

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE DE NANTES

ECOLE DOCTORALE N° 603

Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique

Spécialité : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, 74^{ème} section

Par

Iris SACHET

Rôle des qualités et des coordinations musculaires dans l'optimisation de la puissance maximale en pédalage

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 5 octobre 2022

Unité de recherche : EA 4334, Lab. « Motricité Interactions Performance »
Université de Nantes – UFR STAPS

Rapporteurs avant soutenance :

Tarak DRISS

Professeur des Universités, Université Paris Nanterre

Bruno WATIER

Professeur des Universités, Université de Toulouse III Paul Sabatier

Composition du Jury :

Président :

Bruno WATIER

Professeur des Universités, Université de Toulouse III Paul Sabatier

Examineurs : **Frédérique HINTZY**

Maître de Conférences HDR, Université Savoie Mont Blanc

Baptiste MOREL

Maître de Conférences, Université Savoie Mont Blanc

Dir. de thèse : **Sylvain DOREL**

Maître de Conférences HDR, Université de Nantes

Co-dir. de thèse : **François HUG**

Professeur des Universités, Université Côte d'Azur

Invité(s)

Emmanuel BRUNET Responsable recherche & performance, Fédération Française de Cyclisme

Avant-propos

On y est. Je m'étais toujours dit que l'écriture de cet avant-propos, plus couramment associé aux remerciements, représenterait LA touche finale, la cerise sur le gros gâteau qu'a été la thèse.

À l'origine de cette expérience unique, le dispositif CIFRE. Ce dernier permet de mener des travaux de recherche au sein d'un laboratoire tout en faisant ses premiers pas en tant que salarié(e) d'une entreprise auxquels ces travaux sont destinés : je recommande. Dans ce cadre, j'ai eu la chance de bénéficier non pas d'un mais de deux lieux de travail : le laboratoire « Motricité Interactions Performance » (EA 4334) de l'Université de Nantes et la Fédération Française de Cyclisme (FFC).

Au sein de ces deux environnements, certaines personnes méritent mes plus sincères remerciements.

Sylvain, quelle aventure... bientôt 7 ans. Merci pour ton énergie, ta passion et ta bienveillance, j'ai beaucoup appris à tes côtés. J'aurai été plus efficace à guider le temps quand il s'agissait des horaires du RER plutôt que lors des réunions, mais comment stopper ces échanges toujours si passionnants. Encore merci. PS : N'oublie pas de boire (de l'eau).

Emmanuel, merci pour ton investissement sans quoi rien n'aurait été possible. Je te remercie aussi pour l'énergie incessante que tu fournis à faire évoluer l'application des sciences au sein de la fédération. Si j'ai la possibilité de poursuivre dans cette voie aujourd'hui et d'y prendre autant de plaisir, c'est aussi grâce à toi.

François, je suis très reconnaissante d'avoir pu bénéficier de ton soutien et de ton expertise. Merci pour tes retours éclairés et précieux. Je retiens : *straight to the point*.

Bien sûr, je souhaite remercier les membres du jury qui ont accepté d'expertiser mon travail. À ce titre, je tiens donc à remercier Pr. Tarak Driss et Pr. Bruno Watier de rapporter cette thèse et merci également Dr. Frédérique Hintzy et Dr. Baptiste Morel de contribuer à l'examiner. Je ne doute pas que les échanges à venir seront passionnants.

Je tiens désormais à remercier toutes les personnes qui d'une façon ou d'une autre, à un certain moment, auront marqué mon aventure de thèse.

Si l'idée de la thèse a commencé à germer, c'est sans doute aussi parce que certaines personnes m'ont inspirée. Justine, je dois te remercier, pour tout, ta prévenance mais surtout ta générosité débordante. Julien, maître Yoda merci, je te dois beaucoup. Marc, je crois que je peux aussi

t'associer à cette petite team des débuts, j'aurais aimé trouver une petite blague à ta hauteur mais l'élève ne dépasse jamais le maître et je préfère encore garder le droit de descendre à ta cave.

L'histoire a officiellement débuté avec la team des Docs, la fameuse : Maxime, je commence par toi car nul autre est mieux placé pour comprendre mon (notre) aventure, Emilie, Jean, Julien, Marine, Raphaël, et puis bien sûr les plus anciens, Marion, Éric, Alison, Guigui, Ricardo... les petits nouveaux, Antoine, Julian... Mon Poupou, je t'associe à cette belle team. Merci à vous tous pour tous les bons moments passés. Les copains, un jour je vous ramènerai des citrons, c'est dit, c'est promis (parole de la grande gagnante du concours du meilleur pâtissier des doctorants du MIP !)

Je tiens évidemment à remercier l'ensemble des membres du laboratoire MIP et de l'UFR STAPS pour avoir rendu ce lieu de travail agréable. J'ai également une pensée pour les collègues et copains de l'INSEP qui m'ont toujours bien accueillie et souvent aidée à chacun de mes (nombreux) passages : les doctorants, Antoine, Gaël, Antonio, Robin, Simon... merci. De la même façon, merci à tous les membres de la Fédération avec qui j'ai eu l'occasion de travailler ou tout simplement d'échanger, vous m'avez tous tellement bien accueillie. Un merci tout particulier à Anthony, Alexandre et Rémi, la triplète de choc. J'ai passé énormément de bons moments grâce à vous.

Beaucoup de personnes m'ont permis de construire mes connaissances à un moment ou à un autre de mon parcours. Je ne pourrai pas tous les citer, mais je pense notamment à Julien, Vincent et Floren, merci de m'avoir éclairci l'esprit à de nombreuses reprises.

Quelle chance de réaliser une thèse en lien avec sa discipline sportive. Je ne pouvais vraiment pas me permettre de stopper mes petites virées à vélo... d'autant que j'ai pu éprouver certaines applications directes de ce travail. Je me dois surtout de dédier cette thèse à ceux qui ont permis de garder ma motivation intacte : mes petits LU, vive le vélo et la vie avec vous. Et puis il y a les acolytes du mercredi soir, ces cyclistes fous qui m'ont permis d'exulter l'énergie accumulée sur ces nombreuses heures de chaise. Vous ne connaissez pas ? Un vélo, des loupiotes, rendez-vous 20h30 aux Fonderies tous les mercredis soir, la suite... Advienne que pourra.

Enfin, merci à mes parents, merci pour votre soutien depuis toujours, pour tout, tout simplement. Vous m'avez aussi donné deux formidables pépitos... sans qui la vie (et la thèse) ne serait pas si belle. Ma pépita, ta seule présence a adouci plus d'une fois toutes ces heures d'écran. Mon pépito, je n'ai pas eu de meilleur acolyte d'écriture et si j'aperçois la fin, c'est grâce à toi.

Lucie, Gilles, merci également pour votre générosité et vos attentions toujours bienveillantes.

S'il y en a bien un autre à qui cette thèse doit revenir pour les nombreuses heures à tenter d'éponger mes doutes et sa présence sans faille... « Chou », merci.

Je finirai finalement par remercier tous les athlètes qui ont pris part et donné de leur temps (et de leur énergie !) pour la passation des protocoles expérimentaux. J'ai réellement adoré travailler avec et pour vous, et je suis encore plus heureuse que l'aventure ne soit pas finie.

Ce travail a donné lieu aux publications et communications suivantes

Publication acceptée dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

Sachet, I., Brochner-Nielsen, N.P., Guilhem, G., Hug, F., Dorel, S. (2022). Strength capacity of lower-limb muscles in world-class cyclists: new insights into the limits of sprint cycling performance. *Sports Biomechanics*. 1-18. doi: 10.1080/14763141.2021.2024243

Publication en préparation dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

Sachet, I., Brochner-Nielsen, N.P., Colloud, F., Robin, M., Hug, F., Dorel, S. Is lower-limb joint power distribution related to sprint cycling performance and muscle strength capacities in top-elite sprint cyclists?

Abstract publié dans des revues internationales à comité de lecture :

Sachet, I., (2018). Relation between maximal power in sprint cycling, pedal force orientation and strength of the lower limb muscles in elite sprint cyclists. *Journal of Science and Cycling*, 7(2), 24-25.

Communication dans des congrès internationaux :

Sachet, I., Brochner-Nielsen, N.P., Guilhem, G., Lardy, J., Brunet, E., Hug, F., Dorel, S. (2018). Relation between maximal power in sprint cycling, pedal force orientation and strength of the lower limb muscles in elite sprint cyclists. *Science & Cycling Congress*, 4-5 July, Nantes, France

Sachet, I., Dorel, S. (2019). Relations entre puissance maximale, capacités de production de force et activation des différents groupes musculaires en sprint en cyclisme. *18^{ème} Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*, Paris, France

Sachet, I., Hug, F., Brochner-Nielsen, N.P., Brunet, E., Guilhem, G., Dorel, S. (2020). Joint power distribution in elite sprint cyclists and their relation with maximal power. *25th Annual Congress of the European College of Sport Science*, virtual congress, October 28-30.

Communication dans des congrès à visée technique :

Sachet, I. Rôle des capacités de production de force des groupes musculaires dans la production de puissance. *Séminaire des cadres technique de la Fédération Française de Cyclisme*, Novembre 2020, séminaire virtuel.

Autres publications et communications

Publication en préparation dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

Robin, M., Nordez, A., Tallio, T., Sachet, I., Dorel, S. Muscle fascicle behavior during cycling sprints: a new explanation for the higher power output produced standing compared to seating

Article de vulgarisation dans des journaux à visée technique :

Brunet, E., Sachet, I. Renforcer son tronc en s'inspirant des concepts de core-stability. *France Cyclisme* (2021)

Communications dans des congrès à visée technique :

Sachet, I. Mise en place d'un test d'évaluation du profil force-vitesse sur le terrain. *Séminaire des cadres technique de la Fédération Française de Cyclisme*, Novembre 2019, Dijon, France.

Liste des figures

-
- Figure 1** - Représentation des différentes forces appliquées au niveau de la pédale. La force totale (F_{tot}) se divise en deux composantes : la force efficace (F_{eff}) et la force radiale (F_{rad}), *adapté de Dorel et al. (2009)*.....28
- Figure 2** - Relations force-cadence (gauche) et puissance-cadence (droite) obtenue à partir de trois sprints sur ergocycle permettant de déterminer la puissance maximale (P_{max}), la force maximale (F_{max}) et les caractéristiques de vitesse maximale (V_{max}) et vitesse optimale (V_{opt})29
- Figure 3** – Exemple typique des patterns de force totale et force efficace appliquées à une pédale droite par un cycliste lors d'un effort maximal de sprint, *données personnelles*.....33
- Figure 4** - Profils EMG de 11 muscles du membre inférieur au cours de l'exercice sous-maximal à 150 W (rouge), à environ 80 % de la puissance maximale aérobie (noir) et à l'exercice maximal (bleu) en pourcentage de l'activité musculaire maximale du muscle mesurée au cours de de contractions maximales volontaires (CMV) pour le *tibialis anterior* (TA), le *soleus* (SOL), le *gastrocnemius lateralis* (GL) et le *gastrocnemius medialis* (GM), le *vastus lateralis* (VL) et le *vastus medialis* (VM), le *rectus femoris* (RF), le *tensor du fascia latae* (TFL), le *biceps femoris* (BF), le *semimembranosus* (SM) et le *gluteus maximus* (GMAX). *À partir de Dorel et al. (2012)*37
- Figure 5** - Représentation schématique du membre inférieur découpé, composé en trois segments rigides (pied, jambe et cuisse) faisant apparaître les forces (flèches droites) et les moments intersegmentaires (flèches courbées) agissant au point proximal et distal de chaque segment. *À partir de van Ingen Schenau et al. (1990)*.....41
- Figure 6** - Moments articulaires mesurés au niveau de la hanche (a, en haut), du genou (b, au milieu) et de la cheville (c, en bas) au cours d'un exercice sous-maximal à intensité constante. Les valeurs négatives correspondent respectivement à des moments extenseurs, fléchisseurs et extenseurs pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville (à partir de Sanderson & Black, 2003)44
- Figure 7** - (A) Au début de la phase de poussée, la force à la pédale ($F_{pédale}$) est orientée vers l'avant. Cette orientation est possible si le moment d'extension au genou est supérieur au moment d'extension à la hanche. L'activation du muscle bi-articulaire *rectus femoris* permet le transfert de force de la hanche vers le genou et d'assurer l'orientation de la force. (B) En deuxième partie de poussée sur la pédale (après 90° d'angle de manivelle), la force produite à la pédale doit être orientée vers l'arrière. L'activation des muscles bi-articulaires ischiojambiers (hamstrings) diminue le moment net d'extension au genou et augmente le moment net d'extension à la hanche permettant une orientation plus efficace de la force. *À partir de van Ingen Schenau et al., 1992*.....48
- Figure 8** - Illustration du décalage temporel observable au niveau des muscles du membre inférieur (de haut en bas : *gluteus maximus*, *biceps femoris*, *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *gastrocnemius*, *tibialis anterior*) entre une condition de pédalage assise classique (trait gris), une condition assise en montée (trait gris pointillé) et une condition danseuse en montée (trait noir). *À partir de Li & Caldwell (1998)*.....54
- Figure 9** - Représentation de la position d'un cycliste dans le plan sagittal durant un mouvement de pédalage en position assise (seated, ligne du haut) et en position danseuse (non-seated, ligne du bas) à cinq positions angulaires de manivelles différentes (0°, 45°, 90°, 135° et 180°). La position du centre de masse du cycliste est représentée par les ronds noirs et la

position du centre du pédalier sur la ligne du milieu. Les flèches grises représentent l'amplitude et la direction du vecteur de la force de réaction résultante à la manivelle. À partir de Wilkinson et al. (2020a)	55
Figure 10 - Niveaux d'activités maximaux évalués lors d'une tâche de pédalage maximale, exprimés en fonction des niveaux d'activité maximaux évalués lors de contractions mono-segmentaires pour 11 muscles du membre inférieur. À partir de Dorel et al. (2012)	61
Figure 11 - Évolution des patterns de puissance à la pédale (pedal power), et des puissances articulaires à la cheville (ankle power), au genou (knee power) et à la hanche (hip power) avec l'augmentation de l'intensité d'une condition à 250 W jusqu'à une condition maximale de sprint. À partir de Elmer et al. (2011)	63
Figure 12 – Puissances articulaires absolues (A et B) et relatives (C et D) d'extension et de flexion à la cheville (plantarflexion/dorsiflexion), au genou (knee extension/flexion) et à la hanche (hip extension/flexion) en fonction de la condition de cadence. À partir de McDaniel et al. (2014)	66
Figure 13 - Evolution des patterns de puissance transférée à la hanche (hip transfer power) avec l'augmentation de l'intensité d'une condition à 250 W jusqu'à une condition maximale de sprint. À partir de Elmer et al. (2011)	73
Figure 14 – Patterns moyens (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$	142
Figure 15 – Patterns moyens (\pm SD) des angles, vitesses, moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées indiquent le début des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) des articulations. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$	144
Figure 16 – Patterns moyens (\pm SD) de la somme des puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche (LM power) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$	146
Figure 17 – Patterns moyens (\pm SD) des données mécaniques associées au centre articulaire de la hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les flèches noires indiquent l'orientation de la force correspondant aux valeurs positives. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux	

conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 147

Figure 18 – Patterns EMG moyens (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur droit (*tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *lateralis* (GL), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) *biceps femoris* (BF), *semi tendinosus* (ST), *gluteus maximus* (GMAX) et *tensor fascia latae* (TFL)) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns ont été normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré pour chaque muscle dans l'une des deux conditions de sprint. Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 148

