certains paramètres EMG (i.e., EMG integré, RMS, fréquence médiane et fréquence moyenne) a été largement démontrée au cours d'exercices impliquant des contraction isométrique (Rainoldi et al., 1999; Dedering et al., 2000; Falla et al., 2002; Lariviere et al., 2002) ou dynamique en isocinétique (Larsson et al., 1999; Larsson et al., 2003). Pourtant, il est surprenant de constater qu'au cours de l'exercice de pédalage, cette reproductibilité des patrons d'activité des muscles de la jambe n'a pas été totalement établie. L'étude récente de Laplaud et al (2006) a montré une bonne reproductibilité du niveau d'activité EMG (i.e. RMS) pour 8 muscles durant une épreuve triangulaire classique réalisée jusqu'à épuisement. La principale limite de cette étude réside dans le fait que les variables temporelles (début et fin de bouffée) n'ont pas été prises en compte. De plus, même si la reproductibilité d'une séance à l'autre suggère une bonne répétabilité intra-session, elle n'a jamais été clairement établie pour les variables quantitatives et qualitatives issues du patron EMG des principaux muscles du membre inférieur.

Pour autant, une bonne répétabilité des patrons EMG est une condition capitale pour les études visant à mettre en évidence des évolutions au cours du temps chez un sujet au cours d'une session expérimentale. En effet, même si les problèmes méthodologiques liés au replacement des électrodes sont absents lors de la comparaison de signaux enregistrés au cours d'une même session, la question de l'adoption et du maintien stable d'une stratégie d'activation propre à un sujet du début à la fin de la session reste posée. Répondre à cette question semblait donc être un préambule nécessaire afin de garantir la robustesse des résultats EMG obtenus dans le cadre d'un protocole fatigant s'intéressant à l'évolution des signaux EMG au cours du temps.

2. BUT DU PROJET ET HYPOTHÈSE

Cette étude (*étude expérimentale*) a été mise en œuvre dans le but de décrire les effets de la fatigue sur les patrons d'activité musculaire et les paramètres mécaniques associés à la production de la force sur les pédales. Nous nous sommes donc intéressés aux évolutions simultanées des paramètres mécaniques et électromyographiques au cours d'une épreuve rectangulaire de pédalage menée jusqu'à épuisement. L'hypothèse testée était la suivante: les modifications de la biomécanique du pédalage (se traduisant par une altération de l'efficacité mécanique du mouvement) apparaissant à la fin d'un exercice épuisant seraient liées à des adaptations des patrons d'activités des muscles du membre inférieur (i.e., niveau et séquence d'activation). Dans cette optique, 10 cyclistes de niveau « national » (i.e., nouveau classement FFC : 1ère et 2ème catégories) ont été testés durant un exercice de temps limite réalisé à 80% de la puissance maximale tolérée (MPT). Les différentes composantes de la force exercée sur la pédale ainsi que l'activité EMG de 10 muscles du membre inférieur ont été enregistrés en continu.

Préalablement, une étude de reproductibilité (*étude préliminaire*) a été réalisée. Le but était de tester la répétabilité intra-session des patrons EMG des 10 muscles enregistrés lors d'un exercice sous-maximal réalisé à puissance constante. Les patrons EMG de 11 triathlètes entrainés ont été enregistrés avant et après une session d'entraînement simulé réalisée à faible intensité. Des comparaisons « avant vs. après » ont été effectuées à la fois en terme de niveau et de séquence d'activité.

3. MATÉRIELS ET MÉTHODES

3.1. Sujets

3.1.1. Étude préliminaire

11 triathlètes entraînés dont les caractéristiques anthropométriques et physiologiques sont présentées sur le Tableau 1 ont participé à cette étude. Ils possédaient un volume d'entraînement à vélo de 6600 ± 2223 km par an et une expérience compétitive de 9 ± 5 ans. Aucun d'entre eux n'avait souffert, auparavant, de pathologies au niveau des membres inférieurs (muscles ou articulations).

Tableau 1. Caractéristiques de la population de triathlètes (n=11).

	Age (années)	BM (Kg)	H (cm)	BMI	$VO2_{max}$ ($l.min^{-1}$)	MAP (W)	VT_1 (%MAP)	VT_2 (%MAP)
Moy	31	72,7	181	22,1	4,50	389	57	82
SD	8,4	6,8	8	1,7	0,49	39	4	4

BM, masse corporelle; H, taille; BMI, indice de masse corporelle; MAP, puissance maximale aérobie; VT_1, VT_2 premier et deuxième seuils ventilatoires exprimés en pourcentage de MAP

3.1.2. Étude expérimentale

10 cyclistes entraînés ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques anthropométriques et physiologiques sont présentées sur le Tableau 2. Ils possédaient un volume d'entraînement à vélo de 14000 ± 4333 km par an et une expérience compétitive de 9 ± 3 ans. Aucun d'entre eux n'avait souffert de pathologies au niveau des membres inférieurs (muscles ou articulations).

Tableau 2. Caractéristiques de la population de cyclistes (n=10).

	Age (années)	BM (Kg)	H (cm)	%MG (%)	$VO2_{max}$ ($ml.min^{-1}.kg^{-1}$)	MPT (W)
Moy	20,8	68,9	180,5	10,0	65,3	412,0
SD	3,3	6,0	6,0	2,5	7,4	31,9

BM, masse corporelle; H, taille; %MG, pourcentage de masse grasse; MPT, puissance maximale tolérée

3.1.3. Conditions d'éthique

Pour chacune des études, l'ensemble de la procédure expérimentale a été expliquée à chacun des sujets avant qu'il ne donne son consentement par écrit. L'ensemble de la procédure expérimentale a été approuvé par le comité d'éthique de Saint-Germain-en-Laye (n° d'acceptation 06016) et a été mise en œuvre en accord avec la déclaration d'Helsinki. L'ensemble des participants avait pour consigne de ne pas faire d'activité physique intense durant les deux jours précédant chaque session expérimentale.

3.2. Protocole expérimental

3.2.1. Étude préliminaire

Deux sessions ont été conduites dans l'ordre suivant : 1) un exercice de pédalage triangulaire réalisé jusqu'à épuisement pour déterminer les aptitudes physiologiques de la population et 2) une séance expérimentale consistant en la réalisation d'un exercice sous-maximal standardisé avant et après une session simulant un entraînement pour déterminer la répétabilité intra-session des patrons d'activité EMG. Cette séance a été réalisée une semaine après la première et les deux ont été effectuées sur la même bicyclette ergométrique (Excalibur Sport, Lode ®, Pays-Bas) équipée de manivelles standards de 170 mm et de pédales automatiques. Les positions verticale et horizontale de la selle, la hauteur du guidon et la longueur de potence étaient réglées afin de garantir la position habituelle des sujets.

Durant la première visite, chaque sujet a réalisé un exercice incrémental débutant à 100 W et un incrément de puissance de 25 $W.min^{-1}$. La fréquence de pédalage était librement choisie et l'exercice prenait fin lorsque la puissance imposée ne pouvait plus être maintenue

(épuisement apparent). Un analyseur des échanges gazeux (K4B^2, Cosmed, Italie) enregistrait les grandeurs respiratoires/ventilatoires cycle par cycle (i.e., $\dot{V}_E$, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}_E.\dot{V}O_2^{-1}$ et $\dot{V}_E.\dot{V}CO_2^{-1}$). En accord avec Reinhard et al (1979), le premier seuil ventilatoire (VT_1) était déterminé comme étant la valeur de temps (et donc de puissance) correspondant à une augmentation systématique de $\dot{V}_E.\dot{V}O_2^{-1}$ sans augmentation concomitante de $\dot{V}_E.\dot{V}CO_2^{-1}$. Le second seuil ($VT_2$) étant déterminé en utilisant le critère d'une augmentation simultanée de $\dot{V}_E.\dot{V}O_2^{-1}$ et $\dot{V}_E.\dot{V}CO_2^{-1}$. Deux expérimentateurs indépendants ont déterminé les seuils ventilatoires selon cette procédure (un troisième intervenant en cas de désaccord). La puissance obtenue lorsque le débit maximal de consommation d'oxygène était atteint ($\dot{V}O_{2\,max}$) correspond à la puissance maximale aérobie (MPA).

Durant la seconde visite, les sujets devaient réaliser, après un échauffement de 10 min à 100 W, deux exercices sous-maximaux à 150 W à la même fréquence de pédalage que celle librement choisie à la fin de l'échauffement (± 2 rpm). Ces deux exercices (i.e., test et re-test) étaient séparés par une session simulant un entraînement d'une durée de 53 min. Cette dernière consistait en la réalisation de 6 exercices entrecoupés d'une récupération active à 150 W. Les trois premiers étaient effectués à une intensité correspondant à la puissance mesurée à VT1 + Δ20% de la différence entre VT1 et VT2 (VT1+Δ20%, durée de 6 min, récupération de 5 min entre chacun). Les trois derniers exercices étaient réalisés à une intensité correspondant à la puissance mesurée à VT2 (durée de 2 min, récupération de 7 min entre chacun). Ces intensités ont été choisies dans le but de simuler une séance non fatigante d'entraînement en cyclisme.

3.2.2. Étude expérimentale

Les sujets ont participé à deux sessions en laboratoire sur une période de 10 jours. La première visite était similaire à celle réalisée dans le cadre de l'étude préliminaire. La puissance maximale tolérée (MPT), définie comme le dernier palier de puissance entièrement effectué au cours de cette épreuve triangulaire était utilisée pour calculer la puissance d'exercice de la seconde session.

La seconde visite débutait par l'échauffement suivant : 10 min à 100 W, 6 min à 150 W et 3 min à 250 W. Après une période de récupération de 6 min (3 min à 100 W et 3 min de repos), les sujets réalisaient un exercice à puissance constante correspondant à 80% de MPT sur la période de temps la plus longue possible (i.e., temps limite). Le test continuait jusqu'à

l'épuisement total, c'est-à-dire lorsque le sujet n'etait plus capable de maintenir la fréquence de pédalage initiale (± 3 rpm, librement choisie à la fin de l'échauffement) et donc la puissance cible. Les signaux EMG et les paramètres mécaniques décrits ultérieurement étaient enregistrés en continu durant toute la séance.

3.3. Matériel et enregistrement des données

3.3.1. Paramètres mécaniques

La bicyclette ergométrique (Excalibur Sport, Lode®, Pays-Bas) était équipée d'une paire de pédales instrumentées permettant le recueil d'un certain nombre de données mécaniques (VélUS Group, Department of Mechanical Engineering, Sherbrooke University, Canada, Figure 6).

