

UNIVERSITE PARIS OUEST NANTERRE LA DEFENSE

ECOLE DOCTORALE 566

« Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain »

UFR STAPS

Laboratoire CeRSM (EA 2931)

THESE DE DOCTORAT

« Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives »

Titre :

**APPROCHE INTEGRATIVE DE DETERMINATION DE LA PUISSANCE
MAXIMALE SUR ERGOCYCLE LORS DE SPRINTS DE COURTE DUREE**

Présentée par

Hamdi JAAFAR

Thèse dirigée par **Tarak DRISS et Henry VANDEWALLE**

Soutenue publiquement le 11 décembre 2015

JURY

Pr **Giovanni de MARCO** (Université Paris Ovest Nanterre La Défense)

Dr **Tarak DRISS** (Université Paris Ovest Nanterre La Défense)

Pr **Murielle GARCIN** (Université de Lille 2)

Dr **Christophe HAUTIER** (Rapporteur, Université Claude Bernard Lyon 1)

Pr **Abderrahmane RAHMANI** (Rapporteur, Université du Maine)

Pr **Nizar SOUISSI** (Université de La Manouba, Tunis)

Dr **Henry VANDEWALLE** (Université Paris 13)

AVANT-PROPOS

L'ensemble des travaux de recherche exposés dans cette thèse a été réalisé au sein du Centre de Recherches sur le Sport et le Mouvement (CeRSM EA 2931) de l'UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives de l'Université Paris Ouest Nanterre La Défense. Je tiens ainsi à remercier sincèrement tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à l'aboutissement de ces travaux.

Je tiens tout d'abord à exprimer ma reconnaissance au Dr Tarak Driss pour avoir accepté et assuré la charge de direction de cette thèse. Je le remercie très sincèrement pour son humanité, ses encouragements, son savoir, sa disponibilité et son expérience qui m'ont beaucoup apporté. Merci de m'avoir fait confiance en me donnant l'opportunité de participer à des activités de recherches et d'enseignement.

Je remercie le Dr Henry Vandewalle pour son aide et sa contribution dans les travaux de cette thèse.

Je tiens tout particulièrement à remercier Pr Giovanni de Marco, Directeur du CeRSM (EA 2931), pour me faire l'honneur de faire partie de mon jury de thèse.

Mes remerciements s'adressent au Pr Abderrahmane Rahmani qui m'a fait l'honneur d'être rapporteur de mon travail.

Mes remerciements s'adressent aussi au Dr Christophe Hautier qui m'a fait l'honneur d'être rapporteur de ma thèse.

Aux autres membres du jury, les Pr Murielle Garcin et Nizar Souissi, je suis heureux et fier de l'honneur que vous me faites en acceptant de siéger dans mon jury connaissant votre grande expérience et votre compétence qui constituent pour moi un exemple à suivre. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon respect et mes remerciements les plus sincères.

Je remercie amicalement Majdi, Laure et Elvis pour leur aide et leur soutien quotidien pendant ces années de thèse, tous les coauteurs des articles présentés dans cette thèse, tous les membres du Laboratoire CeRSM (EA 2931) ainsi que les personnels de l'UFR STAPS de l'Université Paris Ouest Nanterre La Défense.

Merci à tous les volontaires de s'être prêtés à toutes nos expériences, et une pensée particulière pour tous ceux qui nous ont aidés à bien mener ce travail.

Enfin, je remercie toute ma Famille et notamment mes chers parents qui m'ont toujours encouragé et soutenu tout au long de mon cursus scolaire et universitaire pour atteindre mes objectifs.

TABLE DES MATIERES

Introduction générale.....	1
Revue de la littérature	5
1. Tests de mesure de puissance maximale sur ergocycle.....	7
1.1. Relation force-vitesse.....	7
1.1.1. Rappel de la relation force-vitesse sur le muscle isolé.....	7
1.1.2. Relation force-vitesse sur ergocycle.....	8
1.2. Test de Wingate	11
1.3. Test de répétition de sprints	17
2. Caractéristiques des tests.....	18
2.1. Validité.....	18
2.1.1. Validité de contenu	18
2.1.2. Validité de critère	18
2.1.2.1. Validité concourante.....	18
2.1.2.2. Validité prédictive	19
2.1.3. Validité de construit.....	19
2.2. Reproductibilité.....	20
2.3. Sensibilité.....	22
3. Aspects mécaniques d'exercices de sprints sur ergocycle	22
3.1. Cycle de pédalage	22
3.2. Les forces appliquées sur la pédale.....	24
3.3. Indice d'efficacité mécanique	25
4. Aspects électromyographiques d'exercices de sprints sur ergocycle.....	27
4.1. Quantification de l'EMG de surface	29
4.1.1. Root Mean Square	29
4.1.2. Fréquence médiane	30
4.2. Activité EMG des différents groupes musculaires lors d'exercice de pédalage....	31
5. Aspects histologiques d'exercices de sprints sur ergocycle.....	34
6. Aspects énergétiques d'exercices de sprints sur ergocycle.....	38
6.1. Voie anaérobie alactique.....	38
6.2. Voie anaérobie lactique.....	40
6.3. Voie aérobie	42
7. Aspects chronobiologiques d'exercices de sprints sur ergocycle	43
8. Aspects psychophysiologiques d'exercices de sprints sur ergocycle.....	46
8.1. Modèle du gouverneur central	46
8.2. Rôle des émotions	49
Hypothèses et objectifs de travail.....	52
Matériels et méthodes utilisés lors des travaux expérimentaux	55
1. Mesure des caractéristiques anthropométriques.....	56
2. Recueil des variables mécaniques	56

3. Mesure du lactate sanguin	57
4. Mesure de la fréquence cardiaque	57
5. Recueil des variables perceptuelles	58
6. Sélection d'images affectives	58
7. Recueil des variables électromyographiques	59
8. Analyses statistiques	60
Présentation des travaux expérimentaux	61
Etude N° 1 : Reproductibilité des tests force-vitesse lors des exercices de pédalage et de manivellage chez des hommes et des femmes	62
1. Introduction	64
2. Méthodes	66
2.1. Participants	66
2.2. Procédures	66
2.3. Relation entre les variabilités de F_0 et V_0	67
2.4. Analyses statistiques	68
3. Résultats	68
3.1. Variation de la masse corporelle	68
3.2. F_0 V_0 et P_{max} dans les trois sessions	71
3.3. Reproductibilité	72
3.4. Relation entre les variabilités de F_0 et V_0	75
4. Discussion	76
5. Conclusion	83
Etude N° 2 : Effet de la force de freinage sur les performances du test de Wingate et leur reproductibilité	84
1. Introduction	86
2. Méthodes	87
2.1. Approche expérimentale du problème	87
2.2. Sujets	88
2.3. Procédures	88
2.4. Analyse statistique	90
3. Résultats	90
3.1. Indices mécaniques	90
3.2. Variables physiologiques	92
3.3. Perception de la fatigue	92
4. Discussion	93
5. Conclusion	96
Etude N° 3 : Etude comparative entre les tests de Wingate et de Force-Vitesse sur ergocycle : Effet de la condition physique	97
1. Introduction	99
2. Méthodes	101
2.1. Sujets	101
2.2. Protocole expérimentale	101

2.2.1.	Test force-vitesse	102
2.2.2.	Test de Wingate	102
2.3.	Analyse des données	103
2.4.	Relation entre les charges, PP et MP	103
2.5.	Analyse statistique	105
3.	Résultats	105
3.1.	Vitesse et puissance	106
3.2.	Protocole simple (WT) versus test progressif	108
3.3.	Indice de fatigue.....	108
3.4.	Puissance moyenne (MP).....	110
4.	Discussion	111
5.	Conclusion.....	114
Etude № 4 : Effets des stimuli affectifs sur la puissance et les paramètres neuromusculaires au cours de sprints répétés sur ergocycle		115
1.	Introduction	117
2.	Méthodes	118
2.1.	Sujets.....	118
2.2.	Protocole expérimental	119
2.2.1.	Echauffement.....	119
2.2.2.	Epreuve de sprints répétés	119
2.2.3.	Présentation des images.....	119
2.2.4.	Réponses perceptuelles.....	120
2.3.	Analyse statistique	120
3.	Résultats	120
3.1.	Evaluation des images et variables perceptuels	120
3.2.	Vitesse de pédalage.....	121
3.3.	Puissance mécanique	122
3.4.	Activité EMG.....	123
3.5.	Efficacité neuromusculaire	124
4.	Discussion	125
5.	Conclusion.....	127
Discussion générale.....		128
1.	Critiques méthodologiques de la mesure de puissance sur ergocycle.....	130
1.1.	Exercice poly-articulaire	130
1.2.	Inertie des membres	133
1.3.	Bras de levier	133
1.4.	Méthode de calcul de la puissance mécanique	134
2.	Reproductibilité et niveau d'expertise.....	138
3.	Choix d'inducteurs émotionnels.....	138
Conclusions générales et perspectives		140
Références bibliographiques		143
Annexes.....		159

LISTE DES FIGURES

<p>FIGURE 1. Représentation schématique de l'application de la force de freinage dans un ergomètre Monark (modèle 864): B, panier à charge; F_B, F_T et F_S représentent les forces exercées sur la poulie par, respectivement, le panier, la courroie de friction et le bout de la courroie; T, tendeur; R_1 et R_2, deux rubans empêchent le déplacement verticale du panier (Vandewalle et Driss, 2015).....</p>	7
<p>FIGURE 2. Détermination de la relation force-vitesse lors des exercices de pédalage ou manivellage. A: Pics de vitesse enregistrés lors des sprints avec différentes charges ; B: Relation entre les pics de vitesse et les forces de freinage correspondantes (Driss et Vandewalle, 2013).</p>	10
<p>FIGURE 3. Courbe de puissance obtenue lors d'un test de Wingate chez un sujet explosif (courbe bleue, DV = 73 cm) et un sujet endurant (courbe rouge, DV = 52 cm).....</p>	13
<p>FIGURE 4. Evolution de la force effective (F_{eff}) et de la force totale (F_{tot}) sur la pédale au cours d'un cycle de pédalage à trois vitesses différentes (Dorel et al., 2010).</p>	23
<p>FIGURE 5. Schématisation de l'application des forces sur la pédale par rapport à la manivelle au cours de la poussée: R, Force de réaction; F_A, force exercé par le tendon d'Achilles sur le calcanéum; h_R et h_A représentent les bras de leviers, respectivement, de R et F_A autour de l'axe de rotation O. L'indice d'efficacité mécanique correspond au rapport mesure de la force tangentielle (force effective, F_{eff}) sur la force totale (F_{tot}). F_I représente la composante radiale de F_{tot}, i.e., force inutile (Driss et al., 2012).....</p>	25
<p>FIGURE 6. Schématisation des principaux groupes musculaires impliqués dans le pédalage. 1, gluteus maximus; 2, semi-membranosus et longue portion du biceps femoris; 3, vastus medialis et vastus lateralis; 4, rectus femoris; 5, gastrocnemius lateralis et gastrocnemius medialis; 6, soleus; 7, tibialis anterior (Hug et Dorel, 2009).</p>	32
<p>FIGURE 7. Activité EMG de 11 muscles durant le cycle de pédalage (0°-360°) selon 3 intensités de pédalage: 150 W (courbe rouge), seuil ventilatoire 2 (courbe noire), sprint (courbe bleue). TA, tibialis anterior; SOL, soleus; GL, gastrocnemius lateralis; GM, gastrocnemius medialis; VL, vastus lateralis; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; TF, tensor fascia latae; BF, biceps femoris; SM, semi-membranosus; GMax, gluteus maximus (Dorel et al., 2012).</p>	33
<p>FIGURE 8. Début et fin de l'activité EMG des 11 muscles (même nomenclature que la Figure 7) en fonction de la position de la pédale selon les 3 intensités : 150 W (barres blanches), seuil ventilatoire 2 (barres grises), sprint (barres noires). *, ** et *** indiquent des différences significatives entre les intensités avec, respectivement, $p < 0,05$; $p < 0,01$ et $p < 0,001$ (Dorel et al., 2012).....</p>	34
<p>FIGURE 9. Relation force-vitesse, force-puissance des membres inférieurs chez un individu explosif (courbes bleues, DV = 73 cm) et un individu endurant (courbes rouges, DV = 52 cm).</p>	35
<p>FIGURE 10. Relation puissance-vitesse au niveau du muscle rapide (courbes bleues) et le muscle lent (courbes rouges) selon le modèle de Hill et en fonction deux ratios a/F_0 (0,3 et 0,45). La vitesse est exprimée en fonction de la longueur de la fibre par seconde (fl/s) (Driss et Vandewalle, 2013).....</p>	37
<p>FIGURE 11. Rapport des courbes de production d'énergie de chacune des filières lors d'un exercice maximale de courte durée (Baker et al., 2010).</p>	43

FIGURE 12. Le modèle du gouverneur central (MGC) de régulation de l'effort est fondé sur la théorie du contrôle du système nerveux central de la performance en modifiant en permanence le nombre d'unités motrices recrutées d'une manière consciente ou inconsciente en fonction des différents paramètres avant et durant l'exercice (Noakes, 2012).	47
FIGURE 13. Schématisation des relations réciproques entre la nature de la tâche, les réponses physiologiques, le système nerveux central et les processus mentaux supérieurs lors de l'élaboration de la stratégie cognitive. Le niveau d'acceptation est défini comme la plus haute charge affective pouvant être supportée au regard de la durée d'effort anticipée. Ce paramètre est susceptible d'être modulé par des paramètres psychologiques avant et pendant l'exercice (Baron et al., 2011).	51
FIGURE 14. Echelle de difficulté de l'effort perçue (Borg, 1970).	58
FIGURE 15. Self Assessments Manikin (Lang et al., 2005).	59
FIGURE 16. Valeurs individuelles de V_0 et F_0 correspondant aux relations force-vitesse lors de pédalage (en haut) et de manivellage (en bas) à la 1 ^{ère} (symboles blancs), 2 ^{ème} (symboles gris) et 3 ^{ème} (symboles noirs) session. Les trois valeurs de chaque participant sont reliées par une ligne. Les cercles et les triangles correspondent respectivement aux hommes et aux femmes.	69
FIGURE 17. Valeurs moyennes (\pm SD) des paramètres des tests force-vitesse rapportées aux dimensions du corps. Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement au pédalage et au manivellage.	70
FIGURE 18. Relation entre la variation intersession de F_0 (axe des ordonnées) et de V_0 (axe des abscisses) pour les exercices de pédalage et de manivellage chez les hommes et les femmes. La ligne continue et les symboles noirs représentent les différences entre la 1 ^{ère} et la 2 ^{ème} session. La ligne discontinue et les symboles blancs représentent les différences entre la 2 ^{ème} et la 3 ^{ème} session.	76
FIGURE 19. Plots de Bland et Altman entre les sessions 1 et 2 des paramètres P_{max} , V_0 et F_0 (à gauche: valeurs exprimées en absolues ; à droite: valeurs exprimées aux dimensions du corps) chez les hommes (symboles noirs et ligne continue) et les femmes (symboles blancs et ligne discontinue).	80
FIGURE 20. Relation entre les différences absolues entre les sessions 1 et 2 (axe des ordonnées) et les moyennes individuelles (axe des abscisses) pour P_{max} (en haut) et F_0 (en bas) chez les femmes.	81
FIGURE 21. En haut, les relations entre la charge exprimée en fraction de F_0 versus V_{peak} et V_{mean} rapportés à V_0 . Au centre, PP et MP rapportés à P_{max} ; Courbe continue, relations expérimentales de 2 nd ordre calculées à partir des relations linéaires entre V_{peak} et V_{mean} ; Courbe discontinue, relation théorique de 2 nd ordre correspondant à l'Equation 43. En bas, les relations entre FI et la force de freinage. Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement aux CG et RG. Les triangles et cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM.	107
FIGURE 22. Relation entre V_{peak} de WT et les valeurs de pic de vitesse calculé à partir des relations F-V individuelles pour les forces de freinages correspondants (les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM). Les symboles noirs et symboles blancs correspondent respectivement aux CG et RG. La ligne continue représente la droite de régression entre V_{peak} et les valeurs calculées. La ligne discontinue représente la droite d'identité.	108

FIGURE 23. Evolution de la puissance mécanique (moyennes \pm 2 ES) chez le CG (symboles noirs) et le RG (symboles blancs). Les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM. En haut, la puissance rapportée à BM ; En bas, la puissance rapportée à P_{max}	109
FIGURE 24. Relation entre P_{max} de la relation F-V et la baisse de la vitesse au cours du WT (rapport V_{30}/V_5). Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement aux CG et RG. Les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM.	113
FIGURE 25. Valeurs (moyennes \pm SE) des scores RPE en fonction des conditions et des sprints. * différence significative entre les images neutres et déplaisantes ($p < 0,05$).....	121
FIGURE 26. Valeurs (moyennes \pm SE) de la puissance moyenne (MP) en fonction des conditions et des sprints. Les barres horizontales indiquent une baisse significative de la puissance par rapport au 1 ^{er} sprint. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).	123
FIGURE 27. Valeurs (moyennes \pm SE) de RMS en fonction des conditions et des sprints. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).....	123
FIGURE 28. Valeurs (moyennes \pm SE) de la fréquence médiane (MF) en fonction des conditions et des sprints. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).....	124
FIGURE 29. Valeurs (moyennes \pm SE) de l'efficacité neuromusculaire (NME) en fonction des conditions et des sprints.	125
FIGURE 30. Le rendement mécanique dépend du rendement des muscles sollicités et de l'efficacité de pédalage.....	131

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1. Liste non exhaustive des différentes forces de freinage (FF) utilisées dans la littérature lors du test de Wingate réalisé par les membres inférieurs ou supérieurs sur des ergocycles de type Monark.	14
TABLEAU 2. Approches statistiques utilisées dans les études de reproductibilité.	21
TABLEAU 3. Caractéristiques des rythmes circadiens (moyennes \pm ES) des performances des tests de Wingate et de force-vitesse réalisés avec les membres inférieurs (n = 19) (Souissi et al., 2004).	44
TABLEAU 4. Caractéristiques anthropométriques (moyennes \pm SD) des sujets des différentes études.	56
TABLEAU 5. Résultats des paramètres force-vitesse mesurés chez les hommes. Moyennes \pm SD (étendue).	71
TABLEAU 6. Résultats des paramètres force-vitesse mesurés chez les femmes. Moyennes \pm SD (étendue).	72
TABLEAU 7. Indices de reproductibilité pour les sessions 1 et 2.	73
TABLEAU 8. Indices de reproductibilité pour les sessions 2 et 3.	74
TABLEAU 9. Etendues des paramètres V_0 , F_0 et P_{max} chez les hommes et les femmes exprimées en pourcentage de la moyenne du groupe correspondant.	78
TABLEAU 10. Valeurs moyennes des variables mesurées lors des tests de Wingate en fonction des sessions et des charges.	91
TABLEAU 11. Paramètres de reproductibilité pour chaque variable en fonction de la charge.	93
TABLEAU 12. Caractéristiques anthropométriques des participants en fonction des groupes.	101
TABLEAU 13. Valeurs moyennes (\pm SD) des variables force, vitesse et puissance des deux groupes en fonction des tests.	105
TABLEAU 14. Valeurs moyennes (\pm SD) des variables puissance moyenne (MP) et indice de fatigue (FI) des deux groupes en fonction des forces de freinage.	110
TABLEAU 15. Valeurs (moyennes \pm SD) de la vitesse de pédalage (rpm) en fonction du contexte émotionnel et du sprint.	122
TABLEAU 16. Coefficients de variation (CL à 95%) des indices mécaniques lors d'un test de Wingate sur ergocycle de type Kingcycle chez des cyclistes professionnels (n = 11) (Coleman et al., 2005).	138
TABLEAU 17. Moyenne des scores pour la valence et l'activation de la population de l'étude N° 4 et selon l'IAPS.	139

LISTE DES ABREVIATIONS

[La] _{pk} :	Pic de lactate
μV:	Microvolt
ADP:	Adénosine DiPhosphate
ANOVA:	Analyse de variance
ATP:	Adénosine TriPhosphate
BH:	Taille
BM:	Masse corporelle
CG:	Sujets pratiquant des sports de compétition
CL:	Limites de confiance
CV:	Coefficient de variation
DV:	Détente verticale
EMG:	électromyographie de surface
F ₀ :	Force maximale théorique
F _{eff} :	Force effective
FI:	Indice de fatigue
F _{opt} :	Force optimale
FS:	Baisse de puissance
F _{tot} :	Force totale
F-V:	Force-vitesse
HR _{pk} :	Pic de fréquence cardiaque
Hz:	Hertz
ICC:	Coefficient de corrélation intra-classe
IE:	Indice d'efficacité mécanique
L:	Litre
LA:	Limites d'agrément de Bland et Altman
MF:	Fréquence médiane
MGC:	Modèle du gouverneur central
min:	Minute
MP:	Puissance moyenne
PA:	Potentiel d'action
PCr:	Phosphocréatine
P _{max} :	Puissance maximale
PP:	Pic de puissance

RG:	Sujets pratiquant des activités sportives de loisirs
RMS:	Root Mean Square
RPE:	Rate of Perceived Exertion
rpm:	Tour par minute
RSE:	Exercice de répétition de sprints
s:	Seconde
SAM:	Self Assesments Manikin
SD:	Ecart-type
SE:	Erreur standard
SEM:	Erreur standard de mesure
SWC:	Smallest worthwhile change
UM:	Unité motrice
V_0 :	Vitesse maximale théorique
VL:	Vastus lateralis
VM:	Vastus medialis
V_{mean} :	Vitesse moyenne
V_{opt} :	Vitesse optimale
V_{peak} :	Pic de vitesse
W:	Watts
WT:	Wingate test

INTRODUCTION GÉNÉRALE

De tout temps, chercheurs et techniciens de sport se sont efforcés d'obtenir une détermination précise de la puissance maximale anaérobie (P_{\max}) des membres supérieurs ou inférieurs, parce qu'une parfaite connaissance dans ce domaine permet de tirer de multiples conclusions sur les propriétés mécaniques du système musculaire squelettique de l'homme, ainsi qu'une meilleure compréhension des facteurs déterminants des différentes activités sportives. La puissance mécanique développée par le système musculaire squelettique lors des exercices dynamiques de courte durée faisant appel à la production de l'énergie essentiellement des processus anaérobies est considérée comme un facteur déterminant de la performance physique. Toutefois, en plus des facteurs intrinsèques, des facteurs extrinsèques peuvent également influencer la performance humaine (e.g., les émotions, la chronobiologie, etc.).

Dans la littérature, plusieurs tests ont été proposés dans le but d'explorer les propriétés contractiles (e.g., force, vitesse, etc.) des muscles squelettiques et en particulier leur P_{\max} où l'énergie est libérée de façon explosive lors des mouvements mono-articulaire ou poly-articulaires. Ces tests nécessitent souvent l'utilisation d'ergomètres¹ spécifiques plus au moins onéreux (Vandewalle et Driss, 2015).

Depuis de nombreuses décennies, les cyclo-ergomètres (i.e., ergocycles) ont connu un essor important dans l'exploration des capacités mécaniques à travers d'efforts maximaux réalisés par les membres supérieurs ou inférieurs en laboratoire. Ces ergomètres permettent de contrôler et de quantifier les contraintes mécaniques imposées sur les pédales ou les manivelles, d'où le caractère guidé des exercices de pédalage ou de manivellage. Divers protocoles ont été proposés dans la littérature pour mesurer la puissance mécanique lors de ces exercices isoinertiels² et cycliques où les membres sollicités travaillent ensemble, mais en opposition de phase. Depuis les travaux réalisés chez le muscle, il est bien établi que la force diminue lorsque la vitesse de contraction augmente, l'allure de cette relation peut avoir une forme hyperbolique ou exponentielle. Contrairement au muscle isolé, l'allure de la relation force-vitesse serait linéaire lors des exercices poly-articulaires en conditions isocinétiques ou isoinertielles (Driss et Vandewalle, 2013). Afin d'établir la relation force-vitesse de chaque individu, les tests force-vitesse sur ergocycle nécessitent des mesures expérimentales de vitesse à différentes forces de friction. A partir de ces valeurs intermédiaires de force et de

¹ Un ergomètre (ergo : travail ; mètre : mesure) est un appareil qui permet de mesurer le travail physique réalisé par l'individu.

² Un exercice isoinertiel est un exercice musculaire s'effectuant contre une charge constante. Il est souvent non-uniformément accéléré et qualifié d'exercice balistique.

vitesse, il est possible de déterminer les valeurs maximales théoriques de force (F_0) et de vitesse (V_0) par extrapolation, et ainsi de calculer P_{\max} .

En raison de la durée relativement longue de ces épreuves, le test de Wingate a été proposé comme une alternative pour mesurer une puissance maximale lors d'un seul sprint d'une durée de 30 secondes contre une force de freinage établie en fonction de la masse corporelle de l'individu (Bar-Or, 1987). Vu la simplicité de sa mise en œuvre, le test de Wingate serait vraisemblablement le test de mesure de la puissance maximale le plus utilisé en laboratoire. Considéré également comme un test valide de référence, les indices de puissance mécanique mesurés lors de ce test sont utilisés souvent comme des critères de validation des nouveaux tests notamment de terrain (Dal Pupo et al., 2014; Dardouri et al., 2014). Néanmoins, ce test sous-estimerait la puissance maximale de l'individu dans le cas où la force de freinage n'est pas optimale.

La puissance mécanique évaluée lors d'efforts maximaux de courte durée dépend des capacités mécaniques intrinsèques des muscles sollicités, mais également de la capacité du système nerveux à maximiser les efférences nerveuses destinées à ces muscles tout en gardant une coordination optimale, i.e., activer et désactiver les muscles aux bons moments dans le cycle de pédalage. De ce fait, la puissance développée au cours des exercices intenses dépend vraisemblablement d'une stratégie cognitive établie au sein du système nerveux central, appelée stratégie de stimulation optimale « pacing strategy », laquelle contrôle l'intensité de l'effort produit d'une manière consciente ou inconsciente sur la base de multiples informations internes et externes (Noakes et al., 2004).

Actuellement, la théorie de contrôle de l'intensité de l'effort représente un grand champ d'intérêt dans le domaine de la psychophysiologie de l'exercice. Récemment, Baron et al. (2011) ont souligné l'importance des réponses affectives et notamment la valence émotionnelle³ dans la modulation de cette stratégie. En effet, plus les réponses affectives sont plaisantes, plus le désir de maintenir ou d'augmenter l'intensité de l'exercice est important, et inversement. De ce fait, l'intensité de l'exercice, i.e., la puissance mécanique externe, ne dépend pas uniquement des capacités physiologiques dont dispose l'individu, mais aussi de la charge affective reliée au contexte de l'exercice afin de préserver une homéostasie aussi bien sur le plan physiologique que sur le plan émotionnel.

³ La valence (plaisir-déplaisir) est considérée comme le noyau conceptuel de la motivation.

Dans ce contexte, la motivation serait profondément intégrée dans le fonctionnement psychologique et biologique des individus assurant ainsi le contrôle du mouvement. Ainsi l'exposition à des stimuli affectifs visuels (e.g., images plaisantes/déplaisantes) ou auditifs (e.g., musiques motivantes/relaxantes) pourrait affecter le niveau de motivation de l'individu et par conséquent la puissance mécanique développée lors des efforts intenses de courte durée.

Ainsi, ce travail doctoral se propose d'examiner les facteurs intrinsèques et extrinsèques qui peuvent influencer la performance motrice lors d'exercices de sprints de courte durée sur ergocycle. Cette thèse s'organise de la façon suivante : la première partie (i.e., revue de la littérature) présente les principaux tests de laboratoire ainsi que les différents aspects théoriques influençant la performance lors d'exercices de sprints de courte durée sur ergocycle. La deuxième partie représente la méthodologie générale du travail de thèse en détaillant les méthodes et les variables dépendantes examinées au cours de cette thèse. La troisième partie détaille les différentes études expérimentales réalisées dans le cadre de cette thèse. Chaque étude a été rédigée selon le même plan incluant à minima les parties suivantes : introduction, méthodes, résultats, discussion et conclusion. La quatrième et dernière partie présente les critiques méthodologiques générales liées à la mesure des capacités mécaniques sur ergocycle ainsi que les conclusions et les perspectives de recherche.

REVUE DE LA LITTERATURE

La mesure d'une puissance mécanique ou de la quantité de travail produite lors d'un exercice musculaire est une méthode d'évaluation largement utilisée dans le domaine de l'exploration fonctionnelle de l'homme. En effet, il est plus facile de mesurer la puissance mécanique maximale (P_{\max}) produite lors d'un exercice de courte durée que le débit des processus biochimiques de resynthèse anaérobie de l'adénosine TriPhosphate (ATP) utilisé lors de ce même exercice par d'autres techniques (e.g., la ponction-biopsie musculaire, la résonance magnétique nucléaire du phosphore, etc.). De plus, il serait plus facile de réitérer ces mesures sur le court et/ou le long terme et de les utiliser à grande échelle.

Plusieurs méthodes ont été proposées dans la littérature pour déterminer P_{\max} chez l'homme (Driss et Vandewalle, 2013). Ces méthodes indirectes de mesure de la puissance maximale reposent sur l'utilisation de divers ergomètres (i.e., appareils qui permettent de mesurer le travail physique réalisé par l'individu).

Depuis de nombreuses années, l'utilisation des bicyclettes ergométriques a connu un essor important dans l'exploration physique des sportifs, notamment l'aptitude anaérobie que les chercheurs et les techniciens du sport ont commencé à lui accorder plus d'importance. Plusieurs modèles d'ergocycle ont été conçus et développés pour l'évaluation de la puissance mécanique aussi bien des membres inférieurs que les membres supérieurs. Ces ergomètres sont généralement basés sur 4 types de résistance :

- le freinage mécanique (e.g., Monark)
- la résistance électromagnétique (e.g., Lode)
- la résistance de l'air (e.g., Kingcycle)
- la résistance hydraulique (e.g., Biodex)

Une bicyclette ergométrique à friction mécanique est plus simple, moins coûteuse et plus accessible permettant une mesure précise de la puissance maximale anaérobie comparativement aux autres types d'ergomètres (Driss et Vandewalle, 2013).

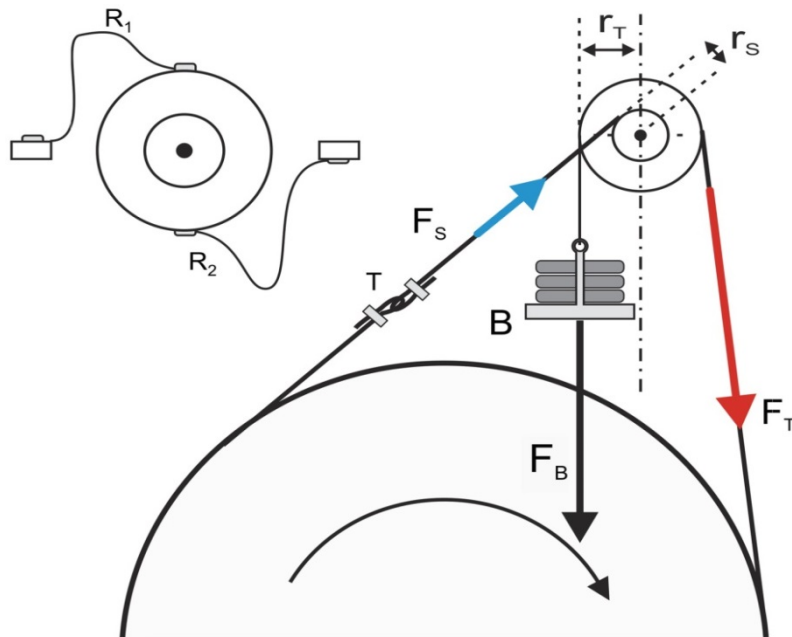


FIGURE 1. Représentation schématique de l'application de la force de freinage dans un ergomètre Monark (modèle 864): B, panier à charge; F_B , F_T et F_S représentent les forces exercées sur la poulie par, respectivement, le panier, la courroie de friction et le bout de la courroie; T, tendeur; R_1 et R_2 , deux rubans empêchent le déplacement verticale du panier (Vandewalle et Driss, 2015).

L'ergocycle à frein mécanique type Monark permet d'appliquer une force de freinage constante et précise et dispose d'un compteur de vitesse ou de fréquence de pédalage performant. La force de freinage est appliquée par l'intermédiaire d'une courroie passée autour du volant d'inertie (Figure 1), et la force de friction (F_T) résultante peut être augmentée grâce à un frein ou par l'adjonction de charge (Vandewalle et Driss, 2015).

1. TESTS DE MESURE DE PUISSANCE MAXIMALE SUR ERGOCYCLE

1.1. RELATION FORCE-VITESSE

1.1.1. RAPPEL DE LA RELATION FORCE-VITESSE SUR LE MUSCLE ISOLE

La vitesse de raccourcissement musculaire dépend de la force qui s'oppose au déplacement et vice versa. Les premières études sur la relation entre la vitesse de raccourcissement et la force ont été réalisées sur le muscle isolé de l'animal. Plusieurs relations en vitesse de raccourcissement et force ont été proposées dans la littérature. La première d'entre elles la relation exponentielle Fenn et Marsh (1935), relation reformulée plus tard par Aubert (1956) :

$$F = F_0 e^{-V/B} - KV$$

ÉQUATION 1

Dans cette équation F est la force au début du mouvement, F_0 est la force isométrique maximale (correspondant à une vitesse nulle), V est la vitesse de raccourcissement correspondant à la force, B et K des constantes ayant respectivement la dimension d'une vitesse et d'une force.

Une autre relation, la plus connue, la relation hyperbolique proposée par Hill (1938) dans une étude sur la production de chaleur du muscle isolé se raccourcissant contre différentes charges :

$$(F + a)(V + b) = b (F_0 + a) = a (V_0 + b) \quad \text{ÉQUATION 2}$$

Dans cette équation F_0 est la force isométrique maximale, V_0 , la vitesse maximale de raccourcissement (correspondant à une force nulle), a et b des paramètres ayant respectivement la dimension d'une force et d'une vitesse.

Par définition, la puissance est égale au produit d'une force et d'une vitesse. Ainsi la puissance produite lors d'une contraction est égale au produit $F \times V$ et dépend donc de la vitesse de raccourcissement et de la force :

$$P = a \frac{V(V_0 - V)}{V + b} = b \frac{F(F_0 - F)}{F + a} \quad \text{ÉQUATION 3}$$

Des relations comparables à celles obtenues sur le muscle isolé ont été retrouvées par la suite chez l'homme lors des mouvements simples mono-articulaires. Ainsi des relations hyperboliques ou exponentielles ont été mises en évidence entre la force et la vitesse lors des mouvements balistiques mono-articulaires principalement (Komi, 1973; Pertuzon et Bouisset, 1971; Thorstensson et al., 1976; Wilkie, 1949). Cependant, Perrine et Edgerton (1978) ont discuté la validité de l'application des relations hyperboliques ou exponentielles de la relation force-vitesse aux contractions réalisées à faible vitesse sur dynamomètres isocinétiques (Komi, 1973; Thorstensson et al., 1976) puisque une inflexion de la courbe était observée aux couples élevés correspondant aux faibles vitesses.

En outre, comme pour le muscle isolé aux vitesses et forces extrêmes, les relations entre la force et la vitesse produites et mesurées au cours d'exercices mono ou poly-articulaires in vivo chez l'homme sont souvent différentes de la relation hyperbolique de Hill.

1.1.2. RELATION FORCE-VITESSE SUR ERGOCYCLE

Les relations force-vitesse obtenues chez l'homme lors de mouvements mono ou poly-articulaires, balistiques ou cycliques sont intéressantes en pratique même si leur protocole ne

remplit généralement pas les conditions nécessaires pour que ces relations soient l'expression fidèle des propriétés contractiles des groupes musculaires impliqués.

Une relation linéaire a été proposée pour décrire la relation entre la fréquence de manivellage et la force de freinage pour des exercices de sprint de courte durée réalisés avec les membres supérieurs sur bicyclette ergométrique de type Monark (Pérès et al., 1981; Vandewalle et al., 1983). Ce type d'exercice était dérivé à partir des travaux antérieurs sur la relation force vitesse et le protocole proposé par Pirnay et Crielaard (1979) pour mesurer la puissance maximale anaérobie des membres inférieurs sur le même type d'ergocycle.

Pour des vitesses comprises entre 100 et 220 rpm, la relation entre la force de freinage (F) et le pic de vitesse (V) peut être représentée par une régression linéaire :

$$V = a - bF \quad \text{ÉQUATION 4}$$

Les paramètres V_0 et F_0 correspondant respectivement à l'intersection de la droite de régression avec l'axe des vitesses et des forces :

$$V_0 = a \quad \text{ÉQUATION 5}$$

$$F_0 = \frac{a}{b} \quad \text{ÉQUATION 6}$$

La relation entre F et V peut être reformulée en introduisant les paramètres V_0 et F_0 :

$$V = V_0 \left(1 - \frac{F}{F_0}\right) \quad \text{ÉQUATION 7}$$

$$F = F_0 \left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \quad \text{ÉQUATION 8}$$

La relation liant la puissance à la charge étant une relation parabolique, P_{\max} est obtenue pour des valeurs optimales de vitesse (V_{opt}) et de force de freinage (F_{opt}) correspondant, respectivement, à la moitié de V_0 et la moitié de F_0 :

$$P_{\max} = V_{\text{opt}} \times F_{\text{opt}} = 0,5 V_0 \times 0,5 F_0 = 0,25 V_0 F_0 \quad \text{ÉQUATION 9}$$

Par analogie avec la relation force-vitesse sur le muscle isolé, les paramètres F_0 et V_0 de ce modèle ont la signification respectivement d'une force maximale isométrique et d'une vitesse maximale en l'absence de résistance.

Cette même relation était ensuite appliquée aux exercices de pédalage avec les membres inférieurs (Nadeau et al., 1983; Vandewalle et al., 1985b; Vandewalle et al., 1987a). Un modèle linéaire a été proposé pour la relation entre le couple maximal et la fréquence de

pédalage sur ergocycle isocinétique (Sargeant et al., 1981), alors que d'autres auteurs proposaient une relation curvilinéaire entre le moment de force et la vitesse de pédalage (McCartney et al., 1985). Par la suite, il fut démontré qu'il était possible de décrire une relation force-vitesse linéaire à partir des mesures de vitesse instantanée recueillies au cours de la phase d'accélération d'un seul sprint maximal contre une faible force de freinage à condition de tenir compte de l'inertie du volant de l'ergocycle (Arsac et al., 1996; Seck et al., 1995). Enfin, des relations couple-vitesse linéaires ont été décrites à partir des mesures de couples exercés sur les manivelles au cours d'un seul sprint maximal sur ergomètre électronique Lode (Buttelli et al., 1996) avec ou sans cale-pieds (Capmal et Vandewalle, 1997). Par ailleurs, les valeurs de P_{\max} sur ergocycle sont positivement et significativement corrélées avec les performances en détente verticale (Driss et al., 1998; Rouis et al., 2015; Vandewalle et al., 1987a).

Le protocole du test force-vitesse (appelé aussi charge-vitesse) consiste à effectuer au moins 4 sprints ne dépassant pas 6 s (délai maximal d'atteinte du pic de vitesse) séparés de 5 min de récupération, contre de forces de freinage croissantes allant de 2 à 8 kg, voire plus. Le sujet a pour consigne de pédaler aussi vite que possible. Pour chaque charge, le pic de vitesse en tours par minute est noté, de façon à construire la relation V en fonction de F permettant d'obtenir les couples $V_2 \times F_2$ à $V_8 \times F_8$. La droite de régression construite avec ces quatre points rend compte par extrapolation des valeurs de V_0 et de F_0 (Figure 2).

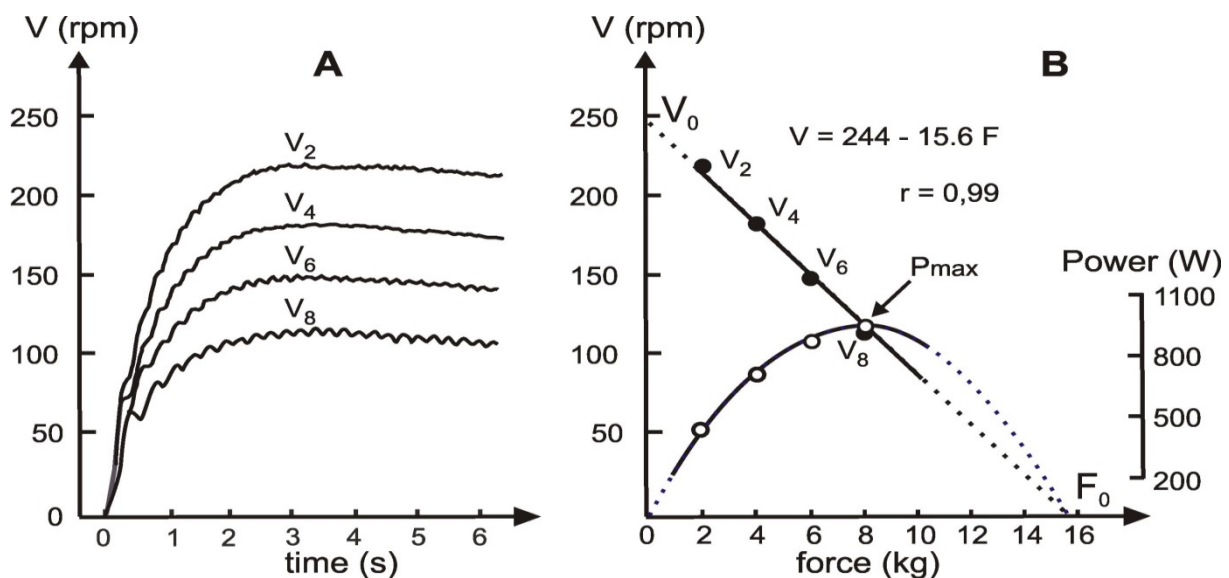


FIGURE 2. Détermination de la relation force-vitesse lors des exercices de pédalage ou manivellage. A: Pics de vitesse enregistrés lors des sprints avec différentes charges ; B: Relation entre les pics de vitesse et les forces de freinage correspondantes (Driss et Vandewalle, 2013).

Le test force-vitesse permet d'obtenir non seulement une estimation de P_{\max} , mais également les composantes force et vitesse en intégrant l'aspect coordination neuromusculaire du pédalage. Cependant, l'inconvénient de cette méthode réside dans l'accumulation de lactate au cours des répétitions successives des sprints (Ahmaidi et al., 1996; Mercier et al., 1991).

1.2. TEST DE WINGATE

Le test de Wingate est vraisemblablement le test le plus utilisé dans le monde pour l'exploration de l'aptitude anaérobie sur bicyclette ergométrique avec sa version originale conçue par Gordon Cumming pour l'étude de la puissance maximale chez l'enfant (Inbar et al., 1996). Ce test a l'avantage d'être simple puisqu'il consiste en un seul sprint à vitesse maximale pendant 30 secondes contre une force de freinage constante. La force de freinage imposée au sujet est déterminée en fonction de sa masse corporelle. Initialement, les chercheurs de l'institut de Wingate ont proposé dans l'étude principale une force de freinage de 7,5% de la masse corporelle (BM) pour un ergocycle à frein mécanique de type Monark (Ayalon et al., 1974). Néanmoins, cette étude a été menée sur des jeunes enfants et donc la force de freinage ne convenait pas aux adultes. Par la suite, les concepteurs de ce test ont proposé une force de freinage de 8,7% BM pour un ergocycle de type Monark (Dotan et Bar-Or, 1983). Dans cette même étude, une force de freinage de 8,6% BM a été proposée pour les femmes. D'après Vandewalle et al. (1987b), il est possible qu'une résistance de 10% BM soit préférable dans une population sportive moyenne. Par ailleurs, certains auteurs du Wingate ont suggéré d'utiliser des forces de freinage plus importantes pour les adultes actifs (Bar-Or, 1987; Inbar et al., 1996).

A l'issue du test de Wingate, il est possible de calculer deux puissances mécaniques et deux indices de fatigue:

- Le pic de puissance (PP): c'est la valeur maximale de puissance mécanique (exprimée en W) atteinte lors du test calculé en moyennant les valeurs sur des intervalles de cinq secondes ou une seconde.
- La puissance moyenne (PM): c'est la puissance mécanique développée tout au long du test, cet indice reflète la quantité totale de travail réalisée pendant les 30 secondes est supposé estimer la capacité du métabolisme anaérobie lactique.

- L'indice de baisse de puissance (FS): c'est la quantité de baisse de puissance par seconde à partir du moment d'atteinte de PP et jusqu'à la fin du sprint (exprimée en $W.s^{-1}$) :

$$FS = \frac{PP - P_{30s}}{30 - t_{PP}} \quad \text{ÉQUATION 10}$$

- L'indice de fatigue (FI): c'est la différence entre PP et la puissance à la fin du test exprimée en pourcentage de PP (%) :

$$FI (\%) = \frac{PP - P_{30s}}{PP} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 11}$$

Dans la littérature, plusieurs auteurs ont utilisé la force de freinage proposée initialement (i.e., 7,5% BM) pour évaluer la puissance maximale anaérobie de différentes populations (Tableau 1). Cependant, il est important que le protocole d'évaluation de la puissance maximale mécanique des membres supérieurs ou inférieurs remplissait les conditions optimales de force et de vitesse avec une durée d'exercice très courte afin de limiter l'influence des processus de fatigue. L'utilisation de charges non optimales engendre une sous-estimation de la puissance maximale notamment chez les sujets de bon niveau, spécialisés dans les sports aux efforts explosifs. Donc il serait nécessaire en théorie de répéter le test de Wingate avec des différentes charges afin de déterminer la force de freinage optimale et ainsi s'assurer du caractère maximal de PP. Cependant à cause du caractère éprouvant et fatigant du test Wingate, il n'est pas possible de répéter ce test dans une même séance d'évaluation.

La puissance maximale obtenue par le test de Wingate serait moins précise que celles obtenues par des exercices plus brefs (e.g., force-vitesse) qui sont alors possibles d'être répété plusieurs fois dans une même séance contre différentes charges. Cependant, compte tenu de la relation parabolique entre la force de freinage et PP, une force de freinage différente de la force optimale (i.e., 0,25 F_0) donne un PP peu inférieure à P_{max} . Ainsi, on peut démontrer que lorsque la force de freinage est de 50% inférieure à la force optimale, PP n'est que de 25% inférieur à P_{max} (Driss et al., 1998).

La quantité de travail effectuée au cours de ce test est représentée par l'intégrale de la courbe puissance en fonction du temps (Figure 3). Cependant, considérer MP comme un indice de capacité maximale anaérobie est discutable avec le test de Wingate. En effet, la durée du test (i.e., 30 s) est trop courte pour épuiser les réserves énergétiques anaérobies, mais est aussi encore trop longue pour que le métabolisme aérobie soit négligeable (Driss et

Vandewalle, 2013). De plus, l'estimation de la contribution du métabolisme aérobie varie entre 18 et 30% (Beneke et al., 2002; Inbar et al., 1996), voire plus. En effet, le pourcentage de contribution du métabolisme aérobie serait plus élevé chez les athlètes d'endurance, i.e., ayant une valeur élevée de consommation maximale d'oxygène et une faible constante de temps d'adaptation du métabolisme aérobie, que chez des athlètes de puissance, i.e., ayant une faible consommation maximale d'oxygène. D'après Granier et al. (1995), la participation du métabolisme aérobie lors du test de Wingate est plus importante chez coureurs demi-fond (45%) comparativement aux sprinteurs (28%).

L'indice de fatigue dépend aussi du métabolisme aérobie. En effet, il a été démontré dans certaines études des corrélations significatives entre consommation maximale d'oxygène et indice de fatigue, i.e., plus la consommation d'oxygène est élevée plus l'indice de fatigue est faible (Bishop et al., 2001). La consommation d'oxygène à la fin de l'exercice est élevée, aux environs de 75% de la consommation maximale. Ainsi un sujet ayant une faible puissance maximale anaérobie, mais une consommation maximale d'oxygène élevée avec une brève constante de temps devrait avoir un indice de fatigue plus faible qu'un sujet très puissant, mais ayant une consommation maximale d'oxygène peu élevée (Figure 3).

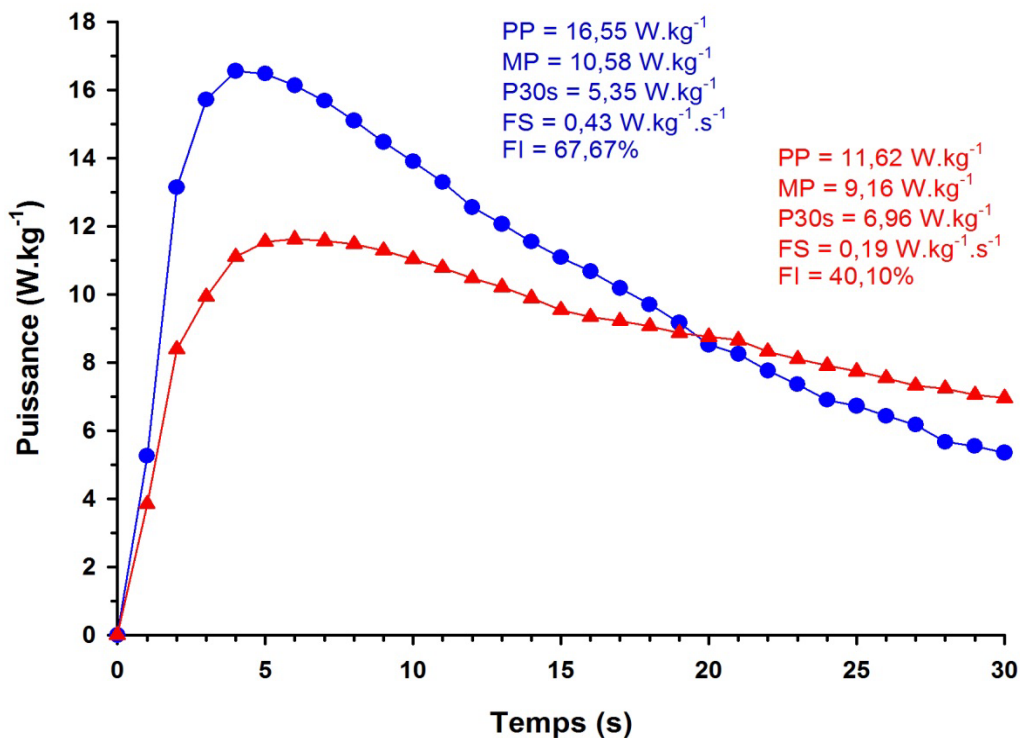


FIGURE 3. Courbe de puissance obtenue lors d'un test de Wingate chez un sujet explosif (courbe bleue, DV = 73 cm) et un sujet endurant (courbe rouge, DV = 52 cm).

TABEAU 1. Liste non exhaustive des différentes forces de freinage (FF) utilisées dans la littérature lors du test de Wingate réalisé par les membres inférieurs ou supérieurs sur des ergocycles de type Monark.