Figure 19 – Patterns moyens (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) dans les conditions « deux jambes » (2J, bleu) et « une jambe » (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 150

Figure 20 – Patterns moyens (\pm SD) des angles, vitesses, moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans les conditions deux jambes (2J, bleu) et une jambe (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 152

Figure 21 – Patterns moyens (\pm SD) de la somme des puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche (LM power) dans les conditions « deux jambes » (2J, bleu) et « une jambe » (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 153

Figure 22 – Patterns moyens (\pm SD) des données mécaniques associées au centre articulaire de la hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HIRF) pour les conditions « deux jambes » (bleu) et « une jambe » (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les flèches noires indiquent l'orientation de la force correspondant aux valeurs positives. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * P < 0,05, ** P < 0,01, *** P < 0,001 155

Figure 23 – Patterns EMG moyens (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur droit (*tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *lateralis* (GL), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) *biceps femoris* (BF), *semi tendinosus* (ST), *gluteus maximus* (GMAX) et *tensor fascia latae* (TFL)) dans les conditions « deux jambes » (2J, en bleu) et « une jambe » (1J, en rouge). Les patterns ont été normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré pour chaque muscle dans l'une des deux conditions de

sprint. Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$ 157

Figure 24 – Représentation dans un plan sagittal du membre inférieur droit appliquant une force à la pédale vers le bas (flèche grise) durant la phase d'extension ipsilatérale, et du membre inférieur gauche appliquant une force à la pédale orientée vers le haut (flèche grise hachurée) durant la phase de flexion controlatérale. Les flèches bleues représentent les forces appliquées par le segment cuisse sur le segment pelvis et la flèche rouge représente la force de réaction à la hanche du pelvis sur la cuisse (HJRF) 164

Figure 25 – (A) Relation entre la puissance à la manivelle produite par le membre inférieur droit (P_{crank} , en W) dans la condition « une jambe » (1J) et la condition « deux jambes » (2J). La ligne noire représente la droite d'identité. Les points rouges et bleus représentent les cinq athlètes féminines présentant des niveaux de puissance significativement les plus faibles et les trois athlètes masculins présentant des niveaux de puissance significativement les plus élevés. (B) Relation entre la différence de puissance à la manivelle ($P_{\text{crankExt } 2J-1J}$, en W) et la différence de force verticale de réaction à la hanche ($HJRF_{\text{ext vertical } 2J-1J}$, en N) dans la phase d'extension entre les conditions 2J et 1J..... 166

Figure 26 – La relation moment-longueur des faisceaux du muscle *vastus lateralis* (VL) est représentée par la courbe et les points noirs ($\pm SD$). La force représente ici le moment et a été normalisée par rapport au moment maximal d'extension du genou (T/T_{max}) et la longueur des faisceaux (L/L_{opt}) a été normalisée par rapport à la longueur optimale (L_{opt}). L'activité EMG normalisée du muscle VL au cours du sprint en position assise (rouge) et danseuse (bleu) est représentée en fonction de la longueur des faisceaux. Les flèches bleue et rouge représentent le sens de rotation du cycle de raccourcissement-allongement des faisceaux au cours du pédalage. Le début d'activité du muscle intervient lors de l'atteinte de la longueur maximale (L/L_{opt} supérieure à 1,2) montrant un léger comportement excentrique et permet ensuite d'enchaîner avec une phase de raccourcissement importante synonyme d'un comportement concentrique. Les traits bleu et rouge autour de la relation moment-longueur représentent la zone de la relation moment-longueur où les faisceaux opèrent lors de la phase d'activité (i.e. supérieure à 40% de l'activité maximale). Issu de Robin et al. (en préparation) 177

Figure 27 – Relations moment-angle des muscles extenseurs du genou établies pour chaque athlète homme (à gauche) et femme (à droite) au cours d'une contraction maximale volontaire isocinétique à 300 °/s dans le cadre de l'étude 1. Le moment a été normalisé par rapport au moment maximal ($N \cdot m_{\text{max}}$). La relation a été évaluée pour un angle de genou allant de 50° à 105° (0° = extension complète)..... 178

Figure 28 – Pour deux athlètes A (noir) et B (rouge), (A) La relation moment-angle des muscles extenseurs du genou évaluée sur ergomètre isocinétique à 300 °/s est représentée à partir des lignes pointillées. Le moment a été normalisé par rapport au moment maximal mesuré sur la plage angulaire allant de 50° à 105° d'extension du genou. La relation entre le niveau d'activité EMG du muscle VL (normalisé par rapport au niveau d'activité maximal au cours du cycle) et l'angle du genou au cours du sprint en condition assise est représentée à partir des lignes continues. (B) Les traits continus représentent le niveau d'activité EMG normalisé du muscle VL en fonction de l'angle de la manivelle au cours de l'exercice maximal de pédalage en condition assise. Les traits pointillés représentent l'angle du genou en fonction de l'angle de la manivelle. (C) Puissance exercée à la manivelle (P_{crank}) normalisée par rapport au pic de puissance au cours du cycle et exprimée en fonction de l'angle de la manivelle..... 180

- Figure 29** – Représentation des relations force-vitesse établies à partir de sprints effectués sur ergocycle (en noir) pour deux athlètes présentant des niveaux de force au cours d'un départ arrêté en sprint sur piste (en orange) respectivement supérieur (athlète A) et inférieur (athlète B) à l'extrapolation réalisée par le modèle force-vitesse..... 191
- Figure 30** – Force efficace appliquée à la pédale au cours du premier cycle de pédalage d'un départ arrêté entre deux athlètes présentant un niveau de force sur piste « bien » extrapolé (athlète A, en noir) et « mal » extrapolé (athlète B, en rouge) à partir de la relation force-vitesse établie sur ergocycle..... 192
- Figure 31** – Comparaison des patterns d'activité EMG de 8 muscles du membre inférieur au cours du premier cycle de pédalage complet d'un départ arrêté effectué en cyclisme sur piste entre deux athlètes présentant un niveau de force sur piste « bien » extrapolé (athlète A) et « mal » extrapolé (athlète B) à partir de la relation force-vitesse établie sur ergocycle. Les niveaux d'activité ont été normalisés pour chaque muscle en fonction du niveau d'activité maximal enregistré au cours du test force-vitesse, les barres horizontales pleines permettant de symboliser ce « 100 % ». Les barres horizontales pointillées ont été ajoutées pour préciser la plage de la séquence d'activité supérieure à 20 % du niveau d'activité maximal..... 193

Liste des tableaux

-
- Tableau 1** – Valeurs moyennes (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) sur le cycle entier et sur les phases d'extension et de flexion du membre inférieur pondérées par rapport à leur durée relative vis-à-vis du cycle entier, respectivement, pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 142
- Tableau 2** – Valeurs moyennes (\pm SD) des vitesses et moments à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase articulaire pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 143
- Tableau 3** – Valeurs moyennes (\pm SD) des puissances articulaires i) absolues, ii) pondérées par rapport à la durée de la phase et iii) exprimées en pourcentage de la puissance totale à la pédale (relatives) à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 145
- Tableau 4** – Valeurs moyennes (\pm SD) de la somme des puissances articulaires (LM power) au cours du cycle de pédalage entier (total) et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur, pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 146
- Tableau 5** – Valeurs moyennes (\pm SD) des données associées au centre articulaire de hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 147
- Tableau 6** – Niveaux d'activité moyens et maximaux (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur dans les conditions assis et danseuse normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré dans l'une des deux conditions et durée des séquences d'activité pour chaque muscle. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 149
- Tableau 7** – Valeurs moyennes (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) sur le cycle entier et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur pondérées par rapport à leur durée relative vis-à-vis du cycle entier, respectivement pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet 150
- Tableau 8** – Valeurs moyennes (\pm SD) des vitesses et moments à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase articulaire pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 151
- Tableau 9** – Valeurs moyennes (\pm SD) des puissances articulaires absolues, pondérées par rapport à la durée de la phase et exprimées en pourcentage de la puissance totale à la pédale (relatives) à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du

test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet 153

Tableau 10 – Valeurs moyennes (\pm SD) de la somme des puissances articulaires (LM power) au cours du cycle de pédalage entier (total) et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur, pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet 154

Tableau 11 – Valeurs moyennes (\pm SD) des données associées au centre articulaire de hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 154

Tableau 12 – Niveaux d'activité moyens et maximaux (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur dans les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J), normalisés par rapport au niveau maximum enregistré dans l'une des deux conditions et durée des séquences d'activité pour chaque muscle (différence OFF – ON). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet. 156

Liste des abréviations

V_{max}	Vitesse maximale
F_{max}	Force maximale
P_{max}	Puissance maximale
V_{opt}	Vitesse optimale
F_{opt}	Force optimale
F_{tot}	Force totale
F_{rad}	Force radiale
F_{eff}	Force efficace
IE	Indice d'efficacité
XCO	VTT cross-country
EMG	Electromyographie
RMS	<i>Root mean square</i>
SNC	Système nerveux central
TA	<i>Tibialis anterior</i>
SOL	<i>Soleus</i>
GM	<i>Gastrocnemius medial</i>
GL	<i>Gastrocnemius lateral</i>
VM	<i>Vastus medial</i>
VL	<i>Vastus lateralis</i>
RF	<i>Rectus femoris</i>
BF	<i>Biceps femoris</i>
ST	<i>Semitendinosus</i>
SM	<i>Semimembranosus</i>
GMAX	<i>Gluteus maximus</i>
TFL	<i>Tensor fascia latae</i>
PMA	Puissance maximale aérobie
CMV	Contraction maximale volontaire
RTD	Taux de montée en moment
MTU	Unité musculo-tendineuse
HJRF	Force de réaction à l'articulation de la hanche (de l'anglais <i>hip joint reaction force</i>)

Table des matières

INTRODUCTION GÉNÉRALE	20
CADRE THÉORIQUE	24
1. PRODUCTION DE PUISSANCE EN PÉDALAGE	25
1.1. Puissance et performance	25
1.2. Méthode d'évaluation de la puissance maximale : le test force-vitesse.....	27
1.3. Biomécanique d'application des forces à la pédale.....	31
2. ANALYSE DES COORDINATIONS MUSCULAIRES.....	34
2.1. Mesure de l'activation des muscles par électromyographie.....	34
2.2. Mesure de la cinématique et des efforts intersegmentaires	39
2.3. Introduction aux rôles fonctionnels des muscles et au transfert de puissance	45
2.4. Facteurs d'influence des coordinations musculaires à l'exercice de pédalage sous-maximal	48
3. CAS SPÉCIFIQUE DE L'EXERCICE MAXIMAL DE SPRINT	60
3.1. Modification des coordinations musculaires.....	60
3.2. Facteurs d'influence des coordinations musculaires à l'exercice de pédalage maximal ...	64
3.3. Augmenter la puissance en sprint : intérêt de la position danseuse.....	67
3.4. Rôle des propriétés mécaniques des muscles	69
3.5. Rôle du tronc et des membres supérieurs.....	72
4. OBJECTIFS DE LA THÈSE.....	78
CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES.....	80
ÉTUDE 1.....	82
ÉTUDE 2.....	102
ÉTUDE 3.....	134
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	168
1. SYNTHÈSE DES RÉSULTATS ISSUS DES TRAVAUX MENÉS.....	170
2. RÔLE DES QUALITÉS MUSCULAIRES.....	171
3. PUISSANCES ARTICULAIRES ET COORDINATIONS MUSCULAIRES.....	180
4. RÔLE DE LA FIXATION DU PELVIS	186
5. APPLICATION PRATIQUE : CAS DU DÉPART ARRÊTÉ EN CYCLISME SUR PISTE.....	190
6. CONCLUSION GÉNÉRALE	195
BIBLIOGRAPHIE.....	198
ANNEXES	218

Introduction générale

La puissance est un facteur de performance essentiel dans de nombreuses disciplines du cyclisme (Gardner et al., 2007 ; Menaspà et al., 2013 ; Novak & Dascombe, 2014). Cette puissance résulte de la force qui est appliquée au niveau de la pédale et de sa vitesse de rotation (Arsac et al., 1996 ; Martin et al., 1997). Or, la force qu'un individu est capable de produire va dépendre d'un certain nombre de propriétés musculaires. Parmi elles, on retrouve les capacités de production de force des muscles impliqués, et l'interaction entre les forces et puissances des différents groupes musculaires. Derrière son apparente facilité et un mouvement relativement contraint, le pédalage met en jeu un nombre important de muscles. Cependant, il a été démontré depuis très longtemps que la mise en action de nombreux muscles et de nombreux degrés de liberté offrait une quantité importante de solutions pour accomplir un mouvement (Bernstein, 1967). Les coordinations musculaires, définies couramment comme la distribution de l'activation ou de la force aux muscles dans le but de réaliser une tâche particulière (Prilutsky, 2000), vont alors préciser pour chaque individu les choix opérés par le système nerveux central pour produire le mouvement désiré.