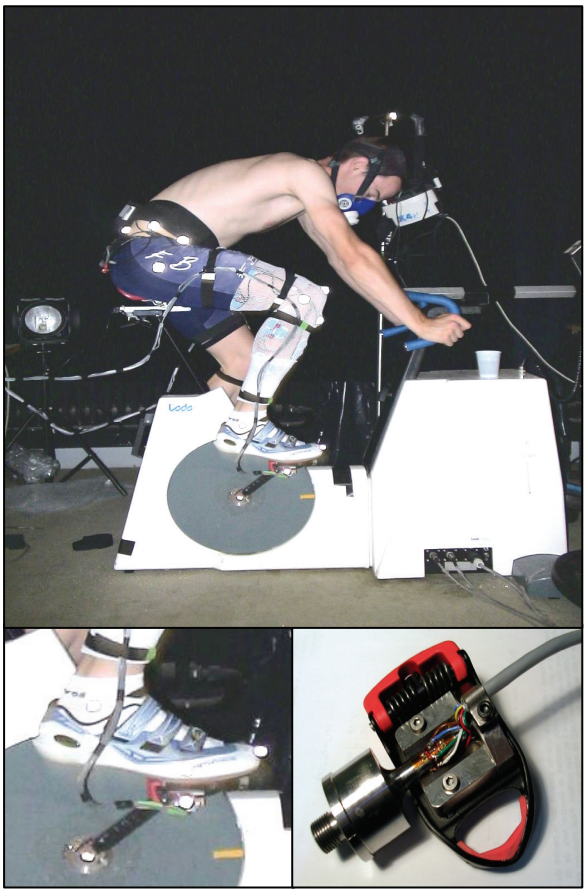


Figure 6. Représentation d'un sujet pédalant sur la bicyclette ergométrique Lode, équippée avec un sytème d'acquisition de l'acitivité EMG de 10 muscles du membre inférieur droit (photographie du haut). La bicyclette est quant à elle équippée d'une paire de pédales instrumentées (détails sur les photographies du bas) permettant la mesure des différentes composantes de la force totale appliquée sur la pédale dans le plan sagittal.

Les composantes dans le plan sagittal de la force totale résultante (F_{tot}) appliquée à l'interface pied/pédale étaient mesurées à l'aide d'une série de 8 jauges de contraintes placées

sur l'axe de chacune des pédales (Figure 6). F_{tot} était déterminée par trigonométrie à partir des composantes horizontale et verticale de la force sur la pédale (Figure 7). Une procédure de calibration statique a été utilisée afin de mesurer la sensibilité directe pour F_T et F_N et également la sensibilité croisée (Rowe et al., 1998). La valeur maximale de non linéarité pour les deux composantes de force est inférieure à 0,4% de l'amplitude maximale de mesure du signal (FS, « full scale ») et l'hystérésis maximale est inférieure à 0,8% FS. La procédure de calibration a mis en évidence une erreur inférieure à 0,7% FS lorsque seules les composantes de force mesurée étaient appliquées. L'application d'une composante de force non mesurée créait une erreur inférieure à 0,8% FS. Un codeur optique d'une résolution de 0,4 ° était monté sur la pédale afin de mesurer l'angle de la pédale par rapport à la manivelle (β). Un ajustement à la valeur zéro pour les composantes de force et l'angle β était réalisé avant chaque session expérimentale. L'angle de la manivelle (θ) était mesuré à partir des signaux TTL délivrés tous les 2° de rotation par la bicyclette ergométrique Lode. Un signal TTL supplémentaire permettait de détecter le passage de la pédale droite par la position basse (i.e., BDC, point bas de la pédale droite avec un angle de manivelle égal à 180°). L'ensemble de ces données était enregistré par un système d'acquisition à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz (USB data acquisition, ISAAC instruments, Québec, Canada) et stocké sur un ordinateur.

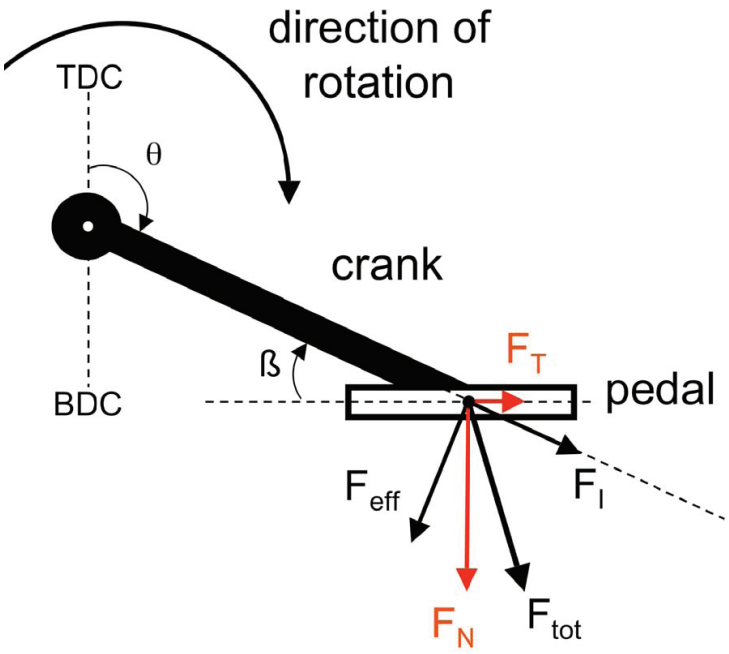


Figure 7. Représentation des différentes composantes de la force appliquée sur la pédale sur un plan sagittal. La force totale (F_{tot}) est décomposée en deux composantes: la force efficace agissant perpendiculairement à la manivelle (F_{eff}) et participant ainsi à son déplacement angulaire et la force inefficace agissant dans l'axe longitudinal de la manivelle (F_l) et ne produisant pas de travail externe. F_T et F_N, composantes tangentielle et normale de F_{tot} sur la pédale.

3.3.2. Paramètres électromyographiques

L'activité électromyographique de surface de 10 muscles du membre inférieur droit était enregistrée en continu: gluteus maximus (GMax), semimembranosus (SM), Biceps femoris (BF), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), gastrocnemius medialis (GM) and lateralis (GL), soleus (SOL) and tibialis anterior (TA). Des paires d'électrodes de surface Ag/AgCl (Blue sensor, Ambu®, Danemark) étaient disposées sur la peau avec une distance inter-électrode de 2 cm. Ces électrodes étaient placées en respectant les recommandations « SENIAM » (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles ; (Hermens et al., 2000). Les signaux EMG bruts étaient pré amplifiés à proximité des électrodes (gain de 375, bande passante : 8-500Hz) et enregistrés simultanément avec le signal top tour de la pédale droite (BDC TTL) sur un système d'acquisition spécifique à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz (ME6000P16, Mega Electronics Ltd®, Finlande).

3.4. Traitement des données et calculs

3.4.1. Étude préliminaire

L'ensemble des données EMG et mécaniques (issues du cycloergomètre) a été analysé à partir d'un programme spécifique développé sous le logiciel ORIGIN (Origin 6.1, OriginLab Corporation®, USA). Le signal top tour était utilisé pour synchroniser l'angle de la manivelle et les données EMG. À partir des données EMG brutes, nous avons calculé une enveloppe RMS (i.e., Root Mean Square, avec une fenêtre de calcul de 25 ms) pour le patron d'activité de chacun des muscles. Les valeurs EMG RMS ont été ré-échantillonnées pour obtenir une valeur tous les 2 degrés de rotation de la manivelle. Précédemment, les données ont été filtrées à l'aide d'un filtre anti-aliasing avec une fréquence de coupure ajustée automatiquement selon le théorème de Shannon (i.e., la moitié de la fréquence moyenne du signal TTL délivré tous les deux degrés par le cycloergomètre). Une interpolation linéaire a été utilisée afin d'obtenir une valeur EMG RMS pour chaque degré de rotation. Enfin, ces données ont été moyennées sur 25 cycles consécutifs dans le but d'obtenir une enveloppe EMG RMS représentative pour chaque muscle, chaque sujet et dans chacune des conditions (test et re-test). Les patrons d'activité ont été exprimés en fonction de la position angulaire de la manivelle à partir de sa position haute (0°, point haut : TDC) jusqu'à sa position basse (180°, point bas : BDC) et son retour à TDC pour finir la rotation complète de 360° marquant

la fin du cycle de pédalage. La figure 8 décrit un exemple représentatif des enveloppes EMG RMS obtenues sur les 10 muscles étudiés au cours du test et du re-test.

Pour quantifier l'activité de chaque muscle, une série de variables classiques a été calculée à partir de l'enveloppe obtenue. Le niveau d'activité a été quantifié à partir de l'amplitude moyenne de l'enveloppe EMG RMS sur le cycle complet (i.e., 0-360°, RMS_{cycle}) et l'amplitude moyenne de l'enveloppe EMG RMS sur la période d'activité (i.e., bouffée EMG, RMS_{burst}). Une bouffée d'activité était définie comme l'activité musculaire entre la position de la manivelle correspondant au début (onset) d'une activité significative (i.e., période où le signal dépasse un seuil de 20% de la différence entre la valeur pic et la valeur de la ligne de base EMG) et la position de la manivelle correspondant à la fin de cette phase (offset) (Li and Caldwell, 1999). La technique de cross-corrélation a été utilisée pour mesurer l'évolution des caractéristiques temporelles de l'activité neuromusculaire (Li and Caldwell, 1999; Wren et al., 2006). Le coefficient de cross-corrélation des profils EMG RMS entre le test et le re-test a été calculé pour chaque muscle en accord avec l'équation proposé par Li et Caldwell (1999) avec une constante de temps de décalage temporel entre les 2 courbes égale à zéro (k=0). L'intérêt était d'estimer la répétabilité test/re-test de l'enveloppe EMG des différents muscles à l'aide d'une approche récente de comparaison des signaux.