Auteurs	Sujets	Age (ans)	BM (kg)	Membres	Monark	FF (%BM)	PP (W/kg)	MP (W/kg)	FI (%)
Attia et al. (2014)	Hommes (n = 81)	21,5 ± 1,6	81,2 ± 10,9	Jambes	894E	7,5	12,2 ± 1,8	7,3 ± 0,8	56,8 ± 5,4
Price et al. (2014)	Hommes (n = 8)	19,8 ± 0,7	79,1 ± 14,6	Jambes	813E	7,5	11,4 ± 2,5	8,5 ± 1,2	56,5 ± 15,8
				Bras	813E	4	5,3 ± 1,1	4,3 ± 0,7	47,0 ± 16,0
Dardouri et al. (2014)	Hommes (n = 16)	23,4 ± 2,3	71,2 ± 8,3	Jambes	894E	7,5	9,8 ± 1,2	7,6 ± 0,9	41,9 ± 7,6
Stickley et al. (2013)	Hommes (n = 83)	22 ± 3	76,4 ± 9,4	Jambes	834E	10	13,8 ± 1,7	10,2 ± 0,9	47,8 ± 10,0
Coppin et al. (2012)	Athlètes (n = 77)	20,8 ± 1,8	84,4 ± 9,4	Jambes	824E	8,5	12,9 ± 1,5	9,3 ± 0,9	49,1 ± 8,4
Hachana et al. (2012)	Hommes (n = 21)	21,9 ± 1,9	71,3 ± 12,4	Jambes	894E	7,5	11,0 ± 2,5	7,3 ± 1,2	60,5 ± 9,6
	Femmes (n = 22)			Jambes	894E	7,5			
Alemdaroglu (2012)	Basketteurs (n = 12)	25,1 ± 1,7	92,3 ± 9,8	Jambes	834E	7,5	10,4 ± 1,3	7,61 ± 0,9	54,7 ± 7,3
Carvalho et al. (2011)	Basketteurs (n = 93)	15,2 ± 0,5	66,5 ± 11,1	Jambes	824E	7,5	9,1 ± 1,8	7,8 ± 1,4	--
Chtourou et al. (2011)	Hommes (n = 22)	23,2 ± 1,9	72,4 ± 5,7	Jambes	894E	8,7	11,9 ± 1,0	8,8 ± 0,6	51 ± 10
Hetzler et al. (2011)	Femmes (n = 100)	23,0 ± 4,0	57,4 ± 7,8	Jambes	834E	7,5	8,3 ± 0,9	6,5 ± 0,8	22,3 ± 6,3
Zupan et al. (2009)	Hommes (n = 457)	19,7 ± 1,6	81,2 ± 11,8	Jambes	824E	7,5	11,7 ± 1,4	8,5 ± 0,9	47 ± 7,6
	Femmes (n = 64)	19,3 ± 1,3	62,1 ± 7,7	Jambes	824E	7,5	9,6 ± 1,0	7,2 ± 0,7	42 ± 7,9
Kounalakis et al. (2009)	Handballeurs (n = 9)	23,1 ± 2,1	87,1 ± 7,1	Bras	827E	6	7,8 ± 0,7	5,6 ± 0,5	49,0 ± 9,8
	Etudiants (n = 11)	24,2 ± 5,2	80 ± 8,8	Bras	827E	6	6,7 ± 0,6	4,7 ± 0,7	54,6 ± 9,4
Laurent et al. (2007)	Hommes (n = 50)	20,5 ± 2,1	75,5 ± 18,4	Jambes	824E	7,5	6,8 ± 1,4	4,5 ± 0,7	58,3 ± 12
Bell et Cobner (2007)	Rugbymans (n = 41)	21,7 ± 2,6	88,9 ± 12,7	Jambes	864E	7,5	--	--	--
Hazir et Kosar (2007)	Hommes (n = 27)	23,9 ± 2,6	72,8 ± 9,2	Jambes	814E	7,5	10,5 ± 0,8	8,2 ± 0,6	--

	Femmes (n = 26)	22,3 ± 1,5	57,9 ± 8,8	Jambes	814E	7,5	8,1 ± 0,9	6,9 ± 0,5	--
Weber et al. (2006)	Hommes (n = 10)	23,3 ± 1,2	79,4 ± 1,8	Jambe	824E	9,5	13,3 ± 0,3	9,7 ± 0,2	51,8 ± 1,5
				Bras	824E	6	9,3 ± 0,3	5,7 ± 0,2	63,3 ± 1,4
	Femmes (n = 10)	23,2 ± 2,0	63,5 ± 1,2	Jambes	824E	8,5	11,4 ± 0,3	8,1 ± 0,3	54,3 ± 2,6
				Bras	824E	4,8	5,4 ± 0,2	4,3 ± 1,2	47,3 ± 1,8
Beneke et al. (2005)	Enfants (n = 15)	12,0 ± 0,6	40,0 ± 5,2	Jambes	834E	7,5	10,7 ± 0,9	7,9 ± 0,6	43,9
	Adolescents (n = 12)	16,3 ± 0,7	68,2 ± 7,5	Jambes	834E	7,5	11,5 ± 0,6	8,9 ± 0,6	40,0
	Adultes (n = 12)	27,2 ± 4,5	81,6 ± 6,9	Jambes	834E	7,5	12,1 ± 1,2	8,7 ± 0,6	47,1
Sands et al. (2004)	Hommes (n = 11)	21,4 ± 1,6	78,7 ± 11,0	Jambes	818E	7,5	12,6 ± 1,6	8,9 ± 1,1	--
	Femmes (n = 9)	21,9 ± 3,7	75,9 ± 21,4	Jambes	818E	7,5	9,0 ± 1,6	7,9 ± 1,6	--
Kalinski et al. (2002)	Basketteurs (n = 54)	24,2 ± 3,3	91,0 ± 10,5	Jambes	824E	7,5	11,1 ± 0,8	8,7 ± 0,6	--
	Volleyeurs (n = 48)	23,7 ± 3,3	85,1 ± 5,4	Jambes	824E	7,5	11,2 ± 0,64	7,9 ± 0,5	--
	Handballeurs (n = 76)	23,5 ± 3,1	88,3 ± 6,2	Jambes	824E	7,5	11,3 ± 0,8	8,9 ± 0,7	--
	Rugbymans (n = 64)	24,3 ± 2,8	93,3 ± 11,5	Jambes	824E	7,5	10,9 ± 0,6	8,8 ± 0,5	--
	Footballeurs (n = 74)	23,0 ± 2,2	75,8 ± 6,0	Jambes	824E	7,5	10,7 ± 0,7	8,3 ± 0,6	--
Al-Hazzaa et al. (2001)	Footballeurs (n = 23)	25,2 ± 2,3	73,1 ± 6,8	Jambes	--	7,5	11,9 ± 1,3	8,0 ± 0,5	--
Marsh et al. (1999)	Hommes (n = 8)	30,6 ± 4,5	72,8 ± 7,2	Jambes	--	8,5	14,6 ± 1,6	10,7 ± 0,6	--
				Bras	--	6	8,9 ± 0,8	6,4 ± 0,7	--
	Hommes (n = 8)	68,5 ± 2,4	77,3 ± 12,6	Jambes	--	8,5	10,7 ± 1,1	7,4 ± 0,9	--
				Bras	--	6	7,5 ± 0,6	5,0 ± 0,7	--
Bediz et al. (1998)	Hommes (n = 30)	21,2 ± 1,6	68,3 ± 6,2	Jambes	--	7,5	8,7 ± 0,9	--	--
					--	9,5	10,1 ± 1,4	--	--
Nindl et al. (1995)	Hommes (n = 20)	16,5 ± 0,9	77,5 ± 11,5	Jambes	--	7,5	9,1 ± 1,4	7,2 ± 1,0	--
				Bras	--	5	6,4 ± 0,9	4,4 ± 0,6	--
	Femmes (n = 20)	16,1 ± 1,0	58,8 ± 8,0	Jambes	--	7,5	7,5 ± 0,8	5,3 ± 0,7	--

				Bras	--	5	5,3 ± 0,6	3,7 ± 0,5	--
Hill et Smith (1993)	Hommes (n = 16)	23 ± 2	82,1 ± 16,1	Jambes	864	9,5	13,3 ± 0,4	9,2 ± 0,8	45 ± 3
	Femmes (n = 22)	22 ± 4	58,2 ± 7,7	Jambes	864	8,6	10,2 ± 0,2	6,3 ± 0,2	50 ± 1
Bradley et Ball (1992)	Femmes (n = 46)	21,9 ± 3,2	60,2 ± 7,7	Jambes	864	7,5	9,6 ± 0,9	7,2 ± 0,6	44,3 ± 6,9
					864	8,5	10,1 ± 0,9	7,4 ± 0,8	45,8 ± 6,2
					864	9,5	10,2 ± 1,0	7,3 ± 0,9	47,2 ± 7,0
					864	10,5	10,6 ± 1,3	7,3 ± 0,9	49,1 ± 6,3
Hawley et al. (1992)	Nageurs (n = 12)	13,6 ± 1,2	54,4 ± 7,6	Jambes	818E	7	10,8 ± 0,9	8,3 ± 0,9	--
				Bras	881E	3,7	4,9 ± 0,6	3,7 ± 0,4	--
	Nageuses (n = 10)	13,2 ± 1,9	56,2 ± 10,1	Jambes	818E	6,7	9,5 ± 0,9	6,6 ± 0,8	--
				Bras	881E	2,9	3,4 ± 0,5	2,8 ± 0,3	--
Hawley et Williams (1991)	Nageurs (n = 14)	13,4 ± 1,7	57,6 ± 10	Bras	881E	6,2	3,5 ± 0,8	3,0 ± 0,6	26,3 ± 9,5
	Nageuses (n = 16)	13,5 ± 1,6	54,1 ± 8,8	Bras	881E	4,8	2,2 ± 0,5	2,0 ± 0,4	21,5 ± 0,8
Patton et al. (1985)	Soldats (n = 19)	25,1 ± 2,0	75,5 ± 10,5	Jambes	--	7,5	10,3 ± 1,1	7,4 ± 0,9	--
					--	9,5	11,8 ± 1,4	8,4 ± 0,9	--

1.3. TEST DE REPETITION DE SPRINTS

Grâce aux nouvelles technologies appliquées dans le domaine du sport, l'analyse de l'activité sportive a permis de mettre en évidence l'importance de la capacité à répéter des efforts explosifs de courte durée dans des séquences de jeu souvent déterminantes pour prendre le meilleur sur l'adversaire. Ainsi, dans la plupart des sports collectifs, les athlètes sont souvent amenés à réitérer des efforts intenses de courte durée où la durée de récupération est courte. Bien que les sprints représentent une part peu importante de l'activité des joueurs, ils sont particulièrement importants dans l'issue d'une rencontre. En effet, l'aptitude à être rapide lors des actions décisives est nécessaire pour devancer ou revenir sur un adversaire, mais l'aptitude à récupérer rapidement entre deux sprints successifs est aussi nécessaire pour répéter ces efforts.

Plusieurs protocoles ont été proposés dans la littérature afin d'évaluer ces qualités physiques, i.e., l'aptitude à être explosif, d'une part, et l'aptitude à récupérer, d'autre part. Les protocoles diffèrent les uns des autres en fonction de la durée du sprint, du nombre de sprints répétés, de la durée et du type de récupération entre les sprints. On distingue deux modalités d'évaluation :

- L'épreuve des sprints répétés caractérisée par des sprints de courte durée (i.e., < 10 s) entrecoupés par des périodes de récupération de courte durée généralement inférieure à 60 s.
- L'épreuve des sprints intermittents caractérisée également par des sprints de courte durée, mais avec des périodes de récupération relativement longue qui varient entre 60 et 300 s.

Les épreuves sont réalisées soit sur le terrain, soit en laboratoire sur ergocycle. Parmi les protocoles les plus utilisés en laboratoire, on cite l'épreuve de sprints répétés 5×6 s entrecoupés d'une récupération de 24 s sur bicyclette ergométrique dont sa validité et sa reproductibilité ont été examinées dans des études préalables (Bishop et al., 2001; McGawley et Bishop, 2006). A l'issue du test, plusieurs critères de performance sont calculés :

- Le pic de puissance atteint lors de chaque sprint
- La puissance moyenne (ou travail) développée durant les 6 s de chaque sprint
- La somme des pics de puissance et le travail total sur les 5 sprints
- La baisse de puissance et du travail selon la formule suivante (le travail en exemple) :

$$W_{\text{dec}}(\%) = 100 \times \left\{ 1 - \frac{(W_1+W_2+W_3+W_4+W_5)}{5 \times W_{\text{best}}} \right\} \quad \text{ÉQUATION 12}$$

- L'indice de fatigue du pic de puissance et du travail selon la formule suivante:

$$FI_W(\%) = 100 \times \frac{(W_{\text{best}} - W_5)}{W_{\text{best}}} \quad \text{ÉQUATION 13}$$

2. CARACTERISTIQUES DES TESTS

Un test d'évaluation de la performance physique devrait remplir un certain nombre de conditions permettant d'attester de la fiabilité de l'objet de sa mesure (Currell et Jeukendrup, 2008).

2.1. VALIDITE

Le terme validité se réfère au degré selon lequel des scores de test prédisent un ou plusieurs critères externes. Ainsi un test est dit valide s'il mesure correctement le phénomène qu'il est censé mesurer. Un test standardisé et fidèle ne fournit pas pour autant des données valides. On distingue trois types de validité pour les tests physiques : la validité de contenu, la validité de critère et la validité de construit (Currell et Jeukendrup, 2008).

2.1.1. VALIDITE DE CONTENU

Type de validité indiquant le degré de congruence de chacun des items avec l'objectif mesuré. Il s'agit d'un jugement subjectif, réalisé par les experts dans le domaine des qualités étudiées, pour déterminer si le test mesure bien ce qu'il prétend mesurer. Ceci nécessite d'avoir défini au préalable les différentes dimensions du phénomène mesuré et de s'assurer que le test en question mesure bien ces différents aspects. La définition du phénomène s'appuie sur une revue de la littérature ainsi que sur une réflexion à la fois empirique et théorique.

2.1.2. VALIDITE DE CRITERE

2.1.2.1. VALIDITE CONCOURANTE

La validité concourante ou convergente étudie le lien entre la mesure réalisée à l'aide du test et la mesure obtenue de façon concomitante avec le critère, qui est généralement un autre test reconnu comme mesurant des phénomènes plus ou moins proches. Selon le degré de parenté des outils, des hypothèses concernant l'intensité des corrélations attendues peuvent être émises. Les tests représentant les hautes corrélations font appel aux mêmes qualités. Ainsi un test peut être validé par une étroite corrélation avec test auparavant valide.

2.1.2.2. VALIDITE PREDICTIVE

La validité prédictive définit la valeur pronostique d'une mesure. Elle qualifie la précision avec laquelle la performance sur une variable (i.e., le prédicteur) permet d'estimer la performance sur une autre variable (i.e., le critère) qui constitue la variable d'intérêt pour le praticien. Un événement qui n'est pas dans la mesure est déterminé par la mesure d'un autre. Le résultat (i.e., la mesure) permet d'anticiper sur un autre événement (i.e., inférence anticipatrice).

Le phénomène est d'abord mesuré par le test étudié puis, après un certain temps seulement, par le critère de référence. On évalue ainsi la capacité du test à prévoir un phénomène. Le test est valide pour la sélection à court terme et la détection des talents à long terme.

2.1.3. VALIDITE DE CONSTRUIT

C'est le type de validité permettant de déduire les relations existant entre qualité voulant être évaluée et le test. Elle s'appuie sur un ensemble de données issues de sources multiples : l'homogénéité du test, la stabilité dans certaines conditions et les données sur la validité de contenu et la validité prédictive. Ces différentes méthodes visent à établir si le test mesure de façon adéquate ce qu'il est censé mesurer. Il est donc nécessaire que ce construit soit clairement identifié et correctement défini. Plus la construction théorique est solide et les prédictions vérifiées, plus la validité de construction pourra être mise en évidence.

L'analyse factorielle est fréquemment employée dans les tests de capacités physiques pour préciser les différentes dimensions présentes et le pourcentage de variance expliquée par chacune.

La validité de construction peut également s'appuyer sur des hypothèses concernant les résultats attendus dans différents cas de figure, comme la prédiction relative à des groupes présentant des caractéristiques distinctes. Il peut s'agir de la comparaison d'un groupe de sujets non spécialistes à un groupe de sujets spécialistes pour la dimension mesurée. La prédiction est, ici, que les deux groupes différeront de façon significative sur les variables mesurées.

2.2. REPRODUCTIBILITE

La détermination du degré de reproductibilité (i.e., fidélité) d'un test est nécessaire pour quantifier les variations d'origine biologique ou technique de l'objet de sa mesure (Bagger et al., 2003).

Un test est reconnu fidèle s'il donne des résultats semblables ou proches quand il est exécuté à deux occasions sur un même groupe dans les mêmes conditions (Hopkins, 2000). La fidélité est déterminée par le test-retest qui apprécie la stabilité de la mesure dans le temps. Ainsi, la répétition d'une même mesure donne les mêmes résultats sur un même individu, en l'absence de développement spontané, d'entraînement et de toute intervention thérapeutique. Un intervalle de temps de 2 à 7 jours entre deux mesures est indispensable pour les tests physiques (Hopkins et al., 2001).

La reproductibilité d'un test est aussi importante que sa validité, i.e., le fait qu'il mesure ce qu'il est supposé mesurer. La reproductibilité d'un test est particulièrement importante dans le cas où le test est utilisé pour suivre l'évolution d'une grandeur dans le temps, e.g., lors du suivi longitudinal des sportifs (Hopkins et al., 2001).

Il existe plusieurs approches statistiques pour examiner la reproductibilité d'un test : calcul du coefficient de corrélation test-retest (r), calcul de coefficient de corrélation intra-classe (ICC), erreur standard de mesure (SEM), coefficient de variation (CV) et limites d'agrément de Bland et Altman (LA) (Atkinson et Nevill, 1998; Hopkins, 2000; Weir, 2005).

TABLEAU 2. Approches statistiques utilisées dans les études de reproductibilité.

Paramètre	Formule	Définition	Avantage	Désavantage
r de Pearson	$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - m_x)(y_i - m_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - m_x)^2 \sum_{i=1}^n (y_i - m_y)^2}}$	Détermine dans quelle mesure les valeurs des deux mesures sont proportionnelles les unes aux autres.	Donne un sens et une intensité à la relation entre les mesures.	Influencer par la variance entre les individus. Insensible aux biais.
Coefficient de corrélation intra-classe	$ICC_{(2,1)} = \frac{s_{EI}^2 - s_R^2}{s_{EI}^2 + (k-1)s_R^2 + \frac{k(s_{ES}^2 - s_R^2)}{n}}$ $ICC_{(3,1)} = \frac{s_{EI}^2 - s_R^2}{s_{EI}^2 + (k-1)s_R^2}$	Mesure l'homogénéité des scores au sein des classes d'un effet aléatoire par rapport à la dispersion de ces scores entre classes.	Possibilité de mesure pour plusieurs sessions de retest.	Influencer par l'hétérogénéité de l'échantillon. Insensible aux biais.
Erreur standard de mesure	$SEM = \frac{s_{diff}}{\sqrt{2}}$ $SEM = \sqrt{\frac{SCE_T}{n-1}} \times \sqrt{1-ICC}$	Représente le degré de dispersion théorique des scores des individus.	Relativise l'importance accordée à des valeurs numériques précises. Insensible à l'homogénéité de l'échantillon.	Englobe seulement 68% des différences. Influencer par l'hétéroscédasticité ⁴
Coefficient de variation	$CV = \frac{s}{m} \times 100 (\%)$	Une mesure relative de la dispersion des données autour de la moyenne.	Permet de comparer le degré de variation d'un sujet à un autre.	Englobe seulement 68% de la variance.
Limites d'agrément de Bland et Altman	$LA = m_{diff} \pm (1,96 \times s_{diff})$	Les limites de concordance englobent l'intervalle dans lequel sont comprises 95% des différences.	Englobe toutes les différences arithmétiques entre les scores de deux sessions.	Influencer par l'hétéroscédasticité

m, moyenne; s, écart-type; m_{diff} , moyenne de la différence; s_{diff} , écart-type de la différence. Paramètres calculés à partir d'une ANOVA: s_{EI}^2 , variance entre individus; s_R^2 , variance résiduelle; s_{ES}^2 , variance entre séances; SCE_T , somme des carrés des écarts; k, nombre des mesures

⁴ Signifie que les individus ayant les performances les plus élevées sur un test ont également l'erreur de mesure la plus élevée exprimée en unité de mesure de la variable.

2.3. SENSIBILITE

La sensibilité représente la finesse discriminative du test d'évaluation. Un test doit évaluer avec précision et sensibilité les variations minimales de la grandeur dont il mesure. Cette sensibilité est relative et peut être inter-sujets (i.e., permettant de différencier des individus) ou intra-sujet (i.e., permettant de détecter des différences chez un même sujet au cours de mesures répétées). Un test ayant une plus ou moins grande finesse discriminative selon qu'il peut classer les sujets en un nombre plus ou moins grand d'échelons.

Pour évaluer la sensibilité d'un test physique, Hopkins (2000) suggère le calcul du « smallest worthwhile change » (SWC) en multipliant l'écart type inter-sujets par 0,2. La sensibilité du test est examinée en comparant SWC et SEM. En effet, la sensibilité du test est considérée comme « bonne » si SEM est moins importante comparativement à SWC, « satisfaisante » si SEM est égale à SWC, et « marginale » si SEM est plus importante comparativement à SWC. Pour examiner la sensibilité de la performance individuelle, il faut multiplier par 0,3 la variation entre deux mesures.

Toutes les dimensions citées ci-dessus, qui sont théoriquement indépendantes les unes des autres, forment ensemble des conditions nécessaires pour disposer d'un test d'évaluation fiable. Mais, prises isolément, elles ne sont jamais suffisantes (e.g., un test fidèle peut très bien n'être ni valide, ni pertinent, ou un test pertinent ni valide ni fidèle, etc.) (Currell et Jeukendrup, 2008).

3. ASPECTS MECANIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGOCYCLE

3.1. CYCLE DE PEDALAGE

La répartition de la force totale (F_{tot}) appliquée sur la pédale au cours du cycle de pédalage (i.e., un tour complet de pédale $0^\circ - 360^\circ$) permet de mettre en évidence 4 phases pour chaque membre (Figure 4):

- Le point mort haut couvre le secteur angulaire entre 330° et 30°
- La phase de poussée de la pédale est comprise entre 30° et 150°
- Le point mort bas couvre le secteur angulaire entre 150° et 210°
- La phase de tractation ou de remontée de la pédale se situe entre 210° et 330°

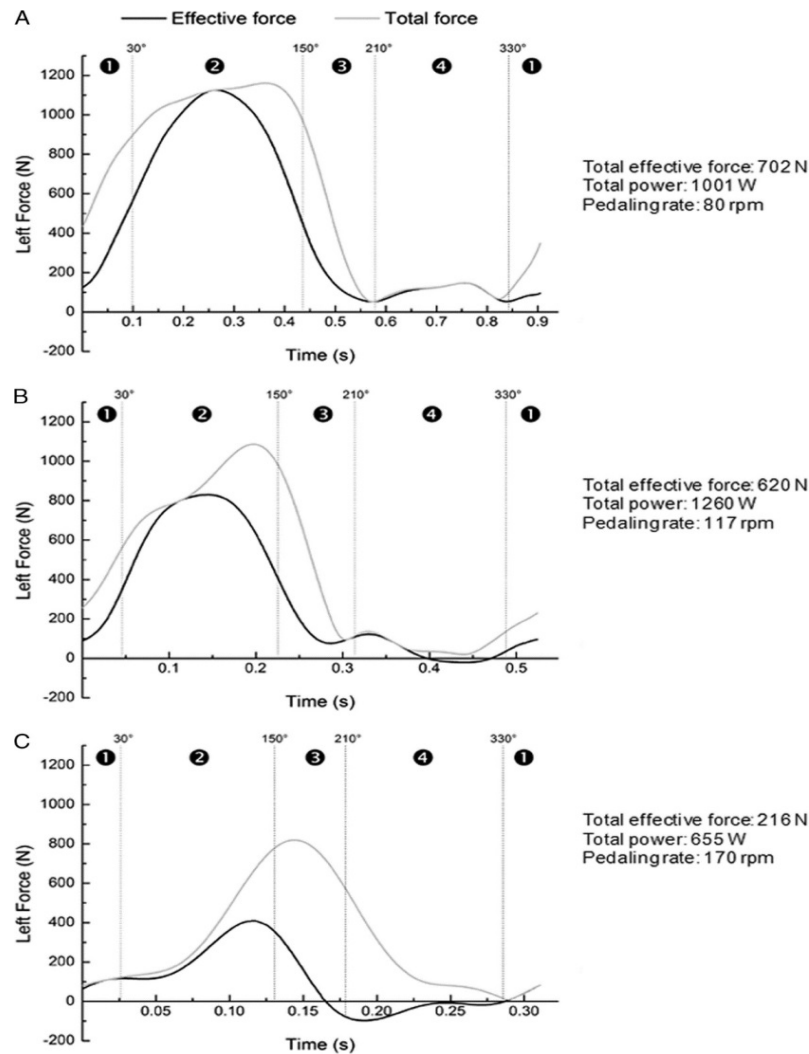


FIGURE 4. Evolution de la force effective (F_{eff}) et de la force totale (F_{tot}) sur la pédale au cours d'un cycle de pédalage à trois vitesses différentes (Dorel et al., 2010).

Les études de la littérature sur les contributions des différents groupes musculaires au cours de sprint sur bicyclette ergométrique suggèrent que le test force-vitesse sur ergocycle est un moyen d'évaluation des propriétés mécaniques des extenseurs de la hanche, du genou, et dans une moindre mesure, de la cheville.

La méthode de la dynamique inverse appliquée aux exercices de sprint sur ergocycle montre que les extenseurs de la hanche sont les muscles dont la contribution à la production de puissance est la plus élevée dans la phase de poussée pour ce type d'exercice (Elmer et al., 2012; Martin et Brown, 2009). La contribution de la phase de descente de la pédale (0 à 180°) représente 73,6% de la production de puissance pour Dorel et al. (2010) et 85% pour Martin et Brown (2009). D'après Dorel et al. (2010), cette contribution relative diminue aux fréquences de pédalage élevées.

Cependant, les phases autres que la phase de propulsion participeraient pour plus de 25% à la production totale de puissance lors de sprints maximaux. Pendant un effort maximal, le tirage sur la pédale contribue significativement à la production d'énergie au cours de la phase ascendante, contrairement à ce qui est généralement observé au cours d'un exercice sous-maximal. Pour Martin et Brown (2009), lors d'un sprint effectué à une fréquence proche de la fréquence optimale (120 rpm), la puissance produite au niveau du genou pendant la flexion serait proche de celle produite pendant l'extension de cette même articulation et représenterait plus de 20% de la puissance musculaire produite pendant une révolution complète. Le test force-vitesse sur bicyclette ergométrique est donc l'expression des propriétés mécaniques non seulement des muscles agissant pendant l'extension du membre inférieur (poussée sur la pédale) mais aussi des muscles participant au tirage de la pédale pendant la phase ascendante. Cependant, les résultats divergent en ce qui concerne la contribution de la flexion active de la jambe à des fréquences de pédalage très élevées (Capmal et Vandewalle, 2010; Dorel et al., 2010). Le couple exercé sur la manivelle en fin de descente de la pédale (entre 150 et 180°) est paradoxalement plus élevé aux fréquences très élevées (200 rpm et plus) qu'aux basses fréquences de pédalage (Buttelli et al., 1996; Capmal et Vandewalle, 1997, 2010). Ceci serait en partie le résultat de la transformation de l'énergie cinétique des segments du membre inférieur en travail externe lors du freinage du membre inférieur par la pédale en fin d'extension (Buttelli et al., 1996; Capmal et Vandewalle, 1997, 2010). Ceci pourrait aussi être en partie expliqué par l'importance du délai électromécanique (estimé entre 40 et 100 ms), car il a été observé un déplacement de la production de couple vers des angles plus importants quand la vitesse de pédalage augmente (Samozino et al., 2007).

3.2. LES FORCES APPLIQUEES SUR LA PEDALE

La production d'une puissance sur l'ergocycle est créée par la force efficace (F_{eff}) sur la pédale par rapport à la manivelle (Figure 5). Cette force est dirigée perpendiculairement par rapport à la manivelle dans le sens de rotation de celle-ci, et ceci à tout point du cycle de pédalage.

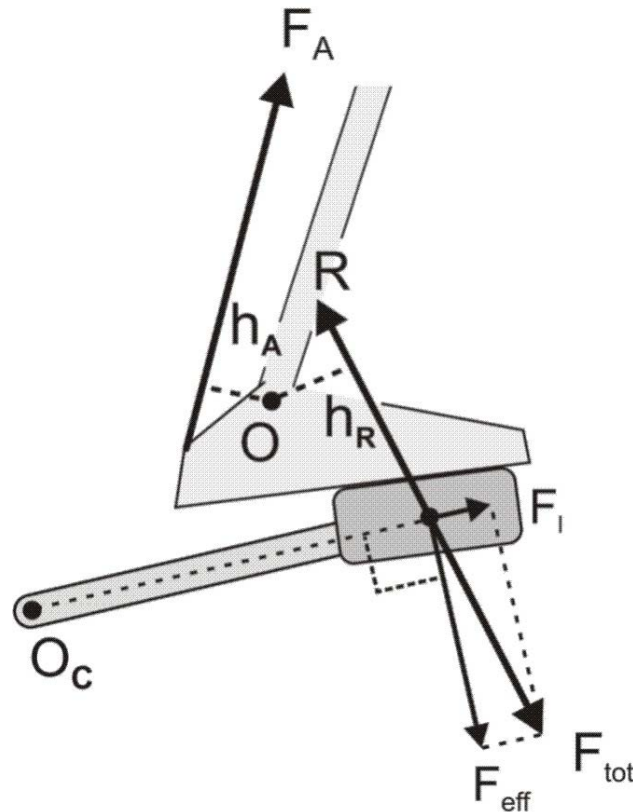


FIGURE 5. Schématisation de l'application des forces sur la pédale par rapport à la manivelle au cours de la poussée: R , Force de réaction; F_A , force exercé par le tendon d'Achilles sur le calcanéum; h_R et h_A représentent les bras de leviers, respectivement, de R et F_A autour de l'axe de rotation O . L'indice d'efficacité mécanique correspond au rapport mesure de la force tangentielle (force effective, F_{eff}) sur la force totale (F_{tot}). F_I représente la composante radiale de F_{tot} , i.e., force inutile (Driss et al., 2012).

Le couple exercé sur les pédales est positif durant la phase descendante de poussée alors qu'un couple légèrement négatif est souvent observé à la fin de la phase de remontée de la pédale (Dorel et al., 2009; Gregor et al., 1985; Sanderson et al., 2000). Cependant, ce couple négatif diminue généralement avec l'augmentation de la puissance (Rossato et al., 2008; Sanderson et al., 2000). En effet, une augmentation de la puissance s'accompagne d'une contribution croissante de tous les muscles fléchisseurs impliqués dans l'action de tirage de la pédale (Ericson, 1986; Mornieux et al., 2007). Ce tirage est encore plus marqué lors d'un exercice maximal (Martin et Brown, 2009).

3.3. INDICE D'EFFICACITE MECANIQUE

Sur le plan biomécanique, pédaler avec efficacité consiste à prendre en considération l'intensité et l'orientation des forces appliquées au niveau de la pédale en fonction de sa position (i.e., orientation de la pédale par rapport à la manivelle et à l'horizontale) et des

manivelles (i.e., positionnement de la manivelle dans le cycle par rapport à la verticale) au cours du cycle de pédalage. Ainsi, une bonne technique de pédalage se manifeste par une amélioration de l'orientation de la force exercée sur la pédale en faveur de la composante perpendiculaire de cette force (F_{eff}).

Pour caractériser la technique de pédalage sur le plan mécanique, il est possible de calculer un indice d'efficacité mécanique (IE) moyenné sur un tour complet (Hug et al., 2008; Ryan et Gregor, 1992):

$$IE = \left(\frac{F_{\text{eff}}}{F_{\text{tot}}} \right) \times 100 \quad \text{ÉQUATION 14}$$

Plusieurs paramètres peuvent influencer l'IE tels que le niveau de la puissance, la fréquence de pédalage (Patterson et Moreno, 1990). Certains auteurs ont démontré que IE augmente avec la puissance, mais diminue avec l'augmentation de la fréquence de pédalage pour un niveau de puissance donnée (Patterson et Moreno, 1990; Sanderson, 1991).

En effet, lors d'un exercice de pédalage sous-maximal à intensité croissante, l'augmentation de IE au cours de la phase de remontée de la pédale s'accompagne d'une amélioration de la valeur de IE moyennée sur un tour avec l'augmentation de puissance (Coyle et al., 1991; Patterson et Moreno, 1990; Rossato et al., 2008; Zameziati et al., 2006). Par contre, pour une même puissance sous maximale, il est observé une diminution de la valeur de IE dans la phase de remontée de la pédale et par conséquent une diminution de l'efficacité mécanique (Neptune et Herzog, 1999; Sanderson et al., 2000) lorsque la fréquence de pédalage augmente. Les valeurs de IE pour des exercices sous-maximaux sont comprises entre 30% et 65% (Patterson et Moreno, 1990; Sanderson, 1991; Zameziati et al., 2006). Il existe une augmentation significative de IE moyennée sur un tour complet lorsque la puissance augmente, mais une diminution de celle-ci lorsque la fréquence de pédalage augmente. Pour une fréquence donnée de pédalage, les valeurs de IE étaient beaucoup plus élevées dans un exercice maximal (Dorel et al., 2010). Dans ce type d'exercice où la puissance (900 à 1150 W) est près de quatre fois supérieure à celle généralement étudiée dans les exercices sous-maximaux (Patterson et Moreno, 1990; Sanderson, 1991; Zameziati et al., 2006), l'augmentation de la puissance dans les conditions d'un sprint maximal s'accompagnerait ainsi d'une optimisation de la force appliquée aux pédales. Par rapport à un exercice sous-maximal à la même vitesse, cette amélioration de IE serait plus nette dans la phase de remontée de la pédale (Dorel et al., 2010; Rossato et al., 2008). La diminution significative de IE aux vitesses élevées (190 rpm et plus) concerne plus particulièrement la

phase de remontée de la pédale alors que la valeur de IE reste élevée en phase de descente. Cependant, les différences individuelles de P_{\max} ne sont pas corrélées avec la valeur de l'IE moyennée sur un cycle complet, car la valeur de l'IE de la phase essentielle pour la production de puissance (phase de descente de la pédale) présente une faible variabilité interindividuelle.

Pendant le pédalage, il existe une importante co-activation des muscles ayant des actions antagonistes sur les différentes articulations des membres inférieurs : gluteus/rectus femoris, quadriceps/ischio-jambiers, quadriceps/gastrocnemii. D'après van Ingen Schenau et al. (1992), cette co-activation des muscles agonistes mono-articulaires et antagonistes bi-articulaires a un intérêt important. En effet, cette co-activation mono-articulaire/poly-articulaires faciliterait une meilleure orientation de la force exercée sur les pédales et ainsi améliorerait la valeur de IE. De plus, cette co-activation mono-articulaire agonistes/poly-articulaires antagonistes permettrait aussi un transfert de moment et donc de l'énergie entre les articulations.

4. ASPECTS ELECTROMYOGRAPHIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGOCYCLE

L'électromyographie de surface (EMG) est une méthode d'exploration fonctionnelle du muscle à travers l'enregistrement et l'analyse des potentiels d'action (PA) à l'origine des signaux électriques générés au sein des muscles qui déclenchent la contraction (Bouisset et Maton, 1995). Le recrutement des unités motrices (UM) s'effectue de façon spatiale (i.e., recrutement d'un nombre croissant d'UM) et temporelle (i.e., augmentation de la fréquence de décharge des UM). Cette activité électrique correspond donc à une quantité d'énergie définie, pouvant être mesurée de façon globale au niveau du muscle par des électrodes.

Parmi les types d'électrodes les plus utilisées pour mesurer l'EMG d'un muscle, on cite:

- Electrodes-aiguille insérées directement dans le muscle. Le signal obtenu par ces électrodes est plus propre, car il n'est pas parasité par des phénomènes de surface (e.g., transpiration, adiposité, etc.). Par ailleurs, cette technique permet de mesurer les potentiels unitaires et d'affiner la mesure du signal vers l'enregistrement d'une UM (i.e., EMG élémentaire). Mais cette technique est légèrement douloureuse et son caractère invasif la rend difficilement applicable aux études portant sur l'analyse des muscles en mouvement (e.g., le pédalage).

- Electrodes cutanées placées sur la peau. Cette technique, dite EMG de surface, non-invasive permet d'étudier indirectement le recrutement des UM et ainsi de quantifier en continu l'activité électrique du muscle ou des groupes musculaires sollicités.

Le signal EMG recueilli à l'aide des électrodes de surface présente néanmoins quelques limites. En effet, plusieurs facteurs centraux et périphériques qui sont difficilement quantifiables peuvent influencer le signal EMG.

Lors d'une contraction volontaire, l'augmentation du signal EMG des muscles agonistes rend compte des variations de la décharge des UM, mais aussi des variations des PA unitaires. Par conséquent, son interprétation ne peut être parfaite que si la transmission du potentiel reste constante le long des sarcolemmes. Ainsi l'enregistrement de la propagation des PA musculaires (i.e., onde M) par une stimulation électrique supra-maximale du nerf moteur permet d'identifier les modifications électro-physiologiques intervenant au niveau local (Bouisset et Maton, 1995).

Les interprétations physiologiques liées aux caractéristiques des électromyogrammes doivent être réalisées avec précaution, car plusieurs facteurs peuvent affecter les signaux EMG (Bouisset et Maton, 1995; Farina et al., 2004). En effet, la différence d'épaisseur du tissu sous-cutané et la distribution des territoires des UM au sein du muscle peuvent modifier l'allure du signal. De plus, des modifications de la configuration volumétrique entre les électrodes et le muscle sont susceptibles d'intervenir au cours de la contraction (Bouisset et Maton, 1995; Farina et al., 2004). La fréquence d'échantillonnage choisie lors de l'acquisition peut influencer également l'amplitude du signal EMG au cours de l'exercice (Hunter et al., 2003).

Par ailleurs, Keenan et al. (2005) ont rapporté que l'annulation de l'amplitude du signal EMG « Amplitude Cancellation » est un autre phénomène susceptible d'affecter l'interprétation des données EMG pour expliquer la fatigue. En effet, puisque l'EMG de surface représente la somme algébrique des PA se propageant sous la surface de l'électrode de détection, si deux PA de même amplitude absolue sont générés au même moment, l'un ayant une déflexion positive et l'autre négative, sont ajoutés, l'amplitude du signal EMG sera théoriquement égale à zéro. Ainsi si le muscle était proche d'une activation maximale, une grande partie des PA se propageant sous les électrodes de détection serait annulée par ce phénomène (Keenan et al., 2005). Donc, l'amplitude absolue du signal EMG probablement sous-estimait l'activation musculaire effective due à la perte d'une partie du signal. Cependant

la normalisation de l'amplitude du signal EMG par l'activation maximale contribue à limiter (i.e., < 5%) l'effet de ce phénomène d'annulation (Keenan et al., 2005).

Malgré ces limites, l'EMG de surface permet de quantifier en continu l'activité électrique globale des muscles sollicités durant l'exercice sans perturber le travail musculaire. Elle représente un outil majeur dans l'étude de la fatigue neuromusculaire lors de l'exercice de pédalage (Hug et Dorel, 2009). Toutefois, une bonne rigueur méthodologique dans l'utilisation du matériel et l'interprétation correcte des paramètres d'EMG est indispensable (Bouisset et Maton, 1995; Farina et al., 2004). Avant tout enregistrement de signal, il est important de bien préparer la surface d'insertion des électrodes en éliminant les poils et en dégraissant la peau. De plus, il est important d'isoler l'appareil d'acquisition des sources électromagnétiques environnantes et d'appliquer les filtres adéquats au signal.

4.1. QUANTIFICATION DE L'EMG DE SURFACE

L'enregistrement d'un EMG de surface implique le recueil d'un signal complexe constitué par l'ensemble des signaux correspondants aux UM activées. L'enregistrement d'une activité électrique représentative d'un volume musculaire permet de la relier aux caractéristiques mécaniques du mouvement telles que la force développée, et la vitesse de déplacement. Ces signaux correspondent donc à une quantité d'énergie définie, pouvant être mesurée de façon globale au niveau du muscle par l'EMG de surface. Plusieurs paramètres sont susceptibles de permettre la quantification de ces signaux complexes tels que les paramètres temporels et les paramètres fréquentiels (Bouisset et Maton, 1995).

4.1.1. ROOT MEAN SQUARE

La Root Mean Square (RMS) est l'un des paramètres temporels les plus communément utilisés actuellement pour quantifier le signal d'EMG de surface (exprimée en μV). C'est la racine de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique à un instant t , représente une mesure de sa valeur efficace pendant l'intervalle de temps T écoulé :

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t-\frac{T}{2}}^{t+\frac{T}{2}} ((\text{EMG})^2) \cdot dt} \quad \text{ÉQUATION 15}$$

La RMS représente donc l'énergie globale du signal sur une période donnée. Ce paramètre fournit des informations relatives au nombre et à la localisation des unités motrices actives, à la forme des potentiels d'actions et à la fréquence moyenne de décharge de ces unités motrices (Bouisset et Maton, 1995). L'évolution de la relation Force/EMG ou

Puissance/EMG au cours de l'exercice permet d'examiner la fatigue neuromusculaire. En effet, l'augmentation croissante des valeurs RMS au cours de l'exercice reflète une augmentation de la sollicitation du muscle pour produire une tension supérieure ou pour maintenir cette tension sur la durée totale de l'exercice (Bouisset et Maton, 1995).

4.1.2. FREQUENCE MEDIANE

L'analyse de fréquence de l'EMG consiste à décomposer le signal en un certain nombre de composantes sinusoïdales de différentes fréquences. Le diagramme représentatif de la puissance du signal en fonction de la fréquence constitue le spectre de puissance (i.e., spectre de fréquence du signal). Le spectre de fréquence ou plus exactement la densité spectrale de puissance (DSP) de l'EMG est calculé au moyen de programmes de transformation de Fourier. La transformation de Fourier s'effectue sur la fonction d'autocorrélation du signal, celle-ci conserve les mêmes caractéristiques spectrales que le signal brut (Bouisset et Maton, 1995).

Le calcul utilise un algorithme fondé sur la transformée de Fourier discrète, définie par la formule :

$$F(S) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{N-1} f(t) \cdot e^{-2j\pi St/N} \quad \text{ÉQUATION 16}$$

Dans cette équation, F(S) est la transformation de Fourier discrète ; N, le nombre d'échantillons ; t, le temps ; f(t), le signal temporel ; S, la fréquence.

La DSP de l'électromyogramme est définie comme le produit de la transformée du signal par sa quantité conjuguée:

$$\text{DSP}(S) = F(S) \cdot F(S)' \quad \text{ÉQUATION 17}$$

Pour caractériser le spectre, divers paramètres peuvent être calculés. Si l'on assimile le spectre à une distribution statistique des puissances sur différentes fréquences, ces paramètres correspondent aux différents moments de la distribution et exprimés en Hz. Les plus utilisés sont la fréquence médiane (median frequency, MF) et la fréquence moyenne (mean power frequency, MPF).

La fréquence médiane (MF) partage le spectre en deux parties d'énergie égale :

$$\text{MF} = f_p + \left[\frac{(\sum_{i=j}^{i=k} \text{DSP}_i)}{2} - (\sum_{i=j}^{i=k-1} \text{DSP}_i) \right] \text{DSP}_p \quad \text{ÉQUATION 18}$$

Dans cette équation f_p représente la fréquence médiane 'non interpolée', telle que :

$$\sum_{i=j}^{i=p} DSP_i < \frac{(\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i)}{2} \quad \text{ÉQUATION 19}$$

La fréquence moyenne (MPF) correspond quant à elle au centre de gravité du spectre :

$$MPF = \frac{\sum_{i=j}^{i=k} S_i \cdot DSP_i}{\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i} \quad \text{ÉQUATION 20}$$

Dans ces formules, i représente chaque classe de fréquences, j et k sont les bornes respectivement inférieure et supérieure de fréquence choisies ; S_i est la fréquence centrale de chaque classe, et DSP_i est l'énergie contenue dans chaque classe.

L'énergie totale du spectre de puissance est :

$$\sum_{i=j}^{i=k} DSP_i \quad \text{ÉQUATION 21}$$

Divers paramètres de la DSP peuvent être reliés à d'autres paramètres temporels du signal. En effet, il est possible de calculer directement le RMS à partir de la DSP par cette formule :

$$RMS = \sqrt{2 \sum_{i=j}^{i=k} DSP_i} \quad \text{ÉQUATION 22}$$

Le calcul du spectre de fréquence permet de définir un ensemble de paramètres fréquentiels et ainsi de les relier à la performance musculaire. Étant donné que la MF reflète la durée des PA, ce paramètre permet de quantifier la fatigue neuromusculaire. En effet, le glissement du spectre vers les basses fréquences synonyme de la baisse des valeurs de la MF est un signe d'apparition de la fatigue (Bouisset et Maton, 1995).

4.2. ACTIVITE EMG DES DIFFERENTS GROUPES MUSCULAIRES LORS D'EXERCICE DE PEDALAGE

Le pédalage est un mouvement cyclique poly-articulaire des membres inférieurs nécessitant une coordination spécifique des muscles sollicités (Figure 6) :

- Le gluteus maximus qui est extenseur de la hanche,
- Le tensor fascia latae qui est fléchisseur accessoire de la hanche,
- Les muscles ischiojambiers (i.e., semi-membranosus et longue portion du biceps femoris) qui sont des extenseurs de la hanche et des fléchisseurs du genou,
- Les vastus medialis et vastus lateralis qui sont extenseurs du genou,
- Le rectus femoris qui est extenseur du genou et fléchisseur de la hanche,

- Les gastrocnemius lateralis et gastrocnemius medialis qui sont fléchisseurs du genou et extenseurs de la cheville,
- Le soleus qui est extenseur (ou fléchisseur plantaire) de la cheville,
- Le tibialis anterior qui est fléchisseur dorsal de la cheville.

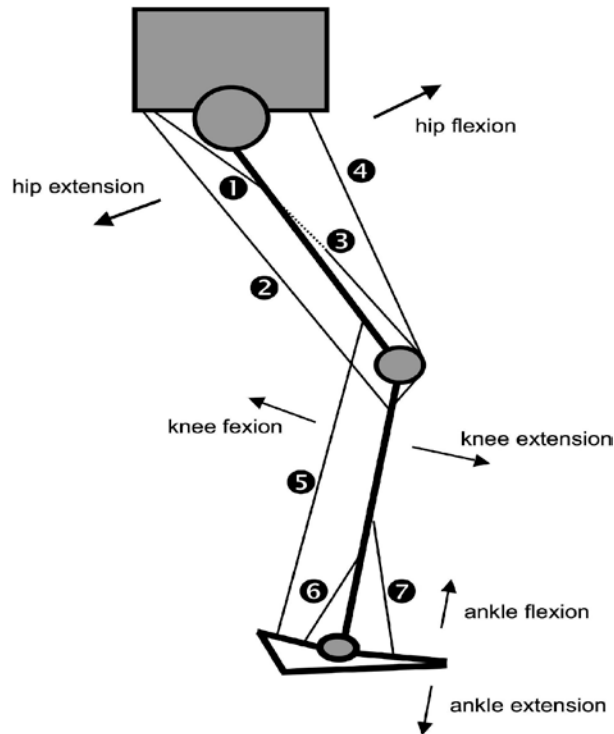


FIGURE 6. Schématisation des principaux groupes musculaires impliqués dans le pédalage. 1, gluteus maximus; 2, semi-membranosus et longue portion du biceps femoris; 3, vastus medialis et vastus lateralis; 4, rectus femoris; 5, gastrocnemius lateralis et gastrocnemius medialis; 6, soleus; 7, tibialis anterior (Hug et Dorel, 2009).

Le niveau d'activité des muscles impliqués dans l'exercice de pédalage évolue d'une façon asynchrone au cours de cycle de pédalage (i.e., de 0° à 360°) (Hug et Dorel, 2009). Bien que ce pattern d'activité est reproductible (Dorel et al., 2008), le niveau d'activité de chaque muscle dépend de la vitesse de pédalage. En effet, durant des sprints maximaux l'activité des muscles sollicités augmente comparativement à un exercice de pédalage sous-maximal (Figure 7).

D'après Dorel et al. (2012), l'activité des fléchisseurs de la hanche est 7 à 9 plus élevée lors d'un sprint maximal sur ergocycle comparativement à un exercice sous-maximal à 150 W. De même, l'activité des fléchisseurs du genou et des extenseurs de la hanche est multipliée par 5 à 7, et à moindre échelle, l'activité des fléchisseurs plantaires et des

extenseurs du genou est 2 à 3 plus élevée lors d'un sprint maximal comparativement à un exercice de pédalage sous-maximal. Toutefois, l'activité de différents muscles lors des sprints sur ergocycle n'atteigne pas les valeurs maximales mesurées lors des contractions maximales isométriques (Dorel et al., 2012).

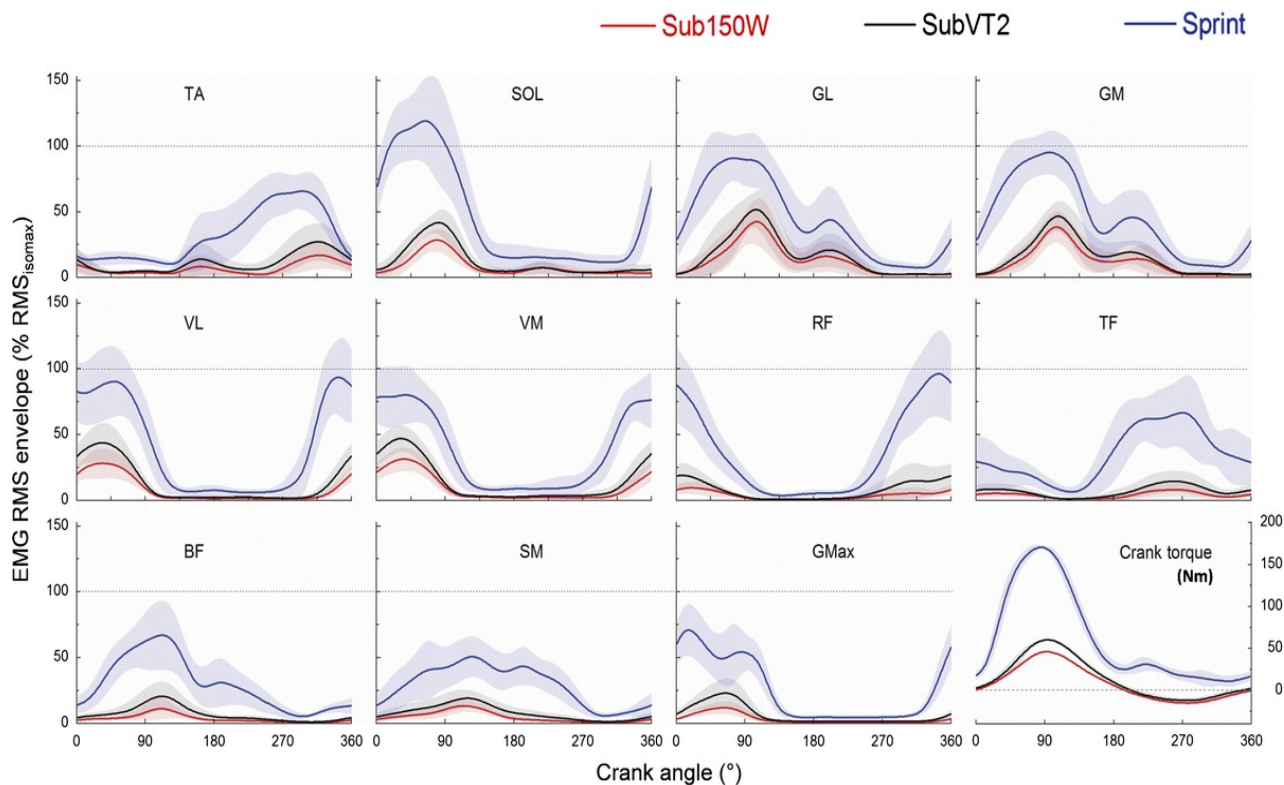


FIGURE 7. Activité EMG de 11 muscles durant le cycle de pédalage (0° - 360°) selon 3 intensités de pédalage: 150 W (courbe rouge), seuil ventilatoire 2 (courbe noire), sprint (courbe bleue). TA, tibialis anterior; SOL, soleus; GL, gastrocnemius lateralis; GM, gastrocnemius medialis; VL, vastus lateralis; VM, vastus medialis; RF, rectus femoris; TF, tensor fascia latae; BF, biceps femoris; SM, semi-membranosus; GMax, gluteus maximus (Dorel et al., 2012).

La modification du pattern EMG des principaux muscles impliqués dans le pédalage en fonction de la vitesse implique une modification de la contribution de ces muscles à la production de la puissance totale entre un exercice de pédalage sous-maximal et un sprint maximal sur ergocycle. De plus, la durée de l'activité (i.e., début et fin de contraction) des différents muscles lors d'un cycle de pédalage varie en fonction de l'intensité de pédalage. En effet, la durée de l'activité musculaire est plus importante lors des sprints comparativement aux exercices sous-maximaux (Figure 8). Ce rallongement de l'activité implique l'adoption d'une stratégie de coordination qui permettra d'augmenter le travail musculaire des différents groupes musculaires.

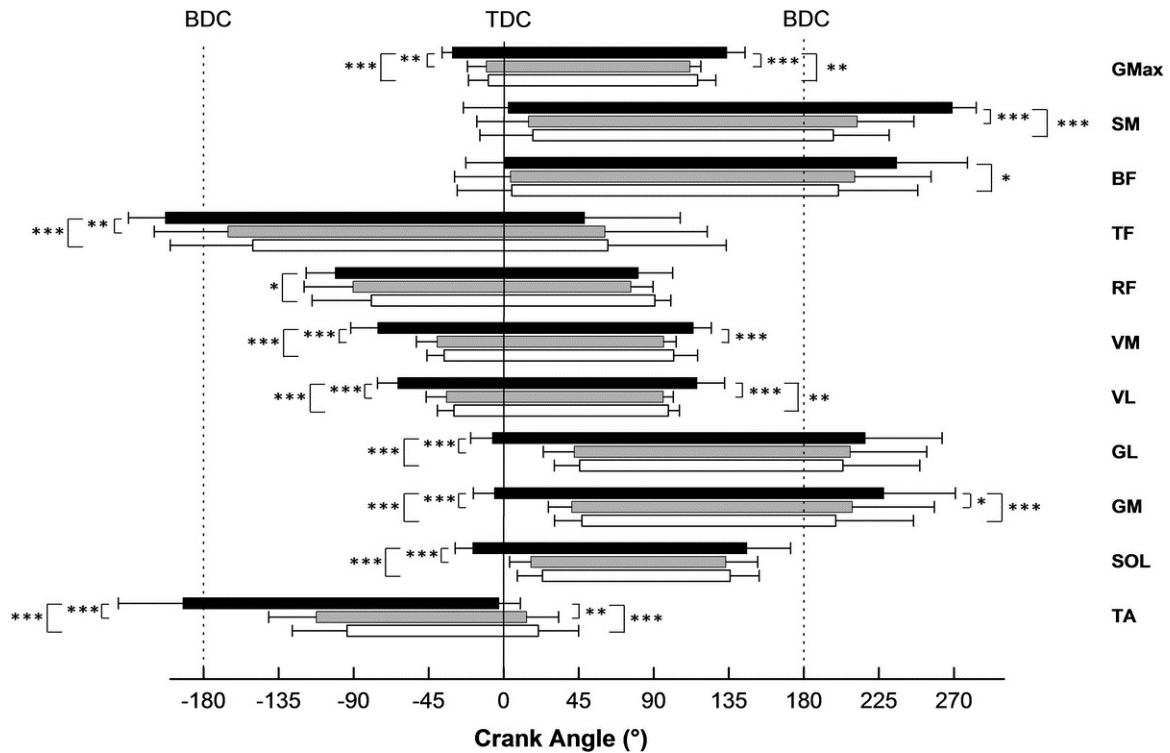


FIGURE 8. Début et fin de l'activité EMG des 11 muscles (même nomenclature que la Figure 7) en fonction de la position de la pédale selon les 3 intensités : 150 W (barres blanches), seuil ventilatoire 2 (barres grises), sprint (barres noires). *, ** et *** indiquent des différences significatives entre les intensités avec, respectivement, $p < 0,05$; $p < 0,01$ et $p < 0,001$ (Dorel et al., 2012).

5. ASPECTS HISTOLOGIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGOCYCLE

La puissance maximale mesurée sur bicyclette ergométrique est plus importante chez un sujet explosif, comparativement à un sujet endurant (Figure 9). En effet, la performance musculaire lors des exercices de sprint sur ergocycle dépend de la contribution d'un certain nombre de facteurs physiologiques, notamment les compositions structurales des muscles sollicités lors de ce type d'exercice.

La classification des différents types de fibres au sein du muscle strié squelettique, sur la base de leurs caractéristiques histologiques, histochimiques et physiologiques, permet d'identifier leur proportion à l'intérieur du muscle et de le relier à la performance physique (Tesch et al., 1985).