Au cours d'un exercice de pédalage réalisé à intensité maximale, l'objectif ultime est de produire le maximum de puissance. Cette capacité est largement associée à la capacité à produire des forces élevées (Dorel et al., 2005). Les cyclistes souhaitant améliorer leur niveau de puissance maximale passent donc couramment de nombreuses heures en salle de musculation afin de parfaire leurs capacités de production de force, particulièrement des muscles du membre inférieur. D'un autre côté, l'analyse de la sollicitation des muscles au cours de l'exercice maximal de pédalage a montré que tous les muscles n'étaient pas activés de façon maximale au cours d'un sprint (Dorel et al., 2012). Dès lors, ces résultats interrogent sur le rôle des capacités de production de force des muscles et des coordinations musculaires, et la nécessité de considérer l'interaction entre les deux.

Dans ce cadre, déterminer la contribution des propriétés musculaires et des coordinations musculaires chez des athlètes déjà extrêmement entraînés sur ces qualités (i.e. capacités de production de force et expertise du mouvement de pédalage) permettra de fournir des éclairages fondamentaux concernant les paramètres à l'origine de la production de puissances extrêmes. Ces investigations permettront également d'appréhender certaines limites sous-jacentes à la performance en sprint en cyclisme et ayant notamment pour but d'optimiser des programmes d'entraînement pour maximiser les capacités des athlètes à produire de la puissance.

Ce travail de thèse a ainsi consisté à déterminer les coordinations musculaires en cyclisme et particulièrement au cours de l'exercice maximal de pédalage chez des cyclistes de très haut-

niveau dans les disciplines de sprint. Plus spécifiquement, les objectifs étaient de déterminer les relations entre la puissance maximale développée et i) les capacités de production de force des groupes musculaires, ii) les coordinations musculaires et iii) les liens entre ces deux composantes.

Ce manuscrit de thèse est construit en trois grandes parties :

- le « Cadre théorique » expose l'intérêt de la mesure de la puissance en cyclisme. Il présente deux méthodologies majeures ayant pour but de décrire les coordinations musculaires au cours de l'exercice de pédalage afin de fournir des informations concernant la façon dont les muscles se coordonnent à l'exercice sous-maximal et maximal. Cette partie s'attache également à exposer les connaissances actuelles concernant les paramètres explicatifs de la maximisation de la puissance en sprint, à savoir notamment les coordinations et qualités musculaires ;
- la deuxième partie « Contributions expérimentales » constitue les trois grandes études expérimentales menées au cours de cette thèse ;
- la troisième partie « Discussion générale » a pour objectif de synthétiser les résultats obtenus au cours des trois études en prenant du recul pour effectuer une analyse plus globale des aboutissements ainsi que des perspectives de ce travail.

Cadre théorique

1. Production de puissance en pédalage

1.1. Puissance et performance

La performance en cyclisme est essentiellement régie par la capacité du cycliste à se déplacer le plus vite possible dans l'environnement qui lui est imposé au moyen de son vélo. Cette vitesse de déplacement est déterminée par la somme des forces qui sont appliquées au système entier cycliste-vélo. Le système est soumis à des résistances dont la majeure partie provient de l'air et donc de la traînée aérodynamique du système, de son poids, et dans une moindre mesure de sa résistance aux roulements et aux frictions (Martin et al., 2006). Le cycliste applique quant à lui une force au niveau de la pédale qui permet la rotation du pédalier et la production d'une puissance mécanique. Selon la vitesse de déplacement et les contraintes de l'environnement, l'influence relative de chacune des résistances varie et le cycliste doit alors produire plus ou moins de puissance pour atteindre et/ou maintenir la vitesse de déplacement cible. La puissance qui est délivrée au système fait référence à une modification de l'énergie potentielle et cinétique. Au cours d'un effort visant à accélérer, la variation d'énergie cinétique est l'élément dans lequel se dissipe la majeure partie de la puissance produite et est reliée à la masse et à l'accélération (Martin et al., 1998). La masse du système est prépondérante lorsque la pente est élevée et que la vitesse est faible. À l'inverse, la traînée aérodynamique augmentant avec le carré de la vitesse, lorsque la pente est nulle et que la vitesse de déplacement est très élevée, plus la part de la puissance mécanique produite par le cycliste va permettre de surmonter les résistances aérodynamiques (Martin et al., 2006), et plus l'énergie potentielle va être importante. Les disciplines du cyclisme (e.g. cyclisme sur route, cyclisme sur piste, BMX, VTT cross-country) présentent ainsi un large panel de conditions au cours desquelles la puissance requise peut différer, tant par sa nature que par son intensité.

En cyclisme sur route, la durée des compétitions est relativement longue (entre 3h et 7h de course en moyenne selon les épreuves et le sexe) et les profils à la fois plats, vallonnés et/ou montagneux. La capacité du cycliste à se déplacer rapidement dépend donc de son aptitude à développer des puissances moyennes élevées sur des temps longs, avec des alternances de phases plus courtes où la puissance produite doit subir de fortes augmentations lors de cols, de côtes ou d'attaques (Menaspà, 2015, Menaspà et al., 2017). La performance dans cette discipline est également très souvent reliée à la capacité à produire des puissances maximales au cours du sprint final sur des temps courts (i.e. moins de 15 secondes) (Menaspà et al., 2013,

2017 ; Menaspà, 2015). C'est également une des caractéristiques de la discipline du VTT cross-country (XCO) qui se réalise sur des durées plus courtes (entre 1h30 et 2h30) où on observe une variation très importante des niveaux de puissance avec la nécessité de produire en moyenne un tiers du temps des puissances supérieures à 40-50 % de la puissance maximale (Stapelfeldt et al., 2004 ; Novak & Dascombe, 2014 ; Granier et al., 2018). Il a d'ailleurs été démontré une forte relation entre la performance en XCO et la puissance maximale des athlètes (Hays et al., 2021) mais également avec la capacité à maintenir une puissance maximale au cours d'un effort de 30 secondes (Inoue et al., 2012). En cyclisme sur piste, les épreuves sont quant à elles catégorisées entre « endurance » et « sprint ». Les épreuves dites d'endurance se courent sur des durées d'environ 4 minutes (e.g. poursuite individuelle, poursuite par équipe) à 1 heure (e.g. madison) alors que les épreuves dites de sprint se courent sur des durées allant de 10 secondes (e.g. 200 mètres lancés) à 1 minute (e.g. vitesse par équipe, keirin). Cependant, quel que soit le type d'épreuve, le cyclisme sur piste est caractérisé par la production de niveaux de puissance très élevés (Craig & Norton, 2001 ; Broker et al., 1999) notamment afin de surmonter les résistances aérodynamiques extrêmes engendrées par des vitesses de déplacement pouvant dépasser les 70-75 km/h (Martin et al., 1998). Une relation très forte a ainsi été rapportée entre la performance dans une épreuve comme le 200 mètres lancé et la puissance maximale normalisée par rapport à la surface frontale (Dorel et al., 2005). Cette discipline requiert également des niveaux de puissance maximaux lors des phases d'accélération, particulièrement dans les épreuves présentant un départ dit « arrêté » (e.g. vitesse par équipe, kilomètre individuel, poursuite par équipe, poursuite individuelle). Dans ce cadre, une puissance maximale doit être développée pour acquérir de l'énergie cinétique et atteindre la vitesse la plus élevée possible (Craig & Norton, 2001 ; Broker et al., 1999). C'est également le cas d'une autre discipline olympique du cyclisme, le BMX. Le BMX est caractérisé par un départ arrêté en haut d'une butte de 8 mètres prolongée par une piste de 200 à 400 mètres constituée de virages, de bosses et de portions de plat pour une durée d'effort variant entre 30 et 50 secondes (Cowell et al., 2012). Dans cette discipline, la performance a largement été reliée à la phase d'accélération et donc à la capacité à atteindre des vitesses très élevées le plus rapidement possible (Rylands & Roberts, 2014). Cette capacité d'accélération est très corrélée au développement de la force lors des premiers coups de pédale (Janssen & Cornelissen, 2017). En effet, la puissance étant le produit de la force et de la vitesse, dans des conditions de départ où il faut passer d'une vitesse nulle à une vitesse maximale, la production de puissance et donc la capacité d'accélération est principalement reliée à la capacité à appliquer des forces élevées à des vitesses faibles. Le cycliste peut par ailleurs modifier le rapport entre ses pignons avant

et arrière (i.e. « plateau » avant et « pignon » arrière), autrement connu sous le nom de « braquet » pour modifier les contraintes force et cadence à partir desquelles il devra produire une puissance donnée.

En somme, la capacité à produire de la puissance est considérée comme un facteur de performance majeur quelles que soient les disciplines du cyclisme. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons davantage au développement de la puissance maximale que nous définirons comme la quantité d'énergie maximale en joules par unité de temps et exprimée en watts, qu'un athlète peut fournir à la manivelle lors d'un effort à engagement maximal sans gestion d'une durée inférieure à 5 secondes et n'engendrant pas (ou très peu) de fatigue métabolique (Gardner et al., 2007).

1.2. Méthode d'évaluation de la puissance maximale : le test force-vitesse

La puissance maximale correspond à un compromis entre les capacités de production de force et les capacités de production de vitesse. La vitesse correspond à la vitesse de la pédale en mètres par seconde. D'un point de vue pratique, elle est le plus souvent exprimée en cadence de pédalage, c'est-à-dire en nombre de cycle de pédalage par minute. Ce cycle correspond à un tour de pédale complet dont le début et la fin ont été identifiés au point haut de la manivelle (i.e. 0°). La force correspond quant à elle à la force efficace appliquée au niveau de la pédale. Le cycliste applique une force totale (F_{tot}) sur la pédale qui peut se diviser en deux composantes : la force efficace (ou propulsive) (F_{eff}) et la force radiale (F_{rad}) qui sont respectivement appliquées perpendiculairement et parallèlement à la manivelle (Figure 1), or seule la force efficace participe à produire de la puissance.

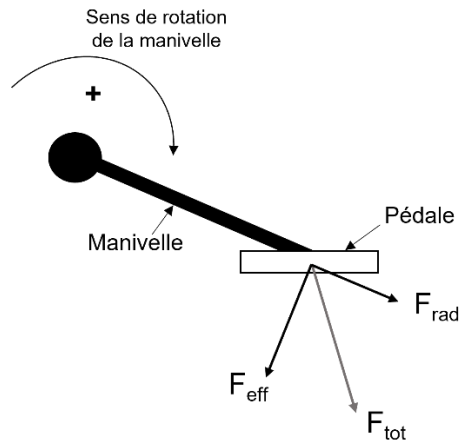


Figure 1 - Représentation des différentes forces appliquées au niveau de la pédale. La force totale (F_{tot}) se divise en deux composantes : la force efficace (F_{eff}) et la force radiale (F_{rad}), *adapté de Dorel et al. (2009)*

À l'exercice maximal, la cadence de pédalage déterminant directement la force et donc la puissance pouvant être produite, il est possible de déterminer pour chaque athlète les relations force-cadence et puissance-cadence. La relation force-cadence est connue pour être très bien représentée à partir d'un modèle de régression linéaire (Dorel et al., 2005 ; Driss et al., 2002 ; Driss & Vandewalle, 2013 ; Vandewalle et al., 1987) permettant la détermination des paramètres de vitesse maximale (V_{max} , vitesse pour une force nulle) et force maximale (F_{max} , force pour une vitesse nulle) (Figure 2). La relation puissance-cadence est quant à elle décrite par un modèle polynomial du 2nd degré et permet la détermination de la puissance maximale (P_{max}) atteinte à la vitesse optimale (V_{opt}) (Figure 2). La force optimale (F_{opt}) correspond à la force développée à P_{max} et est égale à la moitié de la F_{max} (Dorel, 2018a). Ces paramètres sont fondamentaux à déterminer puisqu'ils impliquent pour un athlète de se situer dans une zone de cadence assez restreinte pour lui permettre de développer sa puissance maximale.