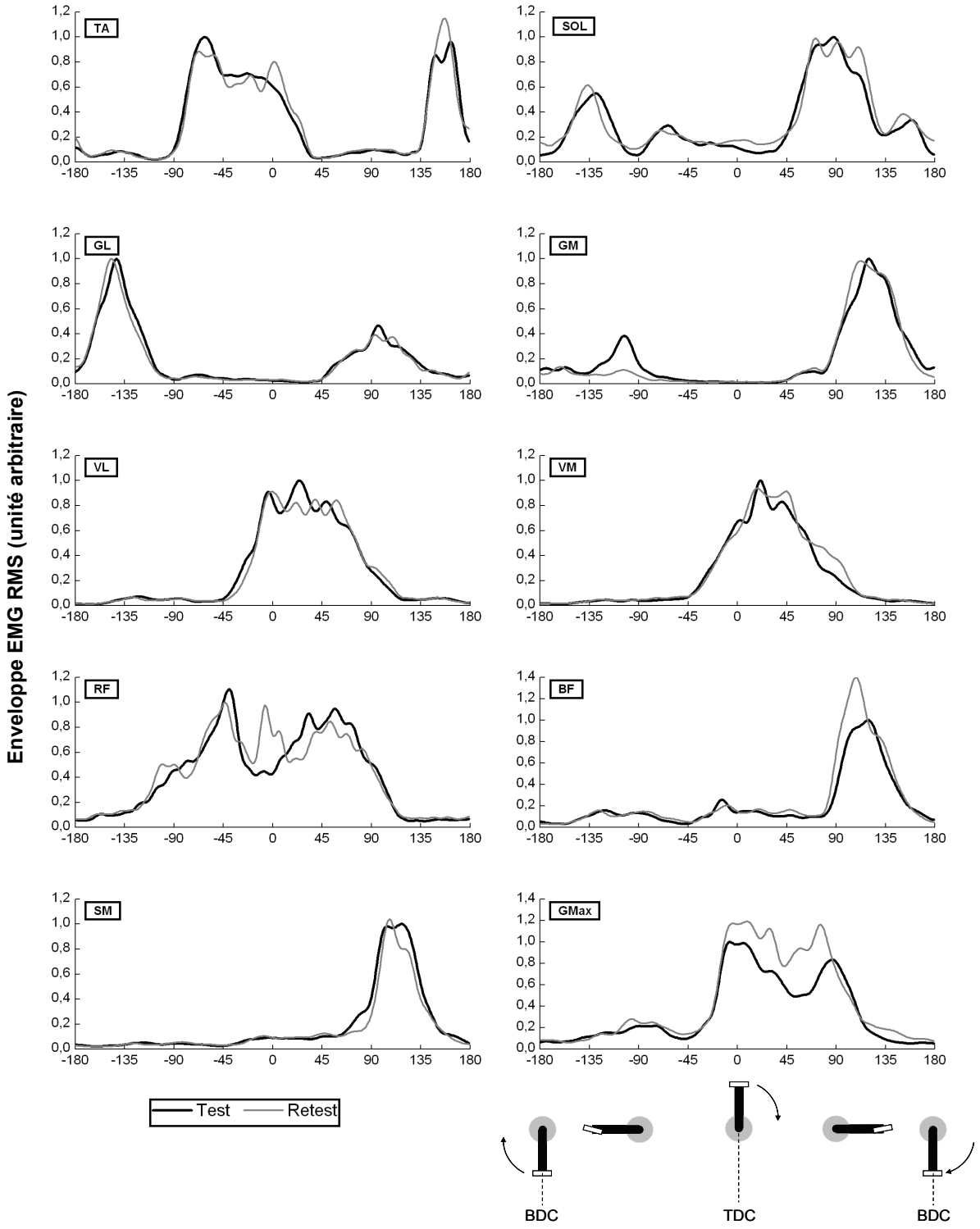


Figure 8. Exemple représentatif des enveloppes EMG RMS au cours du cycle de pédalage (moyenne de 20 cycles consécutifs) pour les 10 muscles. Les résultats du premier test sont en en noir et ceux du re-test en gris. Dans un souci de clarté, les courbes présentées sur le même graphique sont exprimées en unité arbitraire sur l'axe des ordonnées (les valeurs du 1er et du 2^{e} tests sont normalisées par rapport à la valeur EMG maximale obtenue durant le premier test). TDC, point haut (0°); BDC, point bas (180°).

3.4.2. Étude expérimentale

Toutes les données mécaniques ont été traitées à partir d'un programme spécifique développé sous Matlab (MATLAB, MathWorks®, USA). Ces données étaient lissées à partir d'un filtre passe-bas Butterworth (10 Hz). À partir des composantes F_N et F_T et l'angle de la pédale (β), F_{tot} était calculée par trigonométrie puis décomposée en 2 autres composantes : une orthogonale à l'axe longitudinal de la manivelle (F_{eff} - force efficace) et une autre dans l'axe de la manivelle (F_I - force inefficace, Figure 7). Un indice instantané d'efficacité mécanique (IE) a été déterminé, il correspond au ratio de la force efficace sur la force totale à chaque degré du cycle de pédalage (Ericson, 1986; Sanderson, 1991; Sanderson and Black, 2003). Les données brutes EMG étaient traitées par la même méthode que celle décrite pour l'étude préliminaire.

Le signal top tour était utilisé pour synchroniser les données EMG et mécaniques de la pédale droite. Le lissage et le re-échantillonnage étaient similaires à ceux de l'étude préliminaire afin d'obtenir des profils mécaniques (forces sur la pédale et IE) et des enveloppes linéaires EMG RMS représentatives. Cette procédure a été répétée de façon régulière du début à la fin de l'exercice épuisant : tous les 10% de la durée de l'exercice (de 5 à 95% de TLim) dans le but de décrire l'évolution des profils pour chaque variable mécanique, chaque muscle et chaque sujet au cours de cet exercice. Le patron correspondant à la moyenne des deux premières périodes de temps (i.e., 5 et 15% de Tlim) était considéré comme le patron de « référence » pour l'étude statistique.

Les paramètres mécaniques calculés ou identifiés à partir des profils de force étaient : la valeur maximale de la force efficace ($F_{eff\text{-}max}$, N), la valeur minimale exercée durant la phase de remontée ($F_{eff\text{-}min}$, N), et la position de la manivelle correspondant à $F_{eff\text{-}max}$ ($Angle_{Feff\text{-}max}$, °) et $F_{eff\text{-}min}$ ($Angle_{Feff\text{-}min}$, °). Un index global d'efficacité mécanique sur le cycle entier (IE) était déterminé à partir du ratio entre l'intégrale de F_{eff} et l'intégrale de F_{tot} (LaFortune and Cavanagh, 1983; Sanderson and Black, 2003). Concernant l'analyse temporelle, une valeur moyenne pour chacune des variables mécaniques (F_{eff}, F_{tot} and IE) a été calculée sur 4 cadrans fonctionnels du cycle de pédalage : le secteur 1 représente la zone de 330 à 30°, le secteur 2 : 30-150°, le secteur 3 : 150-210° et le secteur 4 : 210-330°. Sur le plan fonctionnel, les secteurs 1 et 3 correspondent respectivement aux passages des point haut et bas ; les secteurs 2 et 4 correspondent respectivement à la phase de propulsion et la phase communément appelée phase de récupération (dans la littérature anglo-saxonne : « recovery phase »).

Concernant les variables EMG, RMS_{cycle} a été déterminé en accord avec la procédure précédemment utilisée. La technique de cross-corrélation a permis de mesurer les variations des caractéristiques temporelles de l'activité EMG (Li and Caldwell, 1999; Hug and Dorel, in press). Le coefficient de cross-corrélation des courbes EMG RMS entre le patron de référence (début) et les patrons suivants (de 25 à 95% de Tlim) a été calculé pour chaque muscle selon la méthode décrite précédemment avec une constante de décalage k égale à zéro. A partir de là, une valeur du déphasage en degré entre chaque paire de patrons a été estimé en déterminant la valeur k pour laquelle le coefficient de cross-corrélation était maximalisée. La valeur de k issue de cette approche objective de comparaison des signaux représente une estimation intéressante utilisable pour caractériser l'effet du temps sur le déphasage dans le cycle des enveloppes EMG RMS.

3.5. Traitement statistique

3.5.1. Étude préliminaire

L'ensemble des analyses a été réalisé à l'aide des logiciels SPPS 11.0 et ORIGIN 6.1. La normalité des données a été préalablement vérifiée par un test Kolmogorov-Smirnov et les résultats ont été exprimés en valeur moyenne ± écart type (±SD). Des différences étaient considérées comme significatives lorsque la probabilité (P) d'une erreur de type I était inférieur à 5%. Le test t de Student pour série appariée a été utilisé pour évaluer la différence de RMS_{cycle}, RMS_{burst}, onset et offset entre le test et le re-test. La répétabilité intra-session de l'ensemble de ces variables a également été estimée à partir de différents indices relatifs ou absolus. L'erreur standard de mesure ou l'erreur typique (SEM) a été déterminée selon les recommandations de Hopkins (2000) pour fournir une mesure absolue de reproductibilité : $SEM = S_{diff} / \sqrt{2}$ avec S_{diff}, la déviation standard des différences obtenues entre test et re-test. Pour les données RMS, SEM a également été exprimée en pourcentage de la moyenne globale test-re-test (%SEM). Le coefficient de corrélation intra classe (ICC, ratio entre la variance intra classe et la variance totale) a été calculé à partir de la formule : $SEM = SD \cdot \sqrt{(1 - ICC)}$

et donc : $ICC = (SD^2 - SEM^2) / SD^2$, avec SD^2 est la moyenne des variances inter sujets obtenues au cours du test et du re-test ($SD^2 = 0{,}5\ SD^2_{test} + 0{,}5\ SD^2_{re\text{-}test}$). ICC représente une variable sans dimension caractérisant la reproductibilité relative. En accord avec Sleivert et Wenger (1994), lorsque ICC est compris entre 0,80 et 1,00 il existe une bonne répétabilité, lorsque ICC est compris entre 0,60 et 0,79 il existe une répétabilité correcte et lorsque ICC est

inférieur à 0,60, la répétabilité peut être considérée comme faible. Enfin, tel que décrit précédemment, un coefficient de cross-corrélation a été calculé afin de déterminer la répétabilité des enveloppes EMG RMS obtenues lors du test et du re-test à la fois en termes de timing et de forme.

3.5.2. Étude expérimentale

Après les vérifications liées aux tests de normalité, une analyse ANOVA à une voie à mesures répétées a été utilisée pour tester l'effet du temps sur l'ensemble des variables mécaniques et électromyographiques. Lorsque des F ratio significatifs étaient obtenus, toutes les valeurs moyennes (entre 25 et 95% de Tlim) étaient comparées individuellement à la valeur de référence (i.e., valeur de début) grâce à un test post-hoc de Dunnett. Les différences étaient considérées comme significatives lorsque la probabilité (P) d'une erreur de type I était ≤ 5 %.

4. RÉSULTATS

4.1. Étude préliminaire

4.1.1. Généralités

La même fréquence de pédalage a bien été maintenue durant le test et le re-test (respectivement 86,8 ± 6,2 et 88,8 ± 5,2 rpm) pour produire la puissance désirée de 150 W. La puissance moyenne soutenue lors de la session d'entraînement simulée réalisée entre le test et le re-test était de 200 ± 12 W (soit 52 ± 3% de MAP). Chez deux sujets, TA, GL et SOL présentaient deux bouffées d'activité distinctes à la fois au cours du test et du re-test. Dans ces cas particuliers, nous avons centré l'analyse statistique uniquement sur la bouffée principale (i.e., la bouffée commune à tous les sujets). À cause de la perte du signal EMG du muscle GMax chez un sujet, l'analyse statistique concernant ce muscle a été réalisée uniquement sur 10 sujets.

4.1.2. Niveau d'activité musculaire

Aucune différence significative n'a été observée entre le test et le re-test pour les 10 muscles considérés. De plus, les valeurs de biais pour RMS_{burst} et RMS_{cycle} étaient faibles pour l'ensemble des muscles excepté pour GMax (Tableau 3). L'analyse des ICC et des SEM a démontré une bonne répétabilité pour 8 muscles concernant RMS_{burst} et 7 muscles concernant RMS_{cycle} (Tableau 3). De façon générale, les niveaux d'activité du RF et GMax étaient moins répétables si on se réfère aux valeurs d'ICC (i.e., plus faibles) et de SEM (i.e., plus élevées). Une répétabilité moyenne a été observée pour le niveau d'activité du muscle SOL.