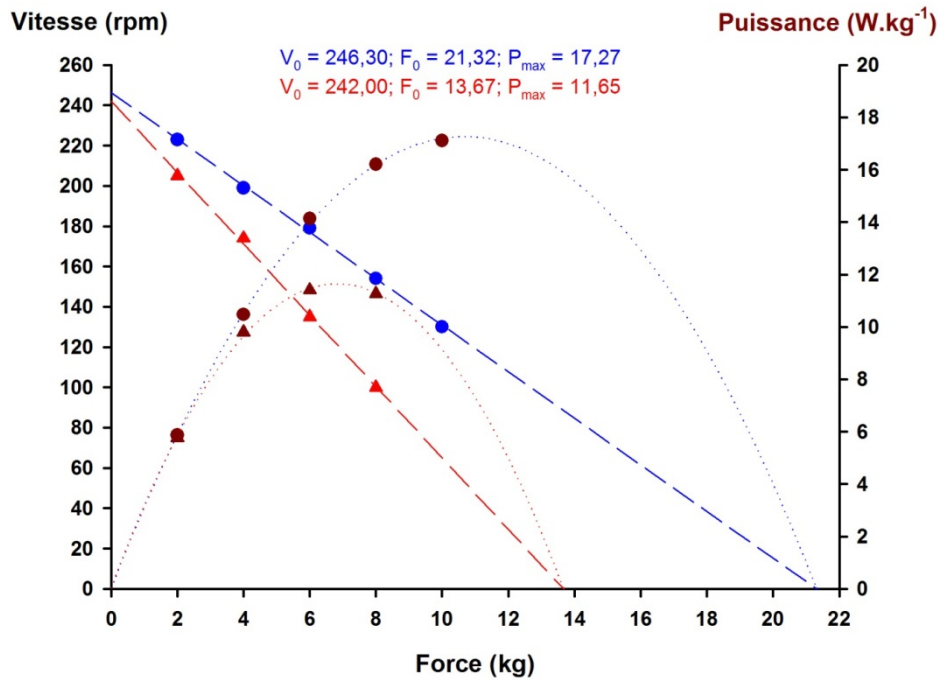


FIGURE 9. Relation force-vitesse, force-puissance des membres inférieurs chez un individu explosif (courbes bleues, DV = 73 cm) et un individu endurant (courbes rouges, DV = 52 cm).

La diversité des techniques utilisées et l'absence de limites tranchées entre les types de fibres font que de nombreuses classifications ont été proposées chez l'homme. La classification la plus simple et la plus couramment utilisée est celle proposée par Engel (1962), sur les bases histochimiques du typage par l'activité ATPasique de la myosine. Cette méthode a permis d'apprécier l'intensité de l'activité de l'ATPase myofibrillaire après incubation dans un milieu contenant de l'ATP et du chlorure de calcium à un pH de 10,4. La formation du composé phosphate de calcium permet de quantifier l'ATP hydrolysé et donc d'obtenir une approche quantitative de l'ATPase myofibrillaire. Ainsi, on identifie deux types de fibres musculaires : les fibres de type I, apparaissent alors claires en raison de la valeur basique de ce pH, et les fibres de type II qui prennent une coloration foncée (une coloration opposée apparaîtrait en pH acide). Les fibres de type I à secousse lente (Slow Twitch) possèdent un potentiel oxydatif ou aérobie plus élevé que celui des fibres de type II (Fast Twitch) qui ont, quant à eux, un potentiel glycolytique ou anaérobie plus développé (Ivy et al., 1980; Tesch, 1980; Thorstensson, 1976).

Les fibres de types II sont elles-mêmes subdivisées en deux grands sous-groupes, sur la base de leur sensibilité relative au pH. Les fibres IIA sont les fibres dont l'activité ATPasique de la myosine est inactivée à un pH de 4,6 à 4,8 et qui donc perdent leur coloration foncée.

Les fibres IIB sont les fibres qui gardent leur coloration jusqu'à un pH de l'ordre de 4,3 à 4,5. L'existence d'un troisième sous-groupe, les fibres IIC, est parfois établie grâce à la combinaison de différents pH d'incubation. Ces dernières ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type I et les fibres de types II et ne représentent que 2 à 5% des fibres de l'homme adulte normal (Brooke et Kaiser, 1970).

Un profil métabolique des fibres musculaires est obtenu par l'analyse biochimique quantitative de fragments de fibres d'un même type. Ainsi les taux de différentes enzymes sont quantifiés: enzymes oxydatives, telles la succinic déshydrogénase (SDH) ou la nicotine-adénine déshydrogénase (NADH), ou au contraire enzymes liées au potentiel anaérobie, telle l'alpha-glycérophosphate déshydrogénase (α -GPD). Il est connu que les caractéristiques des fibres de type I sont propices au métabolisme oxydatif. Tandis que les fibres IIA caractérisées par une capacité importante de production d'ATP par les voies aérobies et anaérobies. Les fibres IIB qui tirent essentiellement leur énergie des voies métaboliques anaérobies, elles possèdent une quantité plus importante d'enzymes de la glycolyse ainsi qu'une plus importante concentration en phosphocréatine (Tesch et al., 1989).

La vitesse maximale de contraction (i.e., la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine) est un autre critère de distinction des fibres musculaires. Cette vitesse dépend de la nature de l'enzyme ATPase portée par les chaînes lourdes de myosine et l'isoforme de myosine qui les caractérisent. Par exemple, la vitesse d'action de l'enzyme ATPase est 3 fois supérieure dans les fibres de type II. Ceci se traduit par un turnover de l'actomyosine plus important (i.e., un plus grand nombre de phases d'attachement – relâchement des filaments d'actine et de myosine) lors du processus de contraction (Barany, 1967). Ce turnover de l'actomyosine est à l'origine de l'importante V_0 des fibres de type II comparées aux fibres I, mais nécessitant une plus grande quantité d'ATP pour assurer une même tension constante. De plus, l'activité de la pompe calcique peut être 5 à 10 fois supérieure au sein des fibres II comparativement aux fibres I (Gibbs et Gibson, 1972; Wendt et Gibbs, 1973). Cette activité dépend de l'activité de l'enzyme ATPase et nécessite aussi une quantité d'ATP plus importante. Néanmoins lors d'un exercice maximal de courte durée sur ergocycle la baisse de concentration en ATP ne dépasse pas les 30 à 40% (Karlsson et Saltin, 1970).

La vitesse maximale de raccourcissement V_0 d'un muscle donné dépend donc des propriétés contractiles et de la longueur de fibres musculaires. La vitesse maximale de raccourcissement des muscles à secousse rapide (i.e., muscles composés de fibres de type II)

est plus élevée que celle des muscles à secousse lente (i.e., muscles composés de fibres de type I). L'ordre de grandeur de la vitesse intrinsèque des sarcomères des fibres de type II est de 10 à 20 longueurs de sarcomères par seconde. En outre, la vitesse intrinsèque des fibres rapides est environ 2 à 3 fois plus élevée que celle des fibres de type I. La valeur de force, dépend du nombre de sarcomères en parallèle, i.e., de la surface de section transversale totale des fibres musculaires.

La puissance maximale d'un muscle est égale au produit de la puissance d'un sarcomère par le nombre total de sarcomères. Les puissances maximales des muscles à contraction rapide sont nettement supérieures (d'environ 2,5 à 3 fois) à celles des muscles à contraction lente non seulement parce que leur V_0 est plus élevée, mais aussi parce que leur relation force-vitesse est moins incurvée (Figure 10). La puissance maximale est obtenue pour une vitesse de raccourcissement plus élevée quand cette dernière est exprimée non seulement en valeur absolue, mais aussi en valeur relative (fraction de V_0).

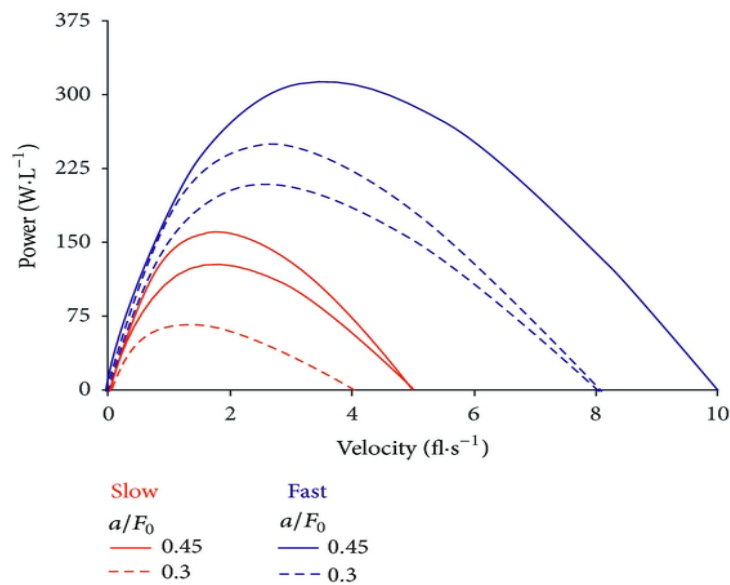


FIGURE 10. Relation puissance-vitesse au niveau du muscle rapide (courbes bleues) et le muscle lent (courbes rouges) selon le modèle de Hill et en fonction de deux ratios a/F_0 (0,3 et 0,45). La vitesse est exprimée en fonction de la longueur de la fibre par seconde (fl/s) (Driss et Vandewalle, 2013).

Le lien entre la typologie musculaire et les performances lors des tests de Wingate ou de force-vitesse lors des exercices de pédalage sur ergocycle a été examiné grâce à des prélèvements au niveau du VL par ponction-biopsie. Plusieurs auteurs ont observé une corrélation positive entre le pourcentage des fibres de type II et le pic de puissance mesurer lors d'un test de Wingate (Esbjornsson et al., 1993; Froese et Houston, 1987; Inbar et al.,

1981; Kaczkowski et al., 1982). De même, le pourcentage de fibres rapides dans le muscle VL est positivement corrélé avec P_{\max} (Arsac et al., 1996). Dans une autre étude, la corrélation entre la prépondérance en fibres de type II exprimée en fonction de la section transversale du muscle VL et P_{\max} était très proche du niveau de significativité ($p = 0,06$) (Hautier et al., 1996). Ainsi les sujets ayant un pourcentage plus important de fibres rapides ont des pics de vitesse plus élevés lors des sprints parce que ces fibres sont plus efficaces aux vitesses élevées de raccourcissement, mais moins résistantes à la fatigue (He et al., 2000). De plus, sur ergocycle d'après Sargeant et al. (1984), les sujets ayant plus de 50% de fibres de type II atteignent leur puissance maximale à 119 rpm tandis que les sujets ayant moins de 50% de fibres de type II atteignent leur puissance maximale à 104 rpm.

6. ASPECTS ENERGETIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGOCYCLE

L'ATP est la seule source d'énergie pouvant générer une contraction de l'unité fonctionnelle du muscle (i.e., le sarcomère). Pour une grande plage d'intensités d'exercice, la concentration d'ATP varie peu ce qui suggère que le débit d'hydrolyse de l'ATP est constamment équilibré par un débit de resynthèse équivalent (Karlsson, 1971; Knuttgen et Saltin, 1972). Au fur et à mesure que les fibres musculaires consomment de l'énergie, l'ATP est rapidement resynthétisé soit à partir des composés phosphorés (i.e., métabolisme anaérobie alactique), soit par l'hydrolyse du glucose (i.e., métabolisme glycolytique), soit par oxydation de substrats métaboliques (principalement glucose et acides gras) en présence d'oxygène (i.e., métabolisme aérobie). Ces trois voies métaboliques sont toujours utilisées simultanément afin de fournir l'ATP nécessaire à la contraction musculaire, mais l'intervention majoritaire de l'une ou l'autre dépend de l'intensité et de la durée de l'exercice.

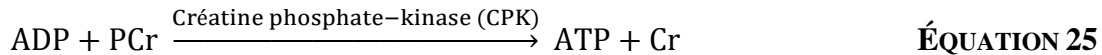
Tous les processus de ces métabolismes sont couplés à la rephosphorylation de l'Adénosine DiPhosphate (ADP) afin de reformer l'ATP. Ainsi, la cassure d'une liaison phosphate de l'ATP permet de disposer immédiatement l'énergie nécessaire pour la contraction des fibres :



6.1. VOIE ANAEROBIE ALACTIQUE

Au niveau du sarcoplasme des fibres musculaires, il existe en plus de l'ATP une autre molécule possédante une liaison phosphate à haute énergie, i.e., la phosphocréatine (PCr).

Ainsi, dès le début de l'exercice l'ATP est resynthétisé à partir de l'ADP et de la PCr selon ces deux types de réaction :



La réserve en PCr constitue la source la plus rapide de régénération de l'ATP qui ne dépend pas d'une longue série de réactions enzymatiques. De plus, la PCr et l'ADP sont emmagasinés directement dans le sarcoplasme à proximité des protéines contractiles des fibres musculaires et donc la puissance maximale est atteinte presque instantanément. Néanmoins, les concentrations en ATP (entre 4,5 et 6,7 de muscle frais) et en PCr (14 à 20 mmol.kg⁻¹ de muscle frais) sont faibles (Poortmans et Boisseau, 2009). Les concentrations en ATP et PCr sont légèrement supérieures dans les fibres de type II comparativement aux fibres de type I (Karatzaferi et al., 2001). De plus, les concentrations en PCr sont plus élevées dans les fibres de type IIB (entre 21,1 et 29,0 mmol.kg⁻¹ de muscle frais) que les fibres de type IIA (entre 16,8 et 21,5 mmol.kg⁻¹ de muscle frais) (Karatzaferi et al., 2001; Sant'Ana Pereira et al., 1996). Ainsi la force développée est plus grande dans les muscles dont la proportion de fibres de type II est plus importante.

A l'issue d'un sprint de 6 s sur ergocycle Gaitanos et al. (1993) ont rapporté une déplétion d'environ 13% des réserves d'ATP (de 24,0 ± 2,7 à 20,9 ± 2,5 mmol d'ATP.kg⁻¹ de muscle sec après 10 sprints) et une déplétion d'environ 57% des stocks de PCr (de 76,5 ± 7,2 à 32,9 ± 2,6 mmol d'ATP.kg⁻¹ de muscle sec après 10 sprints) à l'issue du premier sprint. A l'issue du même type d'exercice, Dawson et al. (1997) ont rapporté une diminution des concentrations d'ATP et de PCr respectivement de 15,6% et 36,1%.

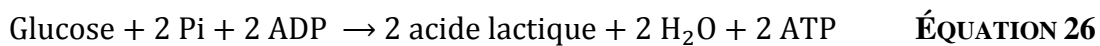
Les résultats d'une biopsie réalisée à l'issue d'un sprint de 30 s sur ergocycle isocinétique ne démontrent pas de diminution significative de la concentration en ATP, mais une diminution significative d'environ 48% des stocks de PCr (Parolin et al., 1999).

Classiquement, on considérait que lors d'un sprint maximal de courte durée (i.e., < 6 s) sur ergocycle l'ATP provient exclusivement du métabolisme des phosphagènes. Néanmoins, plusieurs études ont rapporté une contribution variable du métabolisme glycolytique lors de ce type d'exercice (Bogdanis et al., 1998; Gaitanos et al., 1993; Jacobs et al., 1983; Mercier et al., 1991). Par exemple, Gaitanos et al. (1993) rapportent une contribution équitable du

métabolisme des phosphagènes et du métabolisme glycolytique lors d'un sprint maximal de 6 s sur ergocycle.

6.2. VOIE ANAEROBIE LACTIQUE

Le métabolisme glycolytique est le second processus anaérobie qui assure la resynthèse de l'ATP dans le muscle. Le processus commence au niveau du glucose-6-phosphate et s'achève avec la formation de l'acide pyruvique. Ce dernier se transforme en acide lactique puisqu'on considère que l'oxygène n'intervient pas dans ce système. La glycolyse est beaucoup plus complexe comparativement au métabolisme des phosphagènes. On en dénombre 12 réactions chimiques distinctes avec une dizaine d'enzymes pour la dégradation partielle des glucides en acide lactique dans le sarcoplasme des fibres musculaires (Poortmans et Boisseau, 2009). Le gain net de cette voie est la formation de 3 molécules d'ATP par molécule de glycogène et 2 molécules d'ATP par molécule de glucose :



Lors d'exercices de sprints très intenses, l'acide lactique peut atteindre des concentrations très élevées au sein du muscle. A l'issue d'un sprint de 6 s, Gaitanos et al. (1993) ont mesuré une concentration en lactate musculaire d'environ 40 mmol.kg⁻¹ de muscle sec. De même, Dawson et al. (1997) ont rapporté une concentration de 42,5 mmol.kg⁻¹ de muscle sec. Il semblerait que, lors de l'exercice intense de courte durée, concentration en lactate et la concentration en proton augmente linéairement jusqu'à 15 s d'exercice (Parolin et al., 1999). En accord avec cette observation, Bogdanis et al. (1998) observe la valeur de 51,0 ± 4,6 mmol.kg⁻¹ de lactate de muscle sec à l'issue d'un sprint de 10 s sur bicyclette ergométrique.

L'accumulation de l'acide lactique dans les muscles et les compartiments liquidiens de l'organisme entraîne une baisse du pH. Celui-ci peut atteindre des valeurs proches de 6,3 à 6,4 au bout de quelques dizaines de secondes. Cette acidose entraîne une inhibition de l'activité d'enzymes, telles la phosphofructokinase ou la phosphorylase, indispensables à cette voie de resynthèse de l'ATP. Elle diminue également la capacité des fibres musculaires à libérer le calcium ce qui engendre une perturbation l'interaction actine-myosine. La capacité maximale du métabolisme lactique dépend donc du pouvoir tampon du milieu musculaire, sanguin et interstitiel, mais aussi de la possibilité de supporter un déséquilibre électrolytique.

Le lactate sanguin est généralement utilisé comme un indice estimant l'implication de la glycolyse anaérobie, puisqu'on considère que l'accumulation du lactate dans le sang est directement liée à sa production par la voie anaérobie lactique. La production de lactate lors

d'un exercice intense de courte durée est reliée à une augmentation très importante des flux de glycolyse, de ce fait, le lactate sanguin est souvent utilisé pour évaluer la contribution énergétique de la glycolyse anaérobie. D'après Jacobs (1986), le pic de la concentration sanguine de lactate après un exercice intense de 60 s est considéré comme un indicateur de l'aptitude anaérobie. Selon Vandewalle et al. (1987b), la mesure de la concentration de lactate sanguin est parfois utilisée comme une méthode d'évaluation de la capacité maximale anaérobie. Ainsi, plus la concentration de lactate est importante, plus intense est le travail musculaire et donc plus importante est la capacité maximale anaérobie.

La mesure de lactate sanguin permet de quantifier les adaptations métaboliques après un cycle de travail, l'augmentation du taux de lactate sanguin indique une amélioration de la puissance et/ou de la capacité anaérobie. En effet, au cours d'un exercice musculaire, la glycolyse augmente et entraîne une production importante de lactate liée au recrutement des fibres glycolytiques de type IIB, de ce fait, le pic de lactate sanguin augmente après un entraînement orienté vers le développement du métabolisme anaérobie (Jacobs, 1986). Le muscle est capable à la fois de produire et de libérer du lactate, mais aussi de le réutiliser comme substrat énergétique. L'acide lactique issue des processus de la glycolyse sera soit récupéré par le muscle (environ 75%) pour être utilisé en tant que substrat (fournissant 17 ATP), soit converti en glucose par le cycle de Cori (environ 25%) au niveau du foie. Ainsi cet intermédiaire métabolique peut servir de réserve énergétique au même titre que le glycogène.

Après un exercice intense de courte durée, le lactate sanguin continue à augmenter au début de la période de récupération, si bien que la concentration maximale du lactate est atteinte vers la cinquième minute, elle se maintient à un niveau très proche jusqu'à la huitième minute qui suit l'arrêt de l'exercice (Fujitsuka et al., 1982). Lors d'un test de Wingate de 30 s le pic de lactate sanguin apparaît entre la 5^{ème} et la 7^{ème} minute après la fin de l'épreuve (Gratas-Delamarche et al., 1994; Weinstein et al., 1998), voire jusqu'à la 9^{ème} minute (Esbjornsson-Liljedahl et al., 1999). A l'issue d'un test de Wingate, Esbjornsson-Liljedahl et al. (1999) ont observé un niveau de lactate plus bas (environ 22%) chez les femmes comparativement aux hommes de même niveau.

Bien que plusieurs tests sur ergocycle aient été proposés pour explorer l'aptitude du métabolisme glycolytique ou du moins son action combinée au système ATP-PCr, la contribution du système oxydatif lors de ces tests s'est avérée plus au moins importante. Par exemple, Parolin et al. (1999) ont rapporté une participation de 9% du métabolisme aérobie (i.e., environ 1,32 mmol d'ATP.kg⁻¹ de muscle sec) dans les 6 premières secondes lors d'un

sprint de 30 s en condition isocinétique. Bogdanis et al. (1998) ont rapporté une participation du métabolisme aérobie de 13% et 27% lors des sprints de 10 et 20 s respectivement. Par ailleurs, Granier et al. (1995) ont rapporté une participation du métabolisme aérobie plus importante chez des coureurs de demi-fond (45%) comparativement à des sprinteurs (jusqu'à 28%) lors du test de Wingate.

6.3. VOIE AEROBIE

La voie aérobie est la plus complexe des trois assurant la resynthèse de l'ATP à partir d'une phosphorylation de l'ADP couplée à une oxydation de substrat tels que le glucose, l'acide gras, et l'acide lactique. Cette voie dépendant de l'apport en oxygène dans le muscle. Elle consiste en un complexe de réactions chimiques catalysées chacune par une enzyme spécifique (Poortmans et Boisseau, 2009). Ces processus constituent la respiration cellulaire dont le siège est d'organites cellulaires particuliers (i.e., les mitochondries) disséminés dans le cytoplasme, et son résultat global peut s'écrire:



Le rendement de cette voie métabolique est très élevé (38 molécules d'ATP par molécule de glucose). La capacité de cette voie dépend des taux d'activités des enzymes oxydatives, de la typologie des fibres musculaires et de l'apport d'oxygène par le sang aux muscles.

La voie aérobie devient prédominante après une minute lors d'un exercice maximal (Figure 11). Etant donné que la frontière entre les filières énergétiques n'est que virtuelle du fait que leur mise en route intervient dès le début de l'exercice (Figure 11), l'utilisation de la nomenclature des voies métaboliques (i.e., anaérobie alactique, anaérobie lactique et aérobie) pour désigner des tests de l'aptitude physique pourrait constituer une source de confusion, ainsi il serait plus adéquat d'appeler :

- Test d'explosivité : toute épreuve intense d'une durée inférieure à 6 s (prédominance du métabolisme des phosphagènes).
- Test de résistance : toute épreuve intense d'une durée comprise entre 6 s et 1 min (prédominance du métabolisme glycolytique, mais avec une participation du métabolisme des phosphagènes et du système oxydatif).
- Test d'endurance-résistance : toute épreuve d'une durée supérieure à 1 min (prédominance du métabolisme oxydatif).

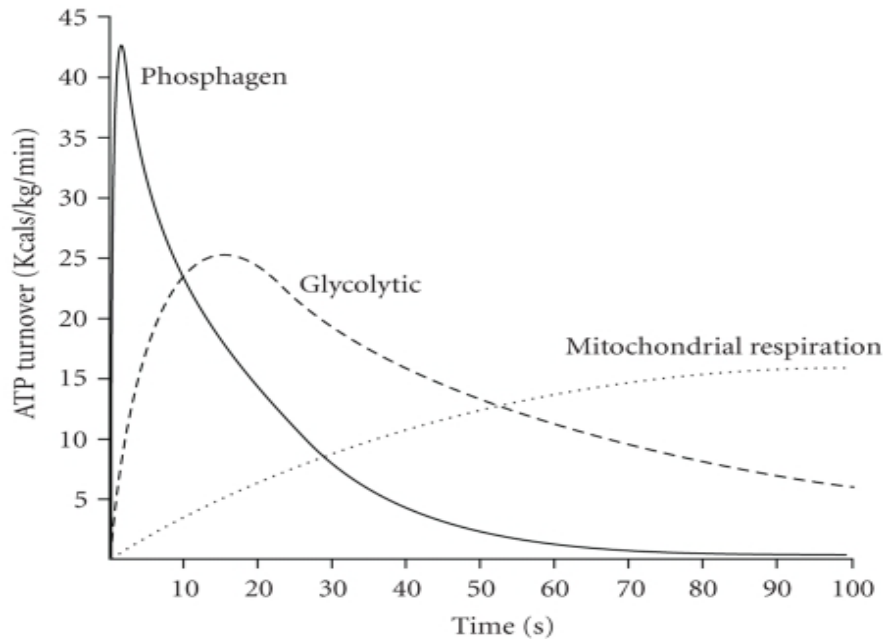


FIGURE 11. Rapport des courbes de production d'énergie de chacune des filières lors d'un exercice maximale de courte durée (Baker et al., 2010).

7. ASPECTS CHRONOBIOLOGIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGO CYCLE

Plusieurs fonctions physiologiques de l'homme fluctuent en fonction de l'heure de la journée formant ainsi des oscillations en fonction du temps, dont la forme est reproductible. Ces variations périodiques et prévisibles peuvent être représentées sous forme de courbes sinusoïdales qui permettent de définir les caractéristiques de chaque rythme qui sont:

- L'acrophase : la position de la plus haute valeur de la variable biologique mesurée dans l'échelle du temps, pour la période considérée en fonction d'une référence temporelle;
- La batyphase : la position de la plus basse valeur de la variable biologique mesurée (l'opposé de l'acrophase);
- Le mesor : le niveau moyen de la variation biologique;
- L'amplitude : la variabilité totale de la valeur biologique mesurée sur une période considérée;
- La période : l'intervalle de temps séparant la survenue deux épisodes identiques et reproductibles.

Les domaines de rythmes diffèrent en fonction de leur période. Les rythmes circadiens d'une période équivalente théoriquement à un jour (i.e., une période de 24 h) sont les plus souvent étudiés en physiologie de l'exercice physique. Ces rythmes circadiens sont générés et modulés par une horloge biologique interne. Celle-ci est contrôlée par des structures cérébrales au sein de l'hypothalamus, i.e., les noyaux suprachiasmatiques (Hastings et al., 2003). Ces noyaux seraient donc le centre de contrôle du rythme circadien qui est en relation étroite avec de nombreux facteurs exogènes ou environnementaux tels que l'alternance entre jour et nuit, la privation de sommeil et l'alternance entre activité et repos (Atkinson et Reilly, 1996).

De nombreuses études scientifiques ont été menées pour examiner les effets des rythmes circadiens sur la puissance musculaire lors des épreuves intenses de courte durée sollicitant notamment le métabolisme anaérobie. Certains auteurs ont mis en évidence une variation diurne de la puissance maximale des membres inférieurs mesurée lors d'un test de Wingate (Hill et Smith, 1991a; Melhim, 1993; Souissi et al., 2004) ou lors de la relation force-vitesse (Bernard et al., 1998; Souissi et al., 2004) avec des acrophases situées souvent en fin de l'après-midi (Tableau 3) et des amplitudes qui varient d'une étude à une autre. En revanche, d'autres auteurs n'ont pas mis en évidence une variation diurne de la puissance maximale lors du test de Wingate réalisé avec les membres inférieurs (Down et al., 1985; Reilly et Down, 1992) ou supérieurs (Reilly et Down, 1986).

TABLEAU 3. Caractéristiques des rythmes circadiens (moyennes \pm ES) des performances des tests de Wingate et de force-vitesse réalisés avec les membres inférieurs (n = 19) (Souissi et al., 2004).

Variable	Mesor	Acrophase (h)	Amplitude
Température (°C)	36,28 \pm 0,01	18:22 \pm 00:34	0,39 \pm 0,03
PP (W.kg ⁻¹)	10,8 \pm 0,2	17:24 \pm 00:36	0,83 \pm 0,08
MP (W.kg ⁻¹)	7,5 \pm 0,1	18:00 \pm 01:01	0,85 \pm 0,08
P _{max} (W.kg ⁻¹)	13,7 \pm 0,3	17:10 \pm 00:52	0,95 \pm 0,11
F ₀ (kg)	18,5 \pm 0,5	16:31 \pm 01:01	1,30 \pm 0,39
V ₀ (rpm)	202,1 \pm 3,1	15:26 \pm 01:33	7,48 \pm 0,78

De plus, les études à propos des effets des rythmes circadiens sur la puissance maximale lors des exercices de répétition de sprints sur ergocycle révèlent également des résultats contradictoires. Dans une étude récente, Zarrouk et al. (2012) ont observé une variation diurne

des pics de puissances lors des 3 premiers sprints et du travail total avec une acrophase observée le soir lors d'un exercice de répétition de 5 sprints de 6 s. Racinais et al. (2005b) ont observé une différence significative entre le matin et le soir pour le pic de puissance de la première répétition, mais pas pour les 4 répétitions successives ni pour le travail total. En revanche, Giacomoni et al. (2006) n'ont pas observé de rythmicité circadienne significative pour les paramètres mesurés lors de l'épreuve de répétition de sprints.

Selon la littérature, plusieurs hypothèses ont été avancées sur les facteurs responsables de la fluctuation journalière de la puissance maximale lors des exercices de sprints de courte durée sur ergocycle. Néanmoins, étant donnée la multitude des variables physiologiques, biomécaniques, psychologiques et cognitives contribuant à la réalisation de la tâche motrice et pouvant fluctuer au cours de la journée, il serait, a priori, difficile de cerner les facteurs responsables de cette rythmicité de la puissance maximale. Ce qui pourrait aussi d'expliquer les contradictions constatées dans la littérature. En effet, certains auteurs ont mis en avant le lien de causalité entre les rythmes circadiens de la température corporelle et la performance motrice. En effet, l'augmentation de la température corporelle au cours de la journée peut être assimilée à un échauffement musculaire passif permettant l'augmentation de la vitesse de conduction nerveuse et de l'amplitude articulaire et la diminution de la viscosité musculaire améliorant ainsi l'efficacité de l'appareil neuromusculaire (Racinais et al., 2005a). Par exemple, Souissi et al. (2010) ont montré que l'augmentation de la durée de l'échauffement le matin avant le test de Wingate permet une augmentation significative de la température corporelle, synonyme d'une diminution de l'amplitude de la variation diurne de la puissance musculaire.

La contribution des différentes voies métaboliques dans la production du travail total pourrait aussi expliquer la fluctuation des performances musculaires au cours de la journée. D'après Souissi et al. (2007), la différence en terme de travail total le soir par rapport au matin lors d'un test de Wingate est due à une plus importante participation du métabolisme aérobie à ce moment de la journée. Lors d'un test de Wingate de 15 s, Hachana et al. (2011) ont observé un effet de l'heure de la journée sur PP avec une acrophase en fin de journée, en revanche ces auteurs n'ont pas observé d'effet de l'heure de la journée sur MP.

Les fluctuations diurnes des performances musculaires peuvent être dues par ailleurs à une modification de la configuration du complexe muscle-tendon et l'amélioration au cours de la journée des propriétés mécaniques des muscles sollicités, i.e., réduction de la longueur des fibres musculaires accompagnée d'une augmentation de leur angle de pennation ainsi qu'une

diminution de la raideur des tendons le soir comparativement au matin (Onambele-Pearson et Pearson, 2007; Pearson et Onambele, 2005, 2006). Les études de l'activité neuromusculaire en fonction de l'heure n'ont pas mis en évidence d'effet de l'heure de la journée sur la RMS des groupes musculaires sollicités lors de pédalage (Chtourou et al., 2011; Zarrouk et al., 2012). De plus, ces études ont montré que l'indice d'efficacité neuromusculaire (NME) (i.e., le ratio entre la puissance développée et la RMS) est supérieur le soir par rapport au matin. Ainsi, ces auteurs ont suggéré l'attribution des variations diurnes de la puissance maximale lors des exercices de sprints aux facteurs périphériques musculaires.

D'autres chercheurs ont évoqué le possible lien entre les variations diurnes de la puissance maximale et les facteurs psychologiques, e.g., l'état d'humeur (Hill et Smith, 1991b), la vigilance (Lericollais et al., 2013), la motivation (Racinais et al., 2005b; Souissi et al., 2004). Dans une étude récente, Chtourou et al. (2012) ont montré que l'écoute de la musique au cours de l'échauffement précédant un test de Wingate affecte les variations diurnes de la puissance musculaire. Grâce à des gains plus importants le matin par rapport au soir, la musique élimine ainsi la fluctuation de MP ($3,32 \pm 3,19\%$ sans musique vs $0,13 \pm 2,47$ avec musique) et diminue l'amplitude de variation de PP ($5,34 \pm 3,52\%$ sans musique vs $2,73 \pm 3,16$ avec musique). Par ailleurs, Lericollais et al. (2009) ont suggéré que les stratégies de vitesse (i.e., pacing strategies) adoptées par les sujets pourraient influencer la puissance mécanique produite par les groupes musculaires sollicités lors des exercices de sprints. En effet, le pédalage à haute fréquence lors des exercices de sprints sur bicyclette ergométrique nécessite une coordination spécifique des muscles sollicités pour produire une force efficace la plus importante possible sur les pédales. Mais vu le caractère éprouvant et fatigant de ce type d'exercices, les sujets adaptent leurs stratégies de pédalages d'une manière consciente ou inconsciente pour éviter l'épuisement des réserves avant de terminer la durée totale du test et limiter la fatigue.

8. ASPECTS PSYCHOPHYSIOLOGIQUES D'EXERCICES DE SPRINTS SUR ERGOCYCLE

8.1. MODELE DU GOUVERNEUR CENTRAL

De nombreux modèles théoriques ont été proposés dans la littérature scientifique pour expliquer les mécanismes de régulation de la performance physique humaine notamment lors des efforts menés jusqu'à épuisement. Le plus connu de ces modèles est celui proposé et développé par Tim Noakes et ses collègues, i.e., le Modèle du Gouverneur Central (MGC)

(Noakes et al., 2004; St Clair Gibson et Noakes, 2004; St Gibson et al., 2006). Ce modèle a été inspiré de la théorie du control central proposée par Ulmer (1996). Selon ce dernier modèle, il existe un gouverneur de régulation et d'optimisation de la performance motrice humaine. Ainsi la puissance développée par les différents groupes musculaires est continuellement régulée par un contrôle intégratif du cerveau en fonction des différents signaux afférents provenant des muscles et de nombreux organes qui sont traités et comparés au niveau central en fonction de l'expérience passée et l'anticipation de la tâche à accomplir.

Le MGC (Figure 12) suggère donc que tous les systèmes physiologiques seraient régulés de façon complexe par un gouverneur ou contrôleur situé dans le cerveau afin de maintenir un niveau de stimulation optimale dans les principaux organes (e.g., les muscles squelettiques, cœur, etc.) et prévenir toute défaillance biologique irréversible dans toutes les conditions d'exercice (Noakes et St Clair Gibson, 2004; Noakes et al., 2005; St Clair Gibson et Noakes, 2004; St Gibson et al., 2006).

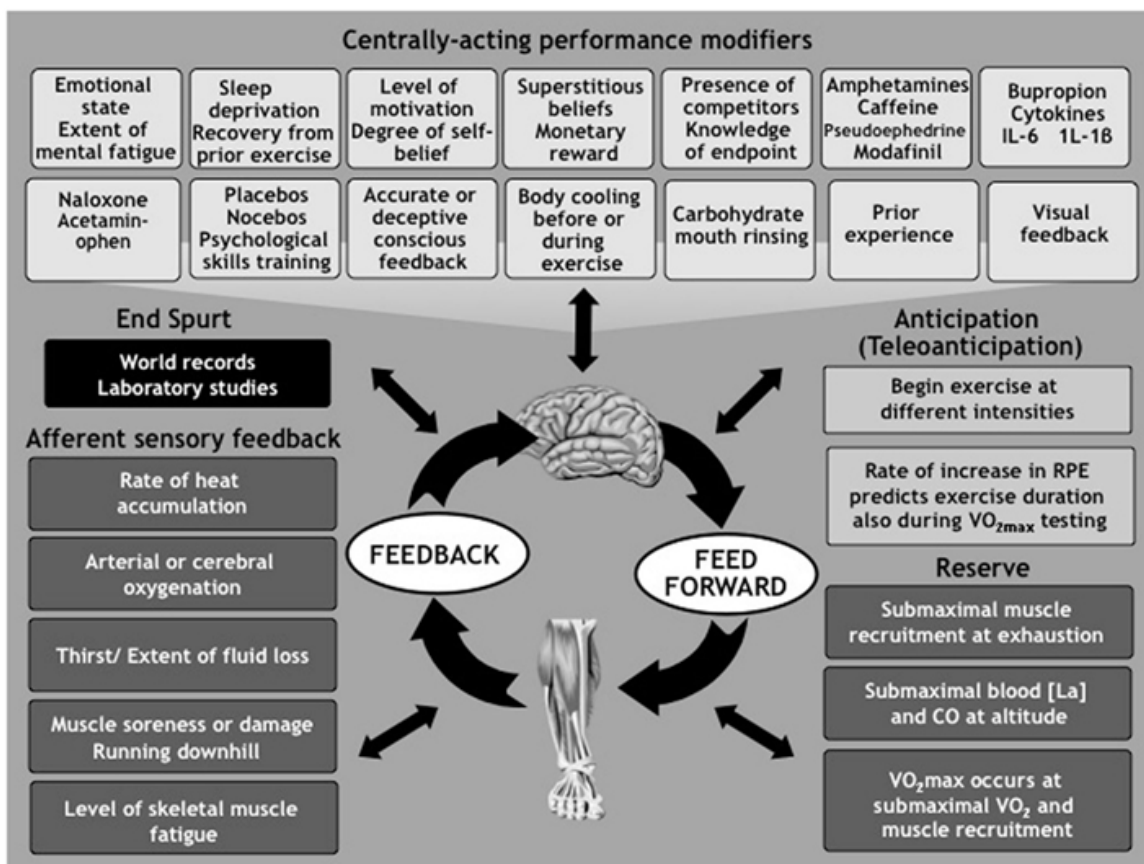


FIGURE 12. Le modèle du gouverneur central (MGC) de régulation de l'effort est fondé sur la théorie du contrôle du système nerveux central de la performance en modifiant en permanence le nombre d'unités motrices recrutées d'une manière consciente ou inconsciente en fonction des différents paramètres avant et durant l'exercice (Noakes, 2012).

Le MGC, qui demeure actuellement largement débattu (Marcora, 2008; Shephard, 2009a, b), a été proposé initialement pour expliquer les processus de la fatigue lors des activités de longue durée. Dans ce type d'activités, la puissance mécanique est stable ou augmente en fonction du temps ; de ce fait, le MGC pourrait ne pas s'appliquer aux épreuves intenses de courte durée. En effet, les analyses révèlent une réduction progressive et systématique de la puissance lors des exercices intenses et brefs (Bishop et al., 2002; Foster et al., 1993; Lericollais et al., 2009; Thompson et al., 2004). Ces observations suggèrent que l'intensité de l'exercice n'est pas régulée par un gouverneur central (Weir et al., 2006), mais l'évolution de la puissance est le résultat d'une baisse progressive de la capacité des muscles sollicités à produire un travail important (Taylor et al., 1997).

Bien que certains auteurs ont mis en évidence une réduction des propriétés contractiles des muscles sollicités lors des épreuves intenses de courte durée (Hautier et al., 2000; Nummela et al., 1992), plusieurs études récentes ont toutefois mis en évidence l'existence des processus d'anticipation et de stratégies de stimulations (i.e., pacing strategies) au cours des exercices intenses de courte durée (Ansley et al., 2004; Billaut et al., 2011; Halperin et al., 2014; Wittekind et al., 2011). En effet, il apparaît que lorsqu'une épreuve intense de courte durée est entreprise, la puissance mécanique développée est souvent plus faible que la puissance maximale que le sujet est capable de développer lors d'un exercice consistant à développer une puissance maximale sur toute la durée du test (i.e., stratégie all-out) sans se préoccuper de l'influence de ce type de stratégie de stimulation sur la performance réalisée (Wittekind et al., 2011). Par ailleurs, Foster et al. (2003) ont examiné l'évolution de la contribution des trois voies métaboliques lors d'un exercice de pédalage à vitesse maximale de courte durée (i.e., < 2 min). Ces auteurs ont constaté que les voies métaboliques sont sollicitées de façon à préserver une contribution de la voie anaérobie tout au long de la durée de l'exercice. Ceci suggère qu'il existe un contrôle permanent lors de l'exercice et que des changements ont lieu au sein des muscles (e.g., déplétion des stocks de phosphagènes, accumulation des métabolites, etc.) afin de prévenir une défaillance biologique, et donc terminer le temps total de l'épreuve.

Lors d'un test de Wingate, Ansley et al. (2004) ont constaté que lorsque les sujets réalisent 36 s après avoir été informés initialement que l'exercice durerait 30 s, leur puissance mécanique est significativement plus basse lors des 6 dernières secondes du sprint par rapport aux 6 dernières secondes d'une épreuve initialement annoncée d'une durée de 36 s.

Lors de l'épreuve de répétition de sprints, la connaissance du nombre de sprints maximaux à effectuer consécutivement influe de façon marquée sur le recrutement musculaire ainsi que la puissance maximale développée. Billaut et al. (2011) ont comparé l'activité musculaire et la puissance mécanique développée lors d'exercices de répétition de sprints selon trois conditions : i) témoin (i.e., les sujets réalisaient 10 sprints) ; ii) inconnu (i.e., les sujets ne savaient pas le nombre de sprints à réaliser) et iii) déception (i.e., les sujets réalisaient 5 sprints, mais après le cinquième sprint, les sujets ont été invités à réaliser 5 autres sprints). Les résultats de cette étude révèlent que l'activité musculaire et la puissance maximale lors du protocole déception étaient plus élevées au cours du premier sprint de la série comparativement aux protocoles témoin et inconnu de, respectivement, 5% et 9%, ainsi que sur l'ensemble les 10 répétitions de, respectivement, 4% et 9%. De plus, le recrutement musculaire et la puissance mécanique durant des 10 sprints étaient d'environ 5% moins élevés lorsque le nombre de sprints était inconnu, comparativement aux deux autres conditions.

Ainsi, ces résultats suggèrent ainsi que l'intensité de l'exercice lors des épreuves intenses de courte durée serait toujours contrôlée par le système nerveux central comme le propose le MGC. L'existence d'une planification de l'effort (i.e., pacing strategies) montre qu'il existe néanmoins une balance gérée par le système nerveux central entre les perturbations de l'homéostasie engendrées par ce type d'effort et la recherche d'une performance optimale.

8.2. ROLE DES EMOTIONS

La performance lors des exercices intenses est influencée par leur cadre émotionnel et perceptuel. Au cours de l'effort, le système nerveux central est activé pour réguler les réflexes physiologiques de sorte que ces derniers répondent à la demande énergétique imposée en étroite relation aux aspects émotionnels et motivationnels du comportement (St Gibson et al., 2006). Certaines études évoquent un possible rôle de la valence émotionnelle (plaisante – déplaisante). Ainsi, si une valence négative existe, il est aussi envisageable qu'une valence positive existe elle aussi (Baron et al., 2011). Ceci est supporté par de nombreuses études qui ont mis en évidence que la réponse affective à l'exercice est dépendante de l'intensité de celui-ci (Lind et al., 2009). La valence affective demeure ainsi positive lorsque l'intensité est faible à modérer, tandis que l'exercice intense ou maximal est davantage associé à une réponse affective négative (i.e., déplaisante) (Lind et al., 2009). Ainsi, lorsque l'intensité augmente, la difficulté d'effort perçue augmente progressivement tandis que la réponse affective positive diminue. De la même manière, la difficulté d'effort perçue augmente

progressivement lors d'un exercice à intensité constante menée jusqu'à épuisement (Baron et al., 2011).

Dans cette perspective, il semble nécessaire de prendre en compte autant les réponses affectives positives que les réponses négatives, lorsque l'on cherche à comprendre l'influence de l'état psychoaffectif sur le choix de la stratégie de stimulation. Baron et al. (2011) ont proposé ainsi de mesurer la charge émotionnelle lors de l'exercice en utilisant l'échelle de Borg CR-10 (Borg, 1982) de sorte à prendre en compte la bivalence de celle-ci en la cotant entre -10 et +10. En effet, au début d'un exercice d'intensité modérée, les réponses affectives négatives seraient proches de zéro tandis que les réponses positives seraient quasi-maximales, de sorte que la charge affective se situerait proche de l'indice -10. Toutefois, si l'exercice était mené jusqu'à épuisement, ce score se rapprocherait de +10.

Dans ce contexte, Baron et al. (2011) ont suggéré que le sujet ne prend pas compte uniquement des réserves physiologiques dont il dispose mais aussi de la charge affective reliée à l'exercice et le contexte environnemental afin qu'aucune mise en danger effective ne survienne avant la fin de l'épreuve, tant sur le plan physiologique qu'émotionnel.

Le MGC propose que l'inconfort vécu lors de l'exercice diminue progressivement le désir conscient de vouloir dépasser ce mécanisme de protection. Cette théorie invite donc à prendre en compte le rôle de la motivation dans le choix des stratégies de stimulation. Les psychologues et physiologistes qui ont étudié la motivation s'accordent pour dire que la motivation est dirigée vers un but et est exprimée dans le cadre de situations autodéterminées (Baron et al., 2011). Les individus développent ainsi des stratégies destinées à leur permettre d'atteindre leurs buts. Les phénomènes émotionnels représentent dans cette perspective des mécanismes centraux d'autorégulation qui permettent à l'être humain de s'adapter au cadre environnemental. Plusieurs sources de motivation extrinsèque semblent susceptibles d'influencer la stratégie de stimulation lors de l'exercice. Ainsi la motivation extrinsèque fournie avant ou durant l'exercice pourrait affecter la performance physique.

D'après Baron et al. (2010), le désir de soutenir un haut niveau de difficulté d'effort perçu durant l'exercice dépend de la différence entre la charge affective maximale tolérée et le niveau de charge affective effectivement ressenti durant l'exercice (Figure 13). Plus la réponse affective est positive durant l'exercice, plus le désir sera grand de maintenir, voire d'augmenter l'intensité d'effort. A l'inverse, plus la réponse affective est négative et moins le désir de soutenir l'intensité fixée est grand (Baron et al., 2011). Ainsi, lorsque l'exercice est

mené jusqu'à l'épuisement, les afférences physiologiques sont susceptibles d'augmenter la charge affective et de réduire le désir du sujet de maintenir l'intensité d'exercice, de telle sorte que la commande centrale vers les muscles est progressivement réduite et que l'intensité diminue. En revanche, lorsque l'exercice est réalisé à une faible intensité et que les afférences physiologiques sont faibles, la charge affective est faible et augmente le désir d'adopter une intensité d'exercice élevée. De manière similaire, lorsque la motivation est limitée par rapport à son niveau maximal, l'intensité d'exercice est plus faible pour une charge affective donnée (Baron et al., 2011).

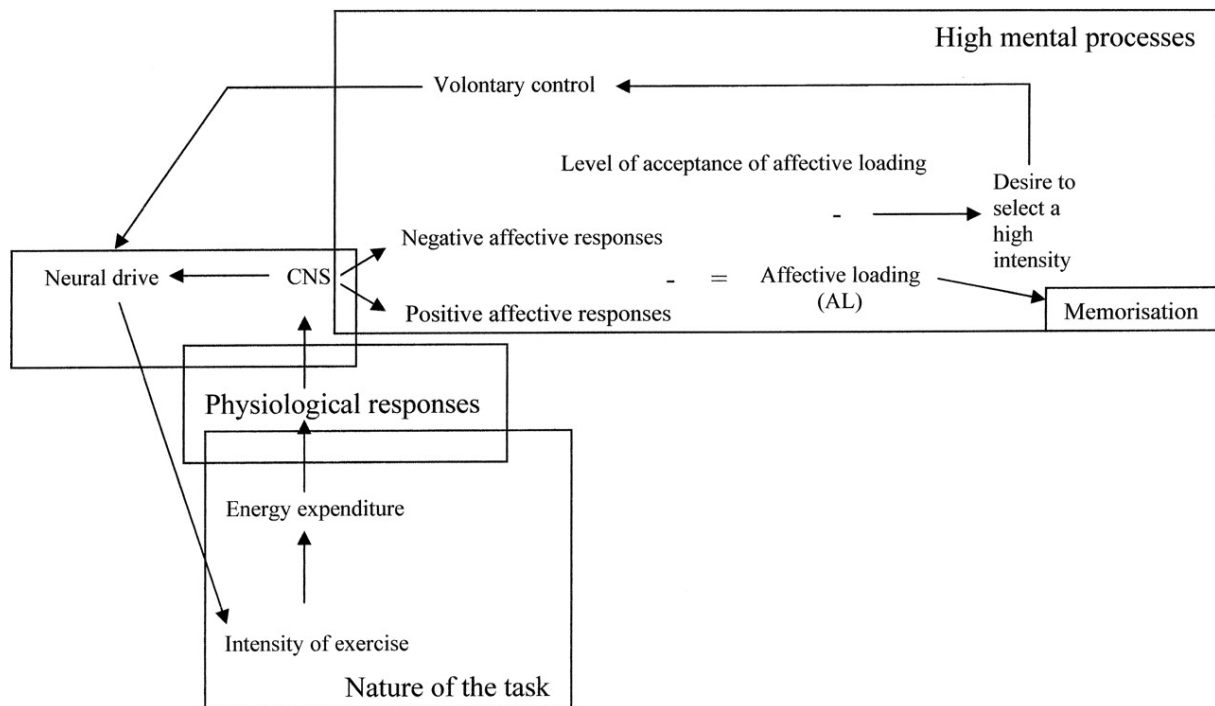


FIGURE 13. Schématisation des relations réciproques entre la nature de la tâche, les réponses physiologiques, le système nerveux central et les processus mentaux supérieurs lors de l'élaboration de la stratégie cognitive. Le niveau d'acceptation est défini comme la plus haute charge affective pouvant être supportée au regard de la durée d'effort anticipée. Ce paramètre est susceptible d'être modulé par des paramètres psychologiques avant et pendant l'exercice (Baron et al., 2011).

HYPOTHESES ET OBJECTIFS DE TRAVAIL

La revue de la littérature révèlent des différences de formes des relations force-vitesse entre les exercices poly-articulaires sur ergocycle et les exercices mono-articulaires (e.g., linéarité de la relation force-vitesse, symétrie de la relation puissance-vitesse et puissance-force). Ces différences s'expliquent notamment par le caractère global de ces relations. Ainsi les propriétés mécaniques globales des membres supérieurs ou inférieurs sont la combinaison des propriétés mécaniques des différents groupes musculaires sollicités. Toutefois, les principales valeurs caractéristiques de ces relations (i.e., F_0 et V_0) sont extrapolées expérimentalement de différentes mesures intermédiaires. Dans ce contexte, la reproductibilité de ces relations serait une condition essentielle pour attester de la fiabilité de mesure de P_{\max} des membres supérieurs ou inférieurs sur ergocycle. La reproductibilité des différentes composantes mécaniques pourrait être affectée par le volume de la musculature globale des individus (e.g., hommes vs femmes) ou des membres sollicités (e.g., jambes vs bras). Ainsi, l'objectif de la première étude était d'examiner la reproductibilité des composantes mécaniques de la relation force-vitesse (i.e., F_0 , V_0 et P_{\max}) lors des exercices de pédalage et de manivellage chez des hommes et des femmes.

Dans le cas où l'évaluation se fait en une seule mesure (i.e., test de Wingate), il est essentiel de remplir les conditions optimales de force et de vitesse afin d'attester du caractère maximale des indices mesurés. Les indices mécaniques PP et MP du test de Wingate sont souvent considérés dans la littérature scientifique comme des mesures respectivement de la puissance et de la capacité maximale « anaérobie » de l'individu. L'utilisation d'une force de freinage trop élevée pourrait affecter la reproductibilité des indices mécaniques, en particulier MP, vu le caractère éprouvant de ce test. D'autre part, l'usage de la force de freinage non optimale (e.g., 8,7% BM) pourrait sous-estimer la puissance maximale. Cette sous-estimation pourrait être plus importante chez les individus entraînés. Ainsi, l'objectif de la deuxième étude était d'étudier la reproductibilité des différentes variables mécaniques du test de Wingate (i.e., PP, PM, FI et FS), ainsi que les variables physiologiques et perceptuelles à l'issue de l'épreuve en fonction de deux forces de freinage différentes : 8,7% BM la charge considérée comme optimale pour des individus adultes, et 11% de BM qui serait proche de la charge optimale. Ensuite, l'objectif de la troisième étude était de comparer les indices mécaniques mesurés lors de la relation force-vitesse et du test de Wingate en fonction de niveau physique des individus afin de proposer une force de freinage optimale pour maximiser PP et MP.

La performance humaine dépend aussi des aspects psychophysiologiques notamment le niveau de motivation. Celle-ci est modulée par la charge affective, i.e., la différence entre les réponses négatives (i.e., déplaisantes) et les réponses positives (i.e., plaisantes). Dans ce contexte, les images affectives plaisantes et déplaisantes peuvent être utilisées comme des inducteurs de réponses respectivement plaisantes et déplaisantes. La quatrième étude concerne ainsi l'évaluation d'effets des stimuli émotionnels sur la puissance mécanique et les variables neurophysiologiques au cours des sprints répétés. L'objectif était de déterminer dans quelle mesure la valence émotionnelle plaisante-déplaisante affecte la performance mécanique et neuromusculaire au cours d'exercices de sprints de courte durée sur ergocycle.

**MATERIELS ET METHODES UTILISES
LORS DES TRAVAUX EXPERIMENTAUX**

Toutes les expérimentations ont été réalisées en laboratoire. Les conditions de température et d'humidité ont été standardisées, et ce tout au long de la période expérimentale de chaque étude. Afin d'éviter l'influence des rythmes circadiens sur la performance, tous les tests ont été réalisés dans la même plage horaire de la journée. De plus, il a été demandé aux sujets de garder leurs habitudes de sommeil avec un minimum de 7 h de sommeil, d'éviter toute activité physique épuisante la veille et le jour de chaque session expérimentale, ainsi que de ne pas consommer d'alcool ou de caféine dans les 24 h précédents le test.

1. MESURE DES CARACTERISTIQUES ANTHROPOMETRIQUES

Les paramètres anthropométriques ont été mesurés à l'aide d'un stadiomètre Tanita HR-001 (Tanita Corporation, Tokyo, Japon) pour BH et d'un bioimpédancemètre Tanita BC-418MA (Tanita Corporation, Tokyo, Japon) pour BM du sujet.

TABLEAU 4. Caractéristiques anthropométriques (moyennes \pm SD) des sujets des différentes études.