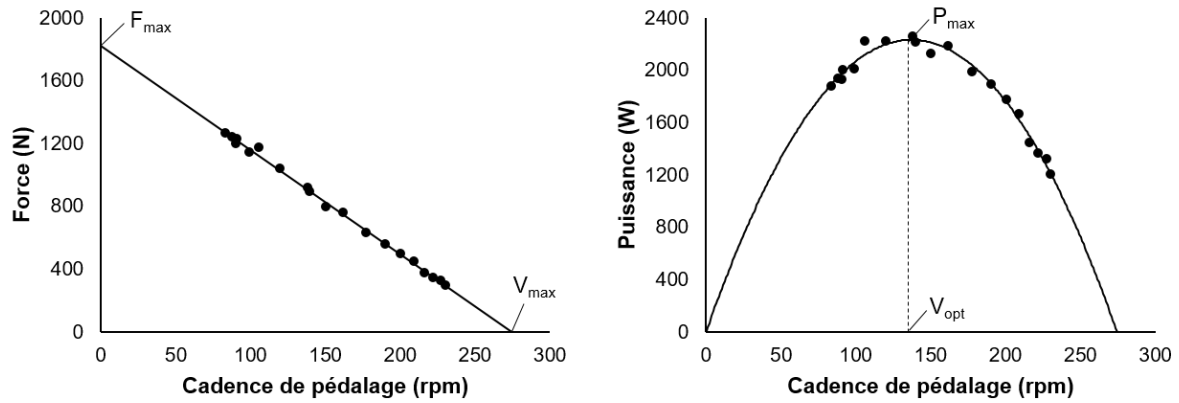


Figure 2 - Relations force-cadence (gauche) et puissance-cadence (droite) obtenue à partir de trois sprints sur ergocycle permettant de déterminer la puissance maximale (P_{max}), la force maximale (F_{max}) et les caractéristiques de vitesse maximale (V_{max}) et vitesse optimale (V_{opt})

La puissance maximale est depuis plusieurs années classiquement évaluée à partir de tests « force-vitesse » consistant en la réalisation de différents sprints sur un ergocycle. L'objectif est de déterminer la puissance et la force maximale qu'un athlète est capable de produire pour chaque cadence de pédalage. Des sprints sont ainsi réalisés sur un ergocycle en imposant une contrainte mécanique. Deux conditions majeures ont historiquement été utilisées, soit la cadence de pédalage est contrôlée et la force appliquée à la pédale ou à la manivelle est mesurée (i.e. condition isocinétique ; McCartney et al., 1983 ; Sargeant et al., 1981), soit la résistance et les paramètres inertiels du volant d'inertie de la roue de l'ergocycle sont contrôlés et alors sa vitesse et son accélération sont mesurées (i.e. condition isoinertielle ; Dorel et al., 2005 ; Gardner et al., 2007 ; Hautier et al., 1996 ; Martin et al., 1997 ; Vandewalle et al., 1987). Afin d'obtenir des données de force et puissance sur une plage de cadence la plus large possible tout en minimisant la fatigue, trois efforts maximaux de 3 à 5 secondes dans différentes conditions de cadence ou de résistance sont le plus souvent réalisés (Gardner et al., 2007 ; Driss & Vandewalle, 2013 ; Dorel, 2018a). Les données de cadence, force et puissance sont ensuite moyennées sur un cycle de pédalage complet (de 0 à 360°) et permettent de tracer les relations force-cadence et puissance-cadence (Figure 2). Avec l'évolution des technologies de mesure, la mise en place de ces tests a été facilitée au fil des années notamment grâce à la mesure systématique des forces produites au niveau de la pédale ou de la manivelle, et ce quelle que soit la condition isocinétique ou isoinertielle (Gardner et al., 2007 ; Dorel et al., 2010).

La puissance maximale a été une source d'attention majeure depuis plusieurs années, notamment grâce aux nombreux capteurs existants qui facilitent son accessibilité et permettent de recueillir des données directement à l'entraînement ou en compétition (Jones & Passfield,

1998 ; Gardner et al., 2004 ; Barratt, 2008 ; Bouillod et al., 2017). Par ailleurs, l'utilisation des systèmes de mesure plus sophistiqués comme les ergocycles scientifiques ou des pédales instrumentées ont permis de standardiser les mesures et d'en réaliser sur un large panel d'athlètes de différentes disciplines (Dorel et al., 2008 ; Vandewalle & Driss, 2015). Ils ont notamment permis de décrire plus précisément le « profil » d'un athlète à partir de la détermination des paramètres de P_{\max} , F_{\max} et V_{opt} , et sont désormais utilisés de façon récurrente dans l'année pour suivre l'évolution des capacités des athlètes ou pour attester des effets d'un entraînement (Dorel, 2018b ; Taylor et al., 2022).

Les valeurs maximales absolues de P_{\max} ainsi rapportées dans la littérature montrent des différences très importantes selon les populations et les positions testées, avec des valeurs pouvant aller de 600 à 2500 W (Vandewalle et al., 1987 ; McCartney et al., 1983 ; Arzac et al., 1996 ; Dorel et al., 2010 ; Hautier et al., 1996 ; Hintzy et al., 1999 ; Gardner et al., 2007 ; Gross & Gross, 2019 ; Martin et al., 2006). Les valeurs les plus faibles sont rapportées dans une position assise pour des populations femmes qui ne sont ni expertes de disciplines du cyclisme, ni d'autres activités de sprint (Vandewalle et al., 1987). Au sein de populations hommes non-spécialistes du cyclisme ou d'activités de sprint, les puissances maximales en position assise se situent autour de 800-1200 W (Arzac et al., 1996 ; Hintzy et al., 1999 ; Dorel et al., 2010), valeurs qui peuvent être sensiblement identiques chez des cyclistes entraînés en endurance (Vandewalle et al., 1987 ; Novak & Dascombe, 2014 ; Kordi et al., 2020). Des niveaux de puissance plus élevés, pouvant aller jusqu'à 1800 W en position danseuse, sont enregistrés chez des cyclistes sur route spécialistes du sprint (Menaspà, 2015 ; van Erp et al., 2021). Les valeurs les plus élevées ont quant à elles été rapportées chez des athlètes spécialistes du BMX et du sprint en cyclisme sur piste (Novak & Dascombe, 2014 ; Janssen & Cornelissen, 2017 ; Gardner et al., 2006 ; Dorel et al., 2005 ; Zabala et al., 2008). Pour une population d'hommes élites spécialistes de ces deux disciplines, en position danseuse, les valeurs dépassent souvent les 2000 W (Gardner et al., 2007 ; Gross & Gross, 2019) alors que la valeur maximale rapportée dans la littérature se situe autour de 2500 W (Martin et al., 2006). Les valeurs maximales des puissances exprimées en fonction de la masse corporelle varient quant à elles de 10 jusqu'à 26 W/kg entre ces différentes populations. En revanche, il n'existe que très peu de valeurs référencées chez les athlètes féminines. Seule une étude de Janssen & Cornelissen (2017) rapporte des puissances maximales autour de 1200 W pour des spécialistes du BMX et du sprint sur piste.

En outre, les niveaux de puissance atteints dépendent théoriquement d'une maximisation des paramètres, à la fois de force et de vitesse. Concernant les vitesses optimales, des variations relativement importantes ont été observées chez des cyclistes que ce soient experts ou non-experts, avec des valeurs pouvant aller de 100 à 140 rpm quelle que soit la position (Arsac et al., 1996 ; Dorel et al., 2005 ; Gardner et al., 2007 ; Hintzy et al., 1999). Certains de ces auteurs ont d'ailleurs observé des relations significatives entre la P_{\max} et la V_{opt} (Arsac et al., 1996 ; Hintzy et al., 1999). Ces relations ont toutefois été établies uniquement pour des populations hétérogènes et n'ont pas été retrouvées au sein d'une population de sprinteurs hommes en cyclisme sur piste (Dorel et al., 2005). Considérant les différences observées sur les qualités de vitesse (environ 40 % de différences entre les plus petites et les plus grandes valeurs), il paraît finalement assez logique qu'elles ne puissent à elles seules expliquer les plus de 300 % de différences rapportées précédemment pour la P_{\max} . Quel que soit le niveau d'expertise et la population considérée, les qualités de force représentent donc la source majeure des variabilités interindividuelles de puissance maximale rapportées. Dans ce sens, une étude portant sur des sprinteurs de haut-niveau en cyclisme sur piste rapporte que la qualité de production de F_{opt} (i.e. force à P_{\max}) peut expliquer plus de 80 % de la variation de P_{\max} (Dorel et al., 2005).

Comme mentionné précédemment, les données de force et de puissance qui sont classiquement évaluées dans le cadre de ces tests ou mesurées directement sur le terrain sportif font référence à des valeurs moyennes sur un ou plusieurs cycles de pédalage. Afin de comprendre comment la force est produite au cours du cycle, c'est-à-dire le pattern d'application de la force, et dans le but de mettre en relation les muscles engagés et les coordinations musculaires, la première étape consiste à étudier la biomécanique d'application des forces à la pédale. Pour cela, des ergocycles scientifiques ou des pédales instrumentées sont utilisés. Ils permettent ainsi de différencier les patterns de force des membres inférieurs droit et gauche ou les phases de poussée et de traction de la pédale (Dorel et al., 2008 ; Vandewalle & Driss, 2015).

1.3. Biomécanique d'application des forces à la pédale

Comme expliqué précédemment, la puissance résulte de la force efficace qui est appliquée au niveau de la pédale et de la vitesse de déplacement de la pédale. Elle peut également être exprimée au niveau de la manivelle en considérant cette fois-ci la vitesse de la manivelle (en radians par seconde) et le moment de force qui est dépendant du bras de levier utilisé (i.e. longueur de la manivelle). Le pattern d'application de la force et de la puissance peut être divisé

en en deux phases majeures que sont la phase de poussée (de 0 à 180° d'angle de manivelle) et de flexion (de 180 à 360°) (Dorel et al., 2008).

L'analyse des patterns temporels a montré que la force et la puissance varient tout au long du cycle de pédalage (Broker & Gregor, 1990 ; Ericson & Nisell, 1988 ; Dorel et al., 2010). Quelle que soit l'intensité de l'exercice, une très grande partie de la force est produite dans la phase de poussée avec un pic de force se situant autour de 90° de la manivelle (Figure 3). Au cours d'un exercice sous-maximal, des forces moyennes négatives peuvent être observées dans la phase de flexion indiquant qu'une légère composante de la force efficace est dirigée dans une direction opposée au mouvement de la manivelle (Sanderson, 1991). Cependant, plus l'intensité augmente, plus la force produite augmente à la fois dans la phase de poussée et dans la phase de traction de la pédale (Kautz et al., 1991 ; Sanderson, 1991 ; Beelen et al., 1994). Ainsi, au cours d'un exercice de sprint, environ 80 à 85 % de la force est produite dans la phase de poussée pour 15 à 20 % dans la phase de flexion (Dorel et al., 2010).

La mesure des composantes de F_{tot} et F_{eff} permet par ailleurs de déterminer un indice d'efficacité (IE) correspondant au ratio F_{eff} / F_{tot} (Ericson & Nisell, 1988 ; Sanderson, 1991). Au cours d'un exercice sous-maximal, l'IE est nettement plus élevé dans la phase de poussée que dans la phase de flexion (Zameziati et al., 2006) et également beaucoup moins variable entre les cyclistes (Bini et al., 2013). L'IE augmente nettement au cours d'un exercice maximal, particulièrement dans la phase de flexion (Beelen et al., 1994). Une plus grande puissance peut ainsi être développée en augmentant la composante de la force (totale et/ou efficace) appliquée à la pédale dans la phase de poussée ou en augmentant l'IE, particulièrement dans la phase de flexion (Bini et al., 2013 ; Korff et al., 2007). À l'exercice maximal, des relations significatives ont d'ailleurs été observées entre la P_{max} et l'IE quelle que soit la phase considérée (Dorel et al., 2008).

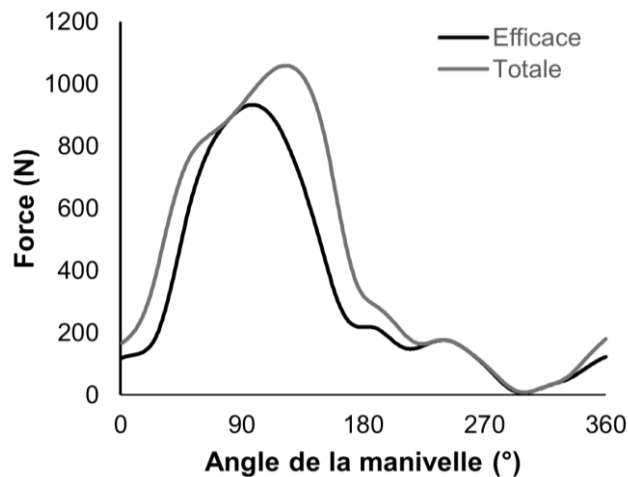


Figure 3 – Exemple typique des patterns de force totale et force efficace appliquées à une pédale droite par un cycliste lors d'un effort maximal de sprint, *données personnelles*.

De façon plus analytique, il est important de rappeler que la puissance développée au cours du mouvement de pédalage résulte de la mise en action d'un ensemble de muscles au niveau du membre inférieur. La coordination de l'activation de ces muscles par le système nerveux aboutit à la production de puissance au niveau des articulations et *in fine* à la pédale. L'étude des coordinations en pédalage s'avère donc pertinente pour mieux comprendre comment est produite la puissance externe qui est finalement mesurée au niveau de la pédale.

En résumé, retenons que la puissance maximale représente un indicateur de performance essentiel en cyclisme. Elle est le plus souvent évaluée sur des ergomètres spécifiques au cours de tests appelés force-vitesse permettant d'établir la puissance maximale atteinte pour une vitesse optimale. Les valeurs de puissance maximale peuvent varier de 600 W pour des non-pratiquants jusqu'à plus de 2500 W pour des cyclistes experts du sprint. La plus grande partie de la variabilité de la puissance est expliquée par la capacité à produire des forces élevées à la pédale. Par ailleurs, l'analyse de la biomécanique d'application des forces indique que la plus grande part de la puissance à la pédale est produite dans la phase de poussée (ou d'extension) de 0 à 180° d'angle de manivelle. La puissance développée dépend également de la capacité à exercer une force efficace, c'est-à-dire une force orientée perpendiculairement à la manivelle. Cette capacité est représentée à partir de l'indice d'efficacité correspondant au rapport entre la force efficace et la force totale appliquée à la pédale.