Tableau 3. Valeurs moyennes (SD), biais moyen et répétabilité des données RMS entre le test et le re-test pour 10 muscles du membre inférieur impliqués dans le pédalage au cours d'un exercice sous maximal à puissance constante (150 W).

Muscle	RMS_{burst}						RMS_{cycle}					
	Moy (SD)		Biais	SEM		ICC	Moy (SD)		Biais	SEM		ICC
	test	*re-test*	*µV*	*µV*	*%*		*test*	*re-test*	*µV*	*µV*	*%*	
GMax	54,4 (25,0)	48,7 (17,0)	-5,7	14,3	28,0	0,55	21,9 (11,6)	19,7 (8,5)	-2,3	7,4	35,4	0,48
SM	84,8 (37,9)	81,5 (36,8)	-3,3	9,8	12,0	0,93	35,1 (16,2)	32,2 (14,8)	-2,9	4,2	12,5	0,93
BF	56,8 (35,4)	53,9 (42,4)	-2,9	11,2	20,3	0,92	27,8 (11,6)	25,5 (11,3)	-2,4	3,3	12,3	0,92
VM	155,3 (35,7)	160,5 (45,6)	5,2	15,3	9,7	0,86	65,2 (16,8)	66,9 (21,3)	1,7	8,0	12,1	0,83
RF	52,4 (16,4)	53,7 (17,8)	1,3	10,1	19,1	0,65	27,7 (8,7)	28,8 (8,0)	1,1	5,3	18,9	0,59
VL	186,5 (44,4)	185,4 (59,9)	-1,1	23,1	12,4	0,81	73,5 (19,3)	73,9 (23,4)	0,4	8,6	11,7	0,84
GM	152,5 (80,2)	156,8 (101)	4,3	21,6	14,0	0,94	69,9 (33,0)	67,3 (42,2)	-2,6	13,0	18,9	0,88
GL	112,8 (45,1)	113,4 (53,4)	0,4	13,9	11,9	0,93	59,8 (24,4)	59,7 (25,0)	-0,1	6,7	11,0	0,93
SOL	91,7 (31,1)	89,2 (41,7)	-2,5	14,8	16,4	0,84	39,2 (11,5)	39,1 (13,0)	-0,1	7,9	20,2	0,58
TA	86,6 (49,9)	83,3 (51,4)	-3,3	5,7	6,7	0,99	38,1 (20,2)	39,7 (25,5)	1,6	5,9	15,2	0,93

RMS_{burst}, valeur RMS moyenne durant la période d'activité (i.e., bouffée d'activité) ; RMS_{cycle}, valeur RMS moyenne sur le cycle complet (de 0 à 360°), ICC, coefficient de corrélation intraclasse ; SEM, erreur standard de mesure (valeur absolue ou exprimée en pourcentage de la moyenne globale sur les 2 tests)

4.1.3. Séquence d'activité musculaire

La Figure 9 représente la valeur moyenne des variables temporelles (i.e., onset et offset) de l'activité de chacun des 10 muscles au cours des deux tests. Seuls VM, SOL et TA ont montré des différences significatives pour certains de ces paramètres (Tableau 4). Pour VM et SOL, le début d'activité apparaissait plus tard lors du re-test. L'activité de TA se prolongeait plus longtemps après TDC lors du re-test. Au regard des valeurs d'ICC et SEM, les résultats

montrent pour certains muscles une plus faible répétabilité des valeurs de début d'activité (RF et TA) ou de fin d'activité (GMax, GL, BF et SOL).

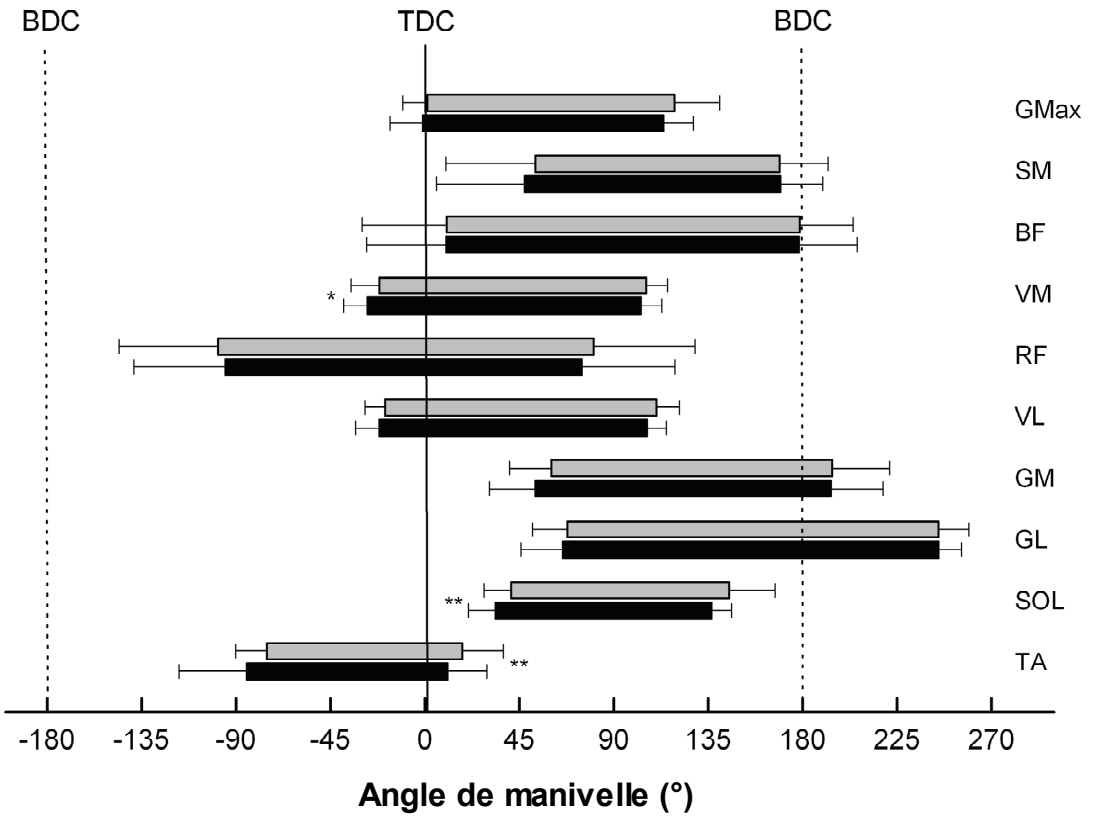


Figure 9. Valeurs moyennes de onset, offset et durée des phases d'activation EMG des 10 muscles, en fonction de la postion de la manivelle. La seconde bouffée observée pour certains muscles chez certains sujets n'est pas représentée. TDC, point bas (0°); BDC, point haut (180°). Barres noires: test; barres grises: re-test. ** $p<0.01$, * $p<0.05$ différence significative entre test et re-test

Tableau 4. Répétabilité des débuts et fins de bouffées EMG (phases d'activation) entre test et re-test de 10 muscles du membre inférieur impliqués dans le mouvement de pédalage pour une puissance sous-maximale de 150 W.

	Onset			Offset		
Muscle	***p***	**SEM (°)**	**ICC**	***p***	**SEM (°)**	**ICC**
GMax	NS	5,6	0,84	NS	7,3	0,63
SM	NS	5,2	0,98	NS	7,0	0,90
BF	NS	8,1	0,96	NS	12,5	0,78
VM	*	3,6	0,92	NS	3,5	0,88
RF	NS	11,9	0,93	NS	8,5	0,97
VL	NS	6,1	0,66	NS	6,9	0,54
GM	NS	7,9	0,86	NS	5,2	0,96
GL	NS	3,3	0,97	NS	13,7	-0,11
SOL	**	3,7	0,92	NS	15,7	0,14
TA	NS	16,1	0,59	**	4,6	0,94

Onset, Offset: angles correspondant au début et à la fin des phases d'activation, ICC, coefficient de corrélation intra-classe; SEM, erreur standard de mesure (valeur absolue); NS, pas de différence significative entre test et re-test; ** $p<0,01$, * $p<0,05$ différence significative entre test et re-test, les valeurs moyennes, écarts types et biais ne sont pas présentés (voir Figure 3).

Cependant, les coefficients de cross-corrélation indiquent une très bonne répétabilité des patrons EMG (i.e., profils) pour tous les muscles (de 0,942 à 0,988, Tableau 5). Les coefficients les moins élevées ont été obtenues pour le RF et dans une moindre mesure pour le TA.

Tableau 5. Coefficient de cross-corrélation entre les enveloppes EMG obtenues lors du test et du re-test pour chacun des muscles.

Muscle	Coefficient de cross-corrélation r test vs. re-test
GMax	0,974
SM	0,977
BF	0,971
VM	0,988
RF	0,942
VL	0,984
GM	0,981
GL	0,971
SOL	0,970
TA	0,961

4.2. Étude expérimentale

4.2.1. Paramètres mécaniques sur le cycle entier

L'exercice épuisant (Tlim) a été réalisé en moyenne à une puissance de 327 ± 23 W, à une fréquence de pédalage de 95 ± 8 rpm et a duré 13,8 ± 6,0 min. $F_{eff\text{-}max}$ a augmenté significativement (377,9 ± 34,2 et 401,3 ± 45,2 N au début et à la fin de l'exercice, respectivement, $P<0,01$) tandis qu'aucune différence n'a été observée pour $F_{eff\text{-}min}$ (-55,7 ± 17,7 vs. -57,7 ± 15,1 N) (Figure 10). L'angle correspondant à $F_{eff\text{-}max}$ ($Angle_{Feff\text{-}max}$) n'a pas évolué significativement entre le début et la fin de l'exercice (respectivement 95,1 ± 4,5 vs. 94,9 ± 4,6 °) tandis que l'angle correspondant à $F_{eff\text{-}min}$ ($Angle_{Feff\text{-}min}$) était significativement supérieur à la fin (283,7 ± 29,1°) comparativement au début (275,3 ± 25,8°, $P<0.05$). L'index global d'efficacité mécanique n'a pas évolué significativement au cours de l'exercice (respectivement 53,4 ± 6,4 vs. 53,9 ± 7,4 %, pour le début et la fin de l'exercice).