Etude	Sujets	Nombre	Age (années)	BM (kg)	BH (m)
N° 1	Etudiants STAPS	20	24,2 \pm 2,7	76,5 \pm 8,9	1,80 \pm 0,06
	Etudiantes STAPS	17	23,5 \pm 2,1	61,2 \pm 9,6	1,68 \pm 0,06
N° 2	Etudiants STAPS	16	22,7 \pm 1,3	74,3 \pm 9,6	1,81 \pm 0,07
N° 3	Entraînés	10	22,7 \pm 1,4	78,9 \pm 6,6	1,85 \pm 0,05
	Non-entraînés	10	22,9 \pm 1,7	73,3 \pm 10,4	1,81 \pm 0,06
N° 4	Etudiants STAPS	12	28,6 \pm 3,2	82,4 \pm 13,3	1,78 \pm 0,05

2. RECUEIL DES VARIABLES MECANIQUES

Les tests de sprint de l'étude 1, 2 et 3 ont été réalisés sur un ergocycle à frein mécanique fonctionnant selon le principe des ergomètres Monark 864 avec poids (Monark 864, Stockholm, Sweden). Celui-ci était muni de cale-pieds et de sangle pour éviter de perdre les pédales lors des sprints. La vitesse de pédalage moyennée sur une seconde était mesurée au moyen d'un capteur magnétique sensible au passage d'un aimant fixé sur la manivelle droite qui envoie une impulsion à chaque tour de pédale. Le capteur de vitesse était relié à un système informatique constitué d'un ordinateur de bureau et d'une carte multifonctions d'acquisitions de données (Eurosmart, modèle FastLab, France). Cet ergomètre permettait également de mesurer la relation force-vitesse des membres supérieurs en le fixant sur un bâti

métallique et en remplaçant les pédales par des poignées. Lors des exercices de manivellage, l'axe du pédalier se trouvait à un niveau de 20 cm inférieur à ceux des articulations des épaules et les sujets se tenaient debout face à l'ergomètre sans fixation particulière.

Les tests de répétition de sprints de l'étude n°4 ont été réalisés sur un ergomètre Monark 894 (Monark Exercise AB, Vansbro, Sweden). Cet ergocycle dispose des cale-pieds ajustables afin de permettre aux sujets d'utiliser leurs propres chaussures et d'une selle totalement ajustable dans les deux dimensions du plan sagittal afin de permettre à chaque sujet de retrouver la position optimale de pédalage. La vitesse de pédalage est mesurée au moyen d'un capteur magnétique sensible au passage d'un aimant fixé sur la roue de l'ergocycle. Le capteur de vitesse était relié à la carte d'acquisitions. L'ergocycle était connecté à un micro-ordinateur permettant l'enregistrement et l'analyse des données expérimentales recueillies via le logiciel Monark Anaerobic Test Software.

Lors de la 1^{ère} session de chaque étude, la position du sujet sur l'ergocycle (i.e., hauteur de la selle, position du guidon) était enregistrée et maintenue pour les sessions suivantes. Lors des sprints, les sujets étaient invités à pédaler le plus vite possible en restant assis sur la selle et en évitant de pédaler en « danseuse » (McLester et al., 2004). De plus, les sujets étaient vivement encouragés de la voix au cours de chaque sprint.

3. MESURE DU LACTATE SANGUIN

Dans l'étude n° 2, les prélèvements sanguins ont été effectués à partir de l'index d'une main des sujets. Le doigt du sujet était désinfecté avant chaque prélèvement en utilisant du coton imbibé d'alcool à 90°. Une légère incision préalable était réalisée au doigt à l'aide d'un stylo auto-piqueur afin de prélever par microponction une goutte de sang. A chaque prélèvement, environ 5 µL de sang étaient déposés sur une bandelette réactive fonctionnant sur le principe de la réaction enzymatique et directement analysés par un appareil Lactate Pro (Arkray, Tokyo, Japon). La lecture du taux de lactate sanguin se fait directement sur l'écran de l'appareil au bout d'une minute. Cet analyseur donne des résultats valides et reproductibles selon deux études scientifiques préalables (Medbo et al., 2000; Pyne et al., 2000).

4. MESURE DE LA FREQUENCE CARDIAQUE

Dans l'étude n° 2, la fréquence cardiaque (FC) a été enregistrée par un cardiofréquence-mètre Polar RS400sd (Polar Electro Oy, Kempele, Finland). Celui-ci est couplé à une sonde dotée d'un émetteur placée autour du torse et au niveau du sternum des

sujets. Ce cardiofréquencemètre permettait d'obtenir des valeurs de FC, exprimée en battements par minute ($\text{b}\cdot\text{min}^{-1}$), toutes les secondes. Les données de FC sont transmises instantanément de l'émetteur à un récepteur situé au sein de la montre Polar RS400sd où elles sont enregistrées. A la fin de chaque épreuve, les données de FC de chaque sujet sont transmises par infrarouge au logiciel Polar ProTrainer 5 (Polar Electro Oy, Kempele, Finland) pour effectuer les traitements et les analyses postérieurs. Pour les tests où la consommation d'oxygène était mesurée, cet enregistrement était systématiquement doublé par une mesure obtenue à partir de la sonde de FC du système d'analyse des échanges gazeux et respiratoires.

5. RECUEIL DES VARIABLES PERCEPTUELLES

Au cours des études n° 2 et 4, la difficulté d'effort perçue a été évaluée en utilisant l'échelle de cotation mise au point par Borg (1970).

6	
7	Très très facile
8	
9	Très facile
10	
11	Facile
12	
13	Un peu difficile
14	
15	Difficile
16	
17	Très difficile
18	
19	Très très difficile
20	

FIGURE 14. Echelle de difficulté de l'effort perçue (Borg, 1970).

6. SELECTION D'IMAGES AFFECTIVES

Lors de l'expérimentation n° 4 les sujets pédalaient face à un mur sur lequel étaient projetées des images à l'aide d'un vidéo projecteur. La présentation des images était contrôlée par le logiciel SuperLab Pro v.2. Les images ont été sélectionnées de « l'International Affective Picture System » (IAPS) (Lang et al., 2005). Les numéros IAPS des images par catégorie étaient:

- Neutres: 2102, 2191, 2383, 2513, 2570;

- Plaisantes: 8060, 8090, 8200, 8210, 8260;
- Déplaisantes: 3015, 3051, 3062, 3068, 3100.

A la fin des sessions expérimentales les sujets devaient évaluer les différentes images selon les dimensions suivantes : plaisir et éveil émotionnel, en utilisant le « Self Assessment Manikin » (SAM) proposé par Lang et al. (2005).

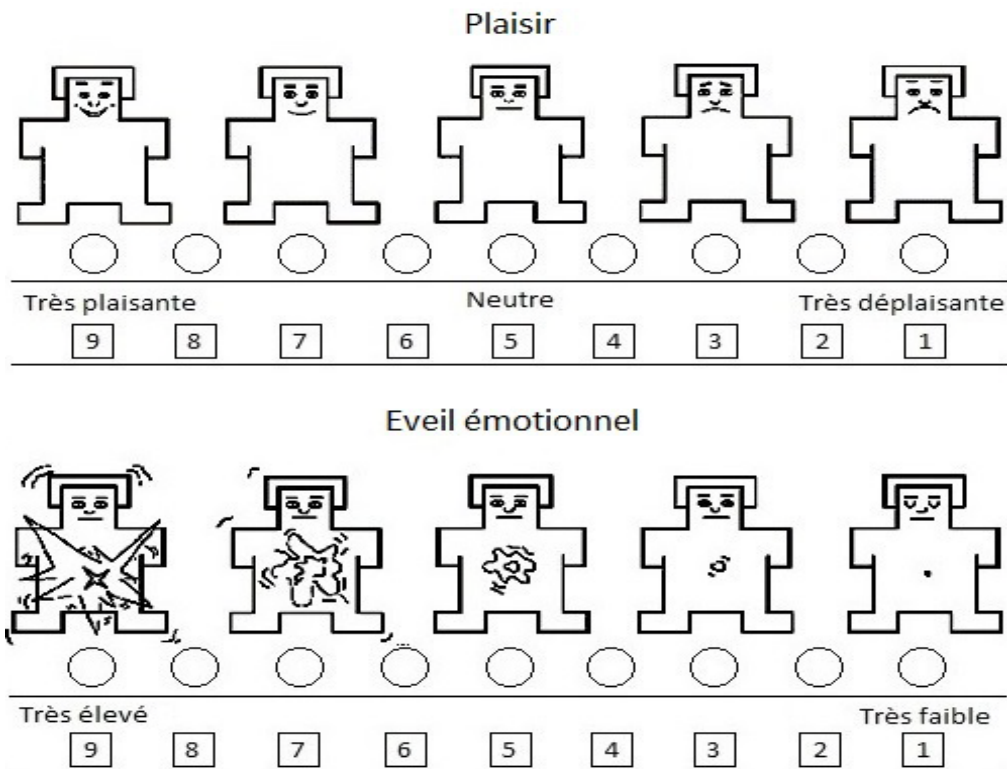


FIGURE 15. Self Assesments Manikin (Lang et al., 2005).

7. RECUEIL DES VARIABLES ELECTROMYOGRAPHIQUES

Dans l'étude n° 4, un système sans fil ZeroWire (Aurion, Milan, Italie) a été utilisé pour mesurer simultanément l'activité électromyographique des muscles étudiés à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz. La détection du signal était réalisée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires auto-adhésives (FIAB, Florence, Italie) qui contenaient une solution électrolytique en chlorure d'argent (Ag/AgCl). Les électrodes étaient équipées de deux barres en argent mesurant 1 cm de longueur et 0,1 cm de diamètre. Les électrodes étaient espacées centre à centre de 1 cm.

Avant l'application des électrodes, les lieux de pose étaient préparés minutieusement (rasage, ponçage et dégraissage) avec un mélange d'alcool et d'éther afin de maintenir la résistance inter-électrode inférieure à 2 kΩ. Les électrodes étaient ensuite appliquées

directement sur la peau au niveau du ventre du muscle et dans l'axe longitudinal ses fibres musculaires en suivant les recommandations de SENIAM (Hermens et al., 2000). Ainsi sur le muscle VL, les électrodes étaient placées à $\frac{2}{3}$ de la distance entre le bord antéro-supérieur de la crête iliaque et le bord latéral de la rotule. Concernant le muscle VM, les électrodes étaient placées à $\frac{1}{5}$ de la distance entre le bord antéro-supérieur de la crête iliaque et l'espace articulaire situé en avant du ligament latéral interne. Les unités des électrodes étaient fixées avec du ruban et des filets chirurgicaux pour minimiser les perturbations durant l'exercice de pédalage.

Afin de s'assurer de la reproductibilité des mesures EMG d'une session à une autre et de positionnement des électrodes tout au long des sessions, la position des électrodes (i.e., déterminée lors la 1^{ère} session) était précisément marquée sur la peau avec un crayon indélébile (Laplaud et al., 2006).

Les signaux EMG étaient pré-amplifiés (CMRR = 92 dB; impédance < 2 k Ω ; gain = 1000) et filtrés avec un filtre bande passante entre 20 et 450 Hz. Tous les signaux étaient enregistrés et stockés sur un ordinateur pour être traités par le logiciel AcqKnowledge 4.2 (Biopac Systems Inc., Santa Barbara, CA).

Pour chaque muscle, la durée d'une bouffée (i.e., la période d'activation du muscle entre la phase descendante et la phase ascendante) (Hug et Dorel, 2009) était automatiquement détectée avec un seuil minimum de 20 μ V (Billaut et al., 2005). Les valeurs de la RMS et de la MF ont été calculées pour chaque sprint. L'efficacité neuromusculaire (NME) a été estimée à partir du rapport puissance mécanique et le RMS. La variable NME est utilisée comme indice de la fatigue neuromusculaire (Hautier et al., 2000).

8. ANALYSES STATISTIQUES

Les analyses statistiques des données ont été réalisées sur un ordinateur portable à l'aide des logiciels Statistica 7.1 (StatSoft, Maisons-Alfort, France) et Microsoft Excel 2010 (Microsoft Office). Les graphiques ont été réalisés à l'aide du logiciel Sigma Plot version Windows 10.0 (Jandel Scientific, Germany).

Le seuil de significativité pour l'ensemble des tests statistiques a été fixé à $p < 0,05$. Les résultats ont été présentés avec leurs moyennes et leurs écarts-types dans les Tableaux ou leurs moyennes et leurs erreurs standards dans les Figures.

**PRESENTATION DES TRAVAUX
EXPERIMENTAUX**

**ETUDE N° 1 : REPRODUCTIBILITE DES
TESTS FORCE-VITESSE LORS DES
EXERCICES DE PEDALAGE ET DE
MANIVELLAGE CHEZ DES HOMMES ET
DES FEMMES**

Résumé

La présente étude examine la reproductibilité des relations force-vitesse lors des exercices de manivellage et de pédalage chez des hommes et des femmes actifs. Vingt étudiants hommes et 17 femmes étudiantes en STAPS ont réalisé 3 sessions expérimentales avec les membres inférieurs et 3 sessions expérimentales avec les membres supérieures sur un ergocycle à friction à poids sur 6 séances séparées et dans un ordre contrebalancé. La reproductibilité de la puissance maximale (P_{\max}), de la vitesse maximale (V_0) et de la force maximale (F_0) a été étudiée en utilisant le coefficient de variation (CV), le coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et le coefficient test-retest de Pearson (r). Les indices de reproductibilité étaient meilleurs chez les hommes ($1,74 \leq CV \leq 4,36$; $0,82 \leq ICC \leq 0,97$; $0,81 \leq r \leq 0,97$) comparativement aux femmes ($2,34 \leq CV \leq 7,04$; $0,44 \leq ICC \leq 0,98$; $0,44 \leq r \leq 0,98$) ainsi que lors des exercices de pédalages ($1,74 \leq CV \leq 3,85$; $0,88 \leq ICC \leq 0,98$; $0,90 \leq r \leq 0,98$) comparativement aux exercices de manivellage ($2,37 \leq CV \leq 7,04$; $0,44 \leq ICC \leq 0,95$; $0,44 \leq r \leq 0,95$). De plus, les indices de reproductibilités étaient plus élevés pour P_{\max} et F_0 quelle que soit l'expression des résultats (en absolu ou rapportés aux caractéristiques anthropométriques). En conclusion, P_{\max} et F_0 pourraient être utilisés dans les études longitudinales d'évaluation de la condition physique. Néanmoins, d'autres études seront nécessaires pour juger la reproductibilité de V_0 .

Mots-clés: exercices supra-maximaux de courte durée, puissance maximale externe, reproductibilité, ergocycle, genre

1. INTRODUCTION

La puissance maximale anaérobie peut être mesurée sur des cyclo-ergomètres à frein mécanique ou des ergomètres isocinétiques. Plusieurs protocoles ont été proposés dans la littérature pour mesurer la puissance maximale tels que les protocoles supramaximaux contre un seule charge (e.g., test de Wingate) (Ayalon et al., 1974; Bar-Or, 1987), la relation entre le moment de force et la vitesse sur des ergomètres isocinétiques (McCartney et al., 1983; Sargeant et al., 1981), relation entre la force de freinage et le pic de vitesse (Vandewalle et al., 1985c), la relation force-vitesse lors d'un seul sprint contre le volant d'inertie (Martin et al., 1997) ou le volant d'inertie avec des forces de freinages (Arsac et al., 1996; Baron et al., 1999; Seck et al., 1995).

La puissance maximale sur ergocycle à frein mécanique correspond à la puissance mécanique au pic de vitesse ou à la puissance mécanique nécessaire pour accélérer le volant d'inertie (Lakomy, 1986). La relation entre le pic de vitesse et la force de freinage ou le moment de force est linéaire (Arsac et al., 1996; Baron et al., 1999; Dickinson, 1928; Martin et al., 1997; Sargeant et al., 1981; Seck et al., 1995; Vandewalle et al., 1985c). Cette relation linéaire a été démontrée aussi bien pour des exercices de sprint avec les membres inférieurs que les exercices de manivellage avec les membres supérieurs. Les relations force-vitesse ou moment de force-vitesse sont caractérisés par deux paramètres : V_0 obtenue à l'intersection de la droite de régression avec l'axe de vitesse et représente la vitesse maximale théorique ; F_0 ou T_0 à l'intersection de la droite de régression avec l'axe de force ou moment de force et représentent respectivement la dimension d'une force maximale ou moment maximal de force. Ainsi P_{max} correspond au produit d'une vitesse optimale (V_{opt} , égale à $0,5 V_0$) et une force optimale (égale à $0,5 F_0$) ou moment de force optimale ($0,5 T_0$).

Des études antérieures ont démontré que P_{max} (Arsac et al., 1996) ou PP du test de Wingate (Esbjornsson et al., 1993; Froese et Houston, 1987; Inbar et al., 1981; Kaczkowski et al., 1982) sont significativement corrélés avec le pourcentage de fibres rapides au sein du muscle vastus lateralis. D'autre part, Pearson et al. (2006) ont constaté que V_{opt} était significativement corrélé avec la composition en chaîne lourde de myosine de type II du muscle vastus latéralis. Dans une autre étude, Hautier et al. (1996) ont observé une corrélation entre la prépondérance en fibres rapides et V_{opt} ($r = 0,88$; $p < 0,001$) suggérant ainsi un lien entre V_{opt} et la typologie musculaire des extenseurs du genou dans les exercices de pédalages.

De plus, la valeur F_0 dépend de la pente de montée de force et de la force maximale isométrique et dynamique des muscles extenseurs de genou (Driss et al., 2002). Ce paramètre pourrait être utile dans la détermination de la force de freinage optimale pour le test de Wingate étant celle-ci serait proche de $0,5 F_0$ (Linossier et al., 1996; Vandewalle et al., 1985c).

Par conséquent, il serait important de mesurer les paramètres de la relation force-vitesse (i.e., V_0 , F_0 ou T_0) en plus de P_{\max} lors des exercices de sprint sur ergocycle. Buško (2009) a étudié l'évolution de la relation puissance-vitesse durant une saison sportive chez des volleyeurs. Ceci suggère que les paramètres de la relation force-vitesse sur ergocycle seraient reproductibles. La reproductibilité des indices de puissance maximale (i.e., PP ou P_{\max}) lors des sprints maximaux sur ergocycle a été étudié en utilisant le r de Pearson, l'ICC, l'erreur standard d'estimation (SEE), et le CV (Attiogbé et al., 2009; Ayalon et al., 1974; Bar-Or, 1987; Baron et al., 1999; Coso et Mora-Rodriguez, 2006; Doré et al., 2003; Jaafar et al., 2014; Martin et al., 1997; McCartney et al., 1983; Patton et al., 1985; Sargeant et al., 1981; Winter et al., 1996). Néanmoins, la reproductibilité des paramètres de la relation force-vitesse (pente, T_0 , F_0 et V_0) a été examinée dans peu d'études (Attiogbé et al., 2009; Martin et al., 1997; McCartney et al., 1983). De plus, la validité des procédures statistiques de reproductibilité utilisées dans ces études sont discutables (Atkinson et Nevill, 1998).

Dans une revue de la littérature concernant la reproductibilité de la puissance lors des tests de performance physique, Hopkins et al. (2001) ont suggéré que les femmes non entraînées pourraient être moins reproductibles que les hommes non entraînés à cause d'une activité physique moins importantes chez les femmes comparativement aux hommes. De plus, les exercices de manivellage sont probablement moins familiers que les exercices de pédalage. Ainsi, l'effet de sessions de familiarisation pourrait être plus important pour les tests force-vitesse avec les membres supérieurs comparativement aux membres inférieurs.

Le but de cette étude était d'examiner la reproductibilité de P_{\max} , V_0 , et F_0 de la relation force-vitesse. D'après les observations de la littérature, la reproductibilité de ces indices serait moins bonne chez les femmes comparativement aux hommes, et lors des exercices de manivellage comparativement aux exercices de pédalage.

2. METHODES

2.1. PARTICIPANTS

Vingt hommes sains ($24,20 \pm 2,69$ ans ; $1,80 \pm 0,06$ m ; $76,48 \pm 8,93$ kg) et dix-sept femmes saines ($23,53 \pm 2,12$ ans ; $1,68 \pm 0,06$ m ; $61,18 \pm 9,58$ kg) ont participé volontairement à cette étude. Les participants étaient des étudiants STAPS mais aucun d'entre eux n'était spécialiste des exercices de pédalage ou de manivellage. Ils ont rempli un consentement écrit après avoir été informés des procédures expérimentales. L'étude a été conduite dans le respect de la Déclaration d'Helsinki.

2.2. PROCEDURES

Les participants ont réalisé trois sessions tests avec les membres supérieurs et trois sessions tests avec les membres inférieurs dans un ordre contrebalancé. Les tests ont été réalisés sur une période de 4 semaines, séparés chacun par 48 heures. Les participants ont été invités à éviter de pratiquer des activités physiques éprouvantes entre les sessions et de suivre leur régime diététique tout au long de la période expérimentale. Tous les tests ont été réalisés à la même heure de la journée pour éviter l'influence des rythmes circadiens (Souissi et al., 2004) et dans les mêmes conditions environnementales pour tous les participants (température ambiante: $22 \pm 0,1^\circ\text{C}$; humidité: $35 \pm 0,4\%$). La masse corporelle (BM) et la taille (BH) de l'ensemble des sujets ont été mesurées au début de chaque session.

Les participants ont réalisé un échauffement standardisé qui consiste en 5 min de pédalage (80 W et 50 W respectivement pour les hommes et les femmes) ou de manivellage (50 W et 20 W respectivement pour les hommes et les femmes) avec des accélérations courtes (3 s) à la 3^{ème} et la 5^{ème} minute. Après une période de récupération passive de 5 min, les participants ont réalisé le test force-vitesse qui consiste en la réalisation d'exercices de sprints maximaux de 6 s contre des forces de freinage croissantes. La force de freinage administrée au début des exercices de pédalage était de 2 kg et 1,5 kg respectivement pour les hommes et les femmes, tandis que lors des exercices de manivellage la force était de 1,5 kg et 1 kg respectivement pour les hommes et les femmes. Après une période de récupération de 5 min, la force de freinage a été augmentée (exercice de pédalage : 2 kg et 1,5 kg respectivement pour les hommes et les femmes ; exercice de manivellage : 1,5 kg et 1 kg respectivement pour les hommes et les femmes) jusqu'à ce que le sujet ne soit plus capable d'atteindre un pic de vitesse supérieur à 100 rpm. Le même ordre d'application des forces de freinage a été respecté tout au long des sessions tests.

Les tests force-vitesse ont été réalisés sur un ergomètre à frein mécanique (Monark 864, Vansbro, Sweden) ajustable pour les membres supérieurs et inférieurs (Driss et al., 1998; Rouis et al., 2015). Lors des exercices de pédalage, les sujets ont été installés sur la selle de l'ergocycle ; celui-ci était muni de cale-pieds et de sangle pour éviter de perdre les pédales. La hauteur de la selle était enregistrée et maintenue lors des sessions successives. Il était demandé aux sujets de rester assis sur la selle lors des sprints afin d'éviter l'effet de la modification de la posture (Driss et Vandewalle, 2013; McLester et al., 2004; Vandewalle et al., 1987a). Lors des exercices de manivellage, les pédales étaient remplacées par des manivelles et l'ergomètre était fixé sur un bâti métallique. L'axe du pédalier se trouvait à un niveau de 20 cm inférieur à ceux des articulations des épaules. Les sujets se tenaient debout face à l'ergomètre sans fixation particulière. Tous les tests démarraient de d'une position de pédale identique. Les participants ont été encouragés de la voix par la même personne. La vitesse instantanée lors des sprints était mesurée avec un capteur magnétique relié à travers une carte multifonctions d'acquisition des données à un ordinateur qui affichait la fréquence moyennée sur une seconde.

Le pic de vitesse correspondant à chaque force de friction était retenu pour la construction de la relation linéaire force-vitesse à partir de l'Equation 4. Les valeurs de V_0 , F_0 , et P_{\max} ont été calculées respectivement à partir des Equations 5, 6 et 9.

Les variables ont été exprimés en valeur absolue ou relatives aux dimensions du corps. Ainsi V_0 a été exprimée en absolue (rpm) et relative à la taille ($\text{rpm} \cdot \text{BH}^{-1}$). F_0 a été exprimée en absolue (kg) et relative à $\frac{2}{3}$ de la masse corporelle ($\text{kg} \cdot \text{BM}^{-0,67}$). P_{\max} a été exprimée en absolue (W) et relative à la masse corporelle ($\text{W} \cdot \text{BM}^{-1}$).

2.3. RELATION ENTRE LES VARIABILITES DE F_0 ET V_0

La variabilité de F_0 et V_0 entre la deuxième et première session ($\Delta F_{0\ 2-1}$ et $\Delta V_{0\ 2-1}$) et entre la troisième et deuxième session ($\Delta F_{0\ 3-2}$ et $\Delta V_{0\ 3-2}$) a été calculée selon les formules suivantes :

$$\Delta F_{0\ 2-1} = \frac{F_{02}}{F_{01}} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 28}$$

$$\Delta F_{0\ 3-2} = \frac{F_{03}}{F_{02}} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 29}$$

$$\Delta V_{0\ 2-1} = \frac{V_{02}}{V_{01}} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 30}$$

$$\Delta V_{0\ 3-2} = \frac{V_{03}}{V_{02}} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 31}$$

2.4. ANALYSES STATISTIQUES

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de Statistica 7.1 Software (StatSoft, France). La normalité de distribution de chaque variable était confirmée par le test de Shapiro-Wilk. Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur avec des mesures répétées a été utilisée pour examiner l'effet des sessions sur les différentes variables. Un test post-hoc de Tukey a été appliqué pour comparer les moyennes deux par deux. Le seuil de significativité était fixé à $p < 0,05$.

La reproductibilité absolue (Weir, 2005) a été examinée en calculant le SEM et le CV selon les formules suivantes (Hopkins, 2000):

$$\text{SEM} = \frac{\text{SD}_{\text{diff}}}{\sqrt{2}} \quad \text{ÉQUATION 32}$$

$$\text{CV (\%)} = \frac{\text{SEM}}{\text{Mean}} \times 100 \quad \text{ÉQUATION 33}$$

SD_{diff} représente l'écart-type des différences entre deux sessions consécutives (i.e., sessions 1-2 et sessions 2-3).

La reproductibilité relative (Weir, 2005) a été examinée à l'aide du coefficient intra-classe (ICC) pour chaque paire de sessions (i.e., sessions 1-2 et sessions 2-3) selon la formule suivante :

$$\text{ICC}(2,1) = \frac{\text{MS}_P - \text{MS}_E}{\text{MS}_P + \text{MS}_E + \frac{2(\text{MS}_T - \text{MS}_E)}{n}} \quad \text{ÉQUATION 34}$$

Dans cette équation MS_P représente la variance entre les participants, MS_E représente la variance résiduelle, MS_T représente la variance entre les séances et n représente le nombre de participants. ICC est considéré comme élevé pour les valeurs supérieures à 0,90 ; modéré pour les valeurs comprises entre 0,80 et 0,90 ; et faible pour les valeurs inférieures 0,80 (Vincent, 2004). De plus, le coefficient de corrélation test-retest (r) a été calculé pour chaque paire de sessions successives afin de comparer les résultats de cette étude avec les résultats des études antérieures (Hopkins et al., 2001). La méthode de Bland et Altman a été utilisée pour examiner l'hétéroscédasticité des données (Atkinson et Nevill, 1998).

3. RESULTATS

3.1. VARIATION DE LA MASSE CORPORELLE

Concernant les tests avec les bras, les différences en BM entre les sessions étaient de $-0,08 \pm 0,754$ ($\Delta S2 - S1$), $0,305 \pm 0,669$ ($\Delta S3 - S2$) et $0,225 \pm 0,916$ kg ($\Delta S3 - S1$) chez les hommes,

et $0,129 \pm 0,512$ ($\Delta S2 - S1$), $0,006 \pm 0,553$ ($\Delta S3 - S2$) et $0,124 \pm 0,529$ kg ($\Delta S3 - S1$) chez les femmes. Concernant les tests avec les jambes, les différences en BM entre les sessions étaient de $0,090 \pm 0,704$ ($\Delta S2 - S1$), $0,255 \pm 0,737$ ($\Delta S3 - S2$) et $0,345 \pm 0,944$ kg ($\Delta S3 - S1$) chez les hommes et $0,288 \pm 0,499$ ($\Delta S2 - S1$), $-0,206 \pm 0,536$ ($\Delta S3 - S2$) et $0,08 \pm 0,591$ kg ($\Delta S3 - S1$) chez les femmes.

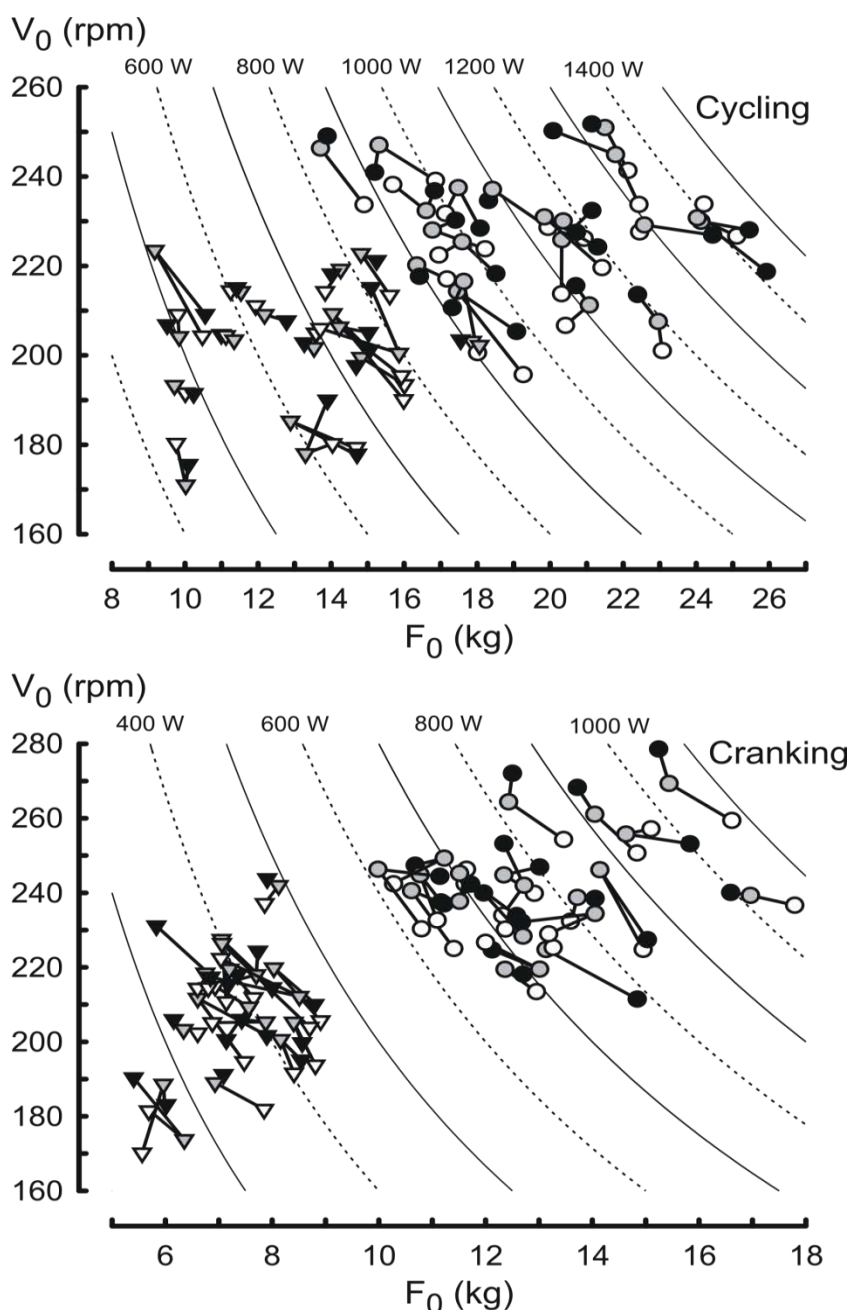


FIGURE 16. Valeurs individuelles de V_0 et F_0 correspondant aux relations force-vitesse lors de pédalage (en haut) et de manivellage (en bas) à la 1^{ère} (symboles blancs), 2^{ème} (symboles gris) et 3^{ème} (symboles noirs) session. Les trois valeurs de chaque participant sont reliées par une ligne. Les cercles et les triangles correspondent respectivement aux hommes et aux femmes.

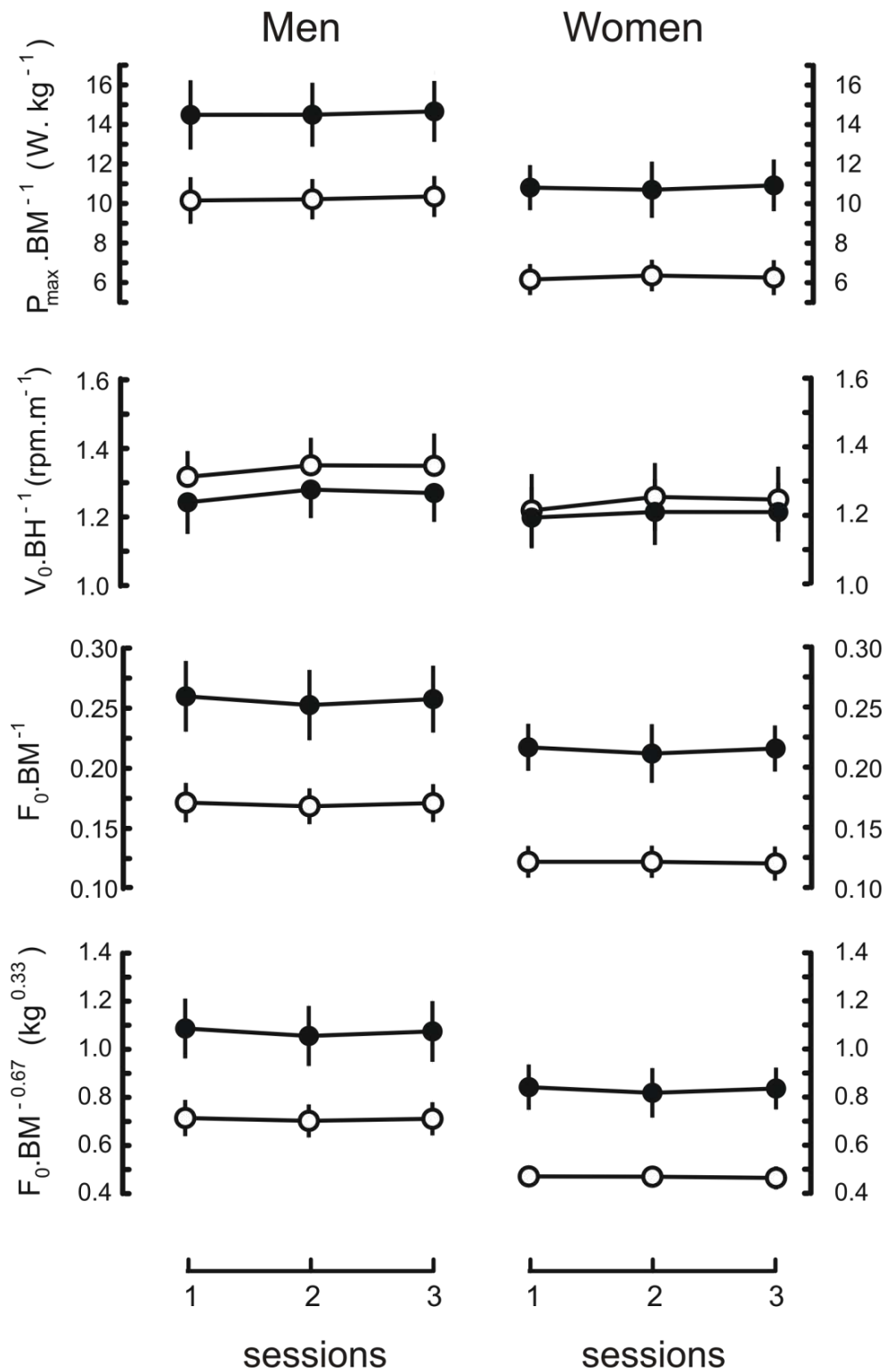


FIGURE 17. Valeurs moyennes (\pm SD) des paramètres des tests force-vitesse rapportées aux dimensions du corps. Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement au pédalage et au manivellage.

3.2. F_0 V_0 ET P_{\max} DANS LES TROIS SESSIONS

Les valeurs individuelles de F_0 et V_0 mesurées dans les trois sessions sont présentées sur la Figure 16. Les branches d'hyperboles (i.e., les lignes continu et discontinu) dans de la Figure 16 correspondent aux participants avec différentes combinaisons de F_0 et V_0 , mais la même valeur de P_{\max} . Les valeurs moyennes \pm SD et les étendues de P_{\max} , F_0 , V_0 , $P_{\max} \cdot BM^{-1}$, $F_0 \cdot BM^{-1}$, $F_0 \cdot BM^{-0,67}$ et $V_0 \cdot BH^{-1}$ mesurées dans les différentes sessions sont présentés dans les Tableaux 5 et 6 et la Figure 17. Dans les Tableaux 5 et 6, BM correspondait à la masse corporelle mesurée au cours de chaque session, alors que BM était égal à la moyenne des trois sessions dans la Figure 17. Les différences entre les hommes et les femmes étaient statistiquement significatives ($p < 0,001$), même lorsque les données ont été rapportées à la masse corporelle ($P_{\max} \cdot BM^{-1}$, $F_0 \cdot BM^{-1}$ et $F_0 \cdot BM^{-0,67}$). La différence entre les hommes et les femmes en $V_0 \cdot BH^{-1}$ était significative ($p < 0,05$).

TABLEAU 5. Résultats des paramètres force-vitesse mesurés chez les hommes. Moyennes \pm SD (étendue).

Variable		Session 1	Session 2	Session 3
Jambes	V_0 rpm	223 \pm 14 (196-241)	230 \pm 12 (208-251)	228 \pm 13 (205-242)
	rpm.BH ⁻¹	1,24 \pm 0,09 (1,08-1,38)	1,28 \pm 0,08 (1,11-1,43)	1,27 \pm 0,08 (1,14-1,45)
	F_0 kg	19,8 \pm 2,9 (14,9-25,1)	19,3 \pm 3,0 (13,7-24,1)	19,7 \pm 3,3 (13,9-25,9)
	kg.BM ⁻¹	0,26 \pm 0,03 (0,21-0,32)	0,25 \pm 0,03 (0,21-0,31)	0,26 \pm 0,03 (0,22-0,31)
	kg.BM ^{-0,67}	1,09 \pm 0,12 (0,89-1,30)	1,06 \pm 0,13 (0,88-1,29)	1,07 \pm 0,13 (0,88-1,33)
	P_{\max} W	1105 \pm 174 (871-1423)	1107 \pm 173 (844-1387)	1122 \pm 182 (865-1451)
	W.BM ⁻¹	14,5 \pm 1,8 (11,4-17,7)	14,5 \pm 1,6 (11,4-17,6)	14,6 \pm 1,5 (11,8-17,8)
Bras	V_0 rpm	237 \pm 12 (213-259)	243 \pm 14 (219-269)	242 \pm 17 (211-279)
	rpm.BH ⁻¹	1,32 \pm 0,08 (1,21-1,46)	1,35 \pm 0,08 (1,24-1,48)	1,35 \pm 0,09 (1,20-1,52)
	F_0 Kg	13,1 \pm 1,9 (10,2-17,8)	12,9 \pm 1,7 (10,0-17,0)	13,1 \pm 1,7 (10,7-16,6)
	kg.BM ⁻¹	0,17 \pm 0,02 (0,14-0,21)	0,17 \pm 0,02 (0,13-0,20)	0,17 \pm 0,02 (0,14-0,21)
	kg.BM ^{-0,67}	0,71 \pm 0,08 (0,57-0,86)	0,70 \pm 0,07 (0,55-0,81)	0,71 \pm 0,07 (0,60-0,86)
	P_{\max} W	777 \pm 136 (620-1077)	781 \pm 122 (615-1039)	792 \pm 123 (660-1061)
	W.BM ⁻¹	10,1 \pm 1,2 (8,2-12,1)	10,2 \pm 1,1 (8,2-12,3)	10,3 \pm 1,1 (8,4-12,0)

TABLEAU 6. Résultats des paramètres force-vitesse mesurés chez les femmes. Moyennes \pm SD (étendue).

Variable		Session 1	Session 2	Session 3
Jambes	V ₀ rpm	200 \pm 12 (179-215)	203 \pm 15 (171-223)	203 \pm 13 (176-221)
	rpm.BH ⁻¹	1,19 \pm 0,09 (1,00-1,35)	1,21 \pm 0,10 (1,04-1,36)	1,21 \pm 0,09 (1,00-1,32)
	F ₀ kg	13,3 \pm 2,6 (9,8-17,9)	12,9 \pm 2,4 (9,2-18,1)	13,2 \pm 2,3 (9,5-17,5)
	kg.BM ⁻¹	0,22 \pm 0,02 (0,19-0,25)	0,21 \pm 0,02 (0,16-0,26)	0,21 \pm 0,02 (0,19-0,25)
	kg.BM ^{-0,67}	0,84 \pm 0,09 (0,69-1,01)	0,82 \pm 0,10 (0,69-1,01)	0,83 \pm 0,09 (0,69-0,99)
	P _{max} W	662 \pm 130 (430-907)	655 \pm 136 (428-914)	668 \pm 131 (443-893)
	W.BM ⁻¹	10,8 \pm 1,1 (8,3-12,4)	10,7 \pm 1,4 (7,5-12,9)	10,9 \pm 1,3 (8,4-13,3)
Bras	V ₀ rpm	203 \pm 17 (170-237)	210 \pm 16 (174-242)	209 \pm 16 (183-244)
	rpm.BH ⁻¹	1,21 \pm 0,11 (1,03-1,37)	1,25 \pm 0,10 (1,07-1,41)	1,25 \pm 0,10 (1,41-1,10)
	F ₀ kg	7,4 \pm 1,0 (5,6-9,0)	7,3 \pm 0,8 (6,0-8,5)	7,3 \pm 1,0 (5,4-8,7)
	kg.BM ⁻¹	0,12 \pm 0,01 (0,10-0,14)	0,12 \pm 0,01 (0,09-0,15)	0,12 \pm 0,01 (0,09-0,14)
	kg.BM ^{-0,67}	0,47 \pm 0,04 (0,39-0,54)	0,47 \pm 0,04 (0,38-0,55)	0,46 \pm 0,05 (0,38-0,54)
	P _{max} W	375 \pm 61 (237-466)	386 \pm 59 (276-491)	380 \pm 63 (257-482)
	W.BM ⁻¹	6,2 \pm 0,8 (4,6-7,7)	6,4 \pm 0,8 (5,1-7,6)	6,3 \pm 0,9 (4,9-7,7)

3.3. REPRODUCTIBILITE

L'ANOVA à un facteur pour des mesures répétées a montré un effet significatif de V₀ chez les hommes (pédalage: F_{2,38} = 11,48 et p < 0,001 ; manivellage: F_{2,38} = 6,93 et p < 0,01) et les femmes (pédalage: F_{2,32} = 4,55 et p < 0,05 ; manivellage: F_{2,32} = 6,10 et p < 0,01). Le test de post-hoc a révélé que V₀ de la session 1 était significativement inférieure comparativement aux sessions 2 et 3. Néanmoins, aucun effet de session n'a été observé sur F₀ et P_{max} pour les exercices avec les bras et les jambes chez les hommes et les femmes (p > 0,05). Les CV de V₀, F₀ and P_{max} sont rapportés dans les Tableaux 7 et 8. Des valeurs de CV élevées ont été observées pour F₀ comparativement à V₀ et P_{max}. Les valeurs de CV les plus élevées ont été obtenues pour les exercices de manivellage chez les femmes. Les valeurs de r sont rapportées dans les Tableaux 7 et 8. Les valeurs de r augmentent pour les corrélations entre la session 2 et 3 comparativement aux corrélations entre la session 1 et 2. A l'exception de F₀ des bras chez les femmes, les valeurs les plus faibles de r ont été observées pour V₀.

TABLEAU 7. Indices de reproductibilité pour les sessions 1 et 2.

Paramètre	Variable	Hommes		Femmes		
		Jambes	Bras	Jambes	Bras	
SEM	V ₀	rpm	4,28	5,30	5,80	6,67
		rpm.BH ⁻¹	0,02	0,03	0,03	0,04
	F ₀	kg	0,59	0,48	0,73	0,58
		kg.BM ^{-0.67}	0,03	0,03	0,05	0,04
	P _{max}	W	29,10	24,9	24,5	21,7
		W.BM ⁻¹	0,38	0,32	0,41	0,35
CV (%)	V ₀	rpm	1,89	2,21	2,88	3,23
		rpm.BH ⁻¹	1,89	2,25	2,90	3,23
	F ₀	kg	3,01	3,69	5,60	7,84
		kg.BM ^{-0.67}	2,95	3,75	5,50	7,52
	P _{max}	W	2,63	3,19	3,71	5,69
		W.BM ⁻¹	2,61	3,18	3,83	5,60
ICC	V ₀	rpm	0,79	0,75	0,80	0,78
		rpm.BH ⁻¹	0,93	0,78	0,85	0,80
	F ₀	kg	0,95	0,93	0,91	0,60
		kg.BM ^{-0.67}	0,91	0,86	0,77	0,25
	P _{max}	W	0,97	0,96	0,97	0,86
		W.BM ⁻¹	0,95	0,93	0,90	0,79
r _{test-retest}	V ₀	rpm	0,89	0,84	0,82	0,84
		rpm.BH ⁻¹	0,93	0,85	0,86	0,85
	F ₀	kg	0,96	0,94	0,91	0,60
		kg.BM ^{-0.67}	0,94	0,87	0,79	0,24
	P _{max}	W	0,97	0,97	0,97	0,87
		W.BM ⁻¹	0,95	0,93	0,92	0,80

Concernant les corrélations entre les 1^{ère} et 2^{ème} sessions, les valeurs de r pour F₀ étaient statistiquement significatives entre les exercices de pédalage et de manivellage seulement pour les femmes (p = 0,030 pour F₀; p = 0,036 pour F₀ rapportée à BM^{-0.67}). De même, les valeurs de r entre les 1^{ère} et 2^{ème} sessions étaient statistiquement significatives entre les hommes et les femmes pour F₀ et P_{max} (p = 0,007 pour F₀; p = 0,005 pour F₀ rapportée à BM^{-0.67} et p = 0,047 pour P_{max} en W). Concernant les corrélations entre les 2^{ème} et 3^{ème} sessions, les

valeurs de r pour F_0 et P_{\max} ont été statistiquement différentes entre les exercices de pédalage et de manivellage seulement pour les femmes ($p = 0,01$ pour F_0 ; $p = 0,006$ pour F_0 rapportée à $BM^{-0,67}$ et $p = 0,023$ pour P_{\max} en W). Pour les autres comparaisons hommes vs femmes ou pédalage vs manivellage, les différences des valeurs de r n'étaient pas significatives.

TABLEAU 8. Indices de reproductibilité pour les sessions 2 et 3.

Paramètre	Variable	Hommes		Femmes		
		Jambes	Bras	Jambes	Bras	
SEM	V_0	rpm	3,97	5,74	4,76	6,01
		rpm.BH ⁻¹	0,02	0,03	0,03	0,04
	F_0	kg	0,65	0,56	0,50	0,51
		kg.BM ^{-0.67}	0,01	0,03	0,03	0,03
	P_{\max}	W	29,8	26,3	19,1	20,6
		W.BM ⁻¹	0,38	0,32	0,27	0,33
CV	V_0	rpm	1,74	2,37	2,35	2,87
		rpm.BH ⁻¹	1,74	2,37	2,34	2,91
	F_0	kg	3,34	4,36	3,85	7,01
		kg.BM ^{-0.67}	3,26	4,21	3,56	7,04
	P_{\max}	W	2,67	3,35	2,88	5,37
		W.BM ⁻¹	2,63	3,16	2,50	5,17
ICC	V_0	rpm	0,90	0,87	0,88	0,86
		rpm.BH ⁻¹	0,93	0,87	0,91	0,87
	F_0	kg	0,95	0,89	0,95	0,69
		kg.BM ^{-0.67}	0,92	0,82	0,90	0,44
	P_{\max}	W	0,97	0,95	0,98	0,89
		W.BM ⁻¹	0,94	0,92	0,95	0,85
$r_{\text{test-retest}}$	V_0	rpm	0,90	0,88	0,89	0,86
		rpm.BH ⁻¹	0,93	0,88	0,91	0,86
	F_0	kg	0,96	0,89	0,96	0,70
		kg.BM ^{-0.67}	0,92	0,81	0,92	0,44
	P_{\max}	W	0,97	0,95	0,98	0,89
		W.BM ⁻¹	0,94	0,92	0,97	0,85

Les ICC pour chaque variable étudiée sont présentés dans les Tableaux 7 et 8. Les valeurs d'ICC ont été élevées pour les sessions 2 et 3 comparativement aux sessions 1 et 2. A

l'exception de F_0 des bras chez les femmes, les valeurs les plus faibles ont été obtenues pour V_0 .

3.4. RELATION ENTRE LES VARIABILITES DE F_0 ET V_0

La variabilité de F_0 ($\Delta F_{0\ 2-1}$ ou $\Delta F_{0\ 3-2}$) était significativement corrélée à la variabilité de V_0 ($\Delta V_{0\ 2-1}$ ou $\Delta V_{0\ 3-2}$) comme l'illustre la Figure 18.

Chez les femmes :

$$\Delta F_{0\text{bras}_{2-1}} = 263 - 1,57 \Delta V_{0\text{bras}_{2-1}} \quad \text{ÉQUATION 35}$$

$$r = 0,695 ; p = 0,002$$

$$\Delta F_{0\text{bras}_{3-2}} = 274 - 1,76 \Delta V_{0\text{bras}_{3-2}} \quad \text{ÉQUATION 36}$$

$$r = 0,742 ; p < 0,001$$

$$\Delta F_{0\text{jambes}_{2-1}} = 235 - 1,36 \Delta V_{0\text{jambes}_{2-1}} \quad \text{ÉQUATION 37}$$

$$r = 0,773 ; p < 0,001$$

$$\Delta F_{0\text{jambes}_{3-2}} = 274 - 1,76 \Delta V_{0\text{jambes}_{3-2}} \quad \text{ÉQUATION 38}$$

$$r = 0,644 ; p = 0,005$$

Chez les hommes :

$$\Delta F_{0\text{bras}_{2-1}} = 184 - 0,83 \Delta V_{0\text{bras}_{2-1}} \quad \text{ÉQUATION 39}$$

$$r = 0,503 ; p = 0,024$$

$$\Delta F_{0\text{bras}_{3-2}} = 219 - 1,17 \Delta V_{0\text{bras}_{3-2}} \quad \text{ÉQUATION 40}$$

$$r = 0,624 ; p = 0,003$$

$$\Delta F_{0\text{jambes}_{2-1}} = 184 - 0,83 \Delta V_{0\text{jambes}_{2-1}} \quad \text{ÉQUATION 41}$$

$$r = 0,503 ; p = 0,024$$

$$\Delta F_{0\text{jambes}_{3-2}} = 219 - 1,17 \Delta V_{0\text{jambes}_{3-2}} \quad \text{ÉQUATION 42}$$

$$r = 0,624 ; p = 0,003$$

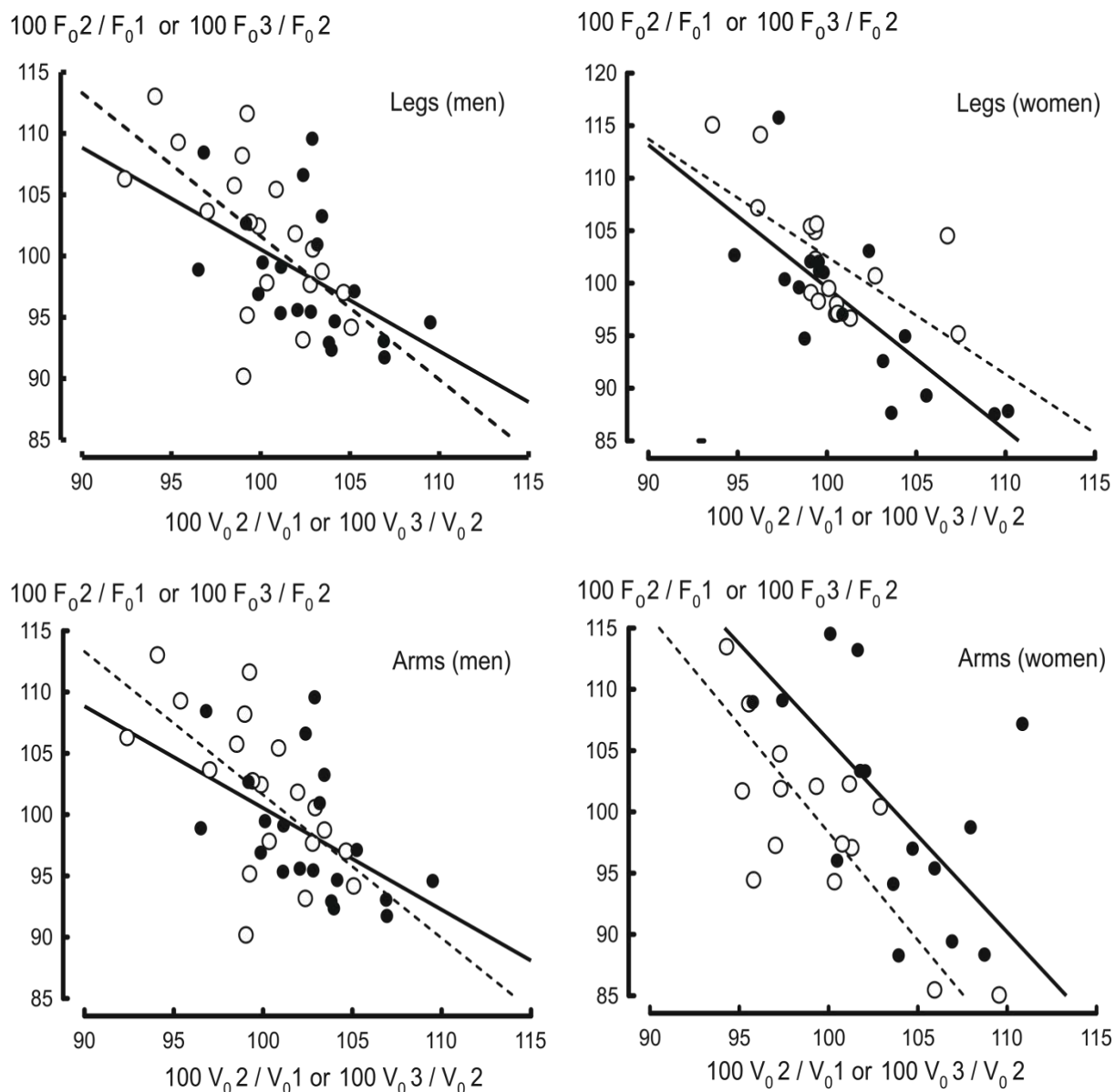


FIGURE 18. Relation entre la variation intersession de F_0 (axe des ordonnées) et de V_0 (axe des abscisses) pour les exercices de pédalage et de manivellage chez les hommes et les femmes. La ligne continue et les symboles noirs représentent les différences entre la 1^{ère} et la 2^{ème} session. La ligne discontinue et les symboles blancs représentent les différences entre la 2^{ème} et la 3^{ème} session.