2. Analyse des coordinations musculaires

Les coordinations musculaires ont souvent été définies dans la littérature comme la distribution de l'activation ou de la force aux muscles afin de produire une combinaison de moments articulaires donnée (Prilutsky, 2000). De façon plus large, certains auteurs suggèrent que les principes régissant les coordinations musculaires ne peuvent être établis qu'en comprenant comment les forces musculaires participent à la réussite d'une tâche (Kautz et al., 2000). Cependant, il semble encore très difficile d'établir précisément les forces qui sont produites de façon directe par chaque muscle pris individuellement. Il existe bien des modèles prédictifs, souvent basés sur de la simulation mathématique mais les théories d'optimisation ou les modèles sur lesquels ils s'appuient ne permettent pas encore de valider avec exactitude les forces qui sont mesurées de façon expérimentale (Crowninshield & Brand, 1981 ; Zajac, 1993 ; Neptune et al., 1999 ; Kautz et al., 2000 ; Dick et al., 2017 ; Martin & Nichols, 2018 ; Lai et al., 2018, 2021). Ainsi, les méthodes expérimentales demeurent nécessaires pour tenter d'appréhender les coordinations musculaires. Parmi elles, l'enregistrement de l'activité électrique des muscles par électromyographie (EMG) ou les méthodes de calcul par dynamique inverse permettent de renseigner respectivement sur le niveau d'activation d'un muscle et d'estimer les efforts articulaires. Dans le cadre de cette thèse, nous considérerons ainsi davantage les coordinations musculaires de façon plus globale comme l'engagement et l'interaction entre les engagements des muscles dans la tâche.

2.1. Mesure de l'activation des muscles par électromyographie

2.1.1. Base méthodologique

Afin que les fibres musculaires se contractent, le système nerveux central (SNC) génère un potentiel d'action qui leur est transmis par l'intermédiaire des motoneurones (Duchateau & Enoka, 2011). Les motoneurones et les fibres musculaires qu'ils innervent compose une unité motrice. L'activation de ces unités motrices représente la première étape dans la production d'une force musculaire. Le niveau d'activation du muscle représente le nombre d'unités motrices recrutées par le SNC et la fréquence de décharge des potentiels d'action. Par conséquent, ces paramètres agissent sur le niveau de force qu'est capable d'exercer un muscle à une longueur et une vitesse donnée (Adrian & Bronk, 1929). L'électromyographie (EMG) est une méthode permettant le recueil du signal électrique émanant des muscles en contraction.

Cette activité électrique est le plus souvent mesurée de façon non-invasive à l'aide d'électrodes placées à la surface de la peau (i.e. « EMG de surface »). Si cette méthode est très couramment utilisée dans la littérature pour analyser la façon dont les muscles se coordonnent entre eux, l'interprétation du signal EMG nécessite quelques précautions. En effet, certains facteurs physiologiques et non-physiologiques peuvent influencer l'interprétation du signal, en particulier le placement des électrodes (Clarys et al., 2012). Un mauvais placement peut notamment augmenter les phénomènes de « cross-talk » à savoir la détection de l'activité de muscles adjacents, ou « d'amplitude cancellation » consistant en la sous-estimation du signal par l'annulation de deux potentiels d'action positif et négatif pouvant se chevaucher (Farina et al., 2004 ; Hug et al., 2011a). Pour limiter ces risques, des recommandations sur les procédures de recueil ainsi que la position des électrodes ont été précisées (Hermens et al., 2000).

Après recueil du signal, celui-ci est le plus souvent redressé et filtré afin de retirer les artefacts ou le bruit associés à des facteurs non-physiologiques. À la suite de la rectification, le signal est typiquement lissé à l'aide de filtres (i.e. passe-bas, passe-haut, bande-passe) selon les caractéristiques du mouvement (i.e. fréquence d'exécution) et les objectifs d'analyse. Pour estimer le niveau de la commande nerveuse envoyée au muscle, l'amplitude du signal peut ensuite être évaluée à partir de la valeur moyenne de la valeur absolue du signal redressé calculée sur un intervalle de temps donné, ou l'EMG RMS (de l'anglais *root mean square*) représentant une mesure de l'intégrale du signal EMG (calculé comme la racine carrée de la moyenne du signal EMG élevé au carré sur un intervalle de temps donné). Afin de caractériser le niveau d'activité musculaire, sont ensuite classiquement utilisées différentes valeurs telles que le pic d'activité (i.e. valeur maximale) ou le niveau moyen sur un cycle de mouvement entier. Le signal EMG peut également être séquencé de sorte à obtenir une détermination des débuts (ON) et fin (OFF) de phases d'activation (i.e. séquence d'activité) ainsi que les niveaux d'activité associés (i.e. intensité de la séquence d'activité).

Par ailleurs, afin de comparer les niveaux d'activité entre différents essais ou individus, ou pour des muscles différents, une procédure de normalisation du signal doit être utilisée (Burden et al., 2010). Cette procédure consiste à exprimer le niveau d'activité d'un muscle d'un sujet par rapport à une valeur de référence de ce même muscle et même sujet. Six approches majeures ont été identifiées (Besomi et al., 2020). Parmi les plus utilisées dans l'analyse du pédalage, on retrouve une normalisation effectuée par rapport à une valeur maximale obtenue au cours d'une contraction maximale volontaire (CMV) effectuée dans une condition isométrique mono-articulaire (Hautier et al., 2000, Ericson, 1986 ; Marsh & Martin, 1995 ; Neptune et al., 1997)

ou dans une condition spécifique de la tâche d'intérêt, souvent un test force-vitesse classique de pédalage (Hunter et al., 2002 ; Rouffet & Hautier, 2007). Le choix de la normalisation dépend principalement du contexte et des objectifs de l'étude mais cette procédure doit être adoptée dès lors que l'on souhaite comparer les niveaux de sollicitation de différents muscles ou individus, ou pour un même individu sur des jours séparés (Albertus-Kajee et al., 2010 ; Burden et al., 2010 ; Besomi et al., 2020).

Grâce à l'identification des séquences et des niveaux d'activité pour chaque muscle, l'EMG a été couramment utilisée pour décrire les coordinations musculaires du membre inférieur lors de la tâche de pédalage. La plupart des muscles majeurs engagés ont l'avantage de se trouver en surface du membre inférieur. Ainsi, parmi ceux dont le signal EMG a le plus souvent été recueilli, on retrouve les muscles croisant les trois articulations principales du membre inférieur (i.e. cheville, genou et hanche) à savoir : le *gastrocnemius lateralis* (GL) et le *gastrocnemius medialis* (GM), le *soleus* (SOL), le *tibialis anterior* (TA), le *vastus medialis* (VM) et le *vastus lateralis* (VL), le *rectus femoris* (RF), le *semitendinosus* (ST), le *semimembranosus* (SM), le *biceps femoris* (BF), le *gluteus maximus* (GMAX) ou encore le *tensor fascia latae* (TFL) (Houtz & Fisher, 1959 ; Ericson et al., 1986 ; Chapman et al., 2006, 2008 ; Dorel et al., 2012). Ces muscles peuvent avoir des fonctions différentes, en grande partie déterminées par la/les articulation(s) qu'ils croisent. Certains sont mono-articulaires (TA, SOL, VL, VM, GMAX, TFL) et agissent sur l'extension ou la flexion d'une seule articulation tandis que d'autres sont dits bi-articulaires (GL, GM, RF, BF, ST), c'est-à-dire qu'ils croisent deux articulations et peuvent donc agir à la fois sur l'extension d'une articulation et sur la flexion d'une autre. C'est notamment le cas des muscles ischiojambiers (BF, ST, SM), du droit fémoral (RF) ou encore des muscles gastrocnémiens (GL, GM).

2.1.2. Application à l'exercice de pédalage

Le pédalage étant un mouvement cyclique, le profil d'activation musculaire se représente classiquement selon la position de la manivelle, soit de 0 à 360°. Les ON et OFF d'activité des muscles sont ainsi exprimés par rapport à l'angle de la manivelle au cours du cycle. Houtz & Fisher (1959) furent les premiers à enregistrer l'activité électrique des muscles durant le pédalage, rapportant ainsi pour la première fois une coordination effectivement bien spécifique entre les 14 muscles qui avaient été étudiés. Par la suite, l'analyse EMG a fait l'objet de plusieurs études au cours de l'exercice de pédalage sous-maximal (Ericson, 1986 ; Jorge & Hull, 1986 ; Hug et al., 2008, 2010, 2011b ; Dorel et al., 2008a, 2009 ; Chapman et al., 2006,

2008 ; Blake et al., 2012 ; Brennan et al., 2019). La figure 4 ci-après illustre les patterns d'activation selon l'angle de manivelle des différents muscles au cours d'exercices à différentes intensités (Dorel et al., 2012).

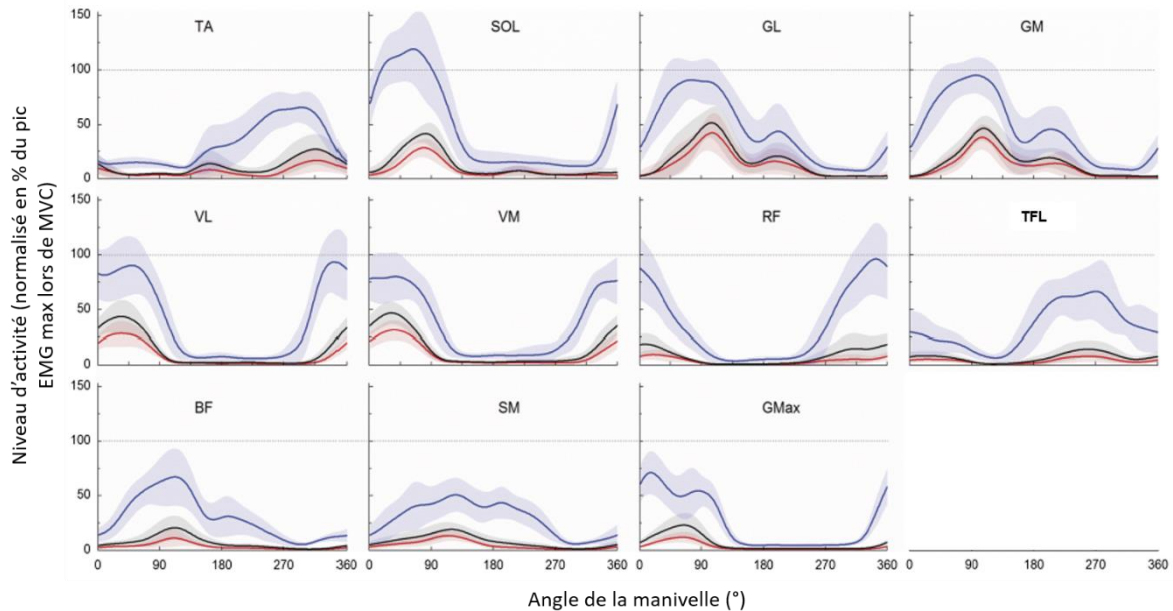


Figure 4 - Profils EMG de 11 muscles du membre inférieur au cours de l'exercice sous-maximal à 150 W (rouge), à environ 80 % de la puissance maximale aérobie (noir) et à l'exercice maximal (bleu) en pourcentage de l'activité musculaire maximale du muscle mesurée au cours de de contractions maximales volontaires (CMV) pour le *tibialis anterior* (TA), le *soleus* (SOL), le *gastrocnemius lateralis* (GL) et le *gastrocnemius medialis* (GM), le *vastus lateralis* (VL) et le *vastus medialis* (VM), le *rectus femoris* (RF), le *tensor du fascia latae* (TFL), le *biceps femoris* (BF), le *semimembranosus* (SM) et le *gluteus maximus* (GMAX). À partir de Dorel et al. (2012)

L'étude de Dorel et al. (2012) a montré, au cours de l'exercice de pédalage sous-maximal, que le muscle GMAX (extenseur de la hanche) est activé au début de la phase de poussée sur la pédale jusqu'à environ 120° d'angle de la manivelle alors que les muscles VL et VM (extenseurs du genou) sont activés avant le passage du point haut, à partir d'environ 340° jusqu'à 100° de position de la manivelle. Le muscle SOL (extenseur de la cheville) a un début d'activité un peu plus tardif que le GMAX mais une fin d'activité similaire. Les muscles SM et BF (fléchisseurs du genou et extenseurs de la hanche) sont quant à eux activés durant la quasi-totalité de la phase de poussée sur la pédale (de 0 à 180°) et durant le passage du point bas (jusqu'à environ 200°). Les muscles GL et GM (extenseurs de la cheville et fléchisseurs du genou) ont un début d'activation relativement plus tardif (autour de 40° de position de la manivelle) et une fin d'activité similaire aux muscles SM et BF. Enfin, les muscles TA (fléchisseur de la cheville) et TFL (fléchisseur de la hanche) sont principalement activés dans la phase de remontée de la pédale entre 180° et 360° d'angle de la manivelle (Figure 4).

À l'heure actuelle, il n'est pas encore pleinement compris comment le SNC gère la distribution de l'activation parmi l'ensemble des muscles participant à une tâche pluri-articulaire. Plusieurs théories ont été proposées, notamment la gestion de l'activation sous forme de synergies musculaires. Ces synergies ont été décrites comme l'activation cohérente dans l'espace ou dans le temps d'un groupe de muscles (d'Avella and Bizzi, 2005). Elles permettent notamment de réduire le nombre de degrés de liberté devant être contrôlés (Tresch & Jarc, 2009). L'utilisation des synergies représenterait une stratégie permettant de gérer la redondance par le système nerveux central et ainsi faciliter la production du mouvement (Bernstein, 1967). Le nombre et la composition des synergies sont toutefois dépendants du nombre de muscles considérés et dont l'activité a été enregistrée. Dans le cadre du mouvement de pédalage pour lequel une dizaine de muscles ont le plus souvent été analysés, le SNC semble simplifier le contrôle du mouvement en envoyant un signal nerveux commun à trois ou quatre groupes de muscles (ou synergies). Spécifiquement, Raasch & Zajac (1999) ont identifié quatre synergies : une première possédant un rôle extenseur (poussée sur la pédale), une deuxième possédant un rôle fléchisseur (flexion de la pédale) et deux synergies agissant au point haut (RF et TA) et au point bas (BF, ST, SM, GM, GL et SOL) de la pédale. Plus récemment, Hug et al. (2010) ont identifié trois synergies similaires. La première comprenant quatre des principaux muscles extenseurs (VL, VM, RF et GMAX) a pour rôle de produire l'énergie nécessaire à la poussée de la jambe sur la pédale. La deuxième synergie comprend les muscles fléchisseurs du genou et extenseurs de la cheville (BF, SM, GL, GM et SOL) et assure la production d'énergie dans la deuxième phase de la poussée de la jambe sur la pédale. Enfin, la troisième synergie implique les muscles TA, RF et TFL et permet la production d'énergie durant la deuxième phase de la remontée sur la pédale et durant le passage du point haut de la manivelle (Hug et al., 2010, 2011b).