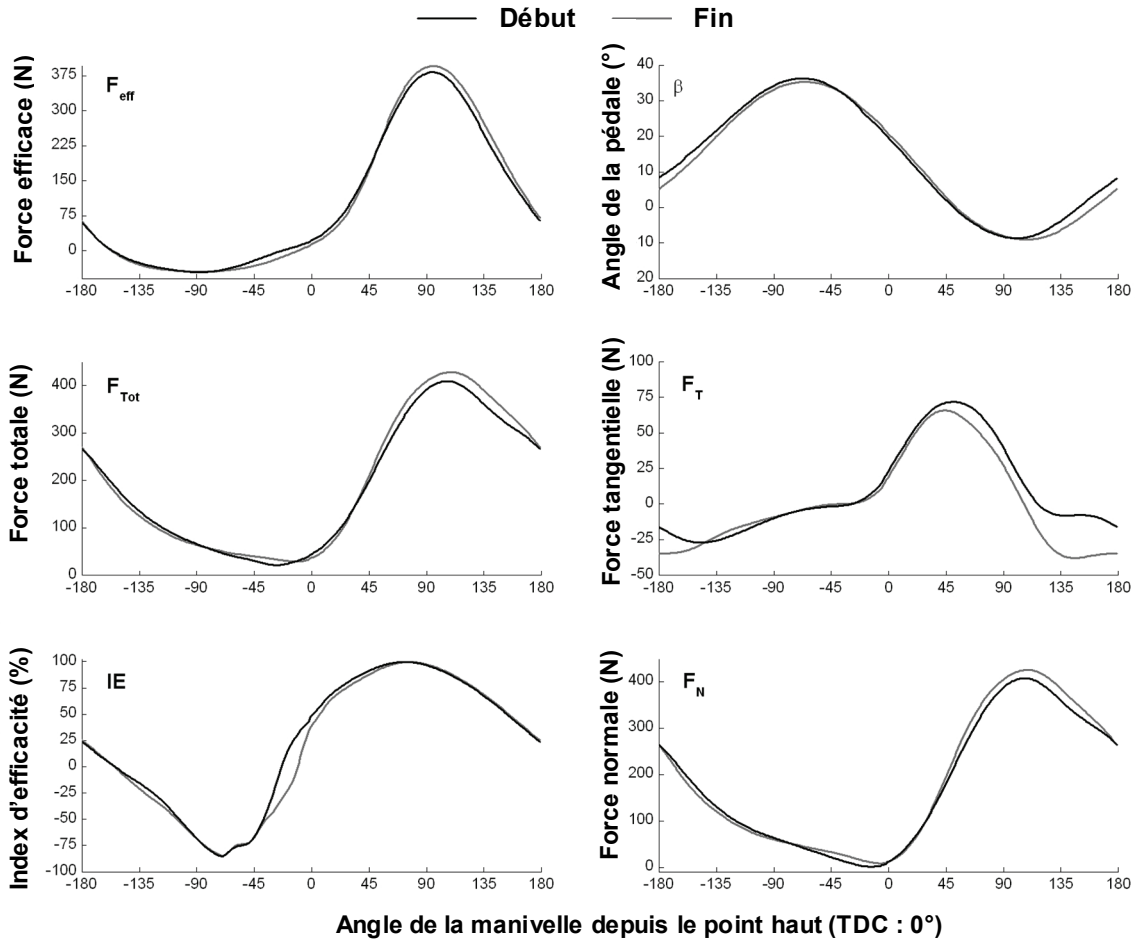


Figure 10. Patrons mécaniques obtenus au début (courbes noires) et à la fin (courbes grises) de l'exercice de pédalage mené jusqu'à épuisement.

4.2.2. Paramètres mécaniques sur les différents secteurs fonctionnels

L'analyse détaillée par secteur (Figure 11) a montré une diminution significative de F_{tot}, F_{eff} et IE dans le secteur 1 à partir de respectivement 65, 55 et 65% de Tlim ($P<0,05$ à $P<0,001$). Cette diminution persistait significativement jusqu'à la fin de l'exercice pour F_{eff} et IE tandis que la baisse de F_{tot} était observée uniquement pour 65 et 75% de Tlim. Dans le secteur 2, F_{eff} et F_{tot} étaient significativement plus élevées à 85 et 95% de Tlim comparativement au début ($P<0,001$). F_{eff} augmentait significativement dans le secteur 3 à partir de 75% de Tlim ($P<0,05$ à $P<0,001$). Aucune évolution significative n'a été observée dans le secteur 4 pour chacune de ces variables.

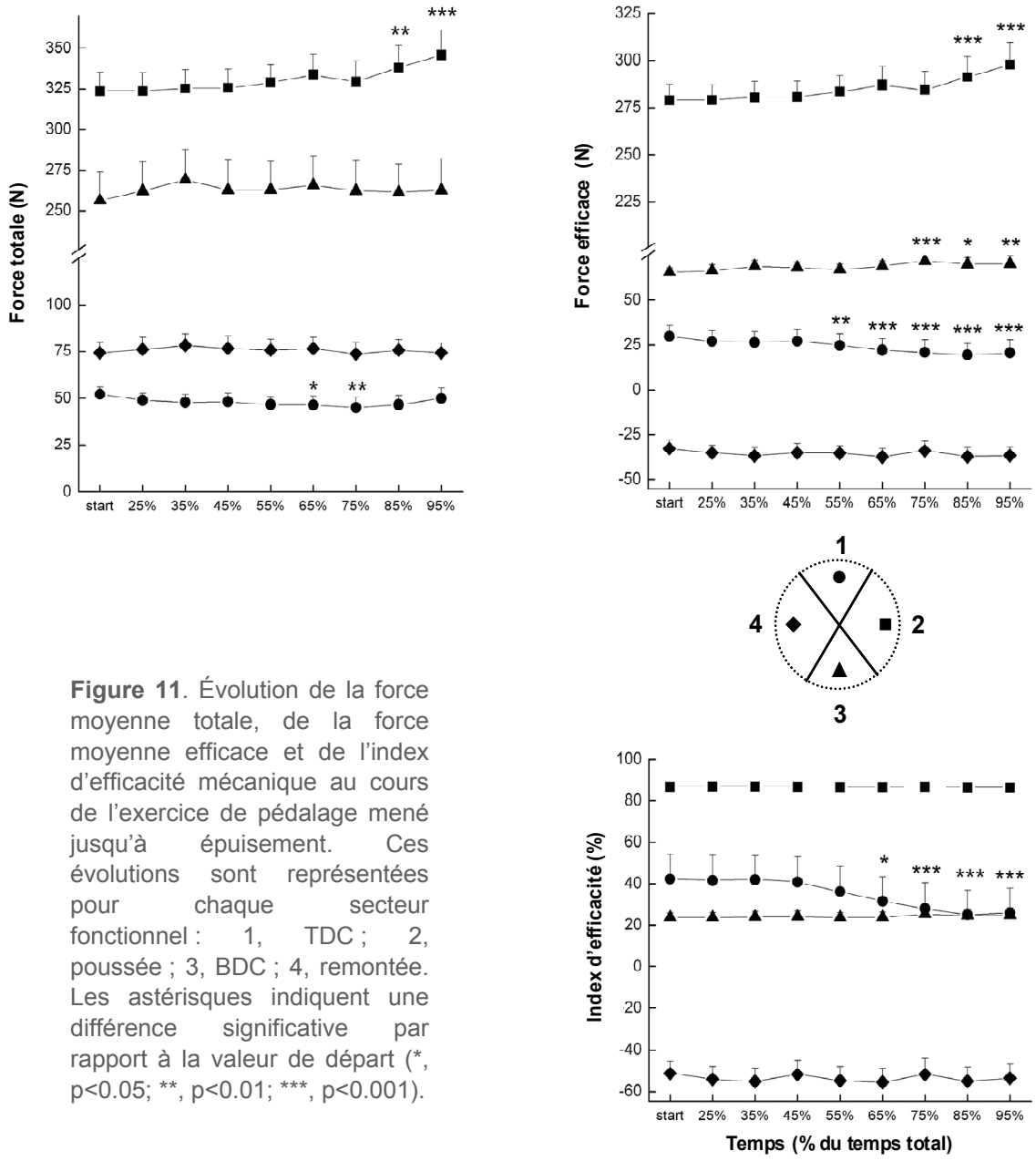


Figure 11. Évolution de la force moyenne totale, de la force moyenne efficace et de l'index d'efficacité mécanique au cours de l'exercice de pédalage mené jusqu'à épuisement. Ces évolutions sont représentées pour chaque secteur fonctionnel : 1, TDC ; 2, poussée ; 3, BDC ; 4, remontée. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la valeur de départ (*, p<0.05; **, p<0.01; ***, p<0.001).

4.2.3. Paramètres électromyographiques

L'évolution du patron EMG RMS moyen pour chacun des muscles entre le début (« patron de référence ») et la fin de l'exercice (95% de Tlim) est décrite sur la Figure 12. Parmi les 10 muscles enregistrés, seuls 4 ont montré une évolution significative du niveau d'activité EMG RMS au cours de l'exercice (Figure 13). RMS_{cycle} diminuait significativement (P<0,05) à partir de 85% de Tlim pour TA et 75% de Tlim pour GM. RMS_{cycle} était significativement plus élevé à partir de 75% de Tlim pour GMax (P<0,01) et BF (P<0,05).