4. DISCUSSION

Dans cette étude, nous avons étudié la reproductibilité de P_{\max} , V_0 et F_0 lors des exercices de pédalage et de manivellage chez des hommes et des femmes actifs. La reproductibilité a été examinée pour chaque modalité d'exercice sur 3 sessions séparées. Nous avons émis l'hypothèse que la reproductibilité serait moins bonne chez les femmes comparativement aux hommes, et pour les exercices de manivellage comparativement aux exercices de pédalage.

Les résultats de cette étude concordent avec ces hypothèses. En effet, les indices de reproductibilité étaient meilleurs chez les hommes et avec les membres inférieurs comparativement aux femmes et les membres supérieurs (Tableaux 7 et 8).

Quel que soit le paramètre force-vitesse (V_0 , F_0 et P_{\max}), des séances de familiarisation pourraient être indispensables pour les femmes et les tests des bras puisque les valeurs de CV chez les hommes et les tests des jambes sont moins élevées pour les deux premières sessions (Tableau 7).

La reproductibilité de P_{\max} a été similaire à la reproductibilité de différents indices de puissance maximale dans les études antérieures. Par exemple, la reproductibilité des indices de test de Wingate était bonne pour PP ($r > 0,90$) et MP (r compris entre 0,91 et 0,93) (Ayalon et al., 1974; Bar-Or, 1987; Patton et al., 1985) contrairement à la reproductibilité de FI ($r = 0,43$). De même, la reproductibilité des indices de puissance mesurés lors des différents protocoles de force-vitesse était élevée en utilisant des ergocycles isocinétiques (Baron et al., 1999; McCartney et al., 1983; Sargeant et al., 1981), des ergocycles à frein mécanique (Attigobé et al., 2009; Doré et al., 2003; Winter et al., 1996), ou à partir de la méthode de l'inertie du volant (Coso et Mora-Rodriguez, 2006; Martin et al., 1997).

Winter et al. (1996) ont constaté que la puissance maximale calculée lors de la phase d'accélération (PP_{corr}) en utilisant la méthode de Lakomy (1986) était statistiquement plus élevée de 10% comparativement à P_{\max} , mais la reproductibilité de PP_{corr} était moins élevée ($r_{\text{test-retest}}$: 0,530 pour PP_{corr} vs 0,972 pour P_{\max} chez les hommes ; 0,922 pour PP_{corr} vs 0,952 pour P_{\max} chez les femmes). Dans la même étude de Winter et al. (1996), les valeurs de CV de PP_{corr} étaient plus élevées chez les hommes (6,9% pour PP_{corr} vs 2,7% pour P_{\max}) comparativement aux femmes (3,7% pour PP_{corr} vs 4,2% pour P_{\max}). D'après Winter et al. (1996), les résultats de puissance obtenus à partir des procédures d'optimisation (i.e., la méthode proposée par Vandewalle et al. (1985c) sont plus pertinents que les résultats obtenus par les procédures de corrections (Lakomy, 1986). Lors des exercices de manivellage, Smith et al. (2007) ont obtenu des valeurs de CV de l'ordre de 4,5% et 1,8% respectivement pour PP_{corr} et P_{\max} . La faible reproductibilité de PP_{corr} pourrait être expliquée par l'oscillation de la puissance corrigée (le produit de V et de F_{corr} qui prend en considération la force imposée par la charge et la force nécessaire pour accélérer le volant de l'ergocycle). Sur un ergocycle isocinétique, les CV du coefficient directeur et de l'ordonnée à l'origine de la droite de regression du moment de force en fonction de la vitesse étaient respectivement de 13,7% et 10,5% (McCartney et al., 1983).

Les CV de V_0 , F_0 et P_{\max} dans cette étude étaient proches des valeurs de CV des différents paramètres mesurés avec la méthode se basant sur le volant d'inertie (4 sprints à la même session): 3,3% pour PP_{corr} ; 2,7% pour V_0 ; et 4,4% pour T_0 (Martin et al., 1997).

Sur un ergocycle à frein mécanique, la reproductibilité des paramètres de force-vitesse lors des exercices de pédalage a été examinée dans une étude antérieure chez des étudiants en éducation physique (Attiogbé et al., 2009). Pour F_0 et P_{\max} , SEE était inférieure à 5% et r et ICC étaient supérieurs à 0,90 comme dans cette étude pour les tests force-vitesse réalisés avec les membres inférieurs chez les hommes. Néanmoins, la comparaison ainsi que la validité des indices de reproductibilité doivent prendre en considération les caractéristiques des données (Atkinson et Nevill, 1998; Hopkins, 2000).

TABLEAU 9. Etendues des paramètres V_0 , F_0 et P_{\max} chez les hommes et les femmes exprimées en pourcentage de la moyenne du groupe correspondant.

Variable	Hommes			Femmes			
	Session 1	Session 2	Session 3	Session 1	Session 2	Session 3	
Jambes	V_0	20,5	18,9	20,4	17,9	25,9	22,6
	$V_0 \text{ BH}^{-1}$	24,7	25,2	24,1	28,9	26,4	27,0
	F_0	51,5	54,0	61,0	61,0	68,9	61,0
	$F_0 \cdot \text{BM}^{-0.67}$	38,1	38,6	41,8	37,7	43,6	35,9
	P_{\max}	50,0	49,0	52,3	70,5	74,1	67,3
	$P_{\max} \cdot \text{BM}^{-1}$	43,5	42,4	40,9	37,7	51,0	45,3
Bras	V_0	19,4	20,6	27,7	32,9	32,5	29,1
	$V_0 \text{ BH}^{-1}$	19,5	18,0	24,5	27,9	27,6	24,6
	F_0	57,6	54,3	45,3	46,4	34,7	45,8
	$F_0 \cdot \text{BM}^{-0.67}$	40,9	37,0	37,1	30,6	36,7	33,8
	P_{\max}	58,8	54,4	50,7	61,1	55,7	59,1
	$P_{\max} \cdot \text{BM}^{-1}$	37,7	40,1	35,9	51,0	39,9	45,1

Les données sont considérées homoscedastiques lorsque l'erreur aléatoire ne dépend pas de la taille de la valeur mesurée. Les erreurs homoscedastiques sont généralement exprimées dans les mêmes unités de mesure de leur variable et peuvent être analysées avec des analyses statistiques conventionnelles. SEM serait valide lorsque les données sont homoscedastiques. Les données sont considérées hétéroscedastiques lorsque l'erreur aléatoire augmente parallèlement à l'augmentation des valeurs mesurées.

Les données hétéroscédastiques doivent être évaluées sur une échelle de rapport (par exemple pourcentage) et étudiées avec des tests non-paramétriques. CV est valide même si les données sont hétéroscédastiques. L'hétérogénéité des valeurs entre les participants influence les résultats des tests de reproductibilité:

- 1) Le coefficient de corrélation test-retest (r) est sensible à l'hétérogénéité des valeurs entre les individus;
- 2) L'effet de l'hétéroscédasticité sur les «erreurs» observées dans un test-retest est faible lorsque l'étendue des données est faible.

La distribution des données entre les participants est différente pour les valeurs V_0 , F_0 et P_{\max} exprimées en pourcentage de la moyenne du groupe, et ce même quand ces valeurs sont rapportées aux dimensions du corps (Tableau 9). L'hétéroscédasticité a été attendue pour les valeurs absolues de V_0 , F_0 et P_{\max} . Cependant, cette hypothèse n'a pas été confirmée avec les plots de Bland et Altman, en particulier chez les hommes (Figure 19). Les étendues de V_0 , F_0 et P_{\max} ont été inférieures à 62% chez les hommes (Tableau 9), ce qui explique l'absence de l'hétéroscédasticité par les plots de Bland et Altman des valeurs absolues de V_0 , F_0 et P_{\max} (Figure 19).

Chez les femmes, les étendues des variables exprimées en pourcentage des moyennes respectives étaient plus grandes comparativement aux hommes (Tableau 9), mais les corrélations entre les valeurs absolues des différences en fonction de la moyenne de la première et la deuxième session n'étaient pas significatives (Figure 20). Toutes autres choses étant par ailleurs égales, les différences entre les sessions sont probablement plus faibles chez les individus motivés et les experts dans le cyclisme et la moyenne de leurs performances des sessions 1 et 2 devrait être plus élevée (et inversement pour les sujets non motivés et les novices). Par conséquent, les effets de la motivation et de l'expertise peuvent modifier les résultats de la méthode de Bland et Altman lors de ce type de test physique.

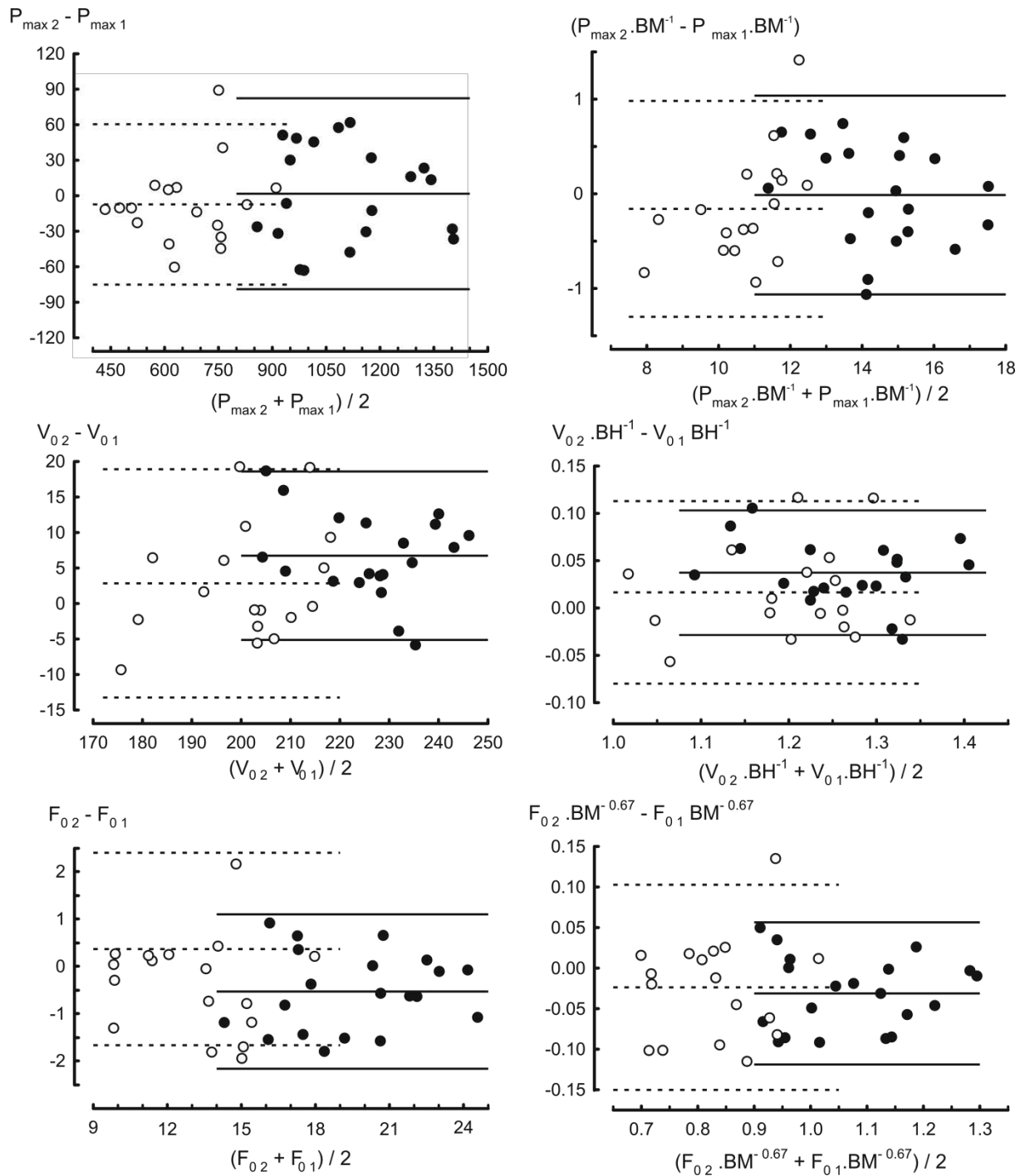


FIGURE 19. Plots de Bland et Altman entre les sessions 1 et 2 des paramètres P_{\max} , V_0 et F_0 (à gauche: valeurs exprimées en absolues ; à droite: valeurs exprimées aux dimensions du corps) chez les hommes (symboles noirs et ligne continue) et les femmes (symboles blancs et ligne discontinue).

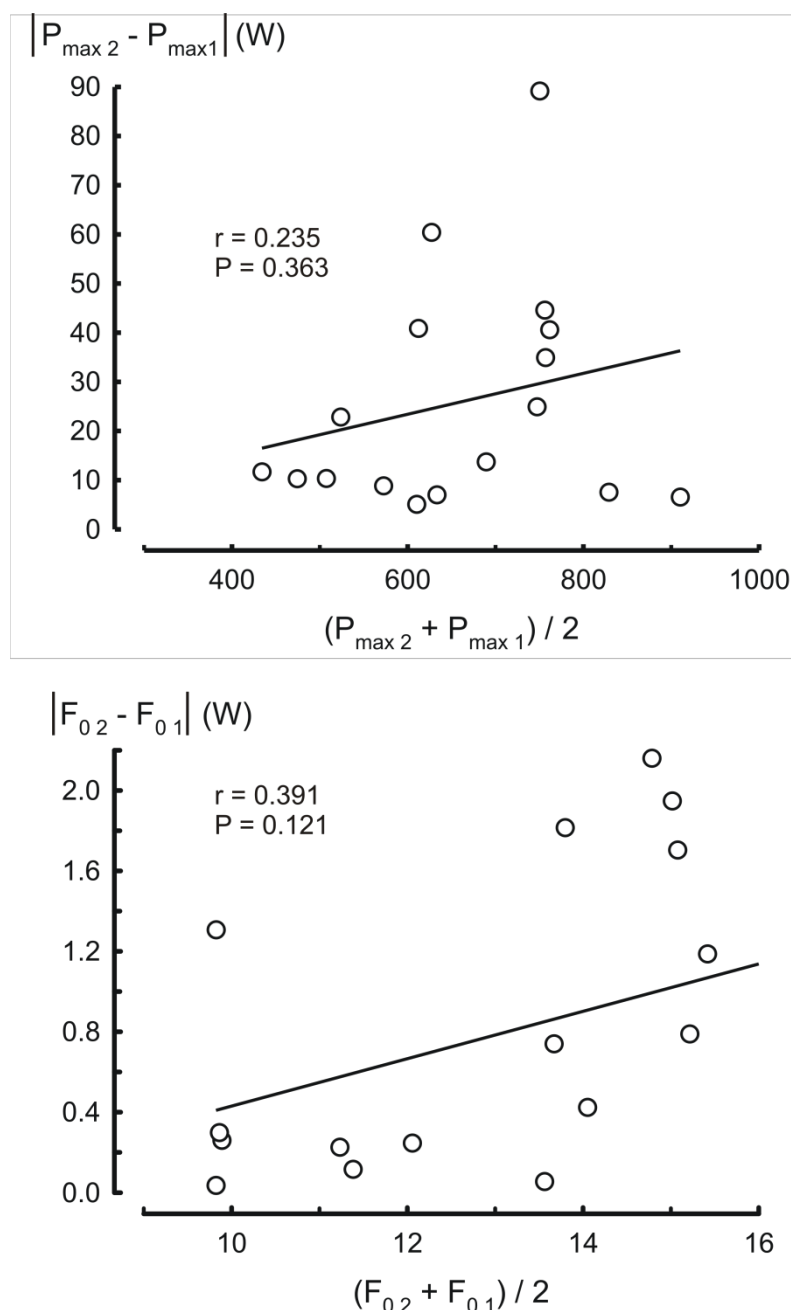


FIGURE 20. Relation entre les différences absolues entre les sessions 1 et 2 (axe des ordonnées) et les moyennes individuelles (axe des abscisses) pour P_{\max} (en haut) et F_0 (en bas) chez les femmes.

Comme dans l'étude de Attiogbé et al. (2009), les valeurs de r et d'ICC ont été plus faibles pour V_0 comparativement à F_0 et P_{\max} . Ce résultat pourrait être expliqué en partie par la faible variance inter-sujet de V_0 . En effet, l'étendue de V_0 était plus faible comparativement à F_0 et P_{\max} (Tableau 9). La faible variance de V_0 dans cette étude confirme la faible variance de V_0 comparativement à celles de F_0 et P_{\max} observée chez des populations sportives (Driss et Vandewalle, 2013). La faible étendue V_0 pourrait expliquer aussi ses faibles CV comparativement à F_0 et P_{\max} observés aussi bien chez les hommes et les femmes que les

exercices de pédalage et de manivellage. A l'exception de l'étude de Buško (2009), et à notre connaissance il n'existe pas des études sur l'évolution de V_0 durant un cycle d'entraînement annuel, ainsi il est difficile de confirmer si la reproductibilité de ce paramètre est suffisamment bonne pour étudier les effets des programmes d'entraînement.

Les étendues F_0 et P_{\max} étaient similaires mais les valeurs de r et de ICC ont été plus importantes pour P_{\max} comparativement à F_0 . Il est probable que les variations de V_0 et F_0 entre les sessions ne soient pas totalement indépendantes (Figure 18). En effet, les valeurs de V_0 et F_0 sont extrapolées à partir de la relation entre la force de freinage et le pic de vitesse. Une sous-estimation du pic de vitesse correspondant à la force de freinage la plus élevée induit un décalage de la droite de régression force-vitesse (i.e., une pente plus négative) et, par conséquent, une surestimation de V_0 en plus d'une sous-estimation de F_0 . Inversement, une sous-estimation du pic de vitesse correspondant à la force de freinage la plus faible induit une pente moins négative de la droite de régression force-vitesse et, par conséquent, une surestimation de F_0 en plus d'une sous-estimation de V_0 . La valeur de P_{\max} dépend de F_0 et V_0 et l'effet d'une sous-estimation de V_0 sur P_{\max} devrait être compensé par l'effet d'une surestimation de F_0 , et vice versa. Cela pourrait expliquer en partie pourquoi les valeurs de r , ICC et CV étaient meilleurs pour P_{\max} comparativement à F_0 .

Les valeurs de V_0 , F_0 et P_{\max} étaient significativement plus faibles chez les femmes comparativement aux hommes. Les différences en termes de BH et BM n'expliquent pas les faibles valeurs de V_0 , F_0 et P_{\max} observées chez les femmes. En effet, les différences étaient aussi significatives lorsque les paramètres ont été rapportés à BH ou BM ($V_0 \cdot BH^{-1}$, $F_0 \cdot BM^{-0.67}$, $P_{\max} \cdot BM^{-1}$). Cet effet du genre pourrait être expliqué en partie par une différence de composition des fibres musculaires ; par exemple, le pourcentage des surfaces de section transversales des fibres lentes était plus élevé chez les femmes (Chalmers et Row, 2011; Oertel, 1988; Staron et al., 2000). Les faibles valeurs de $F_0 \cdot BM^{-0.67}$, $F_0 \cdot BM^{-1}$ et $P_{\max} \cdot BM^{-1}$ chez les femmes pourraient être expliquées par leur faible pourcentage de masse maigre. L'étendue des différents paramètres chez les femmes était importante (Tableau 9), ainsi les faibles valeurs de r chez les femmes ne peuvent pas être expliquées par la variance inter-sujets. La faible reproductibilité chez les femmes pourrait être expliquée en partie par les effets des phases du cycle menstruel mais il est possible que ces effets soient moins importants chez les femmes entraînées parce que l'entraînement pourrait réduire les fluctuations hormonales liées aux cycles menstruels (Hopkins et al., 2001).

La variabilité de F_0 et P_{\max} été dépendante de la variabilité de BM lorsque ces paramètres ont été rapportés à la masse corporelle ($F_0 \cdot BM^{-1}$, $F_0 \cdot BM^{-0.67}$, $P_{\max} \cdot BM^{-1}$). Malgré les instructions concernant le régime alimentaire, l'hydratation et l'entraînement, l'écart-type des différences en BM entre les sessions n'était pas négligeable ($< 1,25\%$ de BM).

5. CONCLUSION

Cette étude a démontré une bonne reproductibilité de P_{\max} et F_0 , confirmant la fiabilité de mesure de ces paramètres pour les études longitudinales. De plus, la reproductibilité de P_{\max} était meilleure comparativement à F_0 quelle que soit la modalité d'expression des résultats (exprimés en unité absolue ou relative aux dimensions du corps). Les indices de reproductibilité étaient meilleurs pour les hommes et les exercices de pédalage comparativement aux femmes et les exercices de manivellage. D'autres études sont nécessaires pour mieux juger la reproductibilité de V_0 .

**ETUDE № 2 : EFFET DE LA FORCE DE
FREINAGE SUR LES PERFORMANCES DU
TEST DE WINGATE ET LEUR
REPRODUCTIBILITE**

Résumé

L'objet de cette étude était d'examiner l'effet de deux forces de freinage (8,7 et 11% de la masse corporelle, BM) sur les performances du test de Wingate, le pic de lactate ($[La]_{pk}$), le pic de fréquence cardiaque (FC_{pk}) et la perception de l'effort (RPE). Seize étudiants hommes actifs (Age: $22,7 \pm 1,3$ ans, BH: $1,81 \pm 0,07$ m, BM: $74,3 \pm 9,6$ kg) ont réalisé dans un ordre contrebalancé 2 tests de Wingate avec 8,7% et deux test de Wingate avec 11% BM sur un ergocycle Monark, et ce, sur 4 sessions séparées. Les résultats ont montré que le niveau de reproductibilité des données mécaniques n'a pas été affecté par la force de freinage avec des valeurs d'ICC comprises entre (0,886 et 0,985). De plus, le pic de puissance, la puissance moyenne, l'indice de baisse de puissance et les scores RPE ont été significativement plus élevés avec la force de freinage de 11% comparativement à 8,7%. Cependant les différences en termes $[La]_{pk}$ et FC_{pk} n'étaient pas significatives. En conclusion, les résultats de cette étude suggèrent que la reproductibilité des performances lors d'un test de Wingate ne dépend pas de la force de freinage et qu'une force de freinage de 11% BM est mieux adaptée pour la puissance mécanique externe chez des sujets actifs.

Mots-clés: sprint maximal, puissance mécanique, force de freinage, reproductibilité, réponses physiologiques

1. INTRODUCTION

L'évaluation de la performance anaérobie est importante pour déterminer le profil physiologique des sujets et des athlètes ainsi que pour des programmes d'entraînement dans de nombreux sports et activités physiques. Dans la précédente étude expérimentale de la présente thèse nous avons montré que les indices de la relation force-vitesse sur ergocycle sont reproductibles. De plus, cette reproductibilité est plus élevée chez les hommes et au niveau des membres inférieurs comparativement respectivement aux femmes et aux membres supérieurs. Cependant, les indices de la relation force-vitesse diffèrent de ceux mesurés lors d'un test de Wingate. En effet, ce dernier est le test le plus largement utilisé pour évaluer la puissance maximale musculaire anaérobie chez l'homme (Dotan et Bar-Or, 1983; Evans et Quinney, 1981; Patton et al., 1985; Vandewalle et al., 1987b). Ce test, qui consiste en la réalisation d'un sprint maximal de 30 secondes sur une bicyclette ergométrique, est également utilisé pour l'évaluation des réponses physiologiques telles que la lactatémie et la fréquence cardiaque (Esbjornsson-Liljedahl et al., 1999; Weinstein et al., 1998). Néanmoins, le métabolisme aérobie est également sollicité au cours de cet exercice comme le montraient les études antérieures, évoquant une participation du métabolisme aérobie de 18 à 30% lors d'un Wingate test (Bediz et al., 1998; Granier et al., 1995).

La force de freinage de l'ergocycle est établie selon la masse corporelle des sujets (BM). Initialement, les auteurs du Wingate test proposaient 7,5% BM en se basant sur des résultats obtenus chez un petit groupe d'enfants (Inbar et al., 1996). Evans et Quinney (1981) ont proposé une formule pour déterminer la force de freinage optimale permettant d'atteindre la puissance maximale, et ce, en se basant sur la masse et le volume du membre inférieur ($\text{charge [kg]} = -0,4914 - 0,2151 \times \text{BM [kg]} + 2,1124 \times \text{volume de la jambe [L]}$). Toutefois, cette méthode n'a pas permis de mettre en évidence des niveaux de force permettant d'atteindre la puissance maximale (Patton et al., 1985; Rodgers et Hermiston, 2000). Par la suite, Dotan et Bar-Or (1983) ont étudié l'effet de la charge sur les paramètres mesurés lors d'un test de Wingate (PP, MP et FI) chez des sujets actifs hommes (8,7% BM) et femmes (8,6% BM). Cependant, une plus grande force de freinage (9,2% BM) a été utilisée dans l'étude de Dotan et Bar-Or (1983). Cette force était probablement inférieure à la charge optimale pour PP car il n'y avait pas de plateau dans la relation entre la charge et PP chez les sujets hommes. Vandewalle et al. (1987b) ont proposé la même charge optimale pour des adultes de sexe féminin que dans l'étude de Dotan et Bar-Or (1983). Cependant, ils ont suggéré une force de freinage de 10% BM pour des sujets masculins moyens en accord avec

Patton et al. (1985) qui ont constaté que PP était plus élevé avec 9,5% BM en comparaison avec 7,5% BM. La charge optimale pour une puissance maximale est supérieure à 15% BM chez des sujets très puissants (P_{\max} sur ergocycle $> 20 \text{ W}\cdot\text{BM}^{-1}$). Cependant, la revue de la littérature révèle que de nombreuses recherches (Al-Hazzaa et al., 2001; Bell et Cobner, 2007; Kalinski et al., 2002; Popadic Gacesa et al., 2009; Zupan et al., 2009) sur le profil anaérobie de différents sportifs adultes ont utilisé un faible niveau de force de freinage (7,5% BM) initialement proposé pour les enfants. Plus récemment, Coppin et al. (2012) ont utilisé une force de freinage de 8,5% BM pour tester les athlètes de haut niveau.

La relation entre la fréquence de pédalage et la force de freinage peut être décrite par une relation linéaire (Driss et Vandewalle, 2013; Vandewalle et al., 1987b). Par conséquent, la relation entre la force de freinage et le pic de puissance correspondant au cours d'un sprint maximal est quadratique. De plus, une sous-estimation de 20% de la charge optimale correspond à une sous-estimation de 5% uniquement de la puissance maximale lors des exercices sur ergocycle (Driss et Vandewalle, 2013; Vandewalle et al., 1987b). De même, une différence de 10% de la force de freinage autour de la valeur optimale a un léger effet sur la puissance moyenne (MP) (Vandewalle et al., 1987b). La reproductibilité du test est essentielle pour le suivi et l'interprétation d'éventuelles modifications de la performance. La reproductibilité des résultats du test de Wingate a été étudiée en utilisant des forces de freinage faibles à moyennes (Bar-Or, 1987; Inbar et al., 1996), mais pas pour des niveaux de force supérieurs à 10% BM. L'utilisation d'une force de freinage élevée pourrait influencer la perception subjective de l'effort (Hamer et al., 2005) et affecter la reproductibilité interséance des mesures. Par conséquent, l'intérêt de forces de freinage plus élevées (de petites augmentations de PP, peu ou pas de différence dans MP) peut être limité par une éventuelle moindre reproductibilité des performances du Wingate avec de telles charges. Le but de la présente étude était de comparer les effets de deux forces de freinage (ie, 8,7% et 11% BM) sur la reproductibilité des performances du Wingate de test, le pic de lactate ($[\text{La}]_{\text{pk}}$), la fréquence cardiaque maximale (HR_{pk}) et la perception de l'effort (RPE).

2. METHODES

2.1. APPROCHE EXPERIMENTALE DU PROBLEME

Le test de Wingate est probablement l'épreuve anaérobie la plus couramment utilisée pour évaluer la performance maximale anaérobie. Cependant, nous ne disposons pas de suffisamment d'informations sur sa reproductibilité absolue ou relative lors d'exercices contre

différentes force de freinage ou en utilisant des outils statistiques plus récents relatifs à l'étude de la reproductibilité. En outre, il est probable que les charges habituellement utilisées dans la littérature soient faibles (Driss et Vandewalle, 2013), testées chez des enfants, des femmes ou des hommes inactifs (Bar-Or, 1987; Dotan et Bar-Or, 1983). Ces charges pourraient par conséquent être inappropriées chez des sujets masculins actifs. D'autre part, dans une perspective plus appliquée, la reproductibilité des performances du Wingate-test avec une charge plus élevée pourrait être plus faible, ce qui limiterait l'intérêt d'une telle charge. Le but de la présente étude a été d'examiner les effets de deux forces différentes de freinage sur la reproductibilité des performances du test de Wingate, les réponses physiologiques et leur reproductibilité chez des sujets hommes actifs. La reproductibilité relative et absolue ont été étudiées en utilisant les tests statistiques de reproductibilité les plus récents. Les résultats justifient l'utilisation ou non de la force de freinage élevée pour maximiser les données de la puissance mesurées lors d'un test de Wingate.

2.2. SUJETS

Seize hommes en bonne santé (moyennes \pm SD) ($22,87 \pm 1,26$ ans [20-24 ans] ; $1,82 \pm 0,07$ m [1,71-1,91 m] ; $75,64 \pm 6,60$ kg [66-90 kg]) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les sujets étaient tous des étudiants en STAPS pratiquant différentes activités sportives (football, handball et le basketball), mais aucun d'entre eux ne pratiquaient régulièrement le cyclisme. Ils pratiquaient une activité physique régulière pendant environ 6 à 8 heures par semaine. Avant la collecte des données, tous les sujets ont été informés des risques possibles et de l'inconfort associés aux procédures expérimentales et ils ont donné leur consentement écrit à participer. Le protocole expérimental a été réalisé selon la Déclaration d'Helsinki pour l'expérimentation humaine.

2.3. PROCEDURES

Les participants ont pu se familiariser avec l'environnement du test, de l'équipement et les exigences spécifiques des exercices de pédalage une semaine avant la période expérimentale (Hopkins et al., 2001). Sur une période de quatre semaines, les participants ont effectué deux tests de Wingate à 8,7% BM (Dotan et Bar-Or, 1983) et deux tests de Wingate à 11% BM, et ce, dans un ordre contrebalancé lors de quatre séances. Les séances ont été séparées par un intervalle de deux jours au cours desquels les sujets ont été invités à éviter toute activité physique intense. Tous les tests ont été effectués au même moment de la journée (17h00-à-19h00) afin d'éviter les effets des rythmes circadiens (Souissi et al., 2004). Les tests ont été

effectués dans des conditions environnementales standards similaires pour tous les participants (température et l'humidité moyenne respectivement de $22 \pm 0,1$ ° C et $35 \pm 0,4$). Les sujets étaient invités à suivre leur régime alimentaire normal pendant la période expérimentale. Suite à des mesures anthropométriques, les sujets ont effectué 5 min d'échauffement actif sur bicyclette ergométrique afin de se préparer à l'effort maximal.

L'échauffement consistait à pédaler à 80 tours par minute, contre une force de freinage équivalente au poids du panier de l'ergocycle (i.e., 9,8 N). L'échauffement incluait également deux sprints, chacun d'une durée de 6 s, réalisée à la fin de la troisième et de la cinquième min. Pour chaque test, les sujets étaient assis sur l'ergocycle et des ajustements ont été apportés à la hauteur de la selle, la position des pieds sur les pédales, et de la position du haut du corps, à la satisfaction de chaque participant. Pour un sujet donné, la position de pédalage a été maintenue identique tout au long de l'étude. A l'issue de l'échauffement, et après une période de récupération de 5 minutes, un test de Wingate a été effectué. Lors de cet test, les sujets ont été invités à accélérer au maximum dans une position assise pour éviter l'effet de changement de posture (McLester et al., 2004), et de maintenir la vitesse de pédalage maximale pour l'ensemble des 30 s de pédalage. Durant chacune des épreuves, les sujets ont été encouragés de la voix. La fréquence de pédalage a été enregistrée lors du sprint. La fréquence cardiaque ($\text{b}\cdot\text{min}^{-1}$) a été enregistrée pendant le test et la valeur la plus élevée de la fréquence cardiaque (HR_{pk}) a été retenue dans les calculs statistiques. A la fin de chaque sprint, la perception de l'effort (RPE) a été enregistrée.

Des prélèvements de sang capillaire (de 5 μl) ont été recueillis au bout du doigt d'une main préchauffé afin de déterminer la concentration du lactate ($\text{mmol}\cdot\text{l}^{-1}$) sanguin. Les échantillons ont été tirés immédiatement à l'issue de chacun des tests de Wingate, puis à nouveau 5 et 7 minutes plus tard (Weinstein et al., 1998). La valeur la plus élevée ($[\text{La}]_{\text{pk}}$) a été prise en compte pour l'analyse des données. Les échantillons ont été analysés en utilisant un analyseur portable de lactate sanguin (Lactate Pro, Arkray, Tokyo, Japon). L'analyseur de lactate a été calibré avant chaque séance et avant chaque prélèvement de sang, et a été utilisé selon les directives du fabricant. Cet analyseur portable de lactate sanguin et utilisé dans la présente étude a été rapporté pour être reproductible et valide (Pyne et al., 2000).

Tous les tests de Wingate ont été effectués sur le même ergocycle à un frottement mécanique (Monark 864). Cet ergocycle était équipé d'un capteur optique pour enregistrer le nombre de tours par le biais d'un ordinateur. La puissance instantanée a été moyennée sur une seconde d'intervalle. Pour chaque test de Wingate, la puissance pic (PP, la puissance

mécanique la plus élevée sur 1 s), la puissance moyenne (MP, la puissance moyenne soutenue tout au long de la période des 30 s) et la plus faible puissance (LP, la puissance mécanique à la fin des 30 s du sprint) ont été calculées. En outre, la différence entre le PP et LP a été calculée et divisée par la durée écoulée afin de déterminer la pente de la fatigue (FS) (Equation 10), et a également été exprimée en pourcentage du PP pour calculer l'indice de fatigue (FI) (Equation 11).

2.4. ANALYSE STATISTIQUE

Les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant les logiciels Statistica 7.1 (StatSoft, France) et Microsoft Excel 2010. Le test de Shapiro-Wilk a été utilisé pour vérifier la normalité de la distribution des variables. Les données ont été analysées au moyen d'une ANOVA à deux facteurs [2 (charges) \times 2 (sessions)] pour des mesures répétées. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$. L'eta-carré partiel (η^2) a été calculé pour déterminer la proportion de la variance spécifique liée au facteur étudié et la puissance statistique (P_s) a été obtenue au seuil de 5%. Quand un effet principal a été trouvé, des différences significatives entre les moyennes ont été évaluées en utilisant le test post-hoc de Bonferroni.

La reproductibilité relative de PP (W), MP (W), LP (W), FS ($W \cdot s^{-1}$), FI (%), $[La]_{pk}$ ($mmol \cdot l^{-1}$), HR_{pk} ($b \cdot min^{-1}$), et les scores RPE pour chaque charge a été déterminée en calculant l'ICC (Equation 34). La reproductibilité absolue a été déterminée en calculant le SEM (Equation 32) (Weir, 2005), et le CV (Equation 33) (Hopkins et al., 2001):

La sensibilité des mesures a été examinée en calculant le SWC en multipliant l'écart-type entre les sujets par 0,2 (Hopkins, 2000). La sensibilité de la mesure a été examinée en comparant SWC et SEM. Ainsi, la sensibilité du test est considérée comme « bonne » si SEM est moins importante comparativement à SWC, « satisfaisante » si SEM est égale à SWC, et « marginale » si SEM est plus importante comparativement à SWC. De plus, les limites de confiance à 95% (LC à 95%) ont été déterminées pour les ICC et les CV.

3. RESULTATS

3.1. INDICES MECANIQUES

Les résultats des indices mécaniques sont présentés dans le Tableau 10. Les ANOVA ont montré des effets significatifs du facteur charge sur PP ($F_{1,15} = 45,36$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,75$; $P_s = 1$), MP ($F_{1,15} = 33,17$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,69$; $P_s = 1$), FS ($F_{1,15} = 44,16$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,75$; $P_s = 1$), et LP ($F_{1,15} = 7,59$; $p < 0,05$; $\eta^2 = 0,34$; $P_s = 0,73$).

TABLEAU 10. Valeurs moyennes des variables mesurées lors des tests de Wingate en fonction des sessions et des charges.

		8,7% BM		11% BM		Effet global
		Session 1	Session 2	Session 1	Session 2	
PP (W)	Moyenne	947,50	951,20	1015,15	1020,84	Charge: +++
	SD	160,80	165,19	190,59	185,17	Session: NS Interaction: NS
MP (W)	Moyenne	694,29	703,17	741,40	742,91	Charge: +++
	SD	108,74	106,17	135,68	122,81	Session: NS Interaction: NS
LP (W)	Moyenne	452,55	453,81	473,91	491,98	Charge: +
	SD	57,48	59,99	68,05	68,80	Session: ++ Interaction: NS
FS (W,s ⁻¹)	Moyenne	19,95	20,05	22,29	21,92	Charge: +++
	SD	5,51	5,84	6,18	6,21	Session: NS Interaction: NS
FI (%)	Moyenne	51,49	51,4	52,54	51,02	Charge: NS
	SD	7,12	7,88	7,23	7,41	Session: NS Interaction: NS
[La] _{pk} (mmol.l ⁻¹)	Moyenne	14,16	14,23	14,97	14,88	Charge: NS
	SD	1,92	1,97	1,54	1,65	Session: NS Interaction: NS
HR _{pk} (b.min ⁻¹)	Moyenne	182,25	183,25	182,75	181,56	Charge: NS
	SD	9,52	8,66	9,64	8,87	Session: NS Interaction: NS
RPE	Moyenne	16,63	16,44	17,38	17,13	Charge: +++
	SD	0,96	1,21	1,59	1,02	Session: NS Interaction: NS

*, ** et *** indiquent des différences significatives entre les charges pour des seuils, respectivement, $p < 0,05$, $p < 0,01$ et $p < 0,001$

+, ++ et +++ indiquent des effets significatifs du facteur étudié avec, respectivement, $p < 0,05$, $p < 0,01$ et $p < 0,001$

NS: non significatif ($p > 0,05$)

Le test de post-hoc a révélé que ces variables étaient statistiquement plus élevées à 11% BM comparativement à 8,7% BM (Tableau 10). De plus, un effet significatif de la session a été observé pour LP ($F_{1,15} = 9,72$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,39$; $P_s = 0,83$). Cependant, aucun effet significatif du facteur session et d'interaction charge \times session n'a été observé pour PP, MP et FS ($p > 0,05$). Aucun effet significatif des facteurs étudiés n'a été observé sur FI ($p > 0,05$).

Les indices de reproductibilité pour chaque force de freinage sont présentés dans le Tableau 11. Une bonne reproductibilité a été constatée pour PP et MP avec les deux forces de freinage ($ICC > 0,96$ et $CV < 3\%$). De plus, les valeurs de SEM pour ces variables étaient inférieures aux valeurs de SWC. La sensibilité de PP et MP était relativement meilleure à 11% BM comparativement à 8,7% BM (Tableau 11).

3.2. VARIABLES PHYSIOLOGIQUES

Les valeurs moyennes de $[La]_{pk}$ et HR_{pk} sont présentées dans le Tableau 10. Concernant $[La]_{pk}$, l'ANOVA a montré une tendance d'un effet significatif du facteur charge ($F_{1,15} = 3,53$; $p = 0,07$) en faveur de 11% BM comparativement à 8,7% BM. De plus, aucun effet significatif du facteur session et d'interaction charge \times session n'a été observé. Concernant HR_{pk} , aucun effet significatif des facteurs étudiés n'a été observé ($p > 0,05$). Par ailleurs, une bonne reproductibilité a été observée pour $[La]_{pk}$ et HR_{pk} avec les deux forces de freinage ($0,86 < ICC < 0,94$) (Tableau 11).

3.3. PERCEPTION DE LA FATIGUE

Les valeurs moyennes des scores RPE sont présentées dans le Tableau 10. L'ANOVA a montré un effet significatif du facteur charge sur RPE ($F_{1,15} = 27,65$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,65$; $P_s = 0,99$). Le test post-hoc révèle que les scores RPE étaient statistiquement plus élevés à 11% BM comparativement à 8,7% BM. Cependant, les effets du facteur session et d'interaction charge \times session n'étaient pas significatifs. Par ailleurs, des valeurs faibles d'ICC (0,442 et 0,362 respectivement pour 8,7% et 11% BM) et des valeurs élevées de CV (4,99% et 6,26% respectivement pour 8,7% et 11% BM) ont été observées pour RPE avec les deux forces de freinage (Tableau 11).

TABLEAU 11. Paramètres de reproductibilité pour chaque variable en fonction de la charge.

Charge	Variable	ICC (CL à 95%)	SEM	CV (CL à 95%)	SWC
8,7% BM	PP (W)	0,981 (0,945–0,994)	22,78	2,40 (1,77–3,71)	32,44
	MP (W)	0,968 (0,908–0,989)	18,54	2,65 (1,96–4,10)	21,33
	LP (W)	0,938 (0,827–0,979)	14,99	3,31 (2,45–5,12)	11,56
	FS (W.s ⁻¹)	0,970 (0,914–0,990)	1,01	5,05 (3,73–7,82)	1,13
	FI (%)	0,953 (0,867–0,984)	1,67	3,25 (2,40–5,03)	1,48
	[La] _{pk} (mmol.l ⁻¹)	0,939 (0,829–0,979)	0,49	3,46 (2,56–5,36)	0,38
	HR _{pk} (b.min ⁻¹)	0,866 (0,649–0,953)	3,35	1,83 (1,35–2,83)	1,76
	RPE	0,442 (-0,069–0,769)	0,83	4,99 (3,69–7,72)	0,18
11% BM	PP (W)	0,985 (0,956–0,995)	22,69	2,23 (1,65–3,45)	37,44
	MP (W)	0,973 (0,992–0,991)	21,76	2,93 (2,16–4,53)	25,70
	LP (W)	0,905 (0,742–0,967)	17,50	3,62 (2,67–5,60)	13,46
	FS (W.s ⁻¹)	0,966 (0,902–0,998)	1,14	5,17 (3,82–7,99)	1,23
	FI (%)	0,886 (0,696–0,960)	2,30	4,43 (3,27–6,86)	1,43
	[La] _{pk} (mmol.l ⁻¹)	0,924 (0,790–0,974)	0,45	3,0 (2,22–4,64)	0,31
	HR _{pk} (b.min ⁻¹)	0,921 (0,783–0,973)	2,53	1,39 (1,03–2,15)	1,82
	RPE	0,362 (-0,163–0,727)	1,08	6,26 (4,62–9,69)	0,22

4. DISCUSSION

Le but de la présente étude était d'explorer les effets de deux forces de freinage (8,7% et 11% BM) sur les résultats et la reproductibilité des performances lors d'un test de Wingate ainsi que les réponses physiologiques ($[La]_{pk}$ et HR_{pk}) et RPE associés chez un groupe d'hommes adultes actifs. Les résultats principaux de cette étude étaient : 1) la reproductibilité des variables mesurées n'a pas été affectée par la force de freinage; et 2) PP, MP, et FS étaient plus élevées avec une force de freinage de 11% BM en comparaison avec 8,7% BM.

Indices mécaniques

L'intérêt du test de Wingate réside principalement dans sa simplicité comme épreuve de mesure de la puissance mécanique externe, nécessitant peu d'équipement sophistiqué et sur une courte durée. Cependant, le choix d'une force de freinage appropriée permettant d'atteindre une puissance mécanique externe maximale a fait l'objet d'un débat considérable.

La différence entre les forces de freinage dans la présente étude était d'environ 26% et les valeurs de PP, MP et FS avec 11% BM étaient significativement plus élevées respectivement de 8,2%, 7,0% et 11,9%. Ces résultats confirment ceux obtenus par Patton et al. (1985), qui ont observé une différence significative entre 9,4% et 7,5% BM chez des soldats (15,5%, 13%, et de 17,6% pour le PP, MP et FS, respectivement). La charge de 11% BM, proposée dans la présente étude était supérieure à celles utilisées chez des joueurs de volley-ball internationaux Canadiens (Smith et al., 1992) ainsi que la charge proposée par Vandewalle et al. (1987a) pour des adultes masculins de niveau moyen. Toutefois, la valeur moyenne de la fréquence de pédalage contre 11% BM, dans la présente étude, était d'environ $121,73 \pm 16,15$ rpm. Cette valeur est similaire à celles rapportées dans la littérature (Hintzy et al., 1999; Vandewalle et al., 1985c) et est considérée comme optimale (environ 120 rpm) pour l'atteinte de la puissance maximale puissance. D'autre part, la valeur moyenne de la fréquence de pédalage contre 8,7% BM était significativement plus élevée ($143,85 \pm 16,81$ rpm), ce qui confirme que cette charge n'a pas été optimale.

Vandewalle et al. (1987b) ont suggéré que PP et MP peuvent être évaluées par la même force de freinage en raison du fait qu'une différence de 10% au tour de la force de freinage optimale ait un léger effet sur PP et MP. Dans la présente étude, les valeurs de PP, MP et FS avec 11% BM étaient significativement plus élevées, mais les valeurs maximales de PP et MP étaient significativement corrélées entre elles à la même force de freinage, et ce, en accord avec les études antérieures (Bediz et al., 1998; Evans et Quinney, 1981; Patton et al., 1985; Rodgers et Hermiston, 2000; Vandewalle et al., 1987b).

Par ailleurs, Inbar et al. (1996) ont rapporté des coefficients de corrélation variant entre 0,89 et 0,98 pour les indices PP et MP chez des sujets entraînés et non entraînés. Le niveau élevé de la reproductibilité pour le PP et MP, observé dans la présente étude, était en accord avec celui rapporté dans la littérature avec différentes force de freinage (Patton et al., 1985; Weinstein et al., 1998). Van Praagh et al. (1992) ont suggéré qu'un niveau acceptable de concordance entre les mesures de puissance sur bicyclette ergométrique était d'environ 5%. Les valeurs de CV obtenues dans la présente étude pour PP et MP sont en accord avec celles rapportées par Hopkins et al. (2001) lors d'une méta-analyse des tests de mesure de la puissance musculaire. De même, ces valeurs semblent être similaires à celles rapportées par Watt et al. (2002) en utilisant une force de freinage de 7,5% BM (2,5% et 1,7% respectivement pour PP et MP). En revanche, Barfield et al. (2002) ont rapporté que PP et MP ont augmenté respectivement de 14% et 5%, après une séance d'entraînement. Le changement

au niveau de la performance est attribuable à un effet de la pratique du test. Dans la présente étude, les sujets se sont familiarisés avec l'ergocycle avant la période expérimentale. De plus, l'analyse statistique manquait de suffisamment de puissance statistique pour identifier de façon concluante un effet d'apprentissage entre la première et la deuxième séance.

Lorsque les limites de confiance sont prises en compte, FS et FI étaient légèrement moins reproductibles que PP et MP. Ces résultats sont en accord avec les recherches antérieures (Coleman et al., 2005; Patton et al., 1985). Ces résultats ont été attribués à la variabilité inter-séances au niveau de LP, puisque PP était très reproductible. Par conséquent, une certaine prudence est requise lors de l'interprétation de ces indices.

Mesures physiologiques

La lactatémie est couramment utilisée comme un indicateur de la contribution de la glycolyse anaérobie dans la dépense énergétique au cours de l'exercice (Fujitsuka et al., 1982). En outre, cette contribution dépend du potentiel anaérobie des sujets (Granier et al., 1995). Les valeurs de $[La]_{pk}$ obtenues dans la présente étude se situaient dans la fourchette des valeurs obtenues chez des hommes à l'issue d'un test de Wingate (Esbjornsson-Liljedahl et al., 1999; Froese et Houston, 1987; Granier et al., 1995; Weber et al., 2006), et légèrement plus élevées que celles rapportés dans d'autres études (Coleman et al., 2005; Weinstein et al., 1998). Il y avait une tendance pour que $[La]_{pk}$ soit supérieure à 11% BM ($p = 0,07$). Weinstein et al. (1998) ont rapporté des valeurs élevées d'ICC et CV (respectivement de 0,93 et 11,6%) pour $[La]_{pk}$ chez étudiants d'éducation physique. De même, Coleman et al. (2005) ont rapporté des valeurs élevées d'ICC et CV chez des cyclistes entraînés (respectivement, 0,93 et 12,1%). Dans la présente étude, la valeur d'ICC de $[La]_{pk}$ était élevée et similaire à celle observée dans la littérature (Coleman et al., 2005; Weinstein et al., 1998). Toutefois, la valeur de CV était inférieure à 3,5% pour les deux forces de freinage et était inférieure à celles obtenues dans les études précédentes. Contrairement à CV, la valeur d'ICC dépend statistiquement de la variabilité inter-sujet. Par conséquent, la forte variabilité inter-sujet dans la présente étude pourrait expliquer que les valeurs d'ICC étaient élevées et semblables aux valeurs de la littérature, en dépit des faibles valeurs de CV. Il est probable que les différences dans la variabilité inter-sujet pourraient être expliquées par la variabilité du moment au cours duquel la lactatémie est maximale chez chaque sujet. En effet, les études antérieures ont montré que $[La]_{pk}$ pourrait être obtenue dans une fourchette comprise entre 3 et 9 minutes après un test de Wingate (Esbjornsson-Liljedahl et al., 1999; Granier et al., 1995; Weinstein et al., 1998).

Les valeurs HR_{pk} de la présente étude sont en accord avec celles rapportées dans les études antérieures et obtenues après un test de Wingate chez des hommes actifs (Weber et al., 2006; Zupan et al., 2009). Selon Weinstein et al. (1998), les valeurs de HR_{pk} sont reproductibles en utilisant une force de freinage de 8,7% BM. Dans la présente étude, la reproductibilité de HR_{pk} à 11% BM était légèrement supérieure à celle de 8,7% BM.

La perception de l'effort

Les exercices à très haute intensité sont généralement associés à des réactions affectives négatives, ainsi, RPE augmente progressivement tandis les réponses émotionnelles positives diminuent (Baron et al., 2011; Coudrat et al., 2014). En outre, pour la même puissance mécanique lors d'exercices de pédalage, Hamer et al. (2005) ont rapporté que les scores de RPE étaient supérieurs à une fréquence de pédalage lente et une force de freinage élevée qu'à une fréquence de pédalage élevée et une force de freinage faible. De plus, il y avait une tendance pour que les valeurs de $[La]_{pk}$ soient plus élevées à 11% BM. Néanmoins, la reproductibilité des différents indices du test de Wingate était similaire pour les deux charges, en dépit des différences au niveau de RPE et $[La]_{pk}$. La variabilité inter-séance pourrait être attribuée à de nombreuses variables psychométriques telles que l'anxiété, la perception somatique ou la dépression, qui semblent interagir avec la perception de l'effort (Robertson et Noble, 1997) et pourraient expliquer que la reproductibilité des scores de RPE a été faible avec les deux forces de freinage.

5. CONCLUSION

La présente étude a montré qu'une force de freinage de 11% BM est plus appropriée que 8,7% BM pour la mesure de la puissance maximale chez des hommes actifs. En effet, la force de freinage proposée par Dotan et Bar-Or (1983) sous-estime la puissance maximale chez les sujets de la présente étude. Cependant, le choix de la force de freinage doit tenir compte de niveau de la condition physique anaérobie des sujets pour une charge plus individualisée lors de l'évaluation des athlètes d'élite. Les études visant à déterminer la force de freinage optimale à partir de méthodes alternatives telle que la relation force-vitesse sur bicyclette ergométrique sont garantissent des valeurs fiables et optimales. Les résultats de présente étude suggèrent que la puissance mécanique externe et les réponses physiologiques obtenues lors d'un test de Wingate sont des mesures reproductibles, et ce, en accord avec les études antérieures, et que l'utilisation des forces de freinage élevées ne modifie pas la reproductibilité de ces mesures.

**ETUDE № 3 : ETUDE COMPARATIVE
ENTRE LES TESTS DE WINGATE ET DE
FORCE-VITESSE SUR ERGOCYCLE :
EFFET DE LA CONDITION PHYSIQUE**

Résumé

Objectif : Le but de cette étude était de vérifier l'hypothèse selon laquelle le pic de puissance (PP) mesurer lors d'un test de Wingate sous estimait la puissance maximale (P_{\max}) mesurer à partir d'une relation force-vitesse. De plus, cette étude examine s'il y a un effet de fatigue sur P_{\max} et l'effet de la charge sur la puissance moyenne (MP) et l'indice de fatigue lors du test de Wingate chez des sujets entraînés et non-entraînés. Méthodes : 10 sujets non-entraînés ($22,9 \pm 1,7$ ans ; $1,81 \pm 0,06$ m; $73,3 \pm 10,4$ kg) et 10 sujets entraînés ($22,7 \pm 1,4$ ans ; $1,85 \pm 0,05$ m; $78,9 \pm 6,6$ kg) ont réalisés deux tests de Wingate avec deux forces de freinage différentes (8,7 et 11% de masse corporelle, BM) et un test de force-vitesse sur le même ergocycle et avec un ordre de passation contrebalancé. Résultats : la charge optimale pour les sujets non-entraînés était d'environ 10% BM. Etant donné la relation parabolique entre la charge et la puissance, la sous-estimation de P_{\max} par le test de Wingate était inférieure de 10% pour les valeurs moyennes des sujets entraînés et non-entraînés avec les deux charges. Néanmoins, PP mesuré avec la force de freinage de 8,7% BM sous-estimait significativement (~30%) P_{\max} chez les sujets les plus puissants. De plus, PP n'était pas significativement plus élevé comparativement à P_{\max} mesuré avec le test force-vitesse pour les mêmes forces de freinages. Lorsque FI était exprimé en fonction de PP, cet indice ne dépendait pas de la force de freinage. La charge optimale pour MP du test de Wingate était similaire à la charge optimale de PP. Conclusions : La charge optimale pour les performances de test de Wingate serait a priori proche de 10% BM chez des sujets non-entraînés. Chez les sujets entraînés, le test de force-vitesse serait mieux approprié pour l'évaluation de la puissance maximale et une charge supérieure à 11% BM nécessite d'être vérifié concernant le test de Wingate.