En parallèle de l'analyse EMG, la méthode de calcul par dynamique inverse permet d'établir les contributions musculaires mais également non-musculaires du composant de la force efficace exercée à la pédale. Dans la mesure où elle permet de renseigner les efforts articulaires, elle devrait donc également permettre indirectement de renseigner sur les coordinations musculaires.

2.2. Mesure de la cinématique et des efforts intersegmentaires

2.2.1. Apport de la dynamique inverse

Les forces aux pédales résultent initialement de l'interaction entre des forces musculaires provenant de la sollicitation des différents muscles du membre inférieur et des variations d'énergie segmentaire. Cette dissociation est notamment permise à partir des méthodes de dynamique inverse couramment utilisées en biomécanique pour déterminer les efforts intersegmentaires. Elles consistent à déterminer les forces et les moments qui sont produits au niveau des articulations à partir des données issues de la cinématique des efforts de contact et d'un modèle mathématique faisant intervenir les équations de la dynamique telles que les équations de Newton-Euler. Les relations entre les variables dynamiques (force/moment réduit au centre articulaire) et les variables cinématiques (vitesse et accélération linéaires et angulaires) sont gouvernées par les propriétés inertielles des segments (masse, position du centre de masse et matrice d'inertie). Ces paramètres sont obtenus à partir d'un modèle inertiel personnalisé à l'aide de mesures anthropométriques effectuées sur chaque participant. Pour cela, le corps est modélisé en segments solides rigides, articulés par des articulations parfaites et de paramètres inertiels constants. Plusieurs modèles existent dans la littérature se différenciant principalement par le nombre de segments inclus et le nombre de mesures à réaliser par segment (Dempster, 1955 ; Clauser et al., 1969 ; Hatze, 1980 ; Zatsiorsky et al., 1990 ; Dumas & Chèze, 2007). Ces modèles établissent les positions des centres de masse, les longueurs et les caractéristiques inertielles des segments et permettent d'aboutir pour chacun à une table anthropométrique. Une des tables anthropométriques les plus adaptées pour une population de sportifs est celle proposée par Zatsiorsky & Seluyanov (1985) et modifiée par de Leva (1996). Ce modèle comprend l'estimation de la masse grasse du participant qui est généralement calculée à partir des plis cutanés mesurés sur le biceps, le triceps et les régions subscapulaires et supra-iliaques (Durnin & Wormesley, 1974).

Par ailleurs, la détermination des paramètres inertiels des segments corporels dépend également de la position des centres articulaires, ceux-ci doivent donc être déterminés le plus fidèlement possible soit par des méthodes régressives (Bell et al., 1990), soit par des méthodes fonctionnelles. Pour cela, des systèmes optoélectroniques sont classiquement utilisés et permettent l'enregistrement à très haute fréquence (i.e. supérieure à 100 Hz) des positions en 3 dimensions de nombreux marqueurs préalablement positionnés sur le corps. La position des

centres articulaires est ainsi calculée à partir des marqueurs positionnés en son contour (Wu et al., 2002). En revanche, une des principales limites associées à cette analyse est l'incapacité à reproduire exactement le déplacement des os du corps humain en raison de la déformation et du déplacement de la peau à la surface des segments (Leardini et al., 2005 ; Taylor et al., 2005). Typiquement, le centre articulaire de la hanche est le plus difficile à estimer en raison de la distance plus importante qui le sépare avec la position du marqueur en surface au niveau de la tubérosité proximale du fémur (le grand trochanter). Dans le cadre de cette thèse, la méthode « SCoRE » (Symmetrical Center of Rotation Estimation) a été utilisée et permet de minimiser les erreurs associées à la détermination du centre articulaire de la hanche (Ehrig et al., 2006). Cette méthode est basée sur l'hypothèse selon laquelle la position du centre de rotation articulaire devrait rester constante vis-à-vis du segment proximal (cuisse) et du segment distal (pelvis) au cours du mouvement de l'articulation. Pour établir ensuite la position exacte du centre articulaire, cette méthode utilise des données expérimentales de mouvement de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe de la hanche.

Pour résumer, l'application de la méthode de calcul par dynamique inverse doit nécessairement comporter une acquisition de la cinématique du mouvement couplée à une acquisition des efforts de contact et se baser sur une modélisation du corps. Le calcul des centres articulaires peut ainsi être effectué, et selon la table anthropométrique, la masse des segments, la position de leur centre de masse ainsi que leur matrice d'inertie sont recalculées. Les efforts intersegmentaires sont alors calculés de façon itérative à chaque articulation du système étudié. Le système d'équations ne comporte pas de difficulté numérique pour être résolu. Il comporte autant d'inconnues que d'équations. Le calcul est initié par le calcul de la force intersegmentaire à la première articulation de la chaîne cinématique. Pour ce faire, dans le cas d'un mouvement plan, on utilise les deux équations de la résultante dynamique (ou seconde loi de Newton) définissant la somme des forces externes appliquées au système (dans ce cas, le premier segment) comme le produit de la masse du système par l'accélération de son centre de gravité. Le moment intersegmentaire est ensuite calculé à l'aide de l'équation du moment dynamique (mouvement plan). Cette équation lie la somme des moments des forces externes réduite en un point du segment au produit de l'inertie du segment exprimée au même point du segment par son accélération angulaire absolue. Le membre inférieur étant classiquement divisé en trois segments rigides comprenant le pied, la jambe et la cuisse (Figure 5 ; van Ingen Schenau et al., 1990), en connaissant la force externe appliquée au point distal de la chaîne (i.e. pied), il est ainsi possible de déterminer le moment et la force de réaction à l'articulation supérieure (i.e.

cheville). Cette dernière permet ensuite de remonter par itération à l'articulation proximale suivante (le genou) puis à l'articulation de la hanche. La force produite par une articulation A sur l'articulation adjacente B s'annule avec la force de réaction de l'articulation B sur l'articulation A (3^{ème} loi de Newton), la puissance mécanique produite à chaque articulation peut ensuite être calculée comme le produit scalaire entre le moment articulaire et la vitesse angulaire de l'articulation.

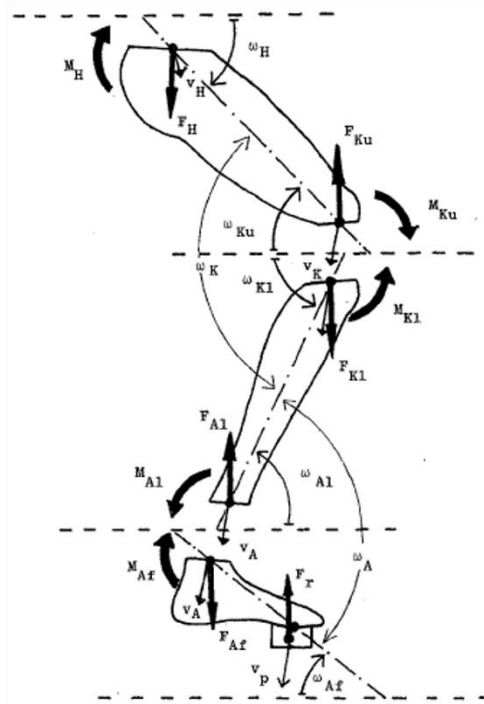


Figure 5 - Représentation schématique du membre inférieur découpé, composé en trois segments rigides (pied, jambe et cuisse) faisant apparaître les forces (flèches droites) et les moments intersegmentaires (flèches courbées) agissant au point proximal et distal de chaque segment. À partir de van Ingen Schenau et al. (1990)

Cela a permis de quantifier la part de la force produite à la pédale résultant du composant musculaire associé à l'action effective des muscles et celle résultant du composant non-musculaire associé aux effets inertiels et gravitationnels liés aux variations d'énergie mécanique des segments (Kautz & Hull, 1993 ; Fregly & Zajac, 1996). Ces effets gravitationnels ont pour conséquence de favoriser l'augmentation de la force à la pédale dans la phase d'extension (i.e. augmentation de la force liée au composant non-musculaire) et à l'inverse, d'entraîner une diminution de la force mesurée à la pédale dans la phase de flexion. Ces paramètres peuvent notamment expliquer pourquoi des forces à la pédale négatives sont enregistrées au cours de la phase de flexion alors même que des forces musculaires de traction sont effectivement produites.

En outre, les variations d'énergie cinétique et potentielle des extrémités du membre inférieur au niveau des pédales sont notamment sous l'influence de la cadence, et donc la part des composants musculaires et non-musculaires dans la production de la force totale à la pédale peut différer (Kautz & Hull, 1993 ; Neptune & Herzog, 1999 ; Baum & Li, 2003). Plus la cadence est élevée, plus le membre inférieur accumule de l'énergie cinétique. Ceci a pour conséquence d'augmenter la force propulsive à la manivelle dans la deuxième phase de poussée sur la pédale (entre 90 et 180° d'angle de manivelle) et à l'inverse augmenter les forces négatives dans la première partie de la phase de traction de la pédale (entre 180 et 270° d'angle de manivelle) (Sanderson, 1991 ; Kautz & Hull, 1993 ; Neptune & Herzog, 1999).

2.2.2. Application à l'exercice de pédalage

Le pédalage est une tâche contrainte par la trajectoire de la pédale et par la position que les athlètes choisissent d'adopter sur leur vélo, qui elle-même reste malgré tout assez normée et contrainte par la géométrie des vélos. Ainsi, la cinématique des membres inférieurs au cours de la tâche de pédalage est facilement caractérisable. Comme expliqué précédemment, elle représente un paramètre majeur dans la détermination des efforts articulaires. Sa connaissance est toutefois primordiale dans la mesure où elle influence à la fois la longueur et la vitesse musculaire qui sont deux composantes déterminantes de la force qu'est capable de produire le muscle (Cormie et al., 2011). Cependant, étant donné que ces mesures ne représentent finalement qu'une étape sous-jacente à l'évaluation *in fine* des efforts articulaires, elles ont été rapportées uniquement dans les études cherchant à évaluer l'impact direct de certaines variables sur ces paramètres cinématiques et très peu d'études rapportent donc à la fois une analyse détaillée des moments ou puissances articulaires et une analyse détaillée de la cinématique associée (Ericson et al., 1986 ; McDaniel et al., 2014 ; Skovereng et al., 2020).

Malgré tout, de nombreuses études permettent d'apprécier assez fidèlement les paramètres cinématiques et leur altération en réponse à une modification de certaines variables telles que la hauteur de selle, la position de l'athlète sur le vélo ou la longueur de la manivelle ou encore la fatigue (Too & Landwer, 2000 ; Sanderson & Black, 2003 ; Bini et al., 2010a, 2010b, 2011, 2020, Bini & Diefenthaler, 2010). Pour une longueur de manivelle « standard » d'environ 170 mm, ces études rapportent l'amplitude articulaire la plus élevée au niveau du genou (~70°), puis au niveau de la hanche (~50°) et la plus faible amplitude articulaire au niveau de la cheville (~20°). Une certaine variabilité des amplitudes articulaires est observée en lien avec la variabilité des positions sur le vélo. De ce fait, pour une même cadence de pédalage, certaines

différences sont également observées au niveau des vitesses des articulations. Afin d'explorer l'influence de ces différents facteurs de façon conjointe sur l'activité EMG, la cinématique et les efforts articulaires, une analyse plus largement détaillée est présentée en section 2.4.

En outre, plusieurs études ont été menées dans le but d'analyser les efforts articulaires produits au cours de la tâche de pédalage. Les deux premières portant sur l'analyse des patterns de moments aux articulations ont cependant été réalisées sur un nombre très limité de participants (inférieur à 5) (Hull & Jorge, 1985 ; Gregor et al., 1985). Quelques années plus tard, des études plus abouties ont permis d'établir de façon plus robuste la manière dont sont développés les moments aux articulations au cours d'un exercice à intensité constante (Ericson et al., 1986, 1988 ; Gregor et al., 1991 ; van Ingen Schenau et al., 1990, 1992 ; Sanderson & Black, 2003). Il a notamment été montré que le moment articulaire au niveau de la hanche dans sa phase d'extension était exclusivement extenseur durant la première moitié du cycle de pédalage (0 à 180°) tandis que le moment au genou était extenseur puis devenait fléchisseur à partir d'environ 100° d'angle de la manivelle alors même que l'articulation est toujours dans une phase d'extension (Figure 6, Sanderson & Black, 2003). Ce phénomène, aussi connu sous le nom de « Lombard's Paradox », a été expliqué comme le résultat de l'activation antagoniste des muscles ischiojambiers durant l'extension de genou (i.e. BF, ST, SM) (Gregor et al., 1985). En effet, ces muscles bi-articulaires sont activés en tant qu'agonistes durant l'extension de hanche et produisent dans le même temps une action antagoniste au niveau du genou. L'activation antagoniste entraîne donc la production d'un moment de flexion, contraire au mouvement souhaité d'extension du genou (Aagaard et al., 2000 ; Kellis & Baltzopoulos, 1997 ; Kellis, 1998). Ce phénomène explique pourquoi certaines études rapportent des puissances négatives au niveau de certaines articulations, particulièrement remarquable au niveau du genou en fin d'extension, alors même que les muscles VL et VM sont activés et continuent de se raccourcir et donc participent à produire de la puissance positive.