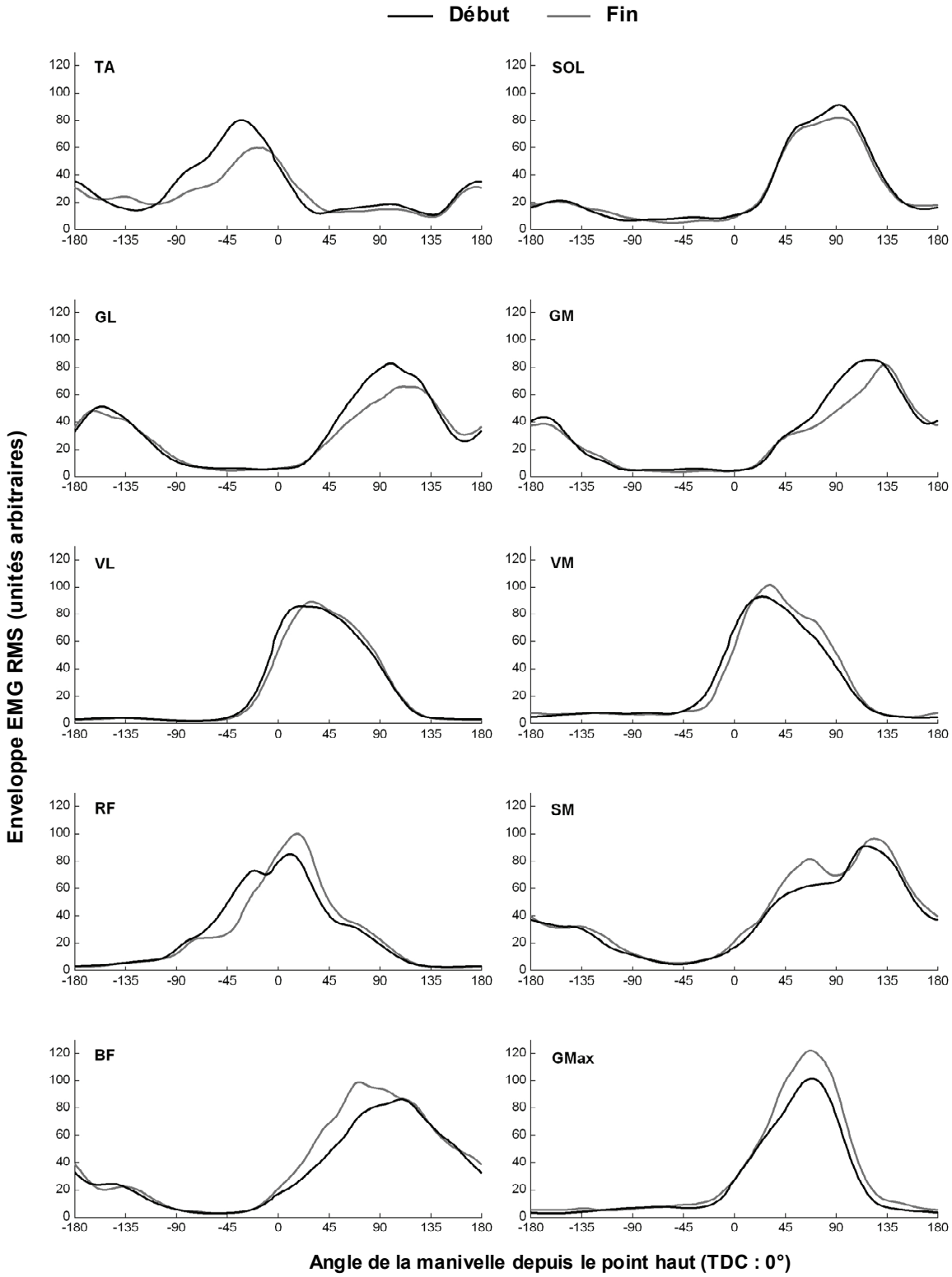


Figure 12. Enveloppes EMG RMS de 10 muscles du membre inférieur obtenues au début (courbes noires) et à la fin (courbes grises) de l'exercice de pédalage mené jusqu'à épuisement. Chaque profil est obtenu par la moyenne sur les 10 cyclistes de la moyenne des données individuelles sur 30 cycles consécutifs de pédalage, normalisée par rapport à la valeur RMS moyenne calculée sur le cycle complet. GMax, gluteus maximus; SM, semimembranosus, BF, Biceps femoris; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus et TA, tibialis anterior.

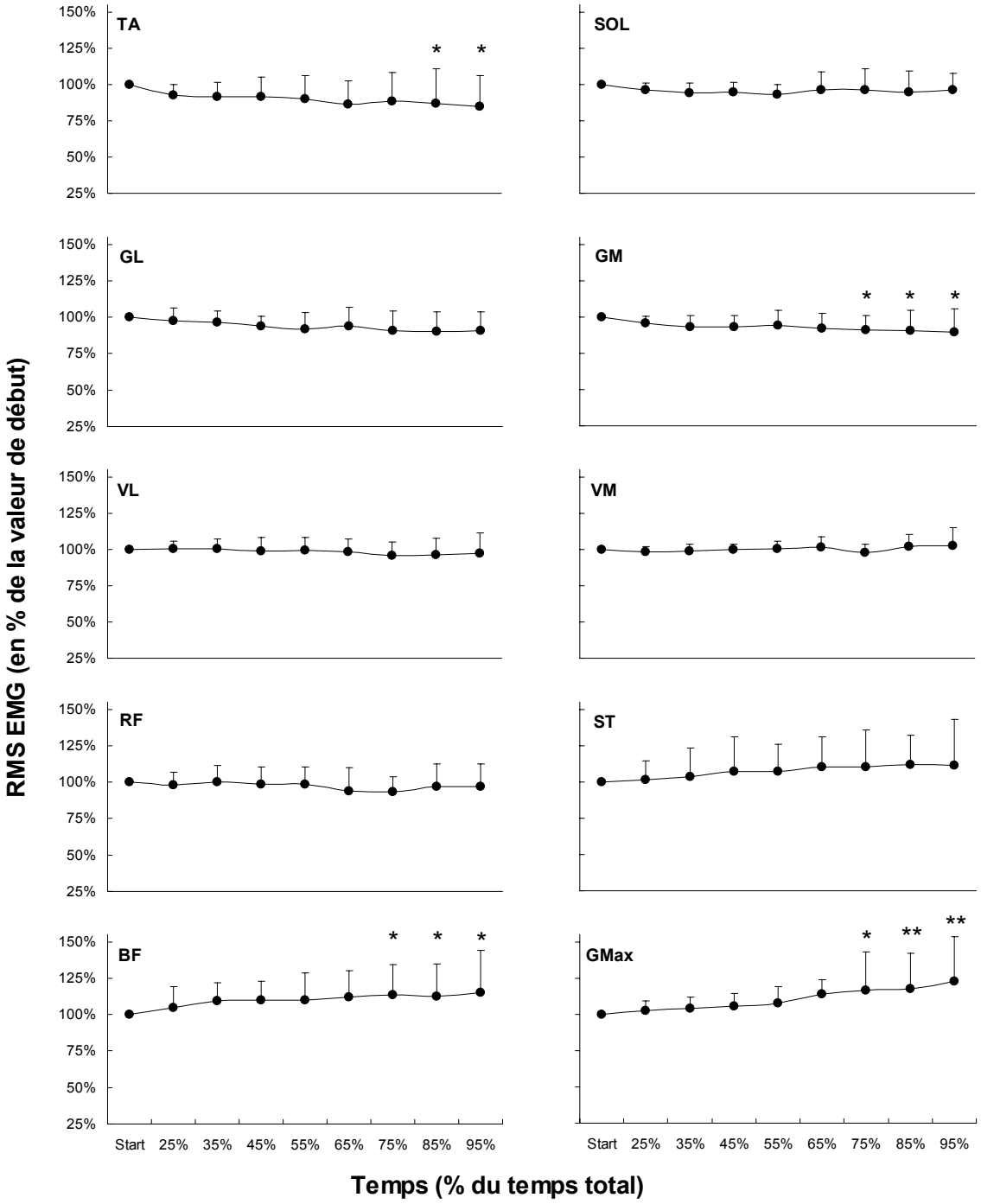


Figure 13. Evolution des valeurs RMS de l'EMG de 10 muscles du membre inférieur au cours de l'exercice de pédalage mené jusqu'à épuisement. GMax, gluteus maximus; SM, semimembranosus ; BF, Biceps femoris; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus et TA, tibialis anterior. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la valeur de départ (*, $p<0.05$; **, $p<0.01$; ***).

Les valeurs de constante de décalage k obtenu par la technique de cross-corrélation indiquent que l'activité de 6 muscles a été retardée dans le cycle (i.e., décalée vers l'avant dans le sens du déplacement de la manivelle) à la fin de l'exercice (Figure 14). Ce déphasage significatif vers l'avant a été observé à partir de 55% de Tlim pour GM, 65% de Tlim pour TA et 75% de Tlim pour GL. Dans une moindre mesure, les patrons EMG RMS des extenseurs du genou étaient également significativement décalés vers l'avant à partir de 75% de Tlim pour VM et VL et 85% de Tlim pour RF.

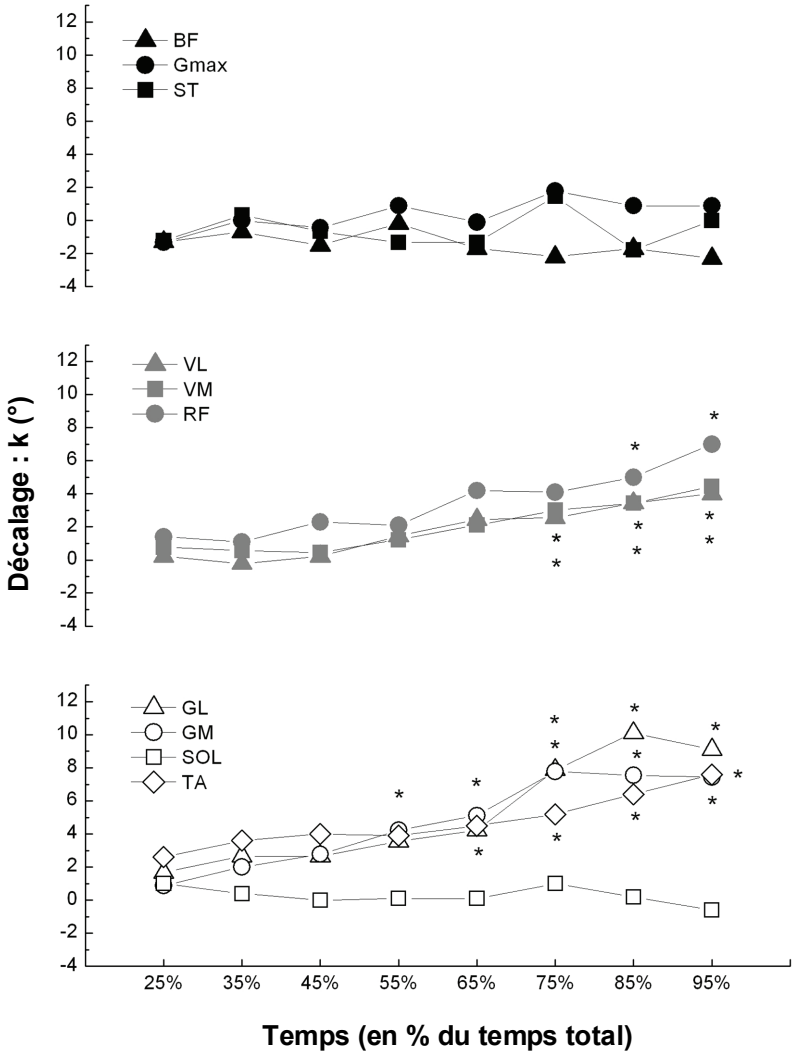


Figure 14. Décalages des patterns EMG calculés par cross-corrélation. Le coefficient de cross corrélation de l'enveloppe EMG, entre le début et x % de l'exercice, est maximal lorsque les signaux sont décalés de k degrés. GMax, gluteus maximus; SM, semimembranosus, BF, Biceps femoris; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; VL, vastus lateralis; GM, gastrocnemius medialis; GL, gastrocnemius lateralis; SOL, soleus et TA, tibialis anterior. Les astérisques indiquent une différence significative par rapport à la valeur de départ (*, $p<0.05$).

5. DISCUSSION/CONCLUSION

5.1. Étude préliminaire: répétabilité du patron EMG en pédalage

La présente étude met en évidence une bonne répétabilité des patrons d'activité EMG (i.e., niveau d'activité, profil et séquence d'activité) au cours d'une séance de pédalage non fatigante. Ce résultat est important pour toutes les études s'intéressant aux variations du signal EMG.