Mots-clés: sprint maximal, puissance externe, pédalage, force de freinage, aptitude anaérobie

1. INTRODUCTION

Les résultats des deux précédentes études de cette thèse ont montré que la reproductibilité des différents indices du test de Wingate (contre deux charges différentes) et de la relation force-vitesse sur ergocycle est élevée. Cette troisième étude propose de vérifier si PP obtenu lors d'un test de Wingate ne sous-estimerait pas la puissance maximale (P_{\max}) lors d'un test de force-vitesse. La mesure de la puissance mécanique lors d'exercices sur bicyclette ergométrique a été largement utilisée pour évaluer la puissance des membres inférieurs et l'aptitude anaérobie (Driss et al., 2012; Rouis et al., 2015; Vandewalle et al., 1987b). De nombreux tests anaérobies de pédalage ont été proposés avec différentes intensités et durées mais aucun n'a été considéré comme le test de référence (Driss et Vandewalle, 2013).

La mesure du pic de puissance (PP) produit pendant les 30 secondes de pédalage maximal du test de Wingate (WT) a été le premier protocole à être proposé pour les enfants et, par la suite, pour les adultes (Bar-Or, 1987; Patton et al., 1985; Vandewalle et al., 1985c). La charge initialement proposée était de 7,5% de la masse corporelle (M) pour une bicyclette ergométrique Monark. Comme cette charge avait été d'abord proposée pour les enfants, Dotan et Bar-Or (1983) ont étudié par la suite les effets de la charge sur les performances mesuré lors d'un Wingate test chez des adultes et ont proposé une charge optimale égale à 8,7% BM. Cependant, plusieurs études ont montré par la suite que cette charge était trop basse, et que des exercices réalisés avec différentes charges sont nécessaires pour obtenir la production de la puissance maximale (Jaafar et al., 2014; Patton et al., 1985; Vandewalle et al., 1985c). Certains auteurs ont rapporté une puissance supérieure avec des charges allant de 9% à 11% BM chez des athlètes masculins adultes (Inbar et al., 1996; Sposa et al., 1987).

Les relations entre la vitesse de pédalage et le couple maximal sur une bicyclette ergométrique isocinétique (Sargeant et al., 1984) ou entre le pic vitesse de pédalage et la force de freinage sur cyclo-ergomètres à frottement (Driss et al., 2002; Vandewalle et al., 1985c; Vandewalle et al., 1987a) peuvent être décrites par une régression linéaire qui correspond à des relations force-puissance et vitesse-puissance paraboliques (Driss et Vandewalle, 2013; Vandewalle et al., 1985c). Ainsi, la puissance maximale (P_{\max}) est produit à une vitesse optimale (V_{opt}) (Sargeant et al., 1981; Vandewalle et al., 1987a) et à une force de freinage optimale (F_{opt}) (Vandewalle et al., 1987a). La valeur de V_{opt} était plus élevée chez les sujets présentant un pourcentage élevé de fibres musculaires rapides (Sargeant et al., 1984) et la valeur de F_{opt} était corrélée avec la force maximale volontaire (Driss et al., 2002).

Cependant, le Wingate test est probablement le protocole le plus couramment utilisé pour l'évaluation de la puissance maximale en raison de sa simplicité et de sa courte durée. En effet, le test force-vitesse (test F-V) est coûteux en temps, car une période de récupération est nécessaire entre les sprints contre les différentes forces de freinage (Vandewalle et al., 1987a). Plusieurs études ont suggéré que la valeur de P_{\max} mesurée avec un test F-V pourrait être inférieure au pic de puissance mesuré avec un protocole unique du fait de la fatigue accompagnant la production de lactate pendant chaque sprint (Mercier et al., 1991). Dans une autre étude, la lactatémie était significativement plus faible (6,73 versus 8,54 mmol.l⁻¹) et P_{\max} était significativement plus élevée (945 W versus 883 W, soit + 7%) lorsque les intervalles de récupération entre les sprints étaient actifs (32% de la puissance maximale aérobie) et non pas passif (Ahmaidi et al., 1996). P_{\max} mesurée lors d'une deuxième session ayant commencé avec une charge égale à la valeur de F_{opt} déterminée lors d'une première session était de 9,8% supérieure à la valeur de P_{\max} mesurée lors de la première séance (Mercier et al., 1990). Ceci suggérait que P_{\max} était diminuée par la répétition des sprints courts et l'acidose lactique lors de la première séance. D'autre part, l'effet de la répétition de sprints maximaux sur P_{\max} n'était pas significatif pour des intervalles de récupération égaux ou supérieurs à 60 secondes (Blonc et al., 1998; Falgairette et al., 2004). Cependant, l'effet des intervalles de récupération n'a pas été étudié pour plus de deux répétitions, ce qui ne correspond pas au protocole d'un test F-V.

La relation couple-vitesse et P_{\max} peuvent être déterminés au cours d'un seul sprint maximal durant environ 3-4 s contre une force de freinage unique (Seck et al., 1995) ou même contre une charge inertielle pure sur une bicyclette ergométrique modifiée avec un engrenage intermédiaire et un rapport global de transmission égale à 7,43/1) (Martin et al., 1997). Cependant, le Wingate test permet de calculer la puissance moyenne (MP) et un indice de fatigue (FI) en plus de PP (Jaafar et al., 2014). La valeur de FI exprimée en valeur absolue (watts) dépendait du niveau d'hypertrophie des fibres musculaires rapides dans une étude (Inbar et al., 1981). Par conséquent, le calcul de la FI en plus de PP ou P_{\max} pourrait être intéressante à condition que sa valeur (absolue ou relative) ne dépende pas de la charge.

Les buts de la présente étude étaient 1) de vérifier l'hypothèse que la valeur de PP mesurée pendant le Wingate test est une sous-estimation de P_{\max} (calculée à partir du test F-V) en raison d'une force de freinage inférieure à la charge optimale, en particulier chez des sujets entraînés et 2) d'étudier un éventuel effet de la fatigue sur P_{\max} dû à la répétition des sprints pendant un test F-V en comparant PP mesurée au cours d'exercices uniques (i.e., Wingate

test) et la puissance correspondant à la même charge dans un protocole comprenant plusieurs sprints (test F-V). Nous avons également étudié les effets de la charge sur l'indice de fatigue FI exprimés soit en valeur absolue (watts) ou relative (% PP). Enfin, nous avons vérifié si la charge optimale est la même pour MP et PP.

2. METHODES

2.1. SUJETS

Dix sujets pratiquant des sports de compétition (groupe CG) et dix sujets pratiquant des activités sportives de loisirs (groupe RG) ont participé à l'étude (Tableau 12). Le groupe CG comprenait des sujets qui pratiquaient des activités physiques régulièrement, quatre à six fois par semaine dans divers sports d'équipe comme le football, le basket-ball, et de handball. Les sujets du groupe RG pratiquaient seulement des activités récréatives, une à deux fois par semaine. Tous les participants étaient en bonne santé et n'avaient pas de blessures des membres inférieurs ou des douleurs musculaires avant la période expérimentale. Aucun des sujets n'étaient des cyclistes et n'étaient donc pas considérés comme spécifiquement entraînés. Chaque participant a reçu des explications détaillées sur le protocole et a donné son consentement éclairé écrit avant toute collecte de données. L'étude a été réalisée en conformité avec la Déclaration d'Helsinki.

TABLEAU 12. Caractéristiques anthropométriques des participants en fonction des groupes.

Variable	CG	RG	p
Age (ans)	22,70 ± 1,49	22,90 ± 1,73	0,79
BH (m)	1,85 ± 0,06	1,81 ± 0,07	0,21
BM (kg)	78,90 ± 6,66	73,31 ± 10,40	0,17
BMI (kg.m ⁻²)	23,09 ± 0,91	22,31 ± 1,91	0,26
Activité physique (h.sem ⁻¹)	8,80 ± 1,69	2,30 ± 1,06	< 0,001

2.2. PROTOCOLE EXPERIMENTALE

Les participants se sont familiarisés avec le cyclo-ergomètre (Monark 864) et aux exercices de pédalage à haute vitesse pendant une semaine avant la période expérimentale. La position optimale de pédalage a été choisie par le participant pendant les séances de familiarisation, puis est resté la même tout au long de l'étude afin d'éviter l'effet d'un changement de

position. Ensuite, les participants ont effectué les trois séances de mesure, dans un ordre aléatoire. Au cours de chaque séance, un seul test a été réalisé (test de Wingate à 8,7% BM, test de Wingate à 11% BM et test force-vitesse). Tous les tests étaient effectués à l'acrophase de la puissance maximale anaérobie (Souissi et al., 2004). Les séances étaient séparées par un intervalle de deux jours pendant lesquels les participants devaient éviter de réaliser toute activité intense.

Après la mesure de masse corporelle (BM), les participants ont débuté par un échauffement consistant en un exercice de pédalage sur la bicyclette ergométrique à 80W, pendant cinq minutes entrecoupées de deux sprints maximaux de six secondes à la fin de la 3ème et la 5ème minute de cet échauffement. Après une période de récupération de cinq minutes, les participants réalisaient l'un des trois protocoles de pédalage maximal sous les encouragements du même examinateur pendant les trois séances. La vitesse de pédalage était mesurée par un capteur fixé sur le volant de l'ergomètre et relié à un ordinateur (Jaafar et al., 2014).

2.2.1. TEST FORCE-VITESSE

Le test force-vitesse (test F-V) est constitué de la répétition de sprints maximaux courts (environ six secondes) contre différentes forces de freinage (Vandewalle et al., 1987a). Le test commençait avec une charge égale à 2 kg. Après une période de récupération de cinq minutes, la charge était augmentée de 1,5 kg ou 2 kg et le même exercice était effectué à nouveau jusqu'à ce que les participants fussent incapables d'atteindre un pic de vitesse supérieur à 100 rpm. Les participants effectuaient généralement de six à huit sprints. Le pic de vitesse était mesuré pour chaque force de freinage et était utilisé dans le calcul de la régression F-V linéaire selon la méthode des moindres carrés (Equation 4). Les différents paramètres de la relation force-vitesse ont été calculés à partir d'Equations 5, 6 et 9.

2.2.2. TEST DE WINGATE

Le test de Wingate (WT) consistait en la réalisation d'un seul sprint maximal de 30 s contre une force de freinage constante, déterminée en fonction de la masse corporelle du participant. Pour chaque participant, les charges ont été fixées à 8,7% BM ($F_{WT8,7\%}$) (Dotan et Bar-Or, 1983) et à 11% BM ($F_{WT11\%}$) (Jaafar et al., 2014). Après l'échauffement, les participants ont reçu l'ordre d'accélérer au maximum et maintenir la vitesse de pédalage la plus élevée possible durant les 30 secondes du test pendant lequel ils étaient encouragés

verbalement. La vitesse de pédalage était enregistrée en continu pendant les 30 secondes du sprint.

Trois indices ont été mesurés pour chaque WT. L'indice PP correspond au pic de puissance mesuré pendant le test. Pour un ergomètre Monark, PP est égal au produit de la charge F en kg et du pic de vitesse (V_{peak}) en tours par minute. L'indice MP correspondait à la puissance moyenne produite pendant les 30 secondes. L'indice de fatigue FI qui correspondait à la diminution de puissance pendant l'essai ($PP - P_{30s}$) était exprimé en valeur absolue et en pourcentage de PP (Equation 11) (Bar-Or, 1987). En outre, l'évolution des valeurs de puissance sur chaque intervalle de cinq secondes a été enregistrée pour étudier l'effet des charges sur la production de puissance au cours des tests.

2.3. ANALYSE DES DONNEES

Pour chaque participant, les deux charges du WT ($F_{\text{WT}8,7\%}$ et $F_{\text{WT}11\%}$) ont été rapportées aux valeurs individuelles de F_0 calculés à partir des régressions force-vitesse individuelles (Equations 7 et 8). De même, les données de vitesse (vitesse moyenne V_{mean} et V_{peak}), et les indices de puissance PP et MP ont été exprimées par rapport aux valeurs individuelles respectivement de V_0 et P_{max} .

2.4. RELATION ENTRE LES CHARGES, PP ET MP

Etant donné la relation linéaire entre F et V, la relation entre F et P/P_{max} est quadratique :

$$\frac{P}{P_{\text{max}}} = \frac{VF}{0,25V_0F_0} = 4 \left(\frac{F}{F_0} \right) \left(\frac{V}{V_0} \right) = 4 \left(\frac{F}{F_0} \right) \left(1 - \frac{F}{F_0} \right) = 4 \left(\frac{F}{F_0} - \frac{F^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 43}$$

Il n'était pas été possible de déterminer la charge optimale pour PP et MP partir des données brutes correspondant seulement à deux charges, assez proches. Cependant, lorsque les charges étaient rapportées à la valeur individuelle de F_0 , on obtenait un continuum de charges relatives (entre 0,3 et 0,6 F_0) suffisamment large pour déduire la relation quadratique entre F/F_0 et PP (ou MP) à partir de la régression linéaire entre F/F_0 et V_{peak}/V_0 (ou la régression linéaire entre F/F_0 et V_{mean}/V_0). Par conséquent, les relations régressions linéaires entre F_{WT}/F_0 et V_{peak}/V_0 ou V_{mean}/V_0 ont d'abord été étudiées :

$$\frac{V_{\text{peak}}}{V_0} = a_1 - b_1 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 44}$$

$$\frac{V_{\text{mean}}}{V_0} = a_2 - b_2 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 45}$$

où F_{WT} était égale aux différentes valeurs de $F_{WT8,7}$ et $F_{WT11\%}$ pour l'ensemble des sujets étudiés.

Pour étudier l'effet du groupe sportif, les relations régressions linéaires entre F_{WT}/F_0 et V_{peak}/V_0 ou V_{mean}/V_0 ont aussi été étudiées par une régression linéaire multiple incluant une variable fictive G correspondant aux groupes CG et RG ($G = 1$ pour CG, et $G = 0$ pour RG) :

$$\frac{V_{peak}}{V_0} = a_3 - b_3 \frac{F_{WT}}{F_0} + c_3 G \quad \text{ÉQUATION 46}$$

$$\frac{V_{mean}}{V_0} = a_4 - b_4 \frac{F_{WT}}{F_0} + c_4 G \quad \text{ÉQUATION 47}$$

La relation entre force de freinage F_{WT}/F_0 et indice PP a été étudiée de la façon suivante :

$$PP = F_{WT} V_{peak} = F_0 V_0 \left(\frac{F_{WT}}{F_0} \times \frac{V_{peak}}{V_0} \right) = 4 P_{max} \left(\frac{F_{WT}}{F_0} \times \frac{V_{peak}}{V_0} \right)$$

$$\frac{PP}{P_{max}} = 4 \left(\frac{F_{WT}}{F_0} \right) \left(\frac{V_{peak}}{V_0} \right) = 4 \left(\frac{F_{WT}}{F_0} \right) \left[(a_1 + c_1 G) - b_1 \frac{F_{WT}}{F_0} \right]$$

$$\frac{PP}{P_{max}} = 4 \left(a_1 \frac{F_{WT}}{F_0} - b_1 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 48}$$

De même, la relation entre MP et F_{WT} est la suivante :

$$\frac{MP}{P_{max}} = 4 \left(a_2 \frac{F_{WT}}{F_0} - b_1 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 49}$$

Si les effets du groupe sportif étaient significatifs, ces équations devenaient alors :

Pour le groupe CG :

$$\frac{PP}{P_{max}} = 4 \left[(a_3 + c_3 G) \frac{F_{WT}}{F_0} - b_3 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right] \quad \text{ÉQUATION 50}$$

$$\frac{MP}{P_{max}} = 4 \left[(a_4 + c_4 G) \frac{F_{WT}}{F_0} - b_4 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right] \quad \text{ÉQUATION 51}$$

Pour le groupe RG :

$$\frac{PP}{P_{max}} = 4 \left[a_3 \frac{F_{WT}}{F_0} - b_3 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right] \quad \text{ÉQUATION 52}$$

$$\frac{MP}{P_{max}} = 4 \left[a_4 \frac{F_{WT}}{F_0} - b_4 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \right] \quad \text{ÉQUATION 53}$$

L'hypothèse d'un effet de la fatigue due à la répétition des sprints a été testée en comparant les performances V_{peak} correspondant aux deux valeurs de F_{WT} et les valeurs de V_{F-V} correspondant à ces charges selon les relations force-vitesse individuelles (Equations 7 et 8).

En outre, s'il n'y a pas d'effet de la fatigue due à la répétition des sprints, l'interception avec l'axe des vitesses et la pente de l'Equation 46 seraient égal à 1.

2.5. ANALYSE STATISTIQUE

Les données de vitesse et de puissance ont été analysées au moyen d'analyses de variances à deux facteurs (groupe \times test) et mesures répétées. De même, les résultats de MP et FI ont été analysés par ANOVA à deux facteurs et mesures répétées (groupe \times charge). Une ANOVA à trois facteurs et mesures répétées (groupe \times charge \times temps) a été utilisée pour étudier la cinétique de puissance au cours du WT. Le cas échéant, les différences significatives entre les moyennes ont été évaluées en utilisant la correction de Bonferroni comme test post-hoc.

Des tests t de Student appariés ont été utilisés pour les comparaisons entre F_{opt} et les charges F_{WT} dans les deux groupes. De même, les différences de F_{opt} entre les deux groupes ont été étudiées avec le test t de Student.

3. RESULTATS

TABLEAU 13. Valeurs moyennes (\pm SD) des variables force, vitesse et puissance des deux groupes en fonction des tests.

Force-vitesse				
	F_{opt} (kg)	V_{opt} (rpm)	P_{max} (W)	P_{max} (W.kg⁻¹)
CG	10,32 \pm 1,19	119,27 \pm 4,70	1229 \pm 136	15,60 \pm 1,45
RG	7,78 \pm 1,22	113,69 \pm 4,27	884 \pm 140	12,05 \pm 0,55
Wingate à 11% BM				
	F (kg)	V_{peak} (rpm)	PP (W)	PP (W.kg⁻¹)
CG	8,68 \pm 0,73	135,9 \pm 9,91	1178 \pm 120	14,95 \pm 1,09
RG	8,06 \pm 1,14	108,89 \pm 6,56	881 \pm 154	11,98 \pm 0,72
Wingate à 8,7% BM				
	F (kg)	V_{peak} (rpm)	PP (W)	PP (W.kg⁻¹)
CG	6,86 \pm 0,57	156,07 \pm 11,12	1070 \pm 108	13,58 \pm 0,96
RG	6,38 \pm 0,90	131,08 \pm 8,07	839 \pm 151	11,40 \pm 0,70

Les valeurs de F_{opt} , $F_{WT8,7\%}$ et $F_{WT11\%}$ sont présentées dans le Tableau 13. Les résultats de l'analyse de la variance montraient que F_{opt} et $F_{WT8,7\%}$ ou $F_{WT11\%}$ étaient différents ($F_{2,36} =$

126,42 ; $p < 0,001$) et que l'effet du groupe sportif était statistiquement significatif ($F_{1,18} = 9$; $p = 0,007$). L'interaction groupe \times test était significative ($F_{2,36} = 26,66$; $p < 0,001$). Le test post-hoc n'était pas significatif pour la différence entre F_{opt} et $F_{WT11\%}$ dans le groupe RG ($p > 0,05$).

3.1. VITESSE ET PUISSANCE

Les valeurs de V_{peak} correspondant à $F_{WT8,7\%}$ ($V_{peak8,7\%}$) et $F_{WT11\%}$ ($V_{peak11\%}$) sont présentées dans le Tableau 13. L'analyse de variance montrait que V_{peak} pour les deux charges ($V_{peak8,7\%}$, $V_{peak11\%}$) étaient différentes de V_{opt} ($F_{2,36} = 108,25$, $p < 0,001$) et que l'effet du groupe sportif était statistiquement significatif ($F_{1,18} = 50,08$; $p < 0,001$). L'interaction test \times groupe ($F_{2,36} = 18,7$; $p < 0,001$) était hautement significative, mais le test post-hoc n'atteignait pas le seuil de signification statistique pour la différence entre V_{opt} et $V_{peak11\%}$ dans le groupe RG ($p > 0,05$).

Lorsque V_{peak} et F_{WT} était respectivement rapportées à V_0 et F_0 (Figure 21, haut), V_{peak}/V_0 était significativement corrélée à F_{WT}/F_0 mais l'effet du groupe sportif n'était pas significatif :

$$\frac{V_{peak}}{V_0} = 0,97 - 0,95 \frac{F_{WT}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 54}$$

$$r = 0,95 ; p < 0,001$$

Ce qui correspondait à la relation quadratique suivante (Figure 21, milieu) entre PP/P_{max} et F_{WT}/F_0 :

$$\frac{PP}{P_{max}} = 3,88 \frac{F_{WT}}{F_0} - 3,80 \frac{F_{WT}^2}{F_0^2} \quad \text{ÉQUATION 55}$$

C'est à dire une force optimale égale à $0,51 F_0$ pour PP.

Les valeurs absolues de P_{max} et PP correspondant $F_{WT8,7\%}$ ($PP_{8,7\%}$) et $F_{WT11\%}$ ($PP_{11\%}$) étaient statistiquement différentes ($F_{2,36} = 47,07$; $p < 0,001$) et l'effet du groupe sportif était statistiquement significatif ($F_{1,18} = 23,95$; $p < 0,001$). L'interaction groupe \times test était significative ($F_{2,36} = 14$; $p < 0,001$). Les mêmes résultats étaient observés lorsque P_{max} , $PP_{8,7\%}$, et $PP_{11\%}$ étaient rapportées à la masse corporelle ($W.BM^{-1}$) pour l'effet test ($F_{2,36} = 47,59$; $p < 0,001$), l'effet groupe sportif ($F_{1,18} = 52,9$; $p < 0,001$), et l'interaction de test \times groupe ($F_{2,36} = 12,02$; $p = 0,001$). Le test post-hoc révélait que la différence entre P_{max} et $PP_{11\%}$ n'était pas significative pour RG ($p > 0,05$).

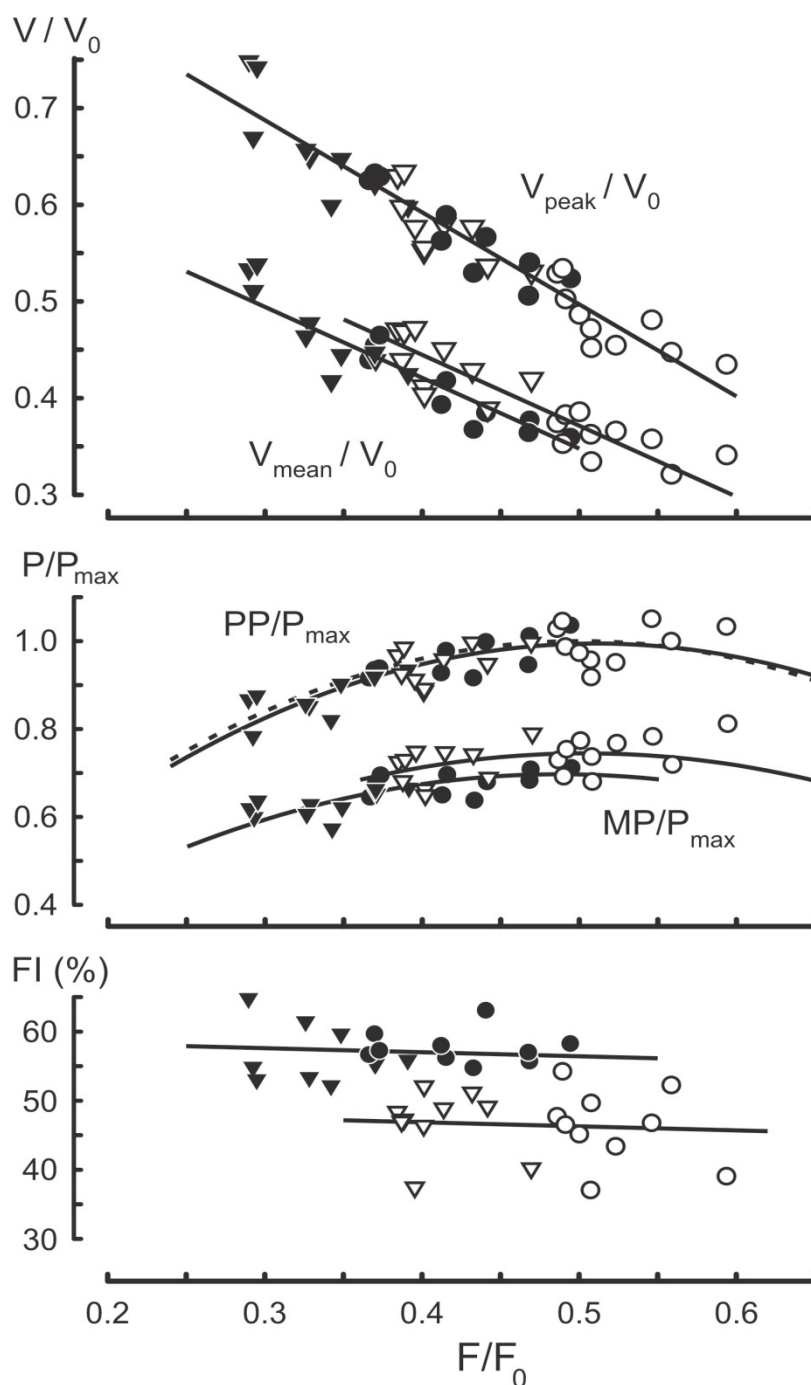


FIGURE 21. En haut, les relations entre la charge exprimée en fraction de F_0 versus V_{peak} et V_{mean} rapportés à V_0 . Au centre, PP et MP rapportés à P_{max} ; Courbe continue, relations expérimentales de 2nd ordre calculées à partir des relations linéaires entre V_{peak} et V_{mean} ; Courbe discontinue, relation théorique de 2nd ordre correspondant à l'Equation 43. En bas, les relations entre FI et la force de freinage. Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement aux CG et RG. Les triangles et cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM.

3.2. PROTOCOLE SIMPLE (WT) VERSUS TEST PROGRESSIF

Les valeurs de vitesse V_{F-V} calculées à partir des relations F-V individuelles pour des valeurs de F égales à $F_{WT8,7\%}$ et $F_{WT11\%}$ n'étaient pas significativement différentes de $V_{peak8,7\%}$ et $V_{peak11\%}$. En outre, V_{F-V} était significativement corrélée avec V_{peak} (Figure 22) :

$$V_{peak} = 3,145 + 0,97 V_{F-V} \quad \text{ÉQUATION 56}$$

$$r = 0,959 ; p < 0,001$$

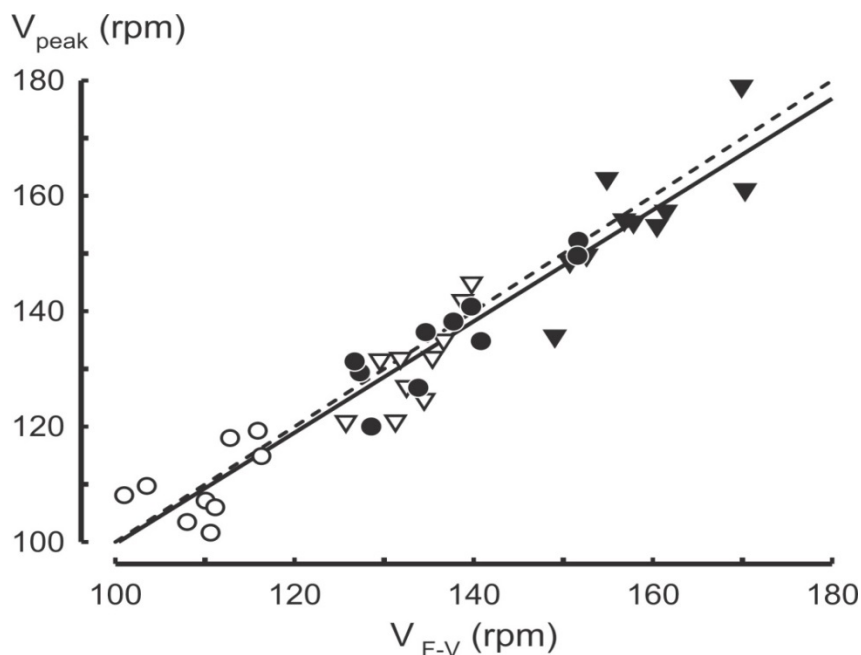


FIGURE 22. Relation entre V_{peak} de WT et les valeurs de pic de vitesse calculé à partir des relations F-V individuelles pour les forces de freinages correspondants (les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM). Les symboles noirs et symboles blancs correspondent respectivement aux CG et RG. La ligne continue représente la droite de régression entre V_{peak} et les valeurs calculées. La ligne discontinue représente la droite d'identité.

3.3. INDICE DE FATIGUE

Les puissances relatives ($W \cdot BM^{-1}$) produites pendant les intervalles de cinq secondes au cours de WT sont présentées sur la Figure 23. L'ANOVA à trois facteurs et mesures répétée était significative pour le facteur groupe sportif ($F_{1,18} = 9,29 ; p = 0,006$), le facteur force de freinage ($F_{1,18} = 68,91 ; p < 0,001$), le facteur temps ($F_{5,90} = 670,76 ; p < 0,001$) et l'interactions entre les 3 facteurs ($p < 0,05$). Lorsque la vitesse était rapportée à la vitesse correspondant à la cinquième seconde (Figure 23, bas), les courbes temps-puissance correspondant à $F_{WT8,7\%}$ et $F_{WT11\%}$ étaient presque superposées dans les deux groupes. D'autre

part, les effets de la fatigue sur la vitesse relative durant les tests de Wingate (Figure 23, bas) étaient plus élevés dans le groupe CG pour les deux charges ($F_{1,18} = 21,78$; $p < 0,001$).

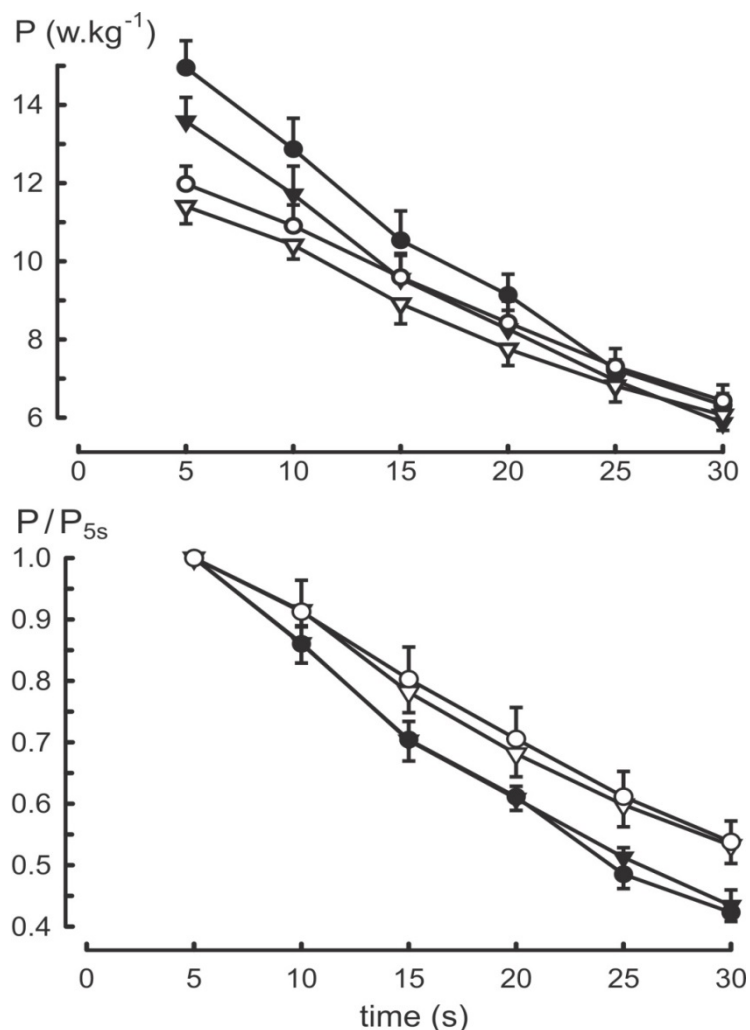


FIGURE 23. Evolution de la puissance mécanique (moyennes \pm 2 ES) chez le CG (symboles noirs) et le RG (symboles blancs). Les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM. En haut, la puissance rapportée à BM ; En bas, la puissance rapportée à P_{max} .

L'analyse de la variance n'a pas montré de différence significative entre les charges lorsque l'indice de fatigue était rapporté à PP. En revanche, l'analyse de la variance a montré une différence significative entre les groupes CG et RG ($F_{1,18} = 45,61$; $p < 0,001$). L'interaction charge \times groupe n'était pas significative ($p > 0,05$). Ces résultats ont été confirmés par une régression linéaire multiple entre FI, F_{WT}/F_0 et G : l'indice de fatigue était indépendant des charges, mais significativement différente entre CG et RG (Figure 21, bas) :

$$FI = 49,2 - 5,83 \frac{F_{WT}}{F_0} + 10,1 G$$

ÉQUATION 57

$$r = 0,797 ; p = 0,598 \text{ pour } F_{WT}/F_0 \text{ et } p < 0,001 \text{ pour } G.$$

3.4. PUISSANCE MOYENNE (MP)

Les valeurs de MP sont présentées dans le Tableau 14. Les effets de la charge et du groupe sur la cinétique de la puissance étaient confirmés par l'analyse de la variance de MP. La valeur absolue de MP (W) était statistiquement différente pour les groupes CG et RG ($F_{1,18} = 11,22$; $p = 0,003$), dépendait de la charge ($F_{1,18} = 109,56$; $p < 0,001$) et l'interaction groupe \times charge était significative ($F_{1,18} = 23,77$; $p < 0,001$). Les mêmes résultats ont été observés lorsque MP était rapportée à la masse corporelle ($W \cdot BM^{-1}$) pour l'effet du groupe sportif ($F_{1,18} = 17,56$; $p < 0,001$), l'effet de la charge ($F_{1,18} = 93,08$; $p < 0,001$) et l'interaction groupe \times charge ($F_{1,18} = 15,69$; $p < 0,001$).

TABLEAU 14. Valeurs moyennes (\pm SD) des variables puissance moyenne (MP) et indice de fatigue (FI) des deux groupes en fonction des forces de freinage.

Variable	Wingate à 11% BM		Wingate à 8,7 % BM	
	CG	RG	CG	RG
MP (W)	831,47 \pm 92,97	657,45 \pm 110,56	768,02 \pm 88,78	634,33 \pm 117,47
MP (W.kg ⁻¹)	10,54 \pm 0,88	8,95 \pm 0,54	9,73 \pm 0,82	8,61 \pm 0,63
FI (%)	57,68 \pm 2,35	46,20 \pm 5,37	56,60 \pm 4,08	46,80 \pm 4,60
FI (W)	679,22 \pm 67,36	410,56 \pm 98,46	607,21 \pm 87,52	393,97 \pm 85,27
FI (W.kg ⁻¹)	8,63 \pm 0,82	5,54 \pm 0,80	7,71 \pm 1,03	5,34 \pm 0,63

Lorsque V_{mean} et F_{WT} étaient rapportées respectivement à V_0 et F_0 , la valeur de V_{mean}/V_0 était significativement corrélées à F_{WT}/F_0 et l'effet du groupe sportif était significatif (Figure 21, haut) :

$$\frac{V_{\text{mean}}}{V_0} = 0,738 - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} - 0,0238 G \quad \text{ÉQUATION 58}$$

$$r = 0,920 ; p < 0,001 \text{ pour } F_{\text{WT}}/F_0 \text{ et } p = 0,007 \text{ pour } G$$

C'est-à-dire, pour le groupe CG :

$$\frac{V_{\text{mean}}}{V_0} = 0,714 - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 59}$$

Pour le groupe RG :

$$\frac{V_{\text{mean}}}{V_0} = 0,738 - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 60}$$

Pour les deux groupes :

$$\frac{V_{\text{mean}}}{V_0} = 0,726 - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} \quad \text{ÉQUATION 61}$$

D'où, les relations quadratiques entre MP/P_{max} et F_{WT}/F_0 étaient (Figure 21, milieu) pour le groupe CG:

$$\frac{MP}{P_{\text{max}}} = 4 \left(0,714 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 62}$$

Pour le groupe RG :

$$\frac{MP}{P_{\text{max}}} = 4 \left(0,738 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 63}$$

Pour les deux groupes :

$$\frac{MP}{P_{\text{max}}} = 4 \left(0,726 \frac{F_{\text{WT}}}{F_0} - 0,733 \frac{F_{\text{WT}}^2}{F_0^2} \right) \quad \text{ÉQUATION 64}$$

Ces équations correspondaient à des forces optimales pour MP égales à 0,487, 0,503 et 0,495 F_0 pour les groupes CG, RG et CG+RG, respectivement.

4. DISCUSSION

Les valeurs de F_{opt} , V_{opt} et P_{max} obtenues avec le test F-V pour le groupe RG étaient très proches de celles rapportées dans une étude précédente utilisant le même protocole chez des sujets pratiquant des sports de loisir (Vandewalle et al., 1987a). De même, ces paramètres pour le groupe CG étaient en accord avec les valeurs de référence correspondant aux sujets pratiquant différents sports de compétition (Vandewalle et al., 1987a). Indépendamment de l'expression des données (valeurs absolues ou rapportées à la masse corporelle), la valeur de PP correspondant $F_{\text{WT}8,7\%}$ était significativement plus faible que celle de PP correspondant à $F_{\text{WT}11\%}$ et P_{max} dans les deux groupes. Toutefois, cette différence était peu importante parce que la relation entre la puissance et la force de freinage est quadratique. En effet, selon l'Equation 48, la valeur de PP égale à 0,95 P_{max} correspond à des forces de freinage F_a et F_b égales à :

$$\frac{PP}{P_{\text{max}}} = 3,88 \frac{F}{F_0} - 3,80 \frac{F^2}{F_0^2} = 0,95 \quad \text{ÉQUATION 65}$$

$$F_a = 0,407 F_0 \text{ et } F_b = 0,613 F_0$$

Comme F_{opt} est égal à $0,5 F_0$, les valeurs de F_a et F_b correspondant à $0,95 P_{max}$ étaient égales à $0,814 F_{opt}$ et $1,23 F_{opt}$. Par conséquent, une erreur de 20% de la charge optimale correspond à une sous-estimation de la puissance maximale d'environ 5%.

Dans le groupe RG, $F_{WT8,7\%}$ était égale à $0,82 F_{opt}$ et PP était inférieur de 5% à P_{max} . Par contre, la sous-estimation de P_{max} était plus grande (13%) dans le groupe CG car $F_{WT8,7\%}$ n'était égale à qu'à $0,66 F_{opt}$. Dans le groupe RG, $F_{WT11\%}$ était égal à $1,03 F_{opt}$ et, par conséquent, PP obtenue avec cette charge n'était pas significativement différente de P_{max} . Ces résultats sont en accord avec des études précédentes (Linossier et al., 1996; Vandewalle et al., 1985c). Dans le groupe CG, F_{opt} était de 18,7% supérieure à $F_{WT11\%}$. En conséquence, V_{peak} correspondant à $F_{WT11\%}$ était significativement supérieure à V_{opt} et la sous-estimation de P_{max} bien que faible ($PP = 0,96 P_{max}$) était significative. Une charge égale à 7,5% de la masse corporelle est encore souvent utilisée dans des études récentes⁵ (Al-Hazzaa et al., 2001; Bell et Cobner, 2007; Kalinski et al., 2002; Penailillo et al., 2013; Popadic Gacesa et al., 2009; Zupan et al., 2009). Dans le groupe RG, une telle charge correspondrait à $0,71 F_{opt}$ ($0,35 F_0$) et la sous-estimation de P_{max} aurait été de 9% avec cette charge. Pour le groupe CG, une charge égale à 7,5% BM correspondrait à $0,57 F_{opt}$, ($0,29 F_0$) et PP serait donc égale à $0,82 P_{max}$ selon l'Equation 50, i.e., une sous-estimation de 18%.

Cependant, les sous-estimations de P_{max} étaient beaucoup plus importantes lorsque les données individuelles étaient prises en compte. Pour les sujets les plus puissants du groupe CG, $F_{WT8,7\%}$ correspondait à $0,30 F_0$ et un pic de vitesse à 160 rpm (Figure 21, haut). Par conséquent, PP était une sous-estimation de P_{max} supérieure à 10% chez ces sujets (Figure 21, milieu). Chez ces sujets les plus puissants, une charge égale à 7,5% BM aurait correspondu à environ $0,26 F_0$ et PP aurait été égale à $0,77 P_{max}$, i.e., une sous-estimation de 23%.

A l'inverse des résultats de l'étude de Mercier et al. (1990), PP pendant un protocole à charge unique (i.e., PP pour WT) n'était pas supérieure à la valeur de PP calculée pour la même charge à partir des données du test F-V. Ce résultat n'est pas en faveur d'un effet de fatigue pendant le test F-V. D'après Falgairette et al. (2004) le calcul de la fatigue musculaire lors des exercices de répétitions de sprints n'était pas affecter par la prise en compte ou non du volant d'inertie.

Le coefficient de corrélation entre V_{peak} et V_{F-V} était semblable au coefficient de corrélation test-retest dans une étude sur la fiabilité de WT (Vandewalle et al., 1985). Ce

⁵ Voir Tableau 1 dans la section revue de la littérature

résultat a été confirmé par le fait que l'ordonnée à l'origine et la pente de l'équation 54 sont proches de 1, et même un peu inférieure à 1 (0,97 et 0,95 pour l'interception et la pente, respectivement). Par conséquent, il est possible que l'amélioration de 9,8% de P_{\max} lors du test F-V de la deuxième session (commencé avec une charge égale à F_{opt} déterminée lors de la première séance) ait été le résultat de l'apprentissage et de l'entraînement chez des participants qui, avant la première séance, n'étaient pas habitués à des exercices de sprint maximal sur ergocycle (Mercier et al., 1990).

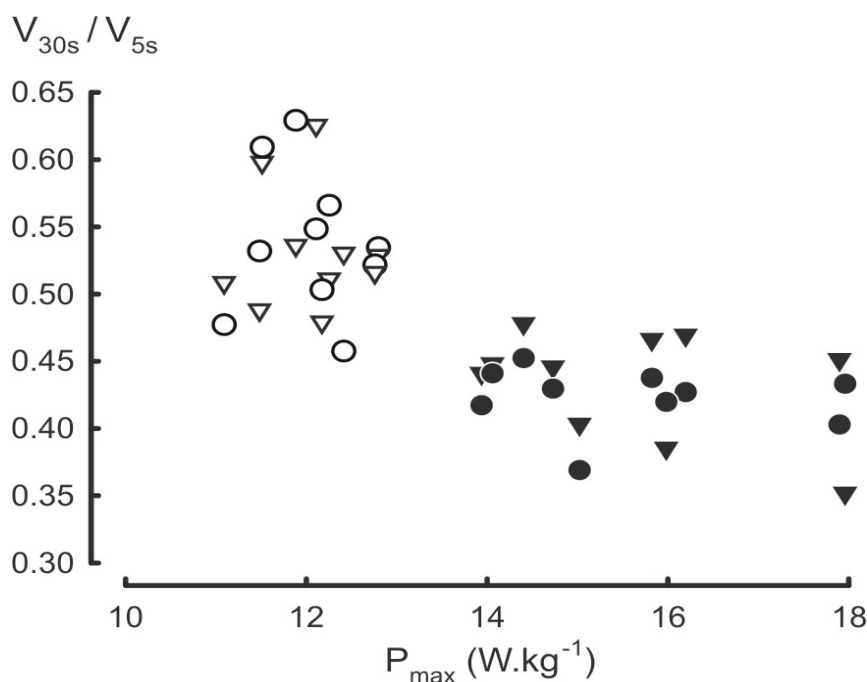


FIGURE 24. Relation entre P_{\max} de la relation F-V et la baisse de la vitesse au cours du WT (rapport V_{30}/V_5). Les symboles noirs et blancs correspondent respectivement aux CG et RG. Les triangles et les cercles correspondent respectivement à 8,7% et 11% BM.

Lorsqu'ils étaient rapportés à la puissance produite à la cinquième seconde, l'indice FI et les baisses de puissance pendant WT étaient indépendants de la charge (Figure 23). Quelle que soit l'expression des données (watts ou pourcentage de PP), il était possible de différencier les groupes CG et RG à partir de la valeur de FI et des baisses de puissance lors de WT (Figures 22 et 23). Par contre, l'indice FI et les baisses de puissance étaient indépendants de la charge seulement quand ils étaient rapportés à PP. Par conséquent, le calcul de l'indice FI en plus de l'indice de puissance maximale PP pourrait être un avantage de WT par rapport au test F-V. Cependant, la relation entre FI et P_{\max} (Figure 24) pourrait aussi être expliquée par une fraction aérobie de l'apport en énergie à la trentième seconde inférieure chez les sujets les plus puissants.

Les valeurs maximales de PP et MP dans la présente étude étaient corrélées significativement et les charges optimales pour PP et MP étaient proches (0,510 et 0,495; Figure 21, milieu) en accord avec les études antérieures (Bediz et al., 1998; Linossier et al., 1996; Patton et al., 1985; Rodgers et Hermiston, 2000; Vandewalle et al., 1985c). Cependant, il est possible que la charge optimale pour MP soit légèrement plus faible (0,487 par rapport à 0,503 F_0) chez les sujets les plus puissants du groupe CG comme cela est suggéré par l'effet significatif ($p = 0,007$) de la variable G dans la régression linéaire multiple entre V_{mean}/V_0 , F_{WT}/F_0 et G (Figure 21, haut). Par conséquent, la possibilité d'une différence dans les charges optimales pour PP et MP devrait être étudiée dans les études futures utilisant des charges supérieures à 11% BM chez des sujets très puissants ($P_{\text{max}} > 17 \text{ W.kg}^{-1}$).

5. CONCLUSION

La présente étude a montré que PP mesurée pendant WT sous-estimait la puissance anaérobie maximale chez les sujets puissants. En outre, un effet de la fatigue due à la répétition des sprints dans le test F-V n'a pas été observé car la valeur de PP mesurée au cours de WT n'était pas supérieure à la puissance calculée à partir de la relation force-vitesse pour la même charge. En outre, l'indice FI pendant WT était différent pour les groupes CG et RG, mais était indépendant de la charge lorsqu'il était rapporté à la valeur de PP. Enfin, la charge optimale pour MP et PP étaient proches, mais la possibilité d'une différence de charge optimale pour PP et MP devrait être étudiée chez des athlètes très puissants.

**ETUDE № 4 : EFFETS DES STIMULI
AFFECTIFS SUR LA PUISSANCE ET LES
PARAMETRES NEUROMUSCULAIRES AU
COURS DE SPRINTS REPETES SUR
ERGOCYCLE**

Résumé

L'impact des images émotionnelles sur la performance neuromusculaire au cours de sprints répétés supra-maximaux sur ergocycle (RSE) a été étudié chez douze sujets masculins actifs. Les sujets ont effectué cinq sprints répétés sur une bicyclette ergométrique devant des images neutres, plaisantes ou déplaisantes. La puissance moyenne (MP) et l'activité électromyographique [Root mean square (RMS) et la fréquence médiane (MF)] des muscles vastus lateralis et vastus medialis ont été analysées. L'efficacité neuromusculaire (NME), le rapport MPO/RMS, a été calculée. Les valeurs de RMS ($232,17 \pm 1,17$ vs $0,47 \pm 201,90 \mu V$) et de MF ($68,56 \pm 1,78$ vs $64,18 \pm 2,17$ Hz) ont été significativement supérieures dans un contexte plaisant comparé au contexte déplaisant ($p < 0,05$). Cet effet du contexte émotionnel persiste du premier au dernier sprint. MP a été significativement plus élevé dans un contexte plaisant comparé au contexte déplaisant ($690,65 \pm 38,23$ vs $656,73 \pm 35,95$ W ; $p < 0,05$). Cependant, cet effet sur MP n'a été observé que pour les deux premiers sprints. De plus, NME a diminué à partir du troisième sprint ($p < 0,05$) ; ce qui indique l'apparition d'une fatigue périphérique après les deux premiers sprints. Les résultats de la présente étude suggèrent que, comparées aux images déplaisantes, les images plaisantes favorisent l'augmentation de la performance neuromusculaire au cours de l'RSE. De plus, la disparition de l'effet bénéfique du contexte émotionnel plaisant sur la puissance mécanique à partir du troisième sprint semble être due à la fatigue périphérique.

Mots-clés: Puissance mécanique externe, EMG, émotions, sprints maximaux

1. INTRODUCTION

La revue de la littérature révèle que les performances humaines dont l'appui sur le bouton-réponse (Pereira et al., 2006), le mouvement du bras (Chen et Bargh, 1999), le hand-grip (Coombes et al., 2006) et l'initiation de la marche (Gélat et al., 2011) sont influencées par les émotions. L'objet de cette quatrième étude était d'investiguer l'impact du contexte émotionnel sur la puissance et la performance lors de sprints répétés sur ergocycle.

Dans l'étude de Gélat et al. (2011), le déséquilibre du corps vers l'avant était plus élevé devant des images plaisantes comparativement aux images déplaisantes, ce qui suggère que l'initiation de la marche vers l'avant a été facilitée dans un contexte plaisant. Récemment, l'effet bénéfique des stimuli plaisants sur la performance physique a été démontré lors d'un exercice supramaximal, i.e., la répétition de cinq sprints maximaux de 6 s sur ergocycle (RSE) séparés chacun par une période de récupération de 24 s (Coudrat et al., 2014). Les résultats de cette étude ont montré que la puissance mécanique était plus élevée devant des images plaisantes comparativement aux images déplaisantes. En accord avec le modèle central de gouverneur (MGC) (St Clair Gibson et Noakes, 2004) et l'étude de Baron et al. (2011), les résultats de l'étude de Coudrat et al. (2014) ont montré que les réponses émotionnelles plaisantes et déplaisantes induites par des stimuli visuels peuvent influencer l'intensité de l'exercice et la stratégie de stimulation. En effet, le contrôle de l'intensité de l'exercice dépend des réponses affectives perçus par le système nerveux central. Ainsi, plus les réponses positives (i.e., plaisantes) sont importantes plus le désir de maintenir l'intensité de l'exercice et inversement (Baron et al., 2011). Toutefois, ce processus semble être transitoire, car il n'a été observé que pour les deux premiers sprints (Coudrat et al., 2014).

De nombreuses études antérieures ont montré que, lors de RSE, la puissance mécanique dépend de facteurs nerveux centraux, i.e., le nombre d'unités motrices recrutées (Billaut et al., 2011; Mendez-Villanueva et al., 2008; Racinais et al., 2007). Par exemple, la variation de la puissance mécanique au cours d'un exercice de répétitions de dix sprints de 6 s et significativement corrélée à la variation de RMS (Mendez-Villanueva et al., 2008). Selon le MGC (St Clair Gibson et Noakes, 2004), l'activité EMG des différents muscles sollicités lors de l'exercice est modulé par le système nerveux central en fonction des afférences provenant des muscles et les conditions environnementales (St Clair Gibson et Noakes, 2004; St Gibson et al., 2006) afin de maximiser la performance tout en maintenant l'homéostasie interne (St Clair Gibson et Noakes, 2004). Ce processus reflète une stratégie cognitive de stimulation (i.e., pacing strategy) qui a été mis en évidence au cours des exercices de long durée (St

Gibson et al., 2006) et récemment au cours de répétition de sprints (Billaut et al., 2011). Ainsi, la différence de puissance mécanique entre le contexte plaisant et le contexte déplaisant serait le résultat d'une modulation de la commande centrale (Coudrat et al., 2014).

Lors de l'exercice maximal, il a été suggéré que les afférences internes (e.g., les feedbacks et la perception de la difficulté de la tâche) dominent la capacité du système nerveux à traiter l'information, de cette manière les stimuli externes deviennent moins influents (Tenenbaum, 2001). Si cette théorie est applicable aux RSE, on peut émettre l'hypothèse que la disparition de l'effet émotionnel sur la puissance mécanique à partir du 3^{ème} sprint pourrait résulter de la suppression de l'effet des stimuli émotionnels sur la commande centrale lors des sprints successifs.

D'autre part, la puissance mécanique externe durant RSE dépend aussi de facteurs périphériques, i.e., la capacité du muscle squelettique à générer une force élevée (Billaut et al., 2006; Girard et al., 2013; Hautier et al., 2000; Racinais et al., 2007; Zarrouk et al., 2012). Etant donné que les périodes de récupérations entre les sprints sont de courte durée et incomplètes (i.e., 24 s), la fatigue pourrait influencer la puissance mécanique avec la répétition des sprints (Girard et al., 2011). Une réduction du rapport entre la puissance mécanique et l'activité EMG (i.e., l'efficacité neuromusculaire, NME) a été utilisée comme une évaluation de la fatigue périphérique durant l'exercice physique (Zarrouk et al., 2012). Ainsi, l'apparition de la fatigue périphérique au cours des sprints successifs pourrait interférer avec les effets des émotions entraînant ainsi la disparition des effets bénéfiques des images plaisantes sur la puissance mécanique externe.

Les objectifs de cette étude étaient d'examiner l'impact des stimuli émotionnels sur l'activité EMG lors de RSE et de vérifier si la disparition de l'effet des émotions sur la puissance mécanique entre 3^{ème} au 5^{ème} sprint durant l'épreuve serait due à une réduction de la commande centrale ou de l'apparition de la fatigue périphérique.

2. METHODES

2.1. SUJETS

Douze hommes sains ont participé volontairement à cette étude. Ils ont rempli un consentement écrit après avoir été informés des procédures de l'expérimentation. Les moyennes (\pm SD) d'âge, de BM et de BH des participants était respectivement de $28,58 \pm 3,23$ ans, $82,41 \pm 13,29$ et $1,78 \pm 0,05$ m. Tous étaient actifs et pratiquaient des activités physiques d'environ 4–5 h par semaine, mais aucun d'entre eux n'était spécialiste en

cyclisme. Les sujets ayant des pathologies neuromusculaires au niveau des membres inférieurs étaient exclus de l'expérimentation. Cette étude a été conduite dans le respect de la Déclaration d'Helsinki.