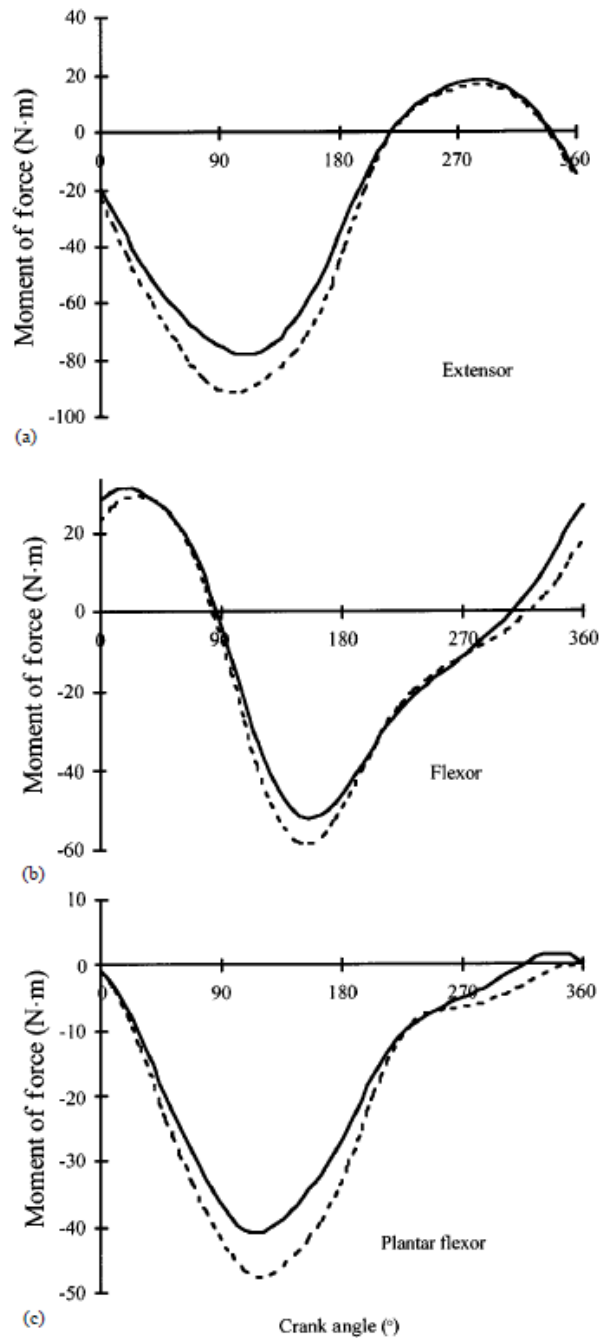


Figure 6 - Moments articulaires mesurés au niveau de la hanche (a, en haut), du genou (b, au milieu) et de la cheville (c, en bas) au cours d'un exercice sous-maximal à intensité constante. Les valeurs négatives correspondent respectivement à des moments extenseurs, fléchisseurs et extenseurs pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville (à partir de Sanderson & Black, 2003)

Dans le but de déterminer les puissances produites isolément au niveau de l'extension et de la flexion du membre inférieur ou des articulations, les phases d'extension et de flexion sont précisément déterminées. La phase d'extension du membre inférieur est définie comme la plage angulaire de la manivelle durant laquelle la distance entre le centre articulaire de la hanche et

l'axe de la pédale augmente tandis que les phases d'extension et de flexion d'une articulation sont définies comme les plage angulaires de la manivelle durant lesquelles l'articulation subit respectivement un mouvement d'extension et de flexion (Martin & Brown, 2009 ; Elmer et al., 2011). Le rapport entre l'amplitude de la phase d'extension et la phase de flexion est appelé « *duty cycle* » en anglais. Ainsi, afin de quantifier la part des différents efforts produit au niveau de l'extension ou de la flexion des articulations, les puissances articulaires absolues sont souvent normalisées par rapport à la puissance totale qui est produite à la pédale ou par rapport à la somme de l'ensemble des puissances articulaires, et pondérées en fonction de la durée de la phase par rapport au cycle de pédalage entier. On parle alors de puissance relative. Dans ce sens, il a été montré la part majeure des actions extensives dans le travail total produit au niveau de la pédale (Ericson et al., 1986 ; Ericson, 1988 ; Gregor et al., 1991 ; van Ingen Schenau et al., 1990 ; Sanderson & Black, 2003 ; Mornieux et al., 2007). Au cours d'un exercice sous-maximal d'une puissance inférieure à 300 W, plus de 85 % du travail positif total est assuré par l'extension des trois articulations, dont environ 70 % au niveau de l'extension du genou et de la hanche (Ericson et al., 1986, Ericson, 1988). L'action de flexion du genou fournit une contribution plus petite mais significative à la puissance totale (environ 10 % selon Ericson, 1988). Plus précisément au niveau de chaque articulation, il a été rapporté une distribution majoritaire de la puissance au niveau du genou puis de la hanche et de façon plus faible au niveau de la cheville (i.e. en moyenne 45 % pour l'articulation du genou, 35 % pour la hanche et 15 % pour la cheville ; Ericson et al., 1986 ; Ericson, 1988 ; Elmer et al., 2011 ; Mornieux et al., 2007 ; Ettema et al., 2009).

2.3. Introduction aux rôles fonctionnels des muscles et au transfert de puissance

À partir de l'analyse conjointe de l'activation des muscles ainsi que des efforts articulaires produits, ou par l'utilisation de la simulation mathématique, de nombreuses études se sont penchées sur les rôles fonctionnels des différents muscles du membre inférieur (Jacobs & van Ingen Schenau, 1992 ; Raasch et al., 1997 ; Li & Caldwell, 1998 ; Raasch & Zajac, 1999 ; Prilutsky, 2000). La principale fonction des muscles mono-articulaires serait ainsi de produire de la puissance au niveau de l'articulation (Raasch & Zajac, 1999 ; Prilutsky, 2000). Le premier rôle des muscles bi-articulaires reviendrait quant à lui au contrôle et à l'orientation des forces produites au point d'application et au maintien de la stabilité de l'articulation (i.e. pouvant être associée à l'écartement des os lors du mouvement, Baratta et al., 1988) au cours de certaines actions, particulièrement balistiques (Gregor et al., 1985 ; van Ingen Schenau et al., 1987, 1992,

1995 ; Raasch & Zajac, 1999 ; Prilutsky, 2000). De plus, ces muscles assureraient également un rôle dans le transfert de la puissance produite par les muscles mono-articulaires à la manivelle, on parle dans ce cas de « transfert d'énergie », ainsi qu'un rôle dans le transfert de puissance entre les articulations, on parle dans ce cas de « transfert intersegmentaire ».

2.3.1. Transferts d'énergie

Au cours d'une étude visant à comprendre les principes fondamentaux des coordinations musculaires associées à la fourniture de l'énergie à la manivelle par les différents muscles au cours d'un exercice de pédalage maximal, Raasch et al. (1997) ont établi un modèle mécanique de simulation leur permettant de déterminer l'énergie mécanique nette produite par un muscle au cours du cycle de pédalage. Chaque muscle et tendon est modélisé à partir de plusieurs paramètres tels que les longueurs et bras de levier musculaires ainsi que les constantes d'activation et désactivation, les forces musculaires maximales associées, ou encore les vecteurs de gravité ou de friction des muscles (Zajac, 1989). Chaque puissance musculaire et non-musculaire fournie par chaque force musculaire à chaque segment, ainsi que leur contribution à l'accélération des segments peut être recalculée en intégrant la puissance nette au cours du cycle. Les résultats fournis par cette modélisation mettent en avant que les muscles extenseurs de hanche et de genou produisent le plus d'énergie parmi tous les muscles du membre inférieur mais que celle-ci n'est que partiellement délivrée directement à la manivelle (i.e. ils délivrent moins d'énergie à la manivelle qu'ils n'en produisent). Concrètement, 55 % de l'énergie produite par les muscles mono-articulaires extenseurs de la hanche et du genou (GMAX, VL et VM) est transmise au membre inférieur pour 45 % directement à la manivelle. Cette énergie est finalement absorbée au niveau des muscles distaux de la chaîne cinématique, à savoir les muscles bi-articulaires GL et GM ainsi que le muscle mono-articulaire SOL qui doivent la transférer à la manivelle (Fregly & Zajac, 1996 ; Raasch et al., 1997).

2.3.2. Transfert intersegmentaire

Les muscles bi-articulaires ont la particularité de croiser deux articulations. Comme mentionné précédemment, on observe au cours de la phase d'extension du membre inférieur, une co-activité importante des muscles bi-articulaires BF et ST (i.e. en tant qu'extenseur de hanche) et des muscles mono-articulaires VL et VM (i.e. extenseurs du genou). Cet exemple peut servir à illustrer assez simplement le concept de transfert intersegmentaire. Au cours de la phase

d'extension du membre inférieur, l'ouverture simultanée de l'articulation de la hanche et du genou entraîne d'un côté un raccourcissement et de l'autre un allongement des muscles BF et ST qui diminue fortement la vitesse de ces muscles pour un comportement probablement quasi-isométrique. Ceci est favorable vis-à-vis de la capacité de ces muscles à produire des forces élevées et entraîne une résistance à l'ouverture de l'articulation du genou générée par les muscles quadriceps. Au contraire, cela favorise l'ouverture et la vitesse d'extension de l'articulation de la hanche. Ainsi, plus les muscles quadriceps se contractent et produisent de la puissance d'extension du genou, plus les muscles ischio-jambiers se contractent dans le même temps créant un moment de flexion du genou. Le moment net d'extension du genou peut alors ne pas présenter d'évolution majeure alors que la force élevée produite par les muscles ischiojambiers se retranscrit par un moment et donc une puissance importante à l'autre articulation qu'ils croisent, à savoir la hanche. Ce mécanisme illustre ce qui est donc classiquement appelé un transfert de puissance d'une articulation à une autre, ou dit transfert intersegmentaire. L'activation des muscles bi-articulaires dans certaines phases clés peut donc entraîner une redistribution des moments et des puissances entre les articulations (van Ingen Schenau et al., 1987, 1989). Leur sollicitation peut produire un moment utile à une articulation mais dans une direction opposée au mouvement de l'autre articulation qu'ils croisent.

D'autres transferts de puissance entre articulations ont ainsi pu être mis en évidence dans le cadre de la tâche de pédalage. C'est notamment le cas lors de la co-activation du droit fémoral (RF) et du muscle extenseur de hanche GMAX en début de poussée sur la pédale qui entraîne un transfert de puissance de la hanche vers le genou (van Ingen Schenau et al., 1992). De même, l'activation des muscles bi-articulaires GL et GM (i.e. participant à la fois à l'extension de la cheville et à la flexion du genou) au cours de l'extension simultanée de la cheville et du genou est susceptible d'entraîner un transfert de puissance du genou vers la cheville (Zajac et al., 2002).

En outre, la co-activation des muscles bi-articulaires permet d'orienter plus efficacement la force à la pédale dans certaines phases du pédalage. Au début de la phase de poussée, le composant de la force efficace à la pédale doit être orienté vers l'avant. Cette orientation est rendue possible si le moment d'extension du genou est supérieur au moment d'extension de hanche. À ce moment, la co-activation du muscle RF permet un transfert de puissance de la hanche au genou favorisant l'orientation de la force à la pédale (Figure 7-A). En deuxième partie de poussée sur la pédale, entre 90° et 180° d'angle de manivelle, la co-activation des muscles bi-articulaires ischiojambiers entraîne cette fois-ci le transfert de puissance du genou à

la hanche permettant l'orientation vers l'arrière du composant de la force efficace à la pédale (Figure 7-B, van Ingen Schenau et al., 1992).

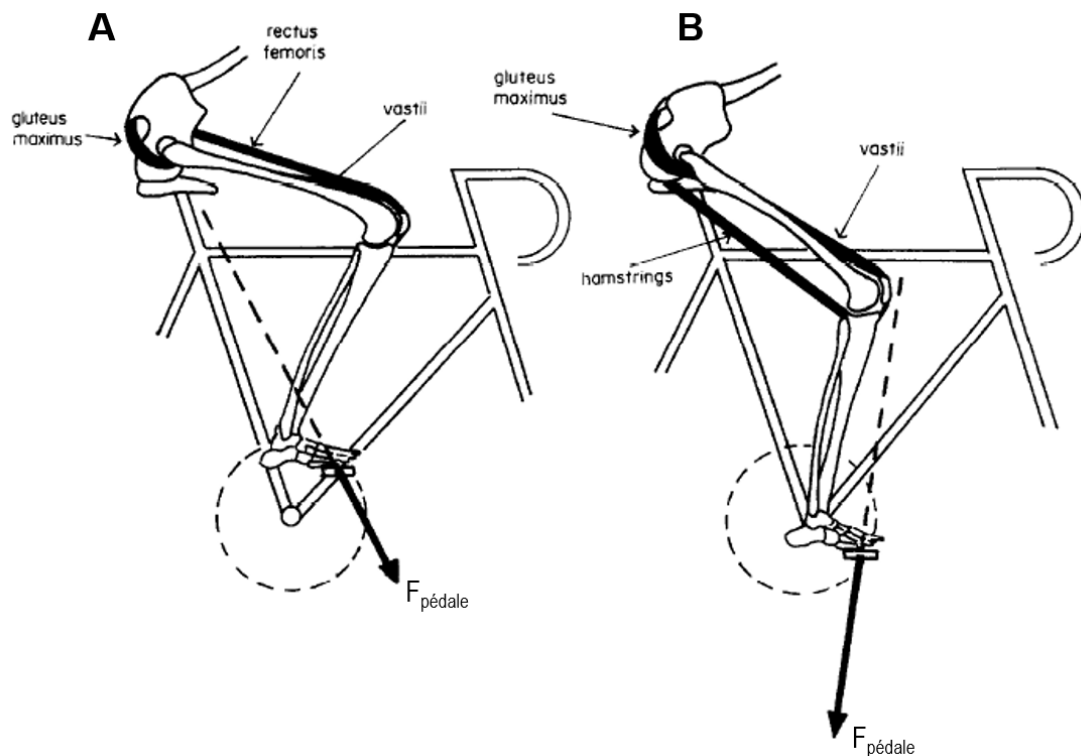


Figure 7 - (A) Au début de la phase de poussée, la force à la pédale ($F_{\text{pédale}}$) est orientée vers l'avant. Cette orientation est possible si le moment d'extension au genou est supérieur au moment d'extension à la hanche. L'activation du muscle bi-articulaire *rectus femoris* permet le transfert de force de la hanche vers le genou et d'assurer l'orientation de la force. (B) En deuxième partie de poussée sur la pédale (après 90° d'angle de manivelle), la force produite à la pédale doit être orientée vers l'arrière. L'activation des muscles bi-articulaires ischiojambiers (hamstrings) diminue le moment net d'extension au genou et augmente le moment net d'extension à la hanche permettant une orientation plus efficace de la force. *À partir de van Ingen Schenau et al., 1992*

2.4. Facteurs d'influence des coordinations musculaires à l'exercice de pédalage sous-maximal

Afin de mieux comprendre le rôle des coordinations musculaires intervenant dans la production de puissance en cyclisme, il est tout aussi important de mettre en évidence les paramètres qui pourraient être amenés à les moduler.