Les valeurs de SEM et ICC sur RMS_{cycle} et RMS_{burst} démontrent la bonne répétabilité du niveau d'activité musculaire pour l'ensemble des muscles étudiés. Pour autant, 3 des 10 muscles enregistrés semblent moins reproductibles (i.e., RF, GMax et SOL). Ces résultats peuvent être en partie expliqués par des différences anatomiques. En effet, le RF est un muscle bi-articulaire impliqué à la fois dans l'extension de la jambe et la flexion de la cuisse sur le tronc. Le GMax, quant à lui, est un muscle peu activé pour des intensités d'exercice faibles (Ericson, 1986), comme cela est le cas dans notre étude. Ainsi, on peut se poser la question de l'implication fonctionnelle de cette plus grande variabilité observée pour le GMax, compte tenu de sa faible activité. De surcroît, les méthodes de traitement (calcul de SEM en %) pourraient surestimer la variabilité de muscles peu activés notamment lorsque l'exercice est réalisé à des puissances relativement faibles.

Concernant les aspects temporels, les valeurs de SEM et ICC sur les onset et offset sont élevées mais peuvent apparaître seulement correctes voire faibles pour certains muscles (Tableau 4). Ces résultats mettent notamment en avant les limites méthodologiques de la détection des bouffées d'activité EMG pour certains muscles (choix d'un seuil *a priori*, puis ajustement après inspection visuelle des bouffées…). Ces limites sont plus largement discutées dans les articles issus de ce travail et présentés en annexe. Ces résultats permettent également de justifier l'utilisation de la cross-corrélation comme une méthode complémentaire plus objective d'estimation de la similitude des patrons d'activité EMG. En effet, en utilisant cette technique, nous observons une reproductibilité forte pour l'ensemble des muscles considérés (Tableau 5) même s'il est intéressant de constater que les plus faibles corrélations sont obtenues pour les muscles présentant les répétabilités les plus faibles des valeurs de onset et/ou de offset (i.e., RF, TA et SOL).

Enfin, l'ensemble de ces résultats, qu'ils concernent le niveau ou le profil d'activité, doivent être commentés en prenant en considération la complexité du concept de coordination inter-musculaire lors de ce type de mouvements poly-articulaires (van Soest et al., 1993; Li and Caldwell, 1998). Les stratégies de recrutement des différents muscles ou des muscles ayant les mêmes fonctions biomécaniques sont en théories illimitées. Ainsi, certaines différences observées dans les patrons d'activité EMG pourraient être en rapport non seulement avec la spécificité de la technique de pédalage du sujet (i.e., variabilité interindividuelle) mais aussi expliquée en partie par la variation naturelle dans le temps de cette stratégie chez un sujet donné. La Figure 15 illustre la relative compensation qui peut apparaître entre les patrons d'activité des trois muscles composant le triceps sural (notamment entre GL et SOL dans ce cas) de la condition test à la condition re-test. Ce phénomène conduit à une très bonne répétabilité du patron d'activité du groupe musculaire équivalent responsable de l'extension de la cheville (Ankle-Ext, représentant la somme des activités EMG de SOL, GL et GM), confirmant ainsi la grande stabilité du rôle fonctionnel de ces différents muscles malgré une variabilité non négligeable lorsqu'ils sont considérés individuellement (SOL essentiellement).

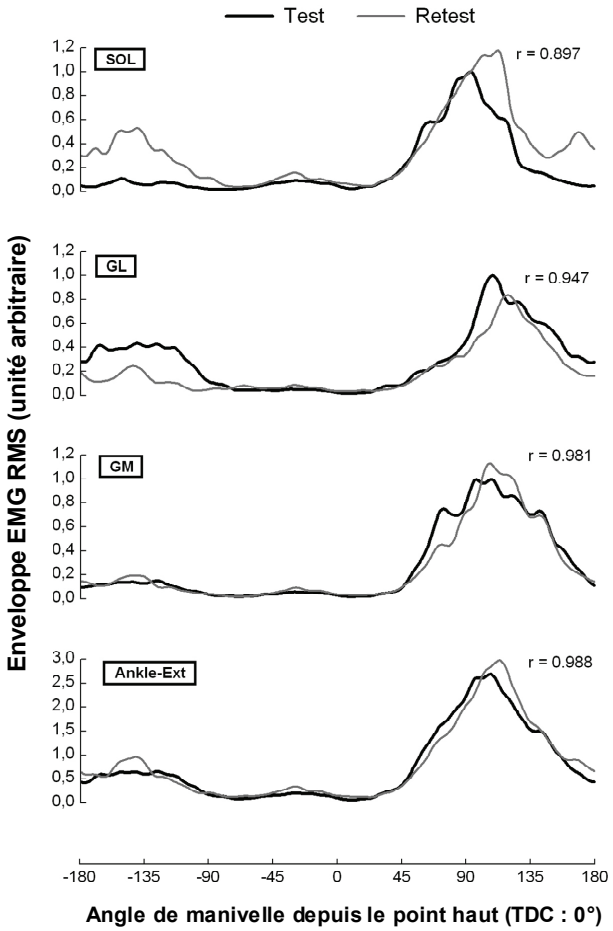


Figure 15. Courbes typiques d'enveloppes EMG RMS pour chaque muscle extenseur de la cheville (SOL, GL, GM) pour test (noir) et retest (gris). Le dernier graphique représente la somme des 3 enveloppes précédentes (Ankle-Ext). Toutes les courbes sont normalisées par rapport à la valeur EMG maximale obtenue pendant le premier test. Cette figure met en évidence les phénomènes de compensation relative de SOL et GL pendant la phase de poussée (45 à 180°) ainsi que pendant la première partie de la phase de tirage (-180 à -90°), conduisant à une activité globale des muscles extenseurs de la cheville (Ankle-Ext) très similaire entre test et retest.

Ainsi, considérant ce phénomène possible de compensation, les résultats de cette étude nous amènent à réaffirmer le fait que l'enregistrement de l'ensemble des principaux muscles du membre inférieur impliqués dans le mouvement de pédalage (et pas seulement d'une paire agoniste-antagoniste par articulation) est une recommandation importante à suivre dans les futures études ; ceci afin de garantir une certaine pertinence au regard des modifications potentielles observées au niveau de la coordination musculaire.

5.2. Étude expérimentale

Cette étude montre des altérations des paramètres mécaniques du pédalage comme précédemment rapporté par Sanderson et Black (Sanderson and Black, 2003). Notre étude montre que ces altérations sont accompagnées de modifications du patron d'activité musculaire de certains muscles du membre inférieur, suggérant un ajustement de la coordination musculaire avec l'apparition de la fatigue.

Même si nous ne rapportons pas de diminution significative de la valeur de force efficace durant la phase de remontée de la pédale (entre 180° et 360°), la diminution de F_{eff} lors du passage de TDC (secteur 1) et l'augmentation de F_{eff} durant la phase de propulsion (secteur 2) associée à l'augmentation de 6,1% de $F_{eff-max}$ confirment les résultats de Sanderson et Black (Sanderson and Black, 2003). Ces résultats semblent être en bonne adéquation avec les ajustements de coordination musculaire observés à partir des données EMG.

L'augmentation du niveau d'activité EMG au cours d'un exercice fatiguant réalisé à intensité constante peut être attribuée au recrutement progressif d'unités motrices supplémentaires dans le but de contrecarrer la diminution de la force produite par la contraction des fibres musculaires fatiguées. Ainsi, plusieurs études ont mis en évidence une augmentation progressive du niveau d'activité EMG des muscles du quadriceps au cours d'un exercice rectangulaire de pédalage (Petrofsky, 1979; Ryan and Gregor, 1992; Housh et al., 2000) : i.e., manifestation d'une augmentation du rapport entre le niveau d'activité EMG et la force produite. Dans la présente étude, nous n'avons observé aucune augmentation du niveau d'activité EMG pour les muscles VL et VM. Néanmoins, cette absence de modification de la réponse EMG, observée par d'autres auteurs (Lucia et al., 2000), n'implique pas nécessairement une absence de fatigue musculaire et donc une stabilité de la force produite par le groupe musculaire considéré. En effet, en accord avec une augmentation du rapport EMG/force au cours d'un exercice fatigant, nous pourrions supposer que, pour un même

niveau d'activité, la force produite par ces muscles a diminué au cours du test de temps limite. Lepers et al. (Lepers et al., 2001) ont mis en évidence une baisse de l'amplitude de la secousse musculaire (i.e., baisse de force produite par une stimulation électrique supramaximale du nerf moteur) pour le groupe musculaire quadriceps après 30 min d'exercice réalisé à 80% de la puissance maximale aérobie. En se basant sur ces résultats, nous pouvons alors raisonnablement penser qu'une telle altération de la fonction contractile (i.e., fatigue) a du intervenir sur les muscles du quadriceps (VL et VM) au cours de notre exercice (comparable à celui de Lepers et al., 2001). Néanmoins, la puissance d'exercice étant maintenue constante, cette chute de force des extenseurs du genou a pu être en partie compensée par une augmentation de l'activité d'autres muscles producteurs de puissance (e.g., extenseurs de la hanche ; gluteus maximus et hamstrings). Nos résultats semblent corroborer en partie cette hypothèse dans la mesure où nous avons rapporté une augmentation significative du niveau d'activité de GMax (+ 29%) et BF (+ 15%) durant l'exercice et ceci essentiellement lors de la phase de propulsion (Figure 12, 13). Cette augmentation pourrait être liée à :1) un changement des stratégies de coordination (pour compenser la baisse de force supposée de VL et VM ; 2) un recrutement d'unités motrices additionnelles pour compenser l'altération de la fonction contractile (i.e., fatigue) ou 3) les deux. Pour autant, le muscle GMax est un muscle activé à un niveau bien moindre que les *vastii* : e.g. 40% vs. 80% du niveau d'activité maximal lors d'un exercice à 240 W) (Ericson, 1986). De surcroît, une augmentation du moment maximal d'extension de la hanche a déjà été rapportée au cours d'un exercice similaire (Sanderson and Black, 2003). Par conséquent, nous pouvons penser que l'augmentation du niveau d'activité de GMax et de BF au cours du temps limite, plutôt que d'être vue comme une manifestation d'une fatigue de ces muscles, pourrait être considérée comme une stratégie de compensation permettant de contrecarrer la baisse de force produite par les *vastii*. Enfin, il est important de noter que cet accroissement d'activité des extenseurs de la hanche peut également participer à l'augmentation de la force efficace produite durant la phase de poussée de la pédale.

Le plus faible niveau d'activité EMG observé sur le muscle GM à la fin du temps limite (Figure 12, 13) est cohérent avec les résultats rapportés par Bini et al. (2008) qui ne montraient aucun changement du niveau d'activité EMG de ce muscle au cours d'un exercice fatiguant malgré l'augmentation de la puissance produite. Selon ces auteurs, le muscle GM ne serait pas fatigué au cours de ce type d'exercice. Ce muscle bi-articulaire n'étant pas considéré comme un producteur majeur de puissance (Hug and Dorel, 2007), la baisse du

niveau d'activité que nous avons principalement observé dans le secteur 2 du cycle de pédalage (Figure 12) semble ne pas avoir de répercussion importante sur les variables mécaniques (i.e., F_{eff} et F_{tot}) durant cette phase. Cependant cette baisse d'activité associée à un retard relatif de la séquence d'activation peut partiellement expliquer les modifications observées dans la répartition des composantes tangentielle et normale de F_{tot} (F_T et F_N) et l'angle de la pédale (Figure 10) : i.e., une augmentation de la force normale et une valeur négative plus prononcée de la force tangentielle (vers l'arrière) associée à une diminution de l'angle de la pédale. Ceci suggère une flexion dorsale plus marquée de la cheville durant la phase propulsive et le passage de BDC (le pied « s'écrasant plus » sur la pédale).