2.2. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Les sujets ont été familiarisés avec les procédures expérimentales entre autres les exercices de sprints sur ergocycle mais ils n'étaient pas au courant de l'objectif principal de l'étude. Trois séances expérimentales ont été réalisées dans un ordre contrebalancé selon trois contextes émotionnels: neutre, plaisant et déplaisant, séparés de deux jours chacune. Dans chaque séance, les sujets ont réalisé un exercice de répétition de sprints à la suite d'un échauffement standardisé.

2.2.1. ECHAUFFEMENT

Les sujets réalisaient un échauffement standardisé qui consiste en un exercice continu de pédalage à 80 W d'une durée de 5 min. Après une période de récupération de 3 min, les sujets réalisaient un sprint maximal de 10 s en guise de familiarisation à l'épreuve de répétition des sprints. Les sujets devaient maintenir une position de tronc droit en focalisant le regard sur les images projetées au mur d'en face.

2.2.2. EPREUVE DE SPRINTS REPETES

Le test de répétition de sprints est composé de 5 sprints de 6 s sur ergocycle de type Monark (modèle 894E) contre une charge de 6% BM, séparés chacun par 24 s de récupération passive. Les données de vitesse ont été enregistrées grâce à un capteur placé sur la roue d'inertie et relié au logiciel « Monark Anaerobic Test Software ». L'ergocycle était placé à une distance de 2,5 m du mur sur lequel les images ont été projetées. La température du laboratoire était contrôlée tout au long de la période expérimentale (~22°C).

La position optimale de pédalage (i.e., hauteur de la selle, du guidon) a été maintenue lors des différentes sessions expérimentales. Le début et la fin de chaque sprint ont été contrôlés par les stimuli visuels. Les sujets ont été invités à se tenir prêts avant de l'apparition de chaque image (i.e, tronc droit et pédale droite placé au début de la phase de poussée ~ 30°) et de pédaler à vitesse maximale dès l'apparition de l'image et jusqu'à sa disparition.

2.2.3. PRESENTATION DES IMAGES

La projection des images était contrôlée à l'aide de SuperLab Pro v.2. L'apparition de chaque image était précédée par une croix de fixation de 4 s. La taille des images était de 95

cm par 160 cm. Durant la séance de familiarisation, les images étaient remplacées par des carrés blancs. Les images ont été sélectionnées de « l'International Affective Picture System » (IAPS) (Lang et al., 2005). Dans le contexte neutre, les images contenaient des gens neutres, dans le contexte plaisant, les images contenaient des images de sport et dans le contexte déplaisant les images contenaient des personnes mutilées.

A l'issue des sessions expérimentales les sujets ont évalué les images selon les deux dimensions : la valence et l'activation en utilisant les échelles de cotisations du « Self-Assessment Mankin » (SAM) (Lang et al., 2005).

2.2.4. REPONSES PERCEPTUELLES

Immédiatement après chaque sprint, le score de l'effort perçu (RPE) était mesuré en utilisant l'échelle de Borg (Borg, 1970).

2.3. ANALYSE STATISTIQUE

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide de Statistica 7.1 (StatSoft, Maisons-Alfort, France). La normalité des données a été confirmée en utilisant le test de Shapiro-Wilk. L'analyse des variables mécaniques et de l'EMG a été effectuée à l'aide d'une ANOVA à deux facteurs [photos (3) × sprints (5)] pour des mesures répétées. L'analyse de la valence et de l'activation des images a été effectuée à l'aide d'une ANOVA à un facteur [catégorie d'images (3)]. Pour chacune des analyses, lorsque l'ANOVA montrait un effet significatif, un test de Bonferroni a été appliqué afin de comparer les moyennes deux à deux. Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0,05$. L'eta-carré partiel (η^2) a été calculé pour déterminer la proportion de la variance spécifique liée au facteur étudié.

3. RESULTATS

3.1. EVALUATION DES IMAGES ET VARIABLES PERCEPTUELS

D'après l'IAPS, les scores de valence des images plaisantes, neutres et déplaisantes étaient, respectivement, 6,9 ; 5,1 et 2,2. Les scores de l'activation des images plaisantes, neutres et déplaisantes étaient, respectivement, 6,1 ; 3,2 et 5,8.

L'ANOVA à un facteur a montré un effet significatif de la catégorie d'images sur la valence ($F_{2,22} = 156,45$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,93$). Le test post-hoc a révélé que la valence des images plaisantes ($6,3 \pm 0,4$) était significativement plus élevée ($p = 0,01$) que les images neutres ($5,3 \pm 0,2$), l'activation de ceux-ci était significativement plus élevée ($p < 0,001$) que

les images déplaisantes ($1,2 \pm 0,1$). L'ANOVA à un facteur a montré un effet significatif de la catégorie d'image sur l'activation ($F_{2,22} = 93,81$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,89$). Le test post hoc a révélé que l'activation des images déplaisantes ($7,8 \pm 0,3$) était significativement plus élevée ($p < 0,001$) que les images plaisantes ($4,5 \pm 0,5$). L'activation des images neutres ($2,3 \pm 0,4$) était significativement inférieure ($p < 0,001$) comparativement aux images plaisantes ou déplaisantes.

Les scores de la perception de la fatigue sont rapportés dans la Figure 25. L'ANOVA à deux facteurs a montré un effet significatif du facteur sprint sur RPE ($F_{4,44} = 37,08$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,77$). Le test post-hoc a révélé que RPE augmente significativement à partir du 3^{ème} sprint indépendamment de la catégorie d'image ($p < 0,001$). De plus, l'ANOVA a montré un effet significatif de la catégorie d'images sur RPE ($F_{2,22} = 4,59$; $p = 0,021$; $\eta^2 = 0,29$). Les images déplaisantes étaient associées à des scores de RPE significativement plus élevés comparativement aux images neutres. Par ailleurs, l'interaction entre les facteurs étudiés n'était pas significative.

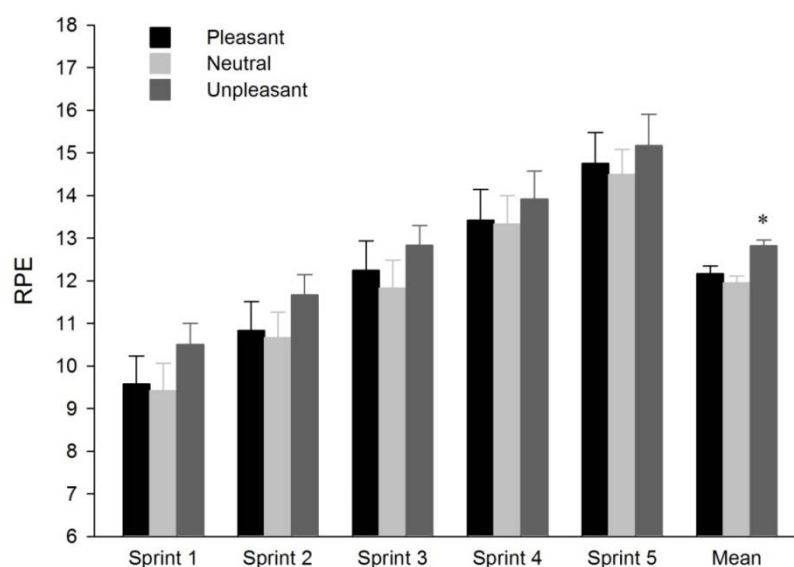


FIGURE 25. Valeurs (moyennes \pm SE) des scores RPE en fonction des conditions et des sprints. * différence significative entre les images neutres et déplaisantes ($p < 0,05$).

3.2. VITESSE DE PEDALAGE

Les résultats de la vitesse sont rapportés dans le Tableau 15. L'ANOVA a montré un effet significatif de la catégorie d'image sur la vitesse ($F_{2,22} = 20,37$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,65$). Le test post-hoc a révélé que la vitesse était significativement plus élevée devant les images plaisantes et neutres comparativement aux images déplaisantes. De plus, l'effet du sprint sur la vitesse était significatif ($F_{4,44} = 38,99$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,78$). Le test post-hoc a révélé que

la vitesse diminue significativement à partir du 2^{ème} sprint. L'interaction entre la catégorie d'image et le sprint était significative ($F_{8,88} = 3,92$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,26$). Le test post-hoc a révélé que la vitesse était statistiquement significativement plus élevée devant les images plaisantes et neutres comparativement aux images déplaisantes durant les deux premiers sprints, et significativement plus élevée devant les images plaisantes comparativement aux images déplaisantes lors du dernier sprint.

TABLEAU 15. Valeurs (moyennes \pm SD) de la vitesse de pédalage (rpm) en fonction du contexte émotionnel et du sprint.

	Sprint 1	Sprint 2	Sprint 3	Sprint 4	Sprint 5
Plaisant	*151,25 \pm 12,86	*144,33 \pm 11,38	137,58 \pm 12,32	134,17 \pm 10,9	*130,25 \pm 9,19
Neutre	*147,75 \pm 11,66	*141,92 \pm 12,65	137,67 \pm 11,64	132,5 \pm 11,29	128,75 \pm 11,04
Déplaisant	139,33 \pm 14,85	135,58 \pm 12,75	133,75 \pm 10,31	129,92 \pm 9,65	125,25 \pm 11,47

* différence significative comparativement aux images déplaisantes.

3.3. PUISSANCE MECANIQUE

Les résultats de MP sont rapportés dans la Figure 26. L'ANOVA à deux facteurs a montré un effet significatif de la catégorie d'image ($F_{2,22} = 20,61$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,65$). Le test post-hoc a révélé que MP était significativement plus élevée devant les images plaisantes et neutres comparativement aux images déplaisantes mais la différence entre les images plaisantes et neutres n'était pas significative ($p > 0,05$). De plus, l'effet du sprint sur MP était significatif ($F_{4,44} = 39,02$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,78$). Le test post-hoc a révélé que MP diminue significativement à l'issue du 2^{ème} sprint. L'interaction entre la catégorie d'image et le sprint était significative ($F_{8,88} = 3,93$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,26$). Le test post-hoc a révélé que MP était significativement plus élevé devant les images plaisantes et neutres comparativement aux images déplaisantes durant les deux premiers sprints, et significativement plus élevé devant les images plaisantes comparativement aux images déplaisantes lors du dernier sprint. Par ailleurs, MP a diminué significativement ($p < 0,05$) à partir du 2^{ème} sprint lors des sessions plaisante et neutre, respectivement, de 4,7% et 4,1% ainsi qu'à partir du 3^{ème} sprint lors de la session déplaisante d'environ 4,1%. Cette diminution a été plus importante au 5^{ème} sprint comparativement au 1^{er} sprint de 14,3% ; 13,2% et 10,4%, respectivement, pour les sessions plaisante, neutre et déplaisante.

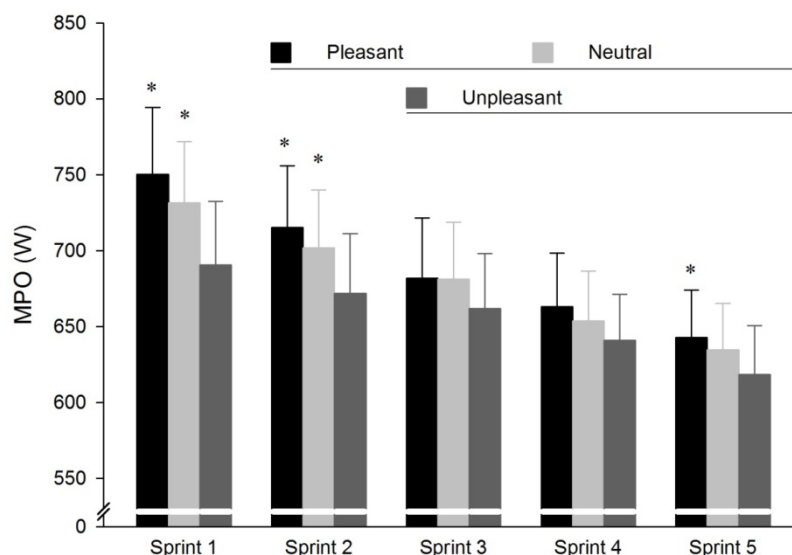


FIGURE 26. Valeurs (moyennes \pm SE) de la puissance moyenne (MP) en fonction des conditions et des sprints. Les barres horizontales indiquent une baisse significative de la puissance par rapport au 1^{er} sprint. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).

3.4. ACTIVITE EMG

Les résultats de RMS sont présentés dans la Figure 27. L'ANOVA à deux facteurs a montré un effet significatif de la catégorie d'image sur le RMS ($F_{2,22} = 5,26$; $p < 0,05$; $\eta^2 = 0,32$). En effet, RMS était significativement plus élevé lors de la session plaisante comparativement à la session déplaisante, néanmoins les comparaisons des sessions plaisante vs neutre et neutre vs déplaisante n'ont pas montré de différences significatives (respectivement $p > 0,05$ et $p = 0,069$).

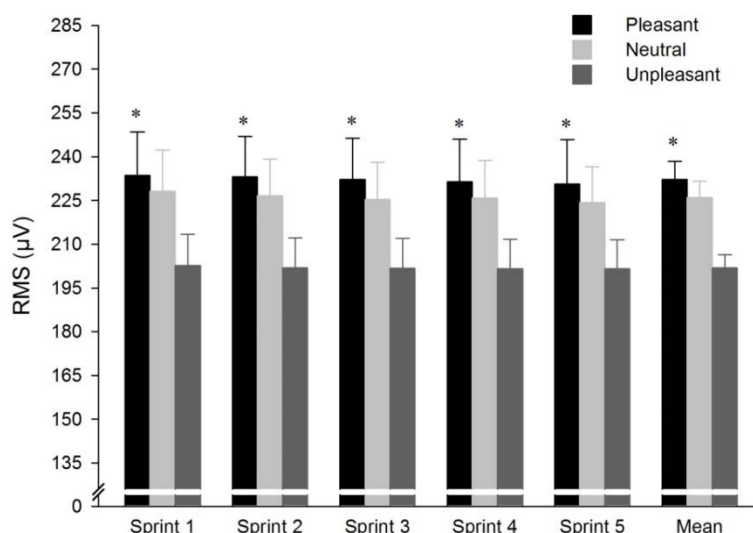


FIGURE 27. Valeurs (moyennes \pm SE) de RMS en fonction des conditions et des sprints. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).

Les valeurs moyennes de MF sont présentées dans la Figure 28. L'ANOVA a montré des effets significatifs de la catégorie d'images ($F_{2,22} = 6,72$; $p < 0,01$; $\eta^2 = 0,38$) et de sprint ($F_{4,44} = 11,16$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,50$). Les tests post-hoc ont révélé que MF était significativement plus élevée dans les sessions plaisante et neutre comparativement à la session déplaisante, de plus, MF a diminué significativement à partir du 3^{ème} sprint comparativement au 1^{er} sprint. Par ailleurs, l'interaction entre les facteurs étudiés n'était pas significative ($p > 0,05$).

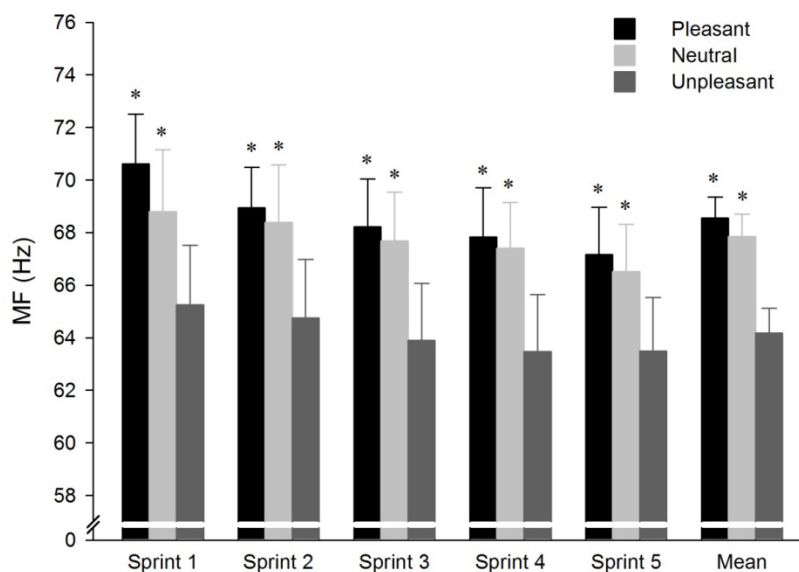


FIGURE 28. Valeurs (moyennes \pm SE) de la fréquence médiane (MF) en fonction des conditions et des sprints. * différence significative comparativement aux images déplaisantes ($p < 0,05$).

3.5. EFFICACITE NEUROMUSCULAIRE

Les valeurs moyennes de NME sont rapportées dans la Figure 29. L'ANOVA a démontré un effet significatif de sprint sur NME ($F_{4,44} = 13,35$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,55$). En effet, NME diminue significativement à partir du 3^{ème} sprint comparativement au 1^{er} sprint ($p < 0,05$). Cependant, l'analyse des résultats de NME n'a pas montré un effet significatif de la catégorie d'images ni d'effet d'interaction entre la catégorie d'images et le sprint.

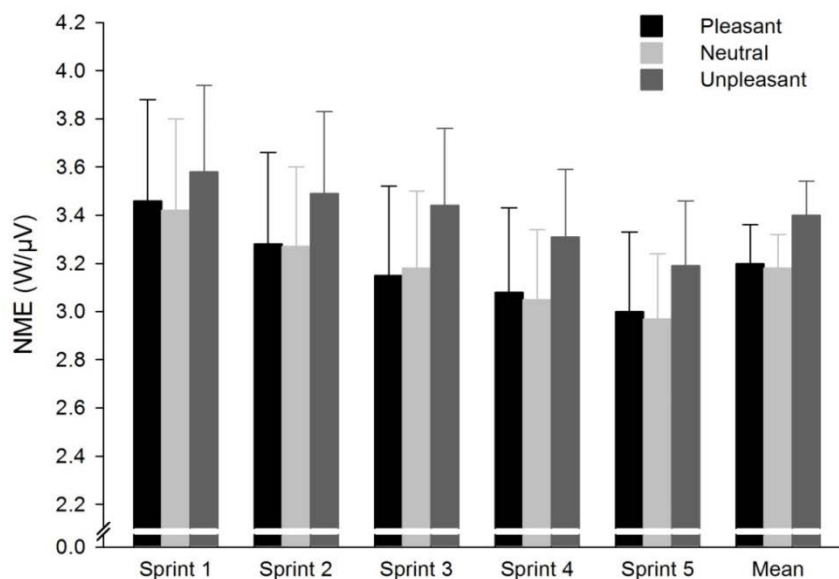


FIGURE 29. Valeurs (moyennes \pm SE) de l'efficacité neuromusculaire (NME) en fonction des conditions et des sprints.

4. DISCUSSION

Le premier objectif de cette étude était d'examiner le rôle la valence émotionnelle (plaisir – déplaisir) sur la performance lors des sprints répétés en mesurant l'activité EMG. Le deuxième objectif était de déterminer si la disparition de l'effet des émotions sur la puissance mécanique du 3^{ème} au 5^{ème} pourrait résulter d'une modulation de la commande centrale ou à l'apparition de la fatigue périphérique avec la répétition des sprints.

En accord avec le modèle du gouverneur central (St Clair Gibson et Noakes, 2004) et les suggestions de Baron et al. (2011), les résultats de la présente étude ont montré que les stimuli émotionnels affectent la performance neuromusculaire lors de l'épreuve de répétition de sprints sur ergocycle. En effet, l'augmentation de la puissance mécanique observée au cours des deux premiers sprints dans le contexte plaisant était associée à une activité EMG plus élevée comparativement au contexte déplaisant. De plus, MF était plus élevé dans le contexte plaisant comparativement au contexte déplaisant. Ainsi, ces résultats démontrent que le nombre d'unités motrices recrutées et la vitesse de conduction des fibres musculaires ont été plus importants dans le contexte plaisant comparativement au contexte déplaisant.

L'effet des stimuli émotionnels sur la puissance mécanique a disparu à partir du 3^{ème} sprint mais l'amplitude du signal EMG était plus élevée jusqu'au dernier sprint, et ce, malgré l'apparition de la fatigue périphérique qui s'illustre dans l'augmentation de RPE et une diminution de NME à partir du troisième sprint. Ceci est un point crucial car il a été proposé

que, lorsque l'intensité de l'exercice est élevée, comme il est le cas dans la présente étude, les réactions physiologiques dominent la capacité du système nerveux à traiter l'information, de sorte que l'information externe (i.e., image valencée) ne serait plus prédominante (Tenenbaum, 2001). Néanmoins, les scores RPE lors du sprint final n'ont pas dépassé 15, même si les participants étaient informés du nombre de sprints avant le début d'épreuve. Par conséquent, ces résultats suggèrent que le faible niveau de l'effort perçu, même à la fin du dernier sprint, a permis pour le système nerveux central de continuer à traiter l'information émotionnelle perçue de l'environnement extérieur.

L'effet des images émotionnelles sur l'activité neuronale observé dans cette étude était concordant avec les études antérieures. Pereira et al. (2006) ont observé un effet durable des émotions sur la performance lors de la tâche de l'apparition du stimulus cible et la pression du bouton-réponse avec l'augmentation du nombre de répétitions (Pereira et al., 2006). En effet, le temps de réaction était plus faible lorsque les sujets étaient exposés à des images plaisantes et neutres comparativement aux images déplaisantes (Pereira et al., 2006). Cet effet a persisté tout au long des 24 répétitions lors desquelles des images de même valence ont été visualisées (Pereira et al., 2006). Ainsi l'effet durable des stimuli émotionnels sur l'activité neuronale durant l'épreuve de répétition de sprints pourrait être due à l'induction d'un état émotionnel altérée, ce qui a probablement résulté de l'activation de l'aspect appétitif de la motivation dans le contexte plaisant et l'activation de l'aspect aversif de la motivation dans le contexte déplaisant (Lang et al., 1997).

Nos résultats ont montré que l'augmentation de la performance neuromusculaire dans le contexte plaisant n'était pas associée à des scores RPE plus élevés comparativement au contexte déplaisant. D'après le MGC (St Clair Gibson et Noakes, 2004), le RPE a été présenté comme le reflet des altérations des afférences neuronales, de sorte que l'augmentation de l'activité EMG aurait été prévu d'augmenter la perception sensorielle de la fatigue. Cependant, plusieurs études ont montré que l'effort perçu a également une composante affective et dépend de facteurs psychologiques tels que l'affect, l'humeur, etc. (Baden et al., 2005; St Gibson et al., 2006). Par exemple, Baden et al. (2005) ont montré que l'augmentation de la réponse affective négative (i.e., déplaisante) a été associée à l'augmentation des scores RPE. Comme le suggère l'étude de Coudrat et al. (2014), ces résultats démontrent l'existence d'un processus de régulation affecté par l'expérience antérieure de l'exercice.

En contraste avec les résultats obtenus pour l'activité neuronale, les résultats obtenus de la puissance mécanique ont révélé un effet transitoire des émotions. Durant les deux premiers

sprints, les stimuli plaisants ont permis l'augmentation à la fois de l'activité neuronale et la puissance mécanique externe comparativement aux stimuli déplaisants. Néanmoins, à partir du 3^{ème} sprint, la puissance mécanique externe était similaire dans le contexte plaisant et déplaisant alors que l'activité neuronale était plus élevée dans le contexte plaisant. Ces résultats suggèrent la disparition de l'effet des émotions sur la puissance mécanique du 3^{ème} au 5^{ème} sprint. L'activité neuronale a été maintenue dans tous les sprints, indépendamment des stimuli émotionnels, ce qui suggère que la commande du système nerveux central n'a pas été altérée avec les répétitions de sprint. Cependant, les résultats de la présente étude ont montré une diminution de la NME à partir du 3^{ème} sprint, ce qui suggère la présence d'altération de l'état des propriétés contractiles des muscles (i.e., la fatigue périphérique) après les deux premiers sprints. Par conséquent, on peut supposer que des facteurs périphériques agissant sur les propriétés contractiles ont annulé les effets bénéfiques des stimuli plaisants sur la puissance mécanique externe du 3^{ème} au 5^{ème} sprint. Ces résultats sont en concordance avec les études antérieures (Racinais et al., 2005a; Zarrouk et al., 2012). En effet, l'évolution de la puissance mécanique lors de l'épreuve de répétition de sprints dépend de l'état des propriétés contractiles des muscles.

5. CONCLUSION

Les résultats de la présente étude ont montré que les stimuli émotionnels, en agissant sur les commandes centrales, affectent la performance neuromusculaire durant l'épreuve de répétition de sprints sur ergocycle. Lors de la session plaisante, l'activité électromyographique et la fréquence médiane étaient plus élevées comparativement à la session déplaisante. Bien que l'effet bénéfique des émotions plaisantes sur ces mécanismes centraux ait persisté tout au long des cinq sprints, l'effet sur la production mécanique a été limité seulement aux 2 premiers sprints. Ces observations ont été associées à une diminution de NME à partir du 3^{ème} sprint, ce qui suggère l'apparition de fatigue périphérique avec la répétition des sprints.

Envisagés collectivement, ces résultats ont des implications intéressantes pour les programmes d'entraînement visant l'amélioration de la puissance musculaire. Tout d'abord, nos résultats suggèrent que les images plaisantes pourraient être utilisées comme des stimuli externes afin d'augmenter la performance neuromusculaire. Deuxièmement, il semble que le retard dans l'apparition de la fatigue périphérique pourrait être une option qui permettrait de préserver les effets bénéfiques des émotions plaisantes sur la puissance mécanique pendant l'exercice de répétition de sprints.

DISCUSSION GENERALE

L'ensemble de ce travail de thèse s'est attaché à étudier les facteurs intrinsèques et extrinsèques qui influencent la puissance mécanique au cours des exercices de sprint de courte durée sur bicyclette ergométrique.

Dans un premier temps, nous avons examiné la reproductibilité des composantes intrinsèques mécaniques de la relation force-vitesse sur ergocycle au cours des exercices de pédalage et de manivellage. Les résultats de cette première partie révèlent que la reproductibilité de ces composantes dépend de la modalité de l'exercice (pédalage vs manivellage) et du genre (hommes vs femmes). De plus, au moins une séance d'adaptation aux modalités d'exercices serait nécessaire pour obtenir des mesures fiables.

Dans la deuxième partie, nous avons examiné l'effet de la force de freinage sur la reproductibilité des variables mécaniques et physiologiques lors d'un test de Wingate afin de vérifier si la reproductibilité serait affectée par le niveau de force de freinage utilisée. Ainsi, deux forces de freinage ont été utilisées : 8,7%, et 11% de la masse corporelle. Les résultats de cette étude révèlent une reproductibilité comparable entre les forces de freinage, mais l'utilisation d'une force de freinage non-optimale sous-estime la puissance mécanique.

Par la suite, dans la troisième partie, nous avons étudié le niveau de sous-estimation de la puissance maximale en comparant les résultats de puissance obtenus avec ces deux charges (i.e., 8,7 et 11% de la masse corporelle) et les résultats de la relation force-vitesse en fonction du niveau athlétique des sujets. Les résultats de cette étude révèlent que la sous-estimation de la puissance maximale à travers le test de Wingate serait plus importante et qu'une force de freinage de 10% de la masse corporelle serait optimale et mieux indiquée que les charges souvent utilisées dans la littérature (e.g., 7,5 et 8,7% de la masse corporelle), au moins pour des sujets non-entraînés, pour maximiser les variables mécaniques lors du test de Wingate.

Par ailleurs, l'effet du contexte émotionnel sur la puissance mécanique a été examiné dans la quatrième partie. Les résultats de cette dernière partie révèlent que les facteurs extrinsèques affectent la puissance musculaire au cours des sprints répétés notamment selon le contexte émotionnel. Néanmoins, l'effet du contexte plaisant n'était pas significatif comparativement au contexte neutre, ceci suggère la nécessité d'élever le niveau d'activation émotionnelle en combinant l'effet des stimuli visuels avec des stimuli auditifs.

Nos travaux expérimentaux présentent néanmoins quelques limitations méthodologiques que nous attacherons à souligner dans les paragraphes suivants.

1. CRITIQUES METHODOLOGIQUES DE LA MESURE DE PUISSANCE SUR ERGOCYCLE

1.1. EXERCICE POLY-ARTICULAIRE

La mesure des capacités mécaniques des membres supérieurs ou inférieurs lors des exercices isoinertiels (i.e., balistiques) poly-articulaires, en particulier sur ergocycle, pose quelques problèmes. La relation force-vitesse étudiée lors de ce type d'exercices ne ressemble plus à celle d'un muscle isolé, mais à l'ensemble des muscles sollicités agissant dans une configuration anatomique particulière. Ainsi, les propriétés mécaniques mesurées sont la combinaison des propriétés mécaniques des différents groupes musculaires et notamment des muscles principalement impliqués dans l'exercice.

En plus des facteurs influençant le travail des muscles (e.g., dimension des bras de levier musculaires et osseux, angle de pennation des fibres musculaires, etc.), d'autres facteurs interviennent dans l'exercice poly-articulaire, comme la coordination entre les différents groupes musculaires, qui est influencée par leurs caractéristiques mécaniques, l'articulation qu'ils mobilisent et leur rôle dans la production de travail (e.g., production ou transfert de force, stabilisation d'une articulation, etc.) (Herzog, 2000). Ainsi, lors d'un exercice poly-articulaire, les capacités de travail maximal, et donc de production de P_{\max} , sont obtenues en optimisant le système entier.

Il est intéressant de souligner que tous les muscles, ayant des conditions optimales différentes de travail (Herzog, 2000), ne peuvent maximiser leur puissance dans les mêmes configurations articulaires ou aux mêmes vitesses de contraction. Il se peut alors que les conditions d'optimisation du système entier ne correspondent pas aux conditions optimales de travail pour chaque muscle (Herzog, 2000). Par conséquent, les études réalisées sur des exercices poly-articulaires (e.g., pédalage) correspondent à l'analyse des caractéristiques du système musculaire sollicité pris dans sa globalité et non à l'étude des caractéristiques de chaque muscle.

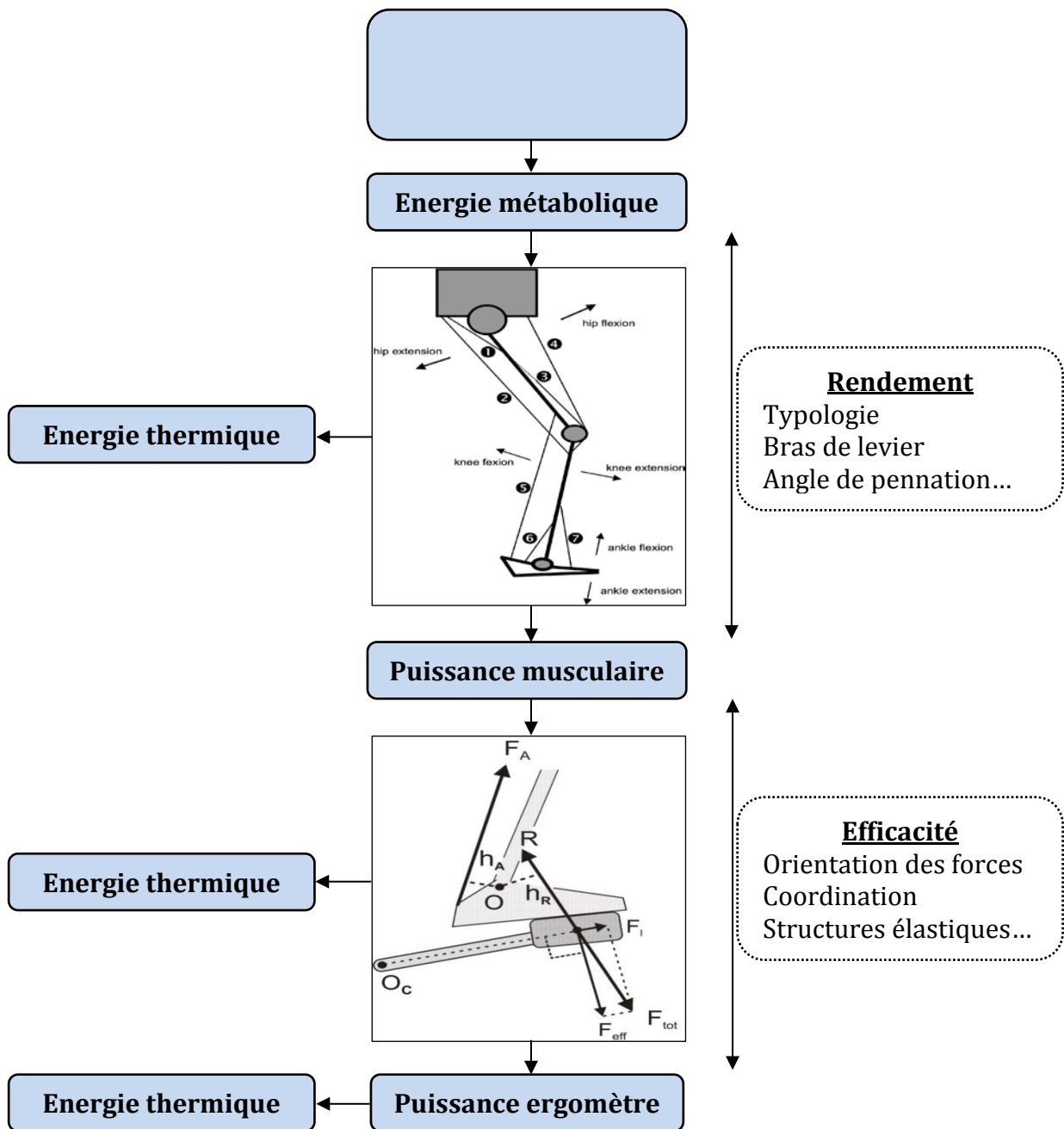


FIGURE 30. Le rendement mécanique dépend du rendement des muscles sollicités et de l'efficacité de pédalage.

Les muscles sollicités lors d'exercices de pédalage sur ergocycle ne travaillent pas à leurs vitesses optimales de contractions. De ce fait, ils ne sont pas à leur rendement maximal. Celui-ci est déterminé en calculant le rapport entre l'énergie mécanique produite (i.e., la puissance mécanique externe) et l'énergie métabolique consommée (i.e., l'énergie fournie par les processus métaboliques). Sur la fibre isolée, le rendement maximal correspondant à une vitesse de contraction optimale ne dépasse pas 30% (He et al., 2000). De plus, le rendement maximal des fibres de type I (i.e., fibres lentes) se situe à des vitesses de contraction plus faibles comparativement aux fibres de type II (i.e., fibres rapides) (He et al., 2000). Le rendement musculaire lors des exercices poly-articulaires sur ergocycle est plus faible comparativement à une fibre isolée. Par exemple, lors d'un test de Wingate le rendement musculaire varie entre 20 et 25% (Bediz et al., 1998).

Ces différences entre fibres musculaires et mouvements de pédalage sont dues en partie par au fait que tous les muscles ne travaillent pas à leurs vitesses optimales mais en partie aussi par la nature de l'exercice de pédalage (Hug et Dorel, 2009). En effet, la puissance développée sur ergocycle ne dépend pas de la force totale développée sur les pédales par les différents groupes musculaires mais principalement de la force effective (i.e., force tangentielle) utilisée pour faire tourner les pédales, puisqu'une partie de la force totale (i.e., force inutile) est utilisée pour étirer ou compresser le levier (Dorel et al., 2010). Ainsi, seule la force tangentielle est utilisée pour produire de l'énergie mécanique sur l'ergomètre. Le rapport entre cette force par la force totale représente donc l'indice d'efficacité. Celui-ci dépend de la phase du cycle de pédalage et de la vitesse de pédalage et se situe à environ 75% sur un cycle entier de pédalage.

Envisagées collectivement, ces observations suggèrent que P_{\max} mesurée au cours des exercices de sprint sur ergocycle ne reflète pas la puissance des processus métaboliques de resynthèse de l'énergie, notamment les voies alactique et lactique, sur la durée du sprint (Figure 30). En plus de l'énergie utilisée dans les processus préparatoires de la contraction (e.g., activité de l'ATPase $\text{Na}^+\text{-K}^+$ membranaire impliquée dans le couplage excitation-contraction, activité de l'ATPase- Ca^{2+} du réticulum sarcoplasmique, etc.) (Poortmans et Boisseau, 2009), une partie de l'énergie est dissipée au niveau musculaire dû de fait que les muscles sollicités ne travaillent pas à leurs vitesses optimales (i.e., pertes musculaires), et une autre partie d'énergie est dissipée au cours du cycle de pédalage qui est liée à l'efficacité du mouvement de pédalage (i.e., pertes mécaniques). Ainsi, la puissance mécanique externe

mesurée au niveau de l'ergomètre reflète indirectement une part plus au moins importante de l'énergie métabolique (Figure 30).

Par ailleurs, les propriétés des structures élastiques musculaires (e.g., tendons, aponévroses, etc.) peuvent également influencer les capacités mécaniques globales (e.g., la puissance maximale) des muscles sollicités lors de l'exercice de pédalage (Driss et al., 2012). Les relations force-vitesse sur ergocycle sont alors à considérer comme les capacités mécaniques globales des membres sollicités agissant en tant que générateur de puissance intégré et rendant compte des limites mécaniques du moteur biologique de l'individu.

1.2. INERTIE DES MEMBRES

L'inertie des différents segments lors des exercices de pédalage ou de manivellage n'a pas été prise en compte dans le calcul de la puissance dans les différents travaux expérimentaux de cette thèse. En effet, la puissance mécanique mesurée au moyen de différentes épreuves sur ergocycle ne correspond pas exactement à la puissance mécanique produite par les groupes musculaires des membres sollicités mais à la puissance mécanique externe. Ainsi, il est nécessaire de prendre en compte, dans le calcul de la puissance, non seulement la puissance externe dissipée contre les forces externes liées aux résistances de l'ergomètre (e.g., force de freinage, volant d'inertie, etc.) mais aussi la puissance nécessaire pour augmenter l'inertie des segments corporels mobilisés au cours de l'exercice (Barratt et al., 2011).

1.3. BRAS DE LEVIER

Les bras de levier sont parmi les facteurs qui influencent le travail des muscles *in vivo*. Ainsi, il est nécessaire de prendre en compte la longueur des bras de levier (i.e., longueur de manivelle) en fonction de la taille des membres sollicités. La longueur des manivelles d'ergocycles utilisés dans les travaux expérimentaux de cette thèse était la même (i.e., 17 cm). Les vitesses angulaires des différentes articulations au cours d'un exercice de sprint sont affectées par la taille des membres sollicités. Par conséquent, un cycle de pédalage correspond à un déplacement angulaire plus important chez les individus de petite taille. De même, un cycle de pédalier correspond à un déplacement angulaire plus important pour les membres supérieurs comparativement aux membres inférieurs. Dans ce contexte la vitesse de pédalier correspond à des vitesses angulaires plus élevées. Toutefois, pour la relation force-vitesse sur ergocycle, la longueur des manivelles a des effets opposés sur V_0 et F_0 (Vandewalle et al., 1985a), mais sans effet significatif sur P_{max} . Dans une autre étude, Inbar et al. (1983) ont constaté que la longueur optimale pour maximiser PP et MP lors d'un test de Wingate était

respectivement de 16,6 et 16,4 cm. De plus, des études plus récentes ont démontré que la longueur standard des manivelles (i.e., 17 cm) ne compromet pas P_{\max} chez différentes populations (Barratt et al., 2011; Martin et al., 2002; Martin et Spirduso, 2001).

1.4. METHODE DE CALCUL DE LA PUISSANCE MECANIQUE

Les protocoles de détermination de la relation force-vitesse pour les membres supérieurs ou inférieurs consistaient en la répétition de sprints maximaux contre différentes forces de freinage (Vandewalle et al., 1985c; Vandewalle et al., 1987a). Au cours de chaque sprint, la force développée par les différents groupes musculaires sollicités permet de vaincre les forces de friction de la courroie et ainsi d'accélérer le volant d'inertie dont la vitesse est mesurée. En accord avec le principe fondamental de la dynamique, la force propulsive transmise au volant est égale à la force de freinage fixée au préalable lorsque la vitesse du volant d'inertie atteint sa valeur maximale. Chaque sprint réalisé par l'individu permet d'obtenir une valeur de vitesse correspondant à la force de freinage fixée préalablement sur le panier de l'ergocycle. Cette méthode permet d'obtenir la relation force-vitesse ainsi qu'une estimation des composantes mécaniques de chaque individu. Toutefois, cette méthode sous-estime P_{\max} développée par les différents membres sur l'ergocycle. Dans ce contexte, en plus de l'énergie utilisée pour accélérer les segments (i.e., énergie cinétique) qui n'est pas prise en compte, l'énergie dissipée dans l'accélération du volant d'inertie de l'ergocycle n'est pas prise en compte dans le calcul de la puissance (Lakomy, 1986). En effet, une partie de la force appliquée aux pédales par les membres est utilisée pour vaincre la force de freinage et une autre une partie de la force est dissipée dans l'accélération du volant d'inertie de l'ergomètre.

Lakomy (1986) a proposé une méthode simple pour déterminer la force dissipée dans la phase d'accélération du volant d'inertie. Cette méthode consiste à mesurer la décélération du volant en fonction de différentes forces de freinage (de 0,5 à 6 kg) permettant ensuite de tracer une relation linéaire de la force inertielle (F_I) en fonction de l'accélération du volant:

$$F_I \text{ (kg)} = b \times \text{accélération (rpm.s}^{-1}\text{)} + a \quad \text{ÉQUATION 66}$$

La puissance corrigée est ainsi calculée en prenant en considération la force de friction (F_F) imposée au volant d'inertie et la force d'inertie (F_I) :

$$P = (F_F + F_I) \times V \quad \text{ÉQUATION 67}$$

Par conséquent, P_{\max} peut être mesurée au cours d'un sprint contre une force de freinage inférieure à la force optimale à condition de calculer à chaque tour la variation d'énergie

cinétique du volant d'inertie de l'ergocycle et d'ajouter cette valeur à la puissance dépensée contre la force de freinage (Lakomy, 1986). Cette méthode de correction permet d'obtenir des valeurs de puissance plus élevées. Le PP ainsi calculé est indépendant de la force de freinage à condition que celle-ci soit inférieure à la force optimale. Cette relative indépendance PP et de la force de freinage ne signifie pas que la puissance est indépendante de la force ou de la vitesse. En effet, la vitesse de pédalage passe de la valeur zéro au début du sprint jusqu'à la valeur pic. Celle-ci, correspondant à la force de freinage imposée, est supérieure à la vitesse optimale. Ainsi, lors du sprint, la vitesse passe obligatoirement par la vitesse optimale. L'individu produit alors une P_{\max} à condition que l'activation des muscles sollicités soit maximale à cet instant.

Au cours d'un sprint de 6 s sur ergocycle l'évolution de la force et de la vitesse est inverse. La force totale appliquée sur les manivelles est maximale au début de l'exercice alors que la vitesse est minimale cette relation s'inverse au fil du temps et ainsi la vitesse est maximale à la fin du sprint alors que la force totale est minimale (Driss et Vandewalle, 2013). Par conséquent, certains auteurs ont mis en évidence la possibilité de tracer la relation force-vitesse au cours d'un seul sprint sur ergocycle à frein mécanique en considérant la phase d'accélération du volant d'inertie (Arsac et al., 1996; Seck et al., 1995). P_{\max} est alors calculée à partir d'un seul sprint contre une seule force de freinage en déterminant la relation entre la vitesse angulaire et le moment maximal (Arsac et al., 1996; Seck et al., 1995). Ainsi, à partir des variations d'énergie cinétique du volant d'inertie à chaque cycle de pédalage, il est possible de mesurer la force moyenne correspondante à la vitesse moyenne de chaque cycle de pédalage. Etant donné que la vitesse augmente significativement de début du sprint jusqu'à atteindre sa valeur maximale, il est possible de reconstituer la relation force-vitesse à partir des valeurs de force mesurées à chaque cycle de pédalage à condition que le sujet exerce un effort maximal du début à la fin de l'exercice. Dans ce contexte, l'utilisation de faible force de freinage (e.g., 2 kg chez un adulte) est conseillée afin que le pic de vitesse soit suffisamment élevé et qu'ainsi la relation moment-vitesse soit déterminée sur une étendue de vitesses assez large.

Sur ergocycle à résistance électronique disposant de jauges de contraintes collées sur les manivelles et d'un volant cinétique important, il est possible de déterminer la relation moment-vitesse lors d'un seul sprint (Buttelli et al., 1996; Capmal et Vandewalle, 1997, 2010). Les valeurs de P_{\max} mesurées sur ce type d'ergomètre sont légèrement supérieures à celles mesurées au cours d'un sprint sur ergocycle à frein mécanique de type Monark. Les

études réalisées sur l'ergocycle électronique suggèrent l'existence de transferts, au moins partiels, entre les énergies cinétiques et potentielles des membres inférieurs et l'énergie cinétique du volant de l'ergocycle que le sujet pédale avec cale-pieds (Buttelli et al., 1996) ou sans cale-pieds (Capmal et Vandewalle, 1997).

Dans une étude comparative des valeurs maximales de puissance obtenues à partir des procédures de correction proposées par Lakomy (1986) (i.e., PP_{corr} au cours de la phase d'accélération) et des procédures classiques d'optimisation (i.e., P_{max} de la relation force-vitesse), Winter et al. (1996) ont constaté que la reproductibilité de PP_{corr} était moins bonne que la reproductibilité de P_{max} . En effet, le coefficient de corrélation test-retest était plus faible pour PP_{corr} comparativement à P_{max} chez les hommes et les femmes (0,530 vs 0,972 chez des hommes et 0,922 vs 0,952 chez des femmes). De plus, les coefficients de variation (CV) de PP_{corr} étaient plus élevés chez les hommes (6,9% pour PP_{corr} vs 2,7% pour P_{max}), mais pas chez les femmes (3,7% pour PP_{corr} vs 4,2% pour P_{max}). Dans une autre étude, Smith et al. (2007) ont constaté que les CV étaient de 2,8% pour P_{max} et 4,5% PP_{corr} lors d'un exercice de sprint sur ergocycle avec les membres supérieurs.

Parmi les facteurs qui peuvent expliquer la mauvaise reproductibilité de PP_{corr} , les oscillations de la puissance corrigée, i.e., le produit de la vitesse et de la force corrigée qui prend en compte non seulement la force de freinage mais également la force nécessaire à l'accélération du volant d'inertie (Equation 66). Les différentes causes de l'oscillation de la puissance corrigée lors d'un sprint maximal sur ergocycle ont été présentées dans l'étude de Seck et al. (1995). Les origines de ces oscillations pourraient être soit mécaniques, méthodologiques ou encore biologiques (liées aux sujets). Les oscillations mécaniques ont une part non négligeable dans l'oscillation de la puissance corrigée. En effet, si le centre de masse du volant d'inertie ne coïncide pas exactement avec son axe de rotation, une quantité de travail égale au produit $m \times g \times h$ doit être ajoutée ou soustraite du travail calculé respectivement lorsque le centre de masse monte ou descend. Par exemple, à une vitesse de 120 rpm, le temps entre les points faibles et élevés du centre du volant de la masse est égale à 0,067 s pour un ergomètre Monark et la puissance correspondant à ce déplacement est égale à $0,293 \text{ W.kg}^{-1}.\text{mm}^{-1}$, soit une oscillation de puissance d'environ $\pm 3 \text{ W}$ pour un volant d'inertie de 10 kg dont le centre de gravité est situé à 1 mm en dehors de son axe.

Les différences entre la jambe droite et la jambe gauche et les fluctuations de l'activation des muscles lors d'un cycle de pédalage (Vandewalle et al., 1991) sont des causes biologiques possibles des oscillations de la force et de la puissance corrigées. Dans le cas d'une différence

significative entre la puissance maximale de la jambe droite et gauche, la vitesse optimale de la pédale doit être atteinte lorsque la jambe la plus puissante pousse sur la manivelle. L'effet d'une différence entre la puissance maximale des jambes droite et gauche sur PP_{corr} devrait être plus importante à faible couple de freinage en raison de la grande variation de vitesse de pédale entre le début et la fin d'un cycle de pédalage correspondant à PP_{corr} . Par exemple, dans l'étude de Seck et al. (1995) la fréquence de la pédale avec 2 kg était de 89 rpm au début et 149 rpm à la fin de la révolution optimale alors qu'il variait de 108 à 114 rpm avec 8 kg. Les études comparant la puissance corrigée et non corrigée ont utilisé généralement une fréquence d'échantillonnage de 20 Hz (James et al., 2007). A 120 rpm, le déplacement angulaire du volant entre deux mesures est d'environ 40° avec cette fréquence d'échantillonnage, ce qui est probablement très élevé pour une détermination précise de la révolution optimale pendant la phase d'accélération à faible force de freinage.

Par ailleurs, il semble que la méthode de correction de la puissance n'affecte pas de la même manière les valeurs de PP et MP lors d'un test de Wingate puisque la puissance corrigée décroît plus rapidement après le pic comparativement à la puissance non-corrigée. Par exemple, Bassett (1989) a constaté une sous-estimation de 6,1% et 3,1% respectivement pour PP et MP. Reiser et al. (2000) ont rapporté une sous-estimation de 20,3% et 3,1% respectivement pour PP et MP. En plus des différences entre les modèles d'ergocycles (e.g., variation de la masse de la roue, etc.), les divergences entre les études antérieures pourraient s'expliquer aussi par les différences entre les méthodes de détermination du moment d'inertie (exprimé en $kg.m^2$). Par exemple, Franklin et al. (2007) ont observé une surestimation du moment d'inertie de 14,15% par la méthode traditionnelle (Lakomy, 1986) comparativement à la méthode directe de mesure du moment d'inertie au cours du sprint.

Plus récemment, certains auteurs ont proposé une nouvelle méthode de mesure de P_{max} développée lors d'un sprint de 6 s sur ergocycle se basant sur l'analyse de la vitesse angulaire du volant d'inertie à l'aide d'un système d'analyse de mouvement (e.g., vicon) et des capteurs placés sur le volant d'inertie et les manivelles (Duffy et al., 2012; Watson et al., 2014). Grâce à cette méthode, Watson et al. (2014) ont obtenu des valeurs de P_{max} significativement plus élevées comparativement à la méthode d'optimisation proposée par Lakomy (1986) chez des hommes et des femmes. Toutefois, la reproductibilité de cette méthode semble moins bonne étant donné que les valeurs d'ICC pour les hommes et les femmes étaient respectivement de 0,846 et 0,840. Néanmoins, dans cette étude, les auteurs ont utilisé un seul paramètre de reproductibilité relative (i.e., ICC), mais aucun paramètre de la reproductibilité absolue (e.g.,

SEM, CV, etc.). Par ailleurs, cette méthode nécessite l'utilisation de matériels sophistiqués ainsi que des conditions expérimentales contraignantes entravant ainsi sa fiabilité et son accessibilité dans l'évaluation de P_{\max} sur ergocycle.

2. REPRODUCTIBILITE ET NIVEAU D'EXPERTISE

La reproductibilité ou fidélité des objets de mesure des tests physiques est une condition importante notamment dans l'étude de l'évolution des caractéristiques mécaniques des groupes musculaires sollicités. Plusieurs facteurs peuvent influencer la reproductibilité d'une mesure d'un test physique notamment le niveau d'expertise des sujets dans l'activité. Ainsi, le niveau d'expertise dans le pédalage a été évoqué comme un facteur non négligeable qui influence la reproductibilité des mesures de puissance lors d'exercices de sprints sur ergocycle (Hopkins et al., 2001).

Toutefois, les participants des différentes études de ce travail de thèse n'étaient pas impliqués dans des activités de cyclisme. De plus, Coleman et al. (2005) ont constaté que la reproductibilité des indices mécaniques du test de Wingate ne s'était pas améliorée au fil des sessions (4 sessions expérimentales) chez des cyclistes professionnels, mais les valeurs maximales de CV ont été observé entre la session 3 et 4 (Tableau 16).

TABLEAU 16. Coefficients de variation (CL à 95%) des indices mécaniques lors d'un test de Wingate sur ergocycle de type Kingcycle chez des cyclistes professionnels (n = 11) (Coleman et al., 2005).

Variable	Session 1 et 2	Session 2 et 3	Session 3 et 4
PP (W)	4,5% (3,2-8,1)	3,8% (2,7-7,0)	5,5% (3,9-10,2)
MP (W)	2,3% (1,6-4,2)	1,8% (1,3-3,2)	2,4% (1,7-4,2)
FI (%)	14,0% (10,3-27,8)	12,9% (9,4-25,4)	21,5% (16,2-45,8)

3. CHOIX D'INDUCTEURS EMOTIONNELS

Le contexte émotionnel dans la dernière étude a été modulé grâce à des images affectives tirées de l'IAPS (Lang et al., 2005). Les résultats de cette étude ne montrent pas de différence significative entre le contexte plaisant comparativement au contexte neutre pour l'ensemble des variables étudiées. Bien que les résultats de l'étude révèlent que la moyenne des scores de la valence (i.e., plaisir) de notre population était similaire à celle de l'IAPS, la moyenne des scores de l'activation (i.e., éveil émotionnel) des images plaisantes était significativement plus faible comparativement aux images déplaisantes (Tableau 17). Ainsi, ce faible niveau

d'activation des images plaisantes pourrait expliquer en partie l'absence de différence entre le contexte plaisant et neutre.

La valence émotionnelle positive-négative est considérée comme le noyau conceptuel de la motivation qui est intégrée dans le fonctionnement psychologique et biologique des individus assurant ainsi le contrôle du mouvement. Les réponses positives activent l'aspect appétitif de la motivation tandis que les réponses négatives activent l'aspect aversif de la motivation. Néanmoins, au concept de la valence s'ajoute indissociablement celui de l'activation. L'activation renvoie à l'énergie mobilisée dans les processus motivationnels indépendamment de leur valence (Lang et al., 2005). La variabilité des réponses émotionnelles (e.g., niveau d'activation) aux différents stimuli pourrait alors affecter le niveau de motivation entre les individus.

TABLEAU 17. Moyenne des scores pour la valence et l'activation de la population de l'étude N° 4 et selon l'IAPS.

Images	Valence		Activation	
	<i>Etude N° 4</i>	<i>IAPS</i>	<i>Etude N° 4</i>	<i>IAPS</i>
Plaisantes	6,3	6,9	4,5	6,1
Neutres	5,3	5,1	2,3	3,2
Déplaisantes	1,2	2,2	7,8	5,8

Par ailleurs, l'utilisation d'autres sources de motivation extrinsèque comme la musique pourrait augmenter le niveau d'activation au cours de l'exercice. Dans la littérature, les études qui ont examiné les effets de la musique sur les performances lors des exercices de longue durée sollicitant notamment le métabolisme aérobie rapportent des effets bénéfiques, e.g., un temps limite lors d'un exercice continu plus élevé (Karageorghis et al., 2009; Terry et al., 2012), une fréquence de pédalage plus importante (Atkinson et al., 2004; Waterhouse et al., 2010), une distance totale parcourue et une puissance développée plus élevés (Waterhouse et al., 2010). Cependant, les études qui ont examiné les effets de la musique sur les performances à des efforts intenses de courte durée présentent quelques divergences. Certains auteurs ont observé des effets significatifs de la musique sur la performance (Chtourou et al., 2012; Eliakim et al., 2007; Jarraya et al., 2012; Stork et al., 2015), d'autres n'ont pas rapporté d'effet bénéfique de la musique (Atan, 2013; Loizou et Karageorghis, 2014; Pujol et Langenfeld, 1999; Yamamoto et al., 2003).

**CONCLUSIONS GENERALES ET
PERSPECTIVES**

En résumé, ce travail de thèse visait à étudier, en utilisant une approche intégrative, les facteurs intrinsèques et extrinsèques influençant la performance lors des sprints maximaux de courte durée sur ergocycle à frein mécanique.

Nos résultats ont montré que la puissance maximale des membres supérieurs ou inférieurs mesurés au moyen d'ergocycle à frein mécanique dépend des conditions optimales de force et de vitesse. La reproductibilité des propriétés mécaniques de la relation force-vitesse sur ergocycle serait influencée par le genre et les membres sollicités. En effet, la reproductibilité des paramètres mécaniques était plus élevée chez les hommes comparativement aux femmes et avec les membres inférieurs comparativement aux membres supérieurs. Ainsi, il est nécessaire de prendre en compte ces résultats notamment dans les études comparatives entre les populations et de réaliser au moins une séance de familiarisation avec les procédures expérimentales.

Les résultats obtenus révèlent que le test de Wingate sous-estime les capacités mécaniques des individus avec les forces de freinages classiques. En effet, les forces optimales pour maximiser les variables mécaniques au cours d'un test de Wingate seraient plus élevées que celles généralement utilisées dans la littérature scientifique et dépendraient du niveau physique des individus. Chez les sujets pratiquant des sports de loisir, la charge optimale devrait être approximativement égale à 10% de masse corporelle. Chez les sportifs plus puissants, le test de Wingate sous-estime les capacités mécaniques même avec une force de freinage de 11% de masse corporelle. Si la puissance maximale est le seul paramètre à mesurer et n'a jamais été évaluée précédemment, le test force-vitesse doit donc être préféré au test de Wingate.

Toutefois, dans le cadre des exercices maximaux, il semble que les stratégies de « pacing » affectent la performance motrice en fonction de la durée et du nombre de répétition de l'exercice. Les résultats obtenus soulignent ainsi qu'il est nécessaire de s'inscrire dans une approche intégrative, tenant compte à la fois des caractéristiques intrinsèques des individus (e.g., caractéristiques physiologiques) et des conditions extrinsèque (e.g., contexte émotionnel) pour comprendre les stratégies cognitives adoptées dans l'exercice maximal de courte durée et leurs effets sur la performance motrice.

L'ensemble de ces travaux ouvre de nouvelles perspectives de recherche dans des axes aussi variés que l'analyse de la performance physique ou la psychophysiologie de l'exercice.

Dans un premier temps, il semble nécessaire de comparer les différentes méthodes d'évaluation des capacités mécaniques des membres supérieurs et inférieurs sur ergocycle en examinant simultanément la validité, la reproductibilité et la sensibilité de leurs mesures. De plus, il semble que la méthode d'optimisation de la force de freinage à partir de la masse corporelle est inappropriée pour maximiser la puissance mécanique chez certains sujets. Ainsi, il serait intéressant de proposer une méthode alternative d'individualisation de la force de freinage notamment chez les sujets sportifs outre que la méthode classique (i.e., à partir de la masse corporelle) en prenant en considération la durée du sprint et les capacités mécaniques des membres sollicités en particulier la force maximale.

Le deuxième axe de recherche consisterait à poursuivre les investigations portant sur l'effet des émotions sur la performance afin de modéliser la manière dont les processus émotionnels affectent la performance motrice lors des mouvements complexes et non dirigés vers un but (e.g., pédalage). Ainsi, il serait intéressant, d'une part, d'augmenter la charge émotionnelle en vérifiant l'effet combiné de deux stimuli émotionnels (e.g., musique + image) sur la performance au cours des sprints. D'autre part, il serait intéressant d'augmenter le temps de récupération entre les sprints (e.g., > 2 min) de manière à limiter l'apparition de la fatigue périphérique puisqu'en neutralisant le rôle de la fatigue périphérique, l'effet des émotions sur la performance serait isolé. Ainsi, il serait possible d'examiner l'effet des émotions sur les stratégies de coordination des différents groupes musculaires (e.g., durée d'activité musculaire au cours d'un cycle de pédalage, niveau de co-activité des différents muscles, etc.), ce qui aurait de nombreuses implications pratiques et théoriques dans le domaine de la psychophysiologie de l'exercice maximal de courte durée.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahmaidi S, Granier P, Taoutaou Z, Mercier J, Dubouchaud H, Prefaut C. Effects of active recovery on plasma lactate and anaerobic power following repeated intensive exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1996; 28: 450-456.
- Al-Hazzaa HM, Almuzaini KS, Al-Refae SA, Sulaiman MA, Dafterdar MY, Al-Ghamedi A, Al-Khuraiji KN. Aerobic and anaerobic power characteristics of Saudi elite soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 2001; 41: 54-61.
- Alemdaroglu U. The relationship between muscle strength, anaerobic performance, agility, sprint ability and vertical jump performance in professional basketball players. *J Hum Kinet* 2012; 31: 149-158.
- Ansley L, Robson PJ, St Clair Gibson A, Noakes TD. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 309-314.
- Arsac LM, Belli A, Lacour JR. Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 74: 100-106.
- Atan T. Effect of music on anaerobic exercise performance. *Biol Sport* 2013; 30: 35-39.
- Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 1998; 26: 217-238.
- Atkinson G, Reilly T. Circadian variation in sports performance. *Sports Med* 1996; 21: 292-312.
- Atkinson G, Wilson D, Eubank M. Effects of music on work-rate distribution during a cycling time trial. *Int J Sports Med* 2004; 25: 611-615.
- Attia A, Hachana Y, Chaabene H, Gaddour A, Neji Z, Shephard RJ, Chelly MS. Reliability and validity of a 20-s alternative to the wingate anaerobic test in team sport male athletes. *PLoS One* 2014; 9: e114444.
- Attiogbé E, Driss T, Rouis M, Vandewalle H, Le Pellec-Muller A. Etude de la reproductibilité des indices de l'épreuve charge-vitesse sur ergocycle pour les membres inférieurs et les membres supérieurs. *13th International Congress of ACAPS*. Lyon, France, 2009.
- Aubert X. Le mécanisme contractile in vivo: aspect mécanique et thermique. *J Physiol (Paris)* 1956; 48: 105-153.
- Ayalon A, Inbar O, Bar-Or O. Relationships among measurements of explosive strength and anaerobic power. In: Nelson RC, Morehouse CA, eds. *Biomechanics IV: International series on sports sciences*. Baltimore: University Park Press, 1974:527-532.
- Baden DA, McLean TL, Tucker R, Noakes TD, St Clair Gibson A. Effect of anticipation during unknown or unexpected exercise duration on rating of perceived exertion, affect, and physiological function. *Br J Sports Med* 2005; 39: 742-746.
- Bagger M, Petersen PH, Pedersen PK. Biological variation in variables associated with exercise training. *Int J Sports Med* 2003; 24: 433-440.
- Baker JS, McCormick MC, Robergs RA. Interaction among Skeletal Muscle Metabolic Energy Systems during Intense Exercise. *J Nutr Metab* 2010; 2010: 905612.
- Bar-Or O. The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability and validity. *Sports Med* 1987; 4: 381-394.

- Barany M. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J Gen Physiol* 1967: 50: Suppl:197-218.
- Barfield JP, Sells PD, Rowe DA, Hannigan-Downs K. Practice effect of the Wingate anaerobic test. *J Strength Cond Res* 2002: 16: 472-473.
- Baron B, Moullan F, Deruelle F, Noakes TD. The role of emotions on pacing strategies and performance in middle and long duration sport events. *Br J Sports Med* 2011: 45: 511-517.
- Baron R, Bachl N, Petschnig R, Tschan H, Smekal G, Pokan R. Measurement of maximal power output in isokinetic and non-isokinetic cycling. A comparison of two methods. *Int J Sports Med* 1999: 20: 532-537.
- Barratt PR, Korff T, Elmer SJ, Martin JC. Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2011: 43: 1689-1697.
- Bassett DR, Jr. Correcting the Wingate test for changes in kinetic energy of the ergometer flywheel. *Int J Sports Med* 1989: 10: 446-449.
- Bediz CS, Gokbel H, Kara M, Ucok K, Cikrikci E, Ergene N. Comparison of the aerobic contributions to Wingate anaerobic tests performed with two different loads. *J Sports Med Phys Fitness* 1998: 38: 30-34.
- Bell W, Cobner DM. Effect of individual time to peak power output on the expression of peak power output in the 30-s Wingate Anaerobic Test. *Int J Sports Med* 2007: 28: 135-139.
- Beneke R, Hutler M, Jung M, Leithauser RM. Modeling the blood lactate kinetics at maximal short-term exercise conditions in children, adolescents, and adults. *J Appl Physiol (1985)* 2005: 99: 499-504.
- Beneke R, Pollmann C, Bleif I, Leithauser RM, Hutler M. How anaerobic is the Wingate Anaerobic Test for humans? *Eur J Appl Physiol* 2002: 87: 388-392.
- Bernard T, Giacomoni M, Gavarry O, Seymat M, Falgairette G. Time-of-day effects in maximal anaerobic leg exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998: 77: 133-138.
- Billaut F, Basset FA, Falgairette G. Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neurosci Lett* 2005: 380: 265-269.
- Billaut F, Basset FA, Giacomoni M, Lemaitre F, Tricot V, Falgairette G. Effect of high-intensity intermittent cycling sprints on neuromuscular activity. *Int J Sports Med* 2006: 27: 25-30.
- Billaut F, Bishop DJ, Schaerz S, Noakes TD. Influence of knowledge of sprint number on pacing during repeated-sprint exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2011: 43: 665-672.
- Bishop D, Bonetti D, Dawson B. The influence of pacing strategy on VO₂ and supramaximal kayak performance. *Med Sci Sports Exerc* 2002: 34: 1041-1047.
- Bishop D, Spencer M, Duffield R, Lawrence S. The validity of a repeated sprint ability test. *J Sci Med Sport* 2001: 4: 19-29.
- Blonc S, Casas H, Duche P, Beaune B, Bedu M. Effect of recovery duration on the force-velocity relationship. *Int J Sports Med* 1998: 19: 272-276.
- Bogdanis GC, Nevill ME, Lakomy HK, Boobis LH. Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 1998: 163: 261-272.

- Borg G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med* 1970; 2: 92-98.
- Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 1982; 14: 377-381.
- Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement: Bases et applications de la méthode électromyographiques*. Paris: Hermann 1995: 735.
- Bradley AL, Ball TE. The Wingate Test: Effect of Load on the Power Outputs of Female Athletes and Nonathletes. *J Strength Cond Res* 1992; 6: 193-199.
- Brooke MH, Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol* 1970; 23: 369-379.
- Buško K. Changes of power-velocity relationship in volleyball players during an annual training cycle. *Hum Mov* 2009; 10: 149-152.
- Buttelli O, Vandewalle H, Peres G. The relationship between maximal power and maximal torque-velocity using an electronic ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 73: 479-483.
- Capmal S, Vandewalle H. Torque-velocity relationship during cycle ergometer sprints with and without toe clips. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997; 76: 375-379.
- Capmal S, Vandewalle H. Interpretation of crank torque during an all-out cycling exercise at high pedal rate. *Sports Engineering* 2010; 13: 31-38.
- Carvalho HM, Coelho-e-Silva MJ, Goncalves CE, Philippaerts RM, Castagna C, Malina RM. Age-related variation of anaerobic power after controlling for size and maturation in adolescent basketball players. *Ann Hum Biol* 2011; 38: 721-727.
- Chalmers GR, Row BS. Common errors in textbook descriptions of muscle fiber size in nontrained humans. *Sports Biomech* 2011; 10: 254-268.
- Chen M, Bargh JA. Consequences of automatic evaluation: Immediate behavioral predispositions to approach or avoid the stimulus. *Pers Soc Psychol Bull* 1999; 25: 215-224.
- Chtourou H, Chaouachi A, Hammouda O, Chamari K, Souissi N. Listening to music affects diurnal variation in muscle power output. *Int J Sports Med* 2012; 33: 43-47.
- Chtourou H, Zarrouk N, Chaouachi A, Dogui M, Behm DG, Chamari K, Hug F, Souissi N. Diurnal variation in Wingate-test performance and associated electromyographic parameters. *Chronobiol Int* 2011; 28: 706-713.
- Coleman DA, Wiles JD, Nunn M, Smith MF. Reliability of sprint test indices in well-trained cyclists. *Int J Sports Med* 2005; 26: 383-387.
- Coombes SA, Cauraugh JH, Janelle CM. Emotion and movement: activation of defensive circuitry alters the magnitude of a sustained muscle contraction. *Neurosci Lett* 2006; 396: 192-196.
- Coppin E, Heath EM, Bressel E, Wagner DR. Wingate anaerobic test reference values for male power athletes. *Int J Sports Physiol Perform* 2012; 7: 232-236.
- Coso JD, Mora-Rodriguez R. Validity of cycling peak power as measured by a short-sprint test versus the Wingate anaerobic test. *Appl Physiol Nutr Metab* 2006; 31: 186-189.

- Coudrat L, Rouis M, Jaafar H, Attiogbe E, Gelat T, Driss T. Emotional pictures impact repetitive sprint ability test on cycle ergometre. *J Sports Sci* 2014; 32: 892-900.
- Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Montain SJ, Baylor AM, Abraham LD, Petrek GW. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23: 93-107.
- Currell K, Jeukendrup AE. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Med* 2008; 38: 297-316.
- Dal Pupo J, Gheller RG, Dias JA, Rodacki AL, Moro AR, Santos SG. Reliability and validity of the 30-s continuous jump test for anaerobic fitness evaluation. *J Sci Med Sport* 2014; 17: 650-655.
- Dardouri W, Gharbi Z, Selmi MA, Sassi RH, Moalla W, Chamari K, Souissi N. Reliability and validity of a new maximal anaerobic shuttle running test. *Int J Sports Med* 2014; 35: 310-315.
- Dawson B, Goodman C, Lawrence S, Preen D, Polglaze T, Fitzsimons M, Fournier P. Muscle phosphocreatine repletion following single and repeated short sprint efforts. *Scand J Med Sci Sports* 1997; 7: 206-213.
- Dickinson S. The Dynamics of Bicycle Pedalling. *Roy Soc Proc, B* 1928; 103: 225-233.
- Doré E, Duche P, Rouffet D, Ratel S, Bedu M, Van Praagh E. Measurement error in short-term power testing in young people. *J Sports Sci* 2003; 21: 135-142.
- Dorel S, Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18: 857-865.
- Dorel S, Couturier A, Lacour JR, Vandewalle H, Hautier C, Hug F. Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Med Sci Sports Exerc* 2010; 42: 1174-1183.
- Dorel S, Drouet JM, Couturier A, Champoux Y, Hug F. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 1277-1286.
- Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 2154-2164.
- Dotan R, Bar-Or O. Load optimization for the Wingate Anaerobic Test. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1983; 51: 409-417.
- Down A, Reilly T, Parry-Billings M. Time of day and performance of the Wingate anaerobic test. *J Sports Sci* 1985; 3: 214.
- Driss T, Lambertz D, Rouis M, Vandewalle H. Influence of musculo-tendinous stiffness of the plantar ankle flexor muscles upon maximal power output on a cycle ergometre. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 3721-3728.
- Driss T, Vandewalle H. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: a critical review. *Biomed Res Int* 2013; 2013: 589361.
- Driss T, Vandewalle H, Le Chevalier JM, Monod H. Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Can J Appl Physiol* 2002; 27: 250-262.
- Driss T, Vandewalle H, Monod H. Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *J Sports Med Phys Fitness* 1998; 38: 286-293.

- Duffy CR, Stewart D, Pecoraro F, Riches PE, Farina D, Macaluso A. Comparison of power and EMG during 6-s all-out cycling between young and older women. *J Sports Sci* 2012; 30: 1311-1321.
- Eliakim M, Meckel Y, Nemet D, Eliakim A. The effect of music during warm-up on consecutive anaerobic performance in elite adolescent volleyball players. *Int J Sports Med* 2007; 28: 321-325.
- Elmer S, Hahn S, McAllister P, Leong C, Martin J. Improvements in multi-joint leg function following chronic eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports* 2012; 22: 653-661.
- Engel WK. The essentiality of histo- and cytochemical studies of skeletal muscle in the investigation of neuromuscular disease. *Neurology* 1962; 46: 554-565.
- Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1986; 16: 1-43.
- Esbjornsson-Liljedahl M, Sundberg CJ, Norman B, Jansson E. Metabolic response in type I and type II muscle fibers during a 30-s cycle sprint in men and women. *J Appl Physiol* (1985) 1999; 87: 1326-1332.
- Esbjornsson M, Sylven C, Holm I, Jansson E. Fast twitch fibres may predict anaerobic performance in both females and males. *Int J Sports Med* 1993; 14: 257-263.
- Evans JA, Quinney HA. Determination of resistance settings for anaerobic power testing. *Can J Appl Sport Sci* 1981; 6: 53-56.
- Falgairrette G, Billaut F, Giacomoni M, Ramdani S, Boyadjian A. Effect of inertia on performance and fatigue pattern during repeated cycle sprints in males and females. *Int J Sports Med* 2004; 25: 235-240.
- Farina D, Macaluso A, Ferguson RA, De Vito G. Effect of power, pedal rate, and force on average muscle fiber conduction velocity during cycling. *J Appl Physiol* 2004; 97: 2035-2041.
- Fenn WO, Marsh BS. Muscular force at different speeds of shortening. *J Physiol* 1935; 85: 277-297.
- Foster C, De Koning JJ, Hettinga F, Lampen J, La Clair KL, Dodge C, Bobbert M, Porcari JP. Pattern of energy expenditure during simulated competition. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35: 826-831.
- Foster C, Snyder AC, Thompson NN, Green MA, Foley M, Schragger M. Effect of pacing strategy on cycle time trial performance. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25: 383-388.
- Franklin KL, Gordon RS, Baker JS, Davies B. Accurate assessment of work done and power during a Wingate anaerobic test. *Appl Physiol Nutr Metab* 2007; 32: 225-232.
- Froese EA, Houston ME. Performance during the Wingate anaerobic test and muscle morphology in males and females. *Int J Sports Med* 1987; 8: 35-39.
- Fujitsuka N, Yamamoto T, Ohkuwa T, Saito M, Miyamura M. Peak blood lactate after short periods of maximal treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1982; 48: 289-296.
- Gaitanos GC, Williams C, Boobis LH, Brooks S. Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *J Appl Physiol* (1985) 1993; 75: 712-719.
- Gélat T, Coudrat L, Le Pellec A. Gait initiation is affected during emotional conflict. *Neurosci Lett* 2011; 497: 64-67.

- Giacomini M, Billaut F, Falgairette G. Effects of the time of day on repeated all-out cycle performance and short-term recovery patterns. *Int J Sports Med* 2006; 27: 468-474.
- Gibbs CL, Gibson WR. Energy production of rat soleus muscle. *Am J Physiol* 1972; 223: 864-871.
- Girard O, Bishop DJ, Racinais S. Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after repeated cycling sprints. *PLoS One* 2013; 8: e61793.
- Girard O, Mendez-Villanueva A, Bishop D. Repeated-sprint ability - part I: factors contributing to fatigue. *Sports Med* 2011; 41: 673-694.
- Granier P, Mercier B, Mercier J, Anselme F, Prefaut C. Aerobic and anaerobic contribution to Wingate test performance in sprint and middle-distance runners. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995; 70: 58-65.
- Gratas-Delamarche A, Le Cam R, Delamarche P, Monnier M, Koubi H. Lactate and catecholamine responses in male and female sprinters during a Wingate test. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1994; 68: 362-366.
- Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M. Knee flexor moments during propulsion in cycling-- a creative solution to Lombard's Paradox. *J Biomech* 1985; 18: 307-316.
- Hachana Y, Attia A, Chaabène H, Gallas S, Sassi RH, Dotan R. Test-retest reliability and circadian performance variability of a 15-s Wingate Anaerobic Test. *Biol Rhythm Res* 2011; 43: 413-421.
- Hachana Y, Attia A, Nassib S, Shephard RJ, Chelly MS. Test-retest reliability, criterion-related validity, and minimal detectable change of score on an abbreviated Wingate test for field sport participants. *J Strength Cond Res* 2012; 26: 1324-1330.
- Halperin I, Aboodarda SJ, Basset FA, Byrne JM, Behm DG. Pacing strategies during repeated maximal voluntary contractions. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114: 1413-1420.
- Hamer M, Boutcher YN, Boutcher SH. Effect of pedal rate and power output on rating of perceived exertion during cycle ergometry exercise. *Percept Mot Skills* 2005; 101: 827-834.
- Hastings MH, Reddy AB, Maywood ES. A clockwork web: circadian timing in brain and periphery, in health and disease. *Nat Rev Neurosci* 2003; 4: 649-661.
- Hautier CA, Arzac LM, Deghdegh K, Souquet J, Belli A, Lacour JR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 839-843.
- Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR, Arzac LM. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 74: 114-118.
- Hawley JA, Williams MM. Relationship between upper body anaerobic power and freestyle swimming performance. *Int J Sports Med* 1991; 12: 1-5.
- Hawley JA, Williams MM, Vickovic MM, Handcock PJ. Muscle power predicts freestyle swimming performance. *Br J Sports Med* 1992; 26: 151-155.
- Hazir T, Kosar NS. Assessment of gender differences in maximal anaerobic power by ratio scaling and allometric scaling. *Isokinet Exerc Sci* 2007; 15: 253-261.

- He ZH, Bottinelli R, Pellegrino MA, Ferenczi MA, Reggiani C. ATP consumption and efficiency of human single muscle fibers with different myosin isoform composition. *Biophys J* 2000; 79: 945-961.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-374.
- Herzog W. Muscle properties and coordination during voluntary movement. *J Sports Sci* 2000; 18: 141-152.
- Hetzler RK, Stickley CD, Kimura IE. Allometric scaling of Wingate anaerobic powertest scores in women. *Res Q Exerc Sport* 2011; 82: 70-78.
- Hill AV. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences* 1938; 126: 136-195.
- Hill DW, Smith JC. Circadian rhythm in anaerobic power and capacity. *Can J Sport Sci* 1991a; 16: 30-32.
- Hill DW, Smith JC. Effect of time of day on the relationship between mood state, anaerobic power, and capacity. *Percept Mot Skills* 1991b; 72: 83-87.
- Hill DW, Smith JC. Gender difference in anaerobic capacity: role of aerobic contribution. *Br J Sports Med* 1993; 27: 45-48.
- Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD. Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; 79: 426-432.
- Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000; 30: 1-15.
- Hopkins WG, Schabort EJ, Hawley JA. Reliability of power in physical performance tests. *Sports Med* 2001; 31: 211-234.
- Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19: 182-198.
- Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A, Dorel S. Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2008; 104: 667-678.
- Hunter AM, St Clair Gibson A, Lambert M, Dennis S, Mullany H, O'Malley MJ, Vaughan CL, Kay D, Noakes TD. EMG amplitude in maximal and submaximal exercise is dependent on signal capture rate. *Int J Sports Med* 2003; 24: 83-89.
- Inbar O, Bar-Or O, Skinner JS. *The Wingate Anaerobic Test*. Champaign, IL: Human Kinetics 1996: 110.
- Inbar O, Dotan R, Trousil T, Dvir Z. The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. *Ergonomics* 1983; 26: 1139-1146.
- Inbar O, Kaiser P, Tesch P. Relationships between leg muscle fiber type distribution and leg exercise performance. *Int J Sports Med* 1981; 2: 154-159.
- Ivy JL, Withers RT, Van Handel PJ, Elger DH, Costill DL. Muscle respiratory capacity and fiber type as determinants of the lactate threshold. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1980; 48: 523-527.

- Jaafar H, Rouis M, Coudrat L, Attiogbe E, Vandewalle H, Driss T. Effects of Load on Wingate-Test Performances and Reliability. *J Strength Cond Res* 2014; 28: 3462-3468.
- Jacobs I. Blood lactate. Implications for training and sports performance. *Sports Med* 1986; 3: 10-25.
- Jacobs I, Tesch PA, Bar-Or O, Karlsson J, Dotan R. Lactate in human skeletal muscle after 10 and 30 s of supramaximal exercise. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1983; 55: 365-367.
- James DV, Wood DM, Maberly TC, De Ste Croix M. Optimized versus corrected peak power during friction-braked cycle ergometry in males and females. *J Sports Sci* 2007; 25: 859-867.
- Jarraya M, Chtourou H, Aloui A, Hammouda O, Chamari K, Chaouachi A, Souissi N. The Effects of Music on High-intensity Short-term Exercise in Well Trained Athletes. *Asian J Sports Med* 2012; 3: 233-238.
- Kaczkowski W, Montgomery DL, Taylor AW, Klissouras V. The relationship between muscle fiber composition and maximal anaerobic power and capacity. *J Sports Med Phys Fitness* 1982; 22: 407-413.
- Kalinski M, Norkowski H, Kerner M, Tkaczuk W. Anaerobic power characteristics of elite athletes in national level team-sport games. *Euro J Sport Sci* 2002; 2: 1-21.
- Karageorghis CI, Mouzourides DA, Priest DL, Sasso TA, Morrish DJ, Walley CJ. Psychophysical and ergogenic effects of synchronous music during treadmill walking. *J Sport Exerc Psychol* 2009; 31: 18-36.
- Karatzaféri C, de Haan A, Ferguson RA, van Mechelen W, Sargeant AJ. Phosphocreatine and ATP content in human single muscle fibres before and after maximum dynamic exercise. *Pflugers Arch* 2001; 442: 467-474.
- Karlsson J. Lactate and phosphagen concentrations in working muscle of man with special reference to oxygen deficit at the onset of work. *Acta Physiol Scand Suppl* 1971; 358: 1-72.
- Karlsson J, Saltin B. Lactate, ATP, and CP in working muscles during exhaustive exercise in man. *J Appl Physiol* 1970; 29: 596-602.
- Keenan KG, Farina D, Maluf KS, Merletti R, Enoka RM. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *J Appl Physiol* (1985) 2005; 98: 120-131.
- Knuttgen HG, Saltin B. Muscle metabolites and oxygen uptake in short-term submaximal exercise in man. *J Appl Physiol* 1972; 32: 690-694.
- Komi P. Measurement of the force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. *Med Sport Sci* 1973; 8: 224-229.
- Kounalakis SN, Koskolou MD, Geladas ND. Oxygen saturation in the triceps brachii muscle during an arm Wingate test: the role of training and power output. *Res Sports Med* 2009; 17: 171-181.
- Lakomy HK. Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 1986; 29: 509-517.

- Lang PJ, Bradley MM, Cuthbert BN. International affective picture system (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual. University of Florida, Gainesville: NIMH, Center for the Study of Emotion & Attention 2005.
- Lang PJ, Simons RF, Balaban MT. Attention and Orienting: Sensory and Motivational Processes: Lawrence Erlbaum Associates 1997.
- Laplaud D, Hug F, Grelot L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16: 158-166.
- Laurent CM, Jr., Meyers MC, Robinson CA, Green JM. Cross-validation of the 20- versus 30-s Wingate anaerobic test. *Eur J Appl Physiol* 2007; 100: 645-651.
- Lericollais R, Gauthier A, Bessot N, Sesboue B, Davenne D. Time-of-day effects on fatigue during a sustained anaerobic test in well-trained cyclists. *Chronobiol Int* 2009; 26: 1622-1635.
- Lericollais R, Gauthier A, Bessot N, Zouabi A, Davenne D. Morning anaerobic performance is not altered by vigilance impairment. *PLoS One* 2013; 8: e58638.
- Lind E, Welch AS, Ekkekakis P. Do 'mind over muscle' strategies work? Examining the effects of attentional association and dissociation on exertional, affective and physiological responses to exercise. *Sports Med* 2009; 39: 743-764.
- Linossier MT, Dormois D, Fouquet R, Geysant A, Denis C. Use of the force-velocity test to determine the optimal braking force for a sprint exercise on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 74: 420-427.
- Loizou G, Karageorghis CI. Effects of psychological priming, video, and music on anaerobic exercise performance. *Scand J Med Sci Sports* 2014.
- Marcora SM. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? *Eur J Appl Physiol* 2008; 104: 929-931; author reply 933-925.
- Marsh GD, Paterson DH, Govindasamy D, Cunningham DA. Anaerobic power of the arms and legs of young and older men. *Exp Physiol* 1999; 84: 589-597.
- Martin JC, Brown NA. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech* 2009; 42: 474-479.
- Martin JC, Malina RM, Spirduso WW. Effects of crank length on maximal cycling power and optimal pedaling rate of boys aged 8-11 years. *Eur J Appl Physiol* 2002; 86: 215-217.
- Martin JC, Spirduso WW. Determinants of maximal cycling power: crank length, pedaling rate and pedal speed. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84: 413-418.
- Martin JC, Wagner BM, Coyle EF. Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 1505-1512.
- McCartney N, Heigenhauser GJ, Sargeant AJ, Jones NL. A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1983; 55: 212-217.
- McCartney N, Obminski G, Heigenhauser GJ. Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1459-1462.
- McGawley K, Bishop D. Reliability of a 5 x 6-s maximal cycling repeated-sprint test in trained female team-sport athletes. *Eur J Appl Physiol* 2006; 98: 383-393.

- McLester JR, Green JM, Chouinard JL. Effects of standing vs. seated posture on repeated Wingate performance. *J Strength Cond Res* 2004; 18: 816-820.
- Medbo JJ, Mamen A, Holt Olsen O, Evertsen F. Examination of four different instruments for measuring blood lactate concentration. *Scand J Clin Lab Invest* 2000; 60: 367-380.
- Melhim AF. Investigation of circadian rhythms in peak power and mean power of female physical education students. *Int J Sports Med* 1993; 14: 303-306.
- Mendez-Villanueva A, Hamer P, Bishop D. Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *Eur J Appl Physiol* 2008; 103: 411-419.
- Mercier B, Mercier J, Granier P, Prefaut C. Epreuve force-vitesse : effet d'un démarrage à charge élevée sur la puissance maximale anaérobie et la lactatémie [Force-velocity test: effect of a start with a heavy load on maximal anaerobic power and lactatémie]. *C R Seances Soc Biol Fil* 1990; 184: 158-163.
- Mercier J, Mercier B, Prefaut C. Blood lactate increase during the force velocity exercise test. *Int J Sports Med* 1991; 12: 17-20.
- Mornieux G, Guenette JA, Sheel AW, Sanderson DJ. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *Eur J Appl Physiol* 2007; 102: 11-18.
- Nadeau M, Brassard A, Cuerrier JP. The bicycle ergometer for muscle power testing. *Can J Appl Sport Sci* 1983; 8: 41-46.
- Neptune RR, Herzog W. The association between negative muscle work and pedaling rate. *J Biomech* 1999; 32: 1021-1026.
- Nindl BC, Mahar MT, Harman EA, Patton JF. Lower and upper body anaerobic performance in male and female adolescent athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 235-241.
- Noakes TD. Fatigue is a brain-derived emotion that regulates the exercise behavior to ensure the protection of whole body homeostasis. *Frontiers in Physiology* 2012; 3.
- Noakes TD, St Clair Gibson A. Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med* 2004; 38: 648-649.
- Noakes TD, St Clair Gibson A, Lambert EV. From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med* 2004; 38: 511-514.
- Noakes TD, St Clair Gibson A, Lambert EV. From catastrophe to complexity: a novel model of integrative central neural regulation of effort and fatigue during exercise in humans: summary and conclusions. *Br J Sports Med* 2005; 39: 120-124.
- Nummela A, Vuorimaa T, Rusko H. Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *J Sports Sci* 1992; 10: 217-228.
- Oertel G. Morphometric analysis of normal skeletal muscles in infancy, childhood and adolescence. An autopsy study. *J Neurol Sci* 1988; 88: 303-313.
- Onambele-Pearson NL, Pearson SJ. Time-of-day effect on patella tendon stiffness alters vastus lateralis fascicle length but not the quadriceps force-angle relationship. *J Biomech* 2007; 40: 1031-1037.

- Parolin ML, Chesley A, Matsos MP, Spriet LL, Jones NL, Heigenhauser GJ. Regulation of skeletal muscle glycogen phosphorylase and PDH during maximal intermittent exercise. *Am J Physiol* 1999; 277: E890-900.
- Patterson RP, Moreno MI. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22: 512-516.
- Patton JF, Murphy MM, Frederick FA. Maximal power outputs during the Wingate anaerobic test. *Int J Sports Med* 1985; 6: 82-85.
- Pearson SJ, Cobbold M, Orrell RW, Harridge SD. Power output and muscle myosin heavy chain composition in young and elderly men. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 1601-1607.
- Pearson SJ, Onambele GN. Acute changes in knee-extensors torque, fiber pennation, and tendon characteristics. *Chronobiol Int* 2005; 22: 1013-1027.
- Pearson SJ, Onambele GN. Influence of time of day on tendon compliance and estimations of voluntary activation levels. *Muscle Nerve* 2006; 33: 792-800.
- Penailillo L, Silvestre R, Nosaka K. Changes in surface EMG assessed by discrete wavelet transform during maximal isometric voluntary contractions following supramaximal cycling. *Eur J Appl Physiol* 2013; 113: 895-904.
- Pereira MG, Volchan E, de Souza GG, Oliveira L, Campagnoli RR, Pinheiro WM, Pessoa L. Sustained and transient modulation of performance induced by emotional picture viewing. *Emotion* 2006; 6: 622-634.
- Pérès G, Vandewalle H, Monod H. Aspect particulier de la relation charge-vitesse lors du pédalage sur cycloergomètre. *J Physiol (Paris)* 1981; 77: 10A.
- Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports* 1978; 10: 159-166.
- Pertuzon E, Bouisset S. Maximum velocity of movement and maximum velocity of muscle shortening. *Med Sport Sci* 1971; 6: 170-173.
- Pirnay F, Crielaard JM. Mesure de la puissance anaérobie alactique. *Med Sport* 1979; 53: 13-16.
- Poortmans JR, Boisseau N. *Biochimie des activités physiques et sportives*. Bruxelles: Groupe de Boeck 2009: 638.
- Popadic Gacesa JZ, Barak OF, Grujic NG. Maximal anaerobic power test in athletes of different sport disciplines. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 751-755.
- Price M, Beckford C, Dorricott A, Hill C, Kershaw M, Singh M, Thornton I. Oxygen uptake during upper body and lower body Wingate anaerobic tests. *Appl Physiol Nutr Metab* 2014; 39: 1345-1351.
- Pujol TJ, Langenfeld ME. Influence of music on Wingate Anaerobic Test performance. *Percept Mot Skills* 1999; 88: 292-296.
- Pyne DB, Boston T, Martin DT, Logan A. Evaluation of the Lactate Pro blood lactate analyser. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82: 112-116.
- Racinais S, Bishop D, Denis R, Lattier G, Mendez-Villaneuva A, Perrey S. Muscle deoxygenation and neural drive to the muscle during repeated sprint cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 268-274.

- Racinais S, Blanc S, Jonville S, Hue O. Time of day influences the environmental effects on muscle force and contractility. *Med Sci Sports Exerc* 2005a: 37: 256-261.
- Racinais S, Connes P, Bishop D, Blanc S, Hue O. Morning versus evening power output and repeated-sprint ability. *Chronobiol Int* 2005b: 22: 1029-1039.
- Reilly T, Down A. Time of day and performance on all-out arm ergometry. In: Reilly T, Watkins J, Borms J, eds. *Kinanthropometry III*. London: E and FN Spon, 1986:296-300.
- Reilly T, Down A. Investigation of circadian rhythms in anaerobic power and capacity of the legs. *J Sports Med Phys Fitness* 1992: 32: 343-347.
- Reiser RF, 2nd, Broker JP, Peterson ML. Inertial effects on mechanically braked Wingate power calculations. *Med Sci Sports Exerc* 2000: 32: 1660-1664.
- Robertson RJ, Noble BJ. Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. *Exerc Sport Sci Rev* 1997: 25: 407-452.
- Rodgers CD, Hermiston RT. A Velocity-Related Means of Determining Resistance Load for the Wingate Test of Anaerobic Power. *J Strength Cond Res* 2000: 14: 92-96.
- Rossato M, Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Moro AR. Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *Int J Sports Med* 2008: 29: 746-752.
- Rouis M, Attiogbé E, Vandewalle H, Jaafar H, Noakes TD, Driss T. Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: effects of ethnicity and sport. *Scand J Med Sci Sports* 2015: 25: e197-207.
- Ryan MM, Gregor RJ. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol* 1992: 2: 69-80.
- Samozino P, Horvais N, Hintzy F. Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Med Sci Sports Exerc* 2007: 39: 680-687.
- Sanderson DJ. 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* 1991: 9: 191-203.
- Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 2000: 18: 173-181.
- Sands WA, McNeal JR, Ochi MT, Urbanek TL, Jemni M, Stone MH. Comparison of the Wingate and Bosco anaerobic tests. *J Strength Cond Res* 2004: 18: 810-815.
- Sant'Ana Pereira JA, Sargeant AJ, Rademaker AC, de Haan A, van Mechelen W. Myosin heavy chain isoform expression and high energy phosphate content in human muscle fibres at rest and post-exercise. *J Physiol* 1996: 496 (Pt 2): 583-588.
- Sargeant AJ, Dolan P, Young A. Optimal Velocity for Maximal Short-term (Anaerobic) Power Output in Cycling. *Int J Sports Med* 1984: 05: 124-125.
- Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1981: 51: 1175-1182.
- Seck D, Vandewalle H, Decrops N, Monod H. Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995: 70: 161-168.

- Shephard RJ. Hard evidence for a central governor is still lacking! *J Appl Physiol* (1985) 2009a: 106: 343-346.
- Shephard RJ. Is it time to retire the 'central governor'? *Sports Med* 2009b: 39: 709-721.
- Smith DJ, Roberts D, Watson B. Physical, physiological and performance differences between Canadian national team and universiade volleyball players. *J Sports Sci* 1992: 10: 131-138.
- Smith PM, Price MJ, Davison RC, Scott D, Balmer J. Reproducibility of power production during sprint arm ergometry. *J Strength Cond Res* 2007: 21: 1315-1319.
- Souissi N, Bessot N, Chamari K, Gauthier A, Sesboue B, Davenne D. Effect of time of day on aerobic contribution to the 30-s Wingate test performance. *Chronobiol Int* 2007: 24: 739-748.
- Souissi N, Driss T, Chamari K, Vandewalle H, Davenne D, Gam A, Fillard JR, Jousselin E. Diurnal variation in Wingate test performances: influence of active warm-up. *Chronobiol Int* 2010: 27: 640-652.
- Souissi N, Gauthier A, Sesboue B, Larue J, Davenne D. Circadian rhythms in two types of anaerobic cycle leg exercise: force-velocity and 30-s Wingate tests. *Int J Sports Med* 2004: 25: 14-19.
- Sposa E, Perez HR, Wygand JW, Moruzzi R. Optimal resistance loading of Wingate Power Testing in soccer players. *Med Sci Sports Exerc* 1987: 19: S73.
- St Clair Gibson A, Noakes TD. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *Br J Sports Med* 2004: 38: 797-806.
- St Gibson AC, Lambert EV, Rauch LH, Tucker R, Baden DA, Foster C, Noakes TD. The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. *Sports Med* 2006: 36: 705-722.
- Staron RS, Hagerman FC, Hikida RS, Murray TF, Hostler DP, Crill MT, Ragg KE, Toma K. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem* 2000: 48: 623-629.
- Stickley CD, Hetzler RK, Wages JJ, Freemyer BG, Kimura IF. Allometric scaling of Wingate anaerobic power test scores in men. *J Strength Cond Res* 2013: 27: 2603-2611.
- Stork MJ, Kwan MY, Gibala MJ, Martin Ginis KA. Music enhances performance and perceived enjoyment of sprint interval exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2015: 47: 1052-1060.
- Taylor AD, Bronks R, Smith P, Humphries B. Myoelectric evidence of peripheral muscle fatigue during exercise in severe hypoxia: some references to m. vastus lateralis myosin heavy chain composition. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997: 75: 151-159.
- Tenenbaum G. A social-cognitive perspective of perceived exertion and exertion tolerance. In: Singer RN, Hausenblas HA, Janelle C, eds. *Handbook of Sport Psychology*. New York: Wiley, 2001:810-820.
- Terry PC, Karageorghis CI, Saha AM, D'Auria S. Effects of synchronous music on treadmill running among elite triathletes. *J Sci Med Sport* 2012: 15: 52-57.

- Tesch P. Muscle fatigue in man. With special reference to lactate accumulation during short term intense exercise. *Acta Physiol Scand Suppl* 1980; 480: 1-40.
- Tesch PA, Thorsson A, Essen-Gustavsson B. Enzyme activities of FT and ST muscle fibers in heavy-resistance trained athletes. *J Appl Physiol* (1985) 1989; 67: 83-87.
- Tesch PA, Wright JE, Vogel JA, Daniels WL, Sharp DS, Sjodin B. The influence of muscle metabolic characteristics on physical performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1985; 54: 237-243.
- Thompson KG, MacLaren DP, Lees A, Atkinson G. The effects of changing pace on metabolism and stroke characteristics during high-speed breaststroke swimming. *J Sports Sci* 2004; 22: 149-157.
- Thorstensson A. Muscle strength, fibre types and enzyme activities in man. *Acta Physiol Scand Suppl* 1976; 443: 1-45.
- Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 1976; 40: 12-16.
- Ulmer HV. Concept of an extracellular regulation of muscular metabolic rate during heavy exercise in humans by psychophysiological feedback. *Experientia* 1996; 52: 416-420.
- van Ingen Schenau GJ, Boots PJ, de Groot G, Snackers RJ, van Woensel WW. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* 1992; 46: 197-207.
- Van Praagh E, Bedu M, Roddier P, Coudert J. A simple calibration method for mechanically braked cycle ergometers. *Int J Sports Med* 1992; 13: 27-30.
- Vandewalle H, Driss T. Friction-loaded cycle ergometers: Past, present and future. *Cogent Engineering* 2015; 2: 1029237.
- Vandewalle H, Heller J, Pérès G, Monod H. Effet de la longueur des manivelles sur la puissance maximale et la relation force-vitesse sur ergocycle. *J Physiol (Paris)* 1985a; 80: 5A-6A.
- Vandewalle H, Maton B, Le Bozec S, Guerenbourg G. An electromyographic study of an all-out exercise on a cycle ergometer. *Arch Int Physiol Biochim Biophys* 1991; 99: 89-93.
- Vandewalle H, Peres G, Heller J, Monod H. All out anaerobic capacity tests on cycle ergometers. A comparative study on men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1985b; 54: 222-229.
- Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Monod H. All out anaerobic capacity tests on cycle ergometers. A comparative study on men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1985c; 54: 222-229.
- Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1987a; 56: 650-656.
- Vandewalle H, Peres G, Monod H. Relation force-vitesse lors d'exercices cycliques réalisés avec les membres supérieurs. *Motricité humaine* 1983; 2: 22-25.
- Vandewalle H, Peres G, Monod H. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med* 1987b; 4: 268-289.
- Vincent W. *Statistics in Kinesiology: Human Kinetics* 2004: 328.

- Waterhouse J, Hudson P, Edwards B. Effects of music tempo upon submaximal cycling performance. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20: 662-669.
- Watson M, Bibbo D, Duffy CR, Riches PE, Conforto S, Macaluso A. Validity and reliability of an alternative method for measuring power output during six-second all-out cycling. *J Appl Biomech* 2014; 30: 598-603.
- Watt KK, Hopkins WG, Snow RJ. Reliability of performance in repeated sprint cycling tests. *J Sci Med Sport* 2002; 5: 354-361.
- Weber CL, Chia M, Inbar O. Gender differences in anaerobic power of the arms and legs--a scaling issue. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 129-137.
- Weinstein Y, Bediz C, Dotan R, Falk B. Reliability of peak-lactate, heart rate, and plasma volume following the Wingate test. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30: 1456-1460.
- Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005; 19: 231-240.
- Weir JP, Beck TW, Cramer JT, Housh TJ. Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. *Br J Sports Med* 2006; 40: 573-586; discussion 586.
- Wendt IR, Gibbs CL. Energy production of rat extensor digitorum longus muscle. *Am J Physiol* 1973; 224: 1081-1086.
- Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol* 1949; 110: 249-280.
- Winter EM, Brown D, Roberts NK, Brookes FB, Swaine IL. Optimized and corrected peak power output during friction-braked cycle ergometry. *J Sports Sci* 1996; 14: 513-521.
- Wittekind AL, Micklewright D, Beneke R. Teleoanticipation in all-out short-duration cycling. *Br J Sports Med* 2011; 45: 114-119.
- Yamamoto T, Ohkuwa T, Itoh H, Kitoh M, Terasawa J, Tsuda T, Kitagawa S, Sato Y. Effects of pre-exercise listening to slow and fast rhythm music on supramaximal cycle performance and selected metabolic variables. *Arch Physiol Biochem* 2003; 111: 211-214.
- Zameziati K, Mornieux G, Rouffet D, Belli A. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96: 274-281.
- Zarrouk N, Chtourou H, Rebai H, Hammouda O, Souissi N, Dogui M, Hug F. Time of day effects on repeated sprint ability. *Int J Sports Med* 2012; 33: 975-980.
- Zupan MF, Arata AW, Dawson LH, Wile AL, Payn TL, Hannon ME. Wingate Anaerobic Test peak power and anaerobic capacity classifications for men and women intercollegiate athletes. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 2598-2604.

ANNEXES

TRAVAUX DE RECHERCHE EN LIEN AVEC LE TRAVAIL DE THESE

Publications dans des revues scientifiques internationales indexées à comité de lecture

Jaafar H, Rouis M, Coudrat L, Gelat T, Noakes TD, Driss T. Influence of Affective Stimuli on Leg Power Output and Associated Neuromuscular Parameters during Repeated High Intensity Cycling Exercises. *PLoS One* 2015; 10: e0136330.

Jaafar H, Attiogbé E, Rouis M, Vandewalle H, Driss T. Reliability of Force-Velocity Tests in Cycling and Cranking Exercises in Men and Women. *Biomed Res Int* 2015: 954780.

Jaafar H, Rouis M, Attiogbe E, Vandewalle H, Driss T. A Comparative Study Between the Wingate and Force-Velocity Anaerobic Cycling Tests: Effect of Physical Fitness. *Int J Sports Physiol Perform* 2015: In press.

Coudrat L, Rouis M, **Jaafar H**, Attiogbe E, Gelat T, Driss T. Emotional pictures impact repetitive sprint ability test on cycle ergometre. *J Sports Sci* 2014; 32: 892-900.

Jaafar H, Rouis M, Coudrat L, Attiogbe E, Vandewalle H, Driss T. Effects of Load on Wingate-Test Performances and Reliability. *J Strength Cond Res* 2014; 28: 3462-3468.

Présentations dans des congrès internationaux avec actes

Jaafar H, Rouis M, Coudrat C, Driss T. Effects of emotional stimuli on power output and associated surface EMG activity during repeated sprints on cycle ergometer. 16ème Congrès International de l'ACAPS, Octobre 2015, Nantes.

Jaafar H, Rouis M, Coudrat C, Driss T. Maximal power output and associated electromyographic activity depend on affective stimuli during repeated cycling sprints. 1er Congrès International de Physiologie et Biologie Intégrative, Mai 2015, Strasbourg, France.

Coudrat L, Rouis M, **Jaafar H**, Gélat T, Driss T. Affective load controls the regulation of maximal power during a repetitive sprint ability test on a cycle ergometer. 1er Congrès International de l'Association Africaine des Sciences du Sport (2A2S), Mars 2014, Hammamet, Tunisie.

Coudrat L, **Jaafar H**, Rouis M, Gélat T, Driss T. Effet des émotions sur la puissance maximale au cours de sprints répétés sur ergocycle. 15ème Congrès International de l'ACAPS, Octobre 2013, Grenoble.

Jaafar H, Rouis M, Attiogbe E, Driss, T. Effects of two cycling leg exercises on maximal (anaerobic) power: Comparison between the Wingate and the force-velocity tests. 18th ECSS Congress, June 2013, Barcelona, Spain.

Jaafar H, Rouis M, Attiogbe E, Driss T. Effet de la force de freinage sur des indices physiologiques et leurs reproductibilités lors d'un Wingate test. 14ème Congrès International de l'ACAPS, Octobre 2011, Rennes.

AUTRES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Publications dans des revues scientifiques internationales indexées à comité de lecture

Driss T, Lambertz D, Rouis M, **Jaafar H**, Vandewalle H. Musculotendinous stiffness of triceps surae, maximal rate of force development, and vertical jump performance. *Biomed Res Int* 2015; 2015: 797256.

Rouis M, Attiogbé E, Vandewalle H, **Jaafar H**, Noakes TD, Driss T. Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: effects of ethnicity and sport. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: e197-207.

Rouis M, Coudrat L, **Jaafar H**, Filliard JR, Vandewalle H, Barthelemy Y, Driss T. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: correlation with vertical jump. *J Sports Med Phys Fitness* 2014: In press.

Présentations dans des congrès internationaux avec actes

Driss T, **Jaafar H**, Rouis M. Aerobic contribution to the Wingate test performance: Effects of a high braking force. 20th Annual ECSS Congress, June 2015, Malmö, Sweden.

Jaafar H, Rouis M, Coudrat C, Driss T. Time-of-day effects on aerobic contribution to the 30-s Wingate test performance against a high braking force. 1er Congrès International de l'Association Africaine des Sciences du Sport (2A2S), Mars 2014, Hammamet, Tunisie.

Jaafar H, Rouis M, Iraeta T, Coudrat L, Driss T. Effet de la musique et de la force de freinage sur la performance au cours d'un test de Wingate. 15ème Congrès International de l'ACAPS, Octobre 2013, Grenoble.

Jaafar H, Rouis M, Zinoubi B, Driss T. Effet de l'heure de la journée sur la participation du métabolisme aérobie lors d'un Wingate test. 15ème Congrès International de l'ACAPS, Octobre 2013, Grenoble.

Rouis M, Lambertz D, Vandewalle H, **Jaafar H**, Driss T. Does maximal power output on a cycle ergometer depend on Rate of force development and musculo-tendinous stiffness of the plantar ankle flexor muscles ? 18th ECSS Congress, June 2013, Barcelona, Spain.

APPROCHE INTEGRATIVE DE DETERMINATION DE LA PUISSANCE MAXIMALE SUR ERGOCYCLE LORS DE SPRINTS DE COURTE DUREE

RESUME: L'objectif de ce travail de thèse était d'étudier, selon une approche intégrative, les facteurs intrinsèques et extrinsèques influençant les performances mécaniques et neuromusculaires lors d'exercices de sprint de courte durée sur ergocycle. La première étude a examiné l'effet du genre et le type d'exercice sur la reproductibilité des indices de la relation force-vitesse sur ergocycle. Les résultats ont révélé que la reproductibilité de la relation force-vitesse était plus élevée chez les hommes et au niveau des membres inférieurs comparativement respectivement aux femmes et aux membres supérieurs. La deuxième étude a investigué l'effet de deux charges (8,7 et 11% de la masse corporelle, BM) sur la reproductibilité des indices de puissance mécanique au court d'un test de Wingate. Les résultats ont révélé une reproductibilité comparable entre les deux charges. Cependant, la puissance était plus élevée à 11% BM. La troisième étude a comparé les indices de puissance de la relation force-vitesse et du test de Wingate selon l'aptitude anaérobie des sujets. Les résultats ont montré que la puissance maximale était sous-estimée lors des tests de Wingate réalisés contre des charges non optimales (8,7% BM) notamment chez les sujets sportifs. La quatrième étude a exploré l'effet du contexte émotionnel sur la performance neuromusculaire lors d'exercices de sprints répétés. Les résultats ont révélé un effet positif du contexte plaisant comparativement au contexte déplaisant sur la performance neuromusculaire. Ces résultats suggèrent que la motivation extrinsèque affecte, via la valence émotionnelle (plaisir-déplaisir), la performance lors des exercices maximaux de courte durée.

MOTS-CLES: exercice maximal, ergocycle, puissance mécanique, reproductibilité, EMG, émotions.

INTEGRATIVE APPROACH OF MAXIMAL POWER MEASUREMENT DURING SPRINT EXERCISES ON CYCLE ERGOMETER

ABSTRACT: The aim of the present work was to study, using an integrative approach, the effects of intrinsic and extrinsic factors that influence the mechanical and neuromuscular performances during sprint exercises on a cycle ergometer. The first study examined the effect of exercise and gender on the reliability of the mechanical measurements from the force-velocity tests. The results showed that the reliability of the force-velocity test was higher in men and lower limbs compared to women and upper limbs, respectively. The second study investigated the effect of two loads (8.7 and 11% of body mass, BM) on the reproducibility of mechanical power indices during a Wingate test. The results showed comparable reliability between the two loads. However, power output was significantly higher at 11% BM. The third study compared power indices computed from the force-velocity and Wingate tests among two groups of male subjects with different physical fitness. The results showed that the Wingate tests performed against non-optimal loads (8.7% BM) underestimated maximal power especially in powerful subjects. The fourth study investigated the effect of the emotional context on neuromuscular performance during repeated cycling sprints. The results revealed a positive effect of pleasant context on neuromuscular performance compared to the unpleasant context. These results suggest that extrinsic motivation affects via the emotional valence (pleasant-unpleasant) the performance during all-out exercises.

KEYWORDS: all-out exercise, cycle ergometer, power output, reliability, EMG, emotions.