Tel que mentionné précédemment, une stratégie possible pour contrecarrer en partie les effets de la fatigue consiste à modifier les séquences d'activité des différents muscles impliqués. Billaut el al (2005) ont montré une activité plus précoce de BF avec l'apparition de la fatigue tandis que d'autres auteurs n'ont montré aucune variation significative (Knaflitz and Molinari, 2003; Sarre and Lepers, 2005). Nos résultats montrent un décalage vers l'avant dans le cycle de pédalage des patrons d'activité de 6 muscles (de 4° pour VL, VM, entre 7 et 9° pour TA, GM, GL et RF). Cette différence avec la littérature existante peut être expliquée par des différences dans la méthode utilisée pour déterminer les aspects temporels de l'activité. Dans cette étude nous avons choisi d'utiliser la méthode de cross corrélation, considérée comme plus objective (que la méthode des onset et offset plus classiquement utilisée) pour estimer le déphasage des patrons d'activité dans leur globalité (pour plus de détails, voir (Li and Caldwell, 1999; Hug and Dorel, 2007)) et qui par conséquent semble détecter des variations plus faibles. Néanmoins, de façon générale, les changements observés spécialement sur les extenseurs du genou restent relativement faibles. Associées à l'augmentation de l'activité des extenseurs de la hanche durant la phase de propulsion, ces variations ne semblent pas avoir d'influence majeure sur les profils de force efficace durant cette phase du cycle.

La diminution de la force efficace produite autour du point haut de la pédale (TDC) est liée à une diminution de l'efficacité mécanique (IE) dans cette partie critique du cycle (Figure 11). L'ensemble des résultats EMG concernant les muscles activés dans cette phase sont en accord avec ce résultat et peuvent en partie expliquer la diminution de force : i.e., la baisse de l'activité de TA et le décalage vers l'avant dans le cycle de TA, VL, VM et RF. De plus, l'examen détaillé du patron d'activité de RF (Figure 12) démontre une baisse dans la partie initiale de la période d'activité et une augmentation dans la partie finale, suggérant clairement

une plus faible activité en tant que fléchisseur de la hanche dans la première partie du secteur 1 (TDC) et une plus importante activité en tant qu'extenseur du genou durant le début de la phase de propulsion (secteur 2). Collectivement, ces ajustements de la coordination inter musculaire expliquent largement la détérioration de l'efficacité mécanique et par conséquent la baisse de la production de force efficace dans cette partie du cycle.

5.3. Conclusion

La technique de pédalage subit des modifications durant un exercice épuisant à haute intensité qui se traduisent, à la fin de l'exercice, par une augmentation de la force efficace produite durant la phase de poussée et une diminution concomitante de l'efficacité mécanique de pédalage et de la force produite au cours du passage au point haut de la pédale. L'apparition de la fatigue induit un certain nombre d'ajustements de la coordination inter musculaires pouvant expliquer, en partie, ces modifications de la biomécanique du pédalage. Tandis que la baisse du niveau d'activité de GM ne semble pas avoir une influence majeure sur le profil de force efficace, la baisse de l'activité de TA et de RF (en tant que fléchisseur de hanche) constituent des éléments explicatifs de la diminution de l'efficacité mécanique au niveau du point haut (TDC). L'augmentation importante de l'activité de GMax et BF, qui sont en accord avec l'augmentation de la force produite durant la phase de propulsion, peut également être considérée comme une stratégie de coordination ayant pour rôle de compenser la fatigue des extenseurs de genou (VL et VM) en augmentant le moment créé par les extenseurs de la hanche.

6. BIBLIOGRAPHIE

Arsac L. Mécanique musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'Homme. 1995. Thèse, Université Jean Monnet - St-Etienne.

Ansley L, Schabort E, St Clair Gibson A, Lambert MI, Noakes TD. 2004. Regulation of pacing strategies during successive 4-km time trials. Med Sci Sports Exerc 36:1819-1825.

Billaut F, Basset FA, Falgairette G. 2005. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. Neurosci Lett 380:265-269.

Bini RR, Carpes FP, Diefenthaeler F, Mota CB, Guimaraes AC. 2008. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. J Sci Med Sport 11:363-370.

Dedering A, Roos af Hjelmsater M, Elfving B, Harms-Ringdahl K, Nemeth G. 2000. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. J Electromyogr Kinesiol 10:151-158.

Dorel S, Couturier A, Hug F. in press. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. Scand J Med Sci Sports.

Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. 2006. Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. J Electromyogr Kinesiol.

Edwards RG, Lippold OC. 1956. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. J Physiol 132:677-681.

Ericson M. 1986. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. Scand J Rehabil Med Suppl 16:1-43.

Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. 2002. Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. Eur J Appl Physiol 87:542-549.

Gandevia SC. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev 81:1725-1789.

Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. 1991. The biomechanics of cycling. Exerc Sport Sci Rev 19:127-169.

Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M. 1985. Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox. J Biomech 18:307-316.

Hautier CA, Arsac LM, Deghdegh K, Souquet J, Belli A, Lacour JR. 2000. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. Med Sci Sports Exerc 32:839-843.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 10:361-374.

Hettinga FJ, De Koning JJ, Broersen FT, Van Geffen P, Foster C. 2006. Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. Med Sci Sports Exerc 38:1484-1491.

Hopkins WG. 2000. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports Med 30:1-15.

Housh TJ, Perry SR, Bull AJ, Johnson GO, Ebersole KT, Housh DJ, deVries HA. 2000. Mechanomyographic and electromyographic responses during submaximal cycle ergometry. Eur J Appl Physiol 83:381-387.

Houtz SJ, Fischer FJ. 1959. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. J Bone Joint Surg Am 41-A:123-131.

Hug F, Dorel S. 2008. Electromyographic analysis of pedaling: A review. J Electromyogr Kinesiol

Hull ML, Butler P. 1981. Analysis of quadriceps loading in bicycle. In: engineers Asom, editor. Biomechanics symposium. New York. p 263-266.

Hull ML, Jorge M. 1985. A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. J Biomech 18:631-644.

Jorge M, Hull ML. 1986. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. J Biomech 19:683-694.

Knaflitz M, Molinari F. 2003. Assessment of muscle fatigue during biking. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 11:17-23.

LaFortune MA, Cavanagh PR. 1983. Effectivenes and efficiency during cycling riding. In: Biomechanics VIII-B: international series on biomechanics. Human Kinetics. p 928-936.

Laplaud D, Hug F, Grelot L. 2006. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. J Electromyogr Kinesiol 16:158-166.

Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P, Vadeboncoeur R. 2002. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. Arch Phys Med Rehabil 83:1206-1214.

Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. 2003. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. J Electromyogr Kinesiol 13:281-287.

Larsson B, Mansson B, Karlberg C, Syvertsson P, Elert J, Gerdle B. 1999. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. J Electromyogr Kinesiol 9:351-357.

Lepers R, Hausswirth C, Maffiuletti N, Brisswalter J, van Hoecke J. 2000. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. Med Sci Sports Exerc 32:1880-1886.

Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J, Millet GY. 2002. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. J Appl Physiol 92:1487-1493.

Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J, Millet GY. 2002. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. J Appl Physiol 92:1487-1493.

Lepers R, Millet GY, Maffiuletti NA. 2001. Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. Med Sci Sports Exerc 33:1882-1888.

Li L, Caldwell GE. 1998. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. J Appl Physiol 85:927-934.

Li L, Caldwell GE. 1999. Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. J Electromyogr Kinesiol 9:385-389.

Lucia A, Hoyos J, Pardo J, Chicharro JL. 2000. Metabolic and neuromuscular adaptations to endurance training in professional cyclists: a longitudinal study. Jpn J Physiol 50:381-388.

Lucia A, San Juan AF, Montilla M, CaNete S, Santalla A, Earnest C, Pérez M. 2004. In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. Med Sci Sports Exerc 36:1048-1054.

Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. 1997. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. J Biomech 30:1051-1058.
Petrofsky JS. 1979. Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 41:1-15.
Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, Comi G, Lo Conte L, Merletti R. 1999. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. J Electromyogr Kinesiol 9:105-119.
Reinhard U, Muller PH, Schmulling RM. 1979. Determination of anaerobic threshold by the ventilation equivalent in normal individuals. Respiration 38:36-42.
Rowe T, Hull ML, Wang EL. 1998. A pedal dynamometer for off-road bicycling. J Biomech Eng 120:160-164.
Ryan MM, Gregor RJ. 1992. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. J Electromyogr Kinesiol 2:69-80.
Sanderson DJ. 1991. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. J Sports Sci 9:191-203.
Sanderson DJ, Black A. 2003. The effect of prolonged cycling on pedal forces. J Sports Sci 21:191-199.
Sarre G, Lepers R. 2005. Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. Acta Physiol Scand 185:321-328.
Sarre G, Lepers R. 2005. Neuromuscular function during prolonged pedalling exercise at different cadences. Acta Physiol Scand 185:321-328.
Sleivert GG, Wenger HA. 1994. Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. Arch Phys Med Rehabil 75:1315-1321.
St Clair Gibson A, Schabort EJ, Noakes TD. 2001. Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol 281:R187-196.
van Ingen Schenau GJ, Boots PJM, de Groots G, Snackers RJ, van Woensel WWLM. 1992. The constrained control of force and position in multi-joint movements. Neuroscience 46:197-207.
van Soest AJ, Schwab AL, Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. 1993. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. J Biomech 26:1-8.
Wren TA, Do KP, Rethlefsen SA, Healy B. 2006. Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait. J Biomech 39:2714-2718.

7. ANNEXES

Ce rapport de recherche est construit autour de 2 articles publiés* dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

(1) Dorel, S., Couturier, A., Hug, F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008. 18 : 857-865.

(2) Dorel, S., Drouet, JM., Champoux, Y., Couturier, A., Hug, F. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. Medecine & Science in Sports & Exercise. (in press, 2008)

Le soutien financier apporté par ce projet nous a également permis de publier 3 articles* supplémentaires en rapport avec la thématique générale de recherche du projet dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

(3) Hug, F., Dorel, S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. Journal of electromyography and kinesiology. (sous presse)

(4) Dorel, S., Couturier, A., Hug, F. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedaling. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. (sous presse)

(5) Hug, F., Drouet, JM., Champoux, Y., Couturier, A., Dorel, S. Inter-individual variability of EMG patterns and pedal force profiles in trained cyclists. European Journal of Applied Physiology (sous presse).

La partie « remerciement » de chacun de ces 5 articles mentionne le soutien financier apporté par le Ministère de la Santé, de la Jeunesse, des Sports et de la Vie Associative.

* version pdf ci-joint