2.4.1. Cadence de pédalage

Si des différences sont observées au niveau des forces externes mesurées en fonction de la cadence de pédalage utilisée par le cycliste, des modifications sont très certainement observables dans l'engagement des muscles dans la tâche. Au cours de l'exercice sous-maximal, les séquences et les niveaux de sollicitation musculaire présentent effectivement quelques modifications (Lucia et al., 2004 ; MacIntosh et al., 2000 ; Marsh & Martin, 1995 ; Neptune et al., 1997 ; Sarre et al., 2003). D'une part, l'augmentation de la cadence a pour effet majeur d'entraîner une activation plus précoce des muscles du membre inférieur au cours du cycle de pédalage (Baum & Li, 2003 ; Neptune et al., 1997 ; Sarre & Lepers, 2007), probablement parce que le délai électromécanique représente une proportion plus importante du cycle de pédalage aux cadences élevées (Neptune et al., 1997 ; Wakeling & Horn, 2009). Plus la cadence augmente, plus les muscles doivent s'activer tôt afin de compenser ce délai électromécanique et produire la force au bon moment (Li & Baum, 2004). Au-delà d'une certaine cadence, l'activation plus précoce ne semble toutefois plus suffisante pour produire la force dans des phases plus efficaces, entraînant un décalage du pic de force (i.e. plus retardé) avec l'augmentation de la cadence (Samozino et al., 2007 ; Sarre & Lepers, 2007). D'autre part, la cadence de pédalage semble également avoir un effet sur les niveaux d'activités EMG enregistrés au cours d'une tâche de pédalage à intensité sous-maximale. Cependant, les résultats de l'ensemble des études ne semblent pas tous concorder dans la même direction, notamment pour les muscles extenseurs du genou VL et VM pour lesquels à la fois aucune différence (Sarre et al., 2003), une augmentation (Neptune et al., 1997 ; Marsh & Martin, 1995 ; Bieuzen et al., 2007) ou une diminution (Lucia et al., 2004) du niveau d'activité sont rapportées. En revanche, la cadence semble avoir un effet largement significatif sur l'augmentation du niveau d'activité des muscles entourant la cheville, notamment GL et GM, ainsi que sur l'activité du SM (MacIntosh et al., 2000 ; Marsh & Martin, 1995) alors que les muscles GMAX et SOL affichent des relations non linéaires (de type polynôme de degré 2) avec un niveau d'activité minimal autour de 90 rpm (Ericson et al., 1986 ; Neptune et al., 1997). S'il n'existe pas de consensus entre les différentes études, c'est aussi parce que l'effet de la cadence sur le niveau d'activité des muscles dépend également du niveau de force et donc de puissance (Blake & Wakeling, 2015), or des différences significatives existent entre les études citées.

Ces observations sont également retranscrites dans l'analyse des moments et puissances articulaires. En effet, Hoshikawa et al. (2007) ont rapporté une diminution et une augmentation respective des puissances articulaires relatives de la hanche et du genou avec l'augmentation

de la cadence sans modification significative pour la cheville. Cependant, ces mesures n'avaient été effectuées qu'à une seule intensité de 200 W. Des résultats identiques ont été observés par Mornieux et al. (2007) entre des cadences de 60, 80 et 100 rpm pour une intensité de 250 W, ainsi que par Skovereng et al. (2016) pour des cadences allant de 60 à 110 rpm et une intensité moyenne de 155 W. Ericson (1988) n'a quant à lui pas observé d'effet significatif entre des cadences de 40, 60, 80 et 100 rpm cependant l'intensité n'était pas identique entre les conditions de cadence (respectivement 80, 120, 160 et 200 W) ajoutant un paramètre confondant ne permettant pas de dissocier l'effet cadence de l'effet puissance.

Cette interaction entre la cadence et la puissance sur la part des puissances relatives dans la tâche de pédalage a été démontrée récemment par Aasvold et al. (2019) mesurant les puissances articulaires relatives pour un large panel de cadence de 40 à 100 rpm et trois intensités différentes (55, 85 et 100 % du premier seuil lactique). Ils ont démontré que les résultats mentionnés précédemment (augmentation et diminution respective de la puissance relative du genou et de la hanche avec l'augmentation de la cadence) n'étaient pas significatifs pour des cadences de pédalage inférieures à 60 rpm et que l'effet de la cadence sur la modification des moments et puissances articulaires était plus faible pour une puissance de 290 W vs. 150 W (Aasvold et al., 2019). Ces résultats sont également en lien avec une autre étude de Bini et al. (2010c) ne montrant pas d'effet significatif de la cadence (entre 70, 90 et 110 rpm) sur les puissances articulaires relatives pour des intensités élevées de 220 et 300 W. Finalement, seule l'absence de différence significative vis-à-vis de la part de la puissance à la cheville au travail total semble être un résultat commun à toutes les études citées et constante quelle que soit l'intensité ou la cadence.

2.4.2. Position

La modification de la position du cycliste sur le vélo est interprétable à différents niveaux. La position classique de référence de nombreuses études est une condition où le cycliste est assis sur la selle avec ses deux mains dans le creux du guidon, représentant ainsi cinq points de contact avec le vélo. Considérant cette position de référence, la hauteur ou le recul de selle, ainsi que la position des mains sur le guidon et le type de guidon sont autant de variables pouvant engendrer des adaptations. Lorsque le cycliste cherche à augmenter sa capacité à produire de la puissance, une seconde position est souvent utilisée correspondant à se mettre « debout » sur les pédales, c'est-à-dire en retirant le point d'appui au niveau de la selle et en

avançant significativement son centre de masse (Wilkinson et al., 2020a), cette position étant classiquement appelée « danseuse ».

Les adaptations à la suite d'une modification de la hauteur de la selle en condition assise ont plusieurs fois été investiguées, notamment en raison de son rôle potentiel dans la prévention des blessures au niveau du genou (Bini et al., 2010b, 2011, 2020 ; Callaghan, 2005). Ainsi, une diminution de 6 cm de la hauteur de selle a pour conséquence une augmentation significative de l'amplitude articulaire de la cheville et une diminution de celle du genou pour lequel l'angle moyen est également significativement plus faible, alors qu'aucune différence significative n'est observée au niveau de l'amplitude articulaire de la hanche (Bini et al., 2010a, 2020a). La modification des angles articulaires pour une augmentation de la hauteur de selle entraîne une modification des longueurs musculaires, notamment une diminution des longueurs des muscles SOL, VL et VM. Une augmentation de la hauteur de selle génère à l'inverse une augmentation des longueurs des muscles gastrocnémiens (GL, GM) et ischiojambiers (BF, SM) (Rugg & Gregor, 1987 ; Sanderson & Amoroso, 2009). La modification des propriétés force-longueur des muscles ayant un impact sur la capacité des muscles à produire de la force (Maganaris, 2001 ; Blazeovich et al., 2009), cela peut avoir un impact sur le travail et la contribution des groupes musculaires. À ce sujet, Jorge & Hull (1986) rapportent une augmentation du niveau d'activité des muscles quadriceps et ischiojambiers avec la diminution de la hauteur de la selle alors que cela semble être l'inverse pour les muscles entourant la cheville. Ces résultats vont dans le sens de l'étude de Bini et al. (2010b) pour laquelle une relation inverse a été observée entre la part de la puissance à la pédale produite en extension du genou et la hauteur de selle, ainsi que des travaux de Ericson & Nisell (1988) montrant des forces compressives au niveau de la jonction fémoro-patellaire plus importantes avec la diminution de la hauteur de selle. Toutefois, ces résultats semblent controversés par des études plus récentes ne montrant pas d'effet significatif de la hauteur de selle sur les moments articulaires et les forces articulaires au niveau du genou (Bini et al., 2020). Il semble effectivement que les coordinations musculaires ne soient sensibles qu'à partir d'une large modification de la cinématique articulaire (Bini et al., 2010b, 2020).

Par ailleurs, la configuration des vélos permet également de modifier le recul de selle. Une position plus avancée entraîne ainsi une augmentation et une diminution respective des amplitudes articulaires du genou et de la hanche associées à une modification importante des contributions des forces musculaires (Hayot et al., 2012 ; Bini et al., 2014). Une augmentation du recul de selle entraînerait une augmentation de la puissance relative de la hanche au profit

d'une diminution au niveau du genou (Hayot et al., 2012 ; Bini et al., 2012, 2013, 2014). Ces modifications sont à mettre en regard des résultats observés par Menard et al. (2018) montrant, pour une position plus reculée de la selle, une augmentation du pic de force compressive au niveau tibio-fémoral, associée à une augmentation de la force musculaire en flexion de genou dans la deuxième partie de la phase de poussée (i.e. entre 90 et 180° de manivelle) contribuant donc à augmenter la puissance en extension de hanche par le biais des muscles bi-articulaires ischiojambiers.

Afin d'augmenter le confort, ou bien pour diminuer la surface frontale et obtenir un gain aérodynamique, les cyclistes sont également amenés à modifier la position de leurs mains sur le guidon ayant pour conséquence une inclinaison du tronc plus ou moins marquée. Cette inclinaison peut être également favorisée par l'utilisation d'un guidon de type « triathlète ». La modification de l'angle du tronc impacte directement les longueurs des muscles croisant l'articulation de la hanche. Elle a également pour conséquence de modifier les angles articulaires de la hanche et de la cheville, mais pas du genou (Savelberg et al., 2003). Cette position plus inclinée entraîne une augmentation de l'activité des muscles GMAX, VM et VL et un début d'activité intervenant significativement plus tard pour ces mêmes muscles (Dorel et al., 2008). De façon intéressante, la modification de ces coordinations musculaires se retranscrit au niveau de l'application des forces à la pédale. On observe notamment une augmentation du pic de force dans la phase de poussée au profit de la phase de flexion, ainsi qu'un décalage des pics de force plus tard au cours du cycle de pédalage (Dorel et al., 2008 ; Fintelman et al., 2016). Cependant, il n'a pas été démontré de différence significative sur la part des puissances relatives à chaque articulation, mais une seule étude à ce jour a investigué ces modifications (Skovereng et al., 2020). Malgré tout, une tendance semble se dégager à ce que le travail produit au niveau de la hanche et du genou augmente et diminue respectivement plus l'inclinaison du tronc est prononcée et plus la puissance est élevée (Bini et al., 2019a ; Skovereng et al., 2020).

Enfin, la position danseuse entraîne une modification des séquences d'activité particulièrement pour les muscles GMAX et VL pour lesquels la fin d'activité intervient significativement plus tard dans la poussée (Li & Caldwell, 1998, Figure 8). Il est largement admis que cette position entraîne un décalage des séquences d'activité au cours du cycle quel que soit le niveau d'intensité en lien avec une position plus avancée de l'ensemble du corps au-dessus du pédalier (Figure 9). Ce décalage est associé à un pic de force appliqué à la pédale intervenant également plus tard. Toutefois, les résultats concernant l'analyse des niveaux d'activité sont différents selon les études et le type d'exercice réalisé. Les auteurs précédents montraient que l'activité

des muscles GMAX, RF et TA est plus élevée en position danseuse pour un exercice sous-maximal (Li & Caldwell, 1998). Ces résultats sont également corroborés par une étude de Duc et al. (2008) montrant une augmentation des durées et niveaux d'activités pour une majorité de muscles du membre inférieur. Dans cette étude, seul le niveau d'activité du muscle SM avait été diminué du passage de la position assise à la position danseuse (Duc et al., 2008). Cependant, ces résultats semblent être conditionnés à des niveaux de puissance relativement faibles (i.e. inférieure à la puissance maximale aérobie -PMA-, puissance correspondant à l'atteinte de la consommation maximale d'oxygène) où l'utilisation de la position danseuse entraîne des forces anti-propulsives plus importantes et donc une phase propulsive se devant plus élevée (Caldwell et al., 1998). Même si l'analyse des moments articulaires ne montre qu'une tendance à ce que le coût musculaire soit plus élevé en condition danseuse pour les puissances faibles (Poirier et al., 2007), un moins bon rendement énergétique est mesuré dans cette position, corroborant les résultats cités (Tanaka et al., 1996 ; Millet et al., 2002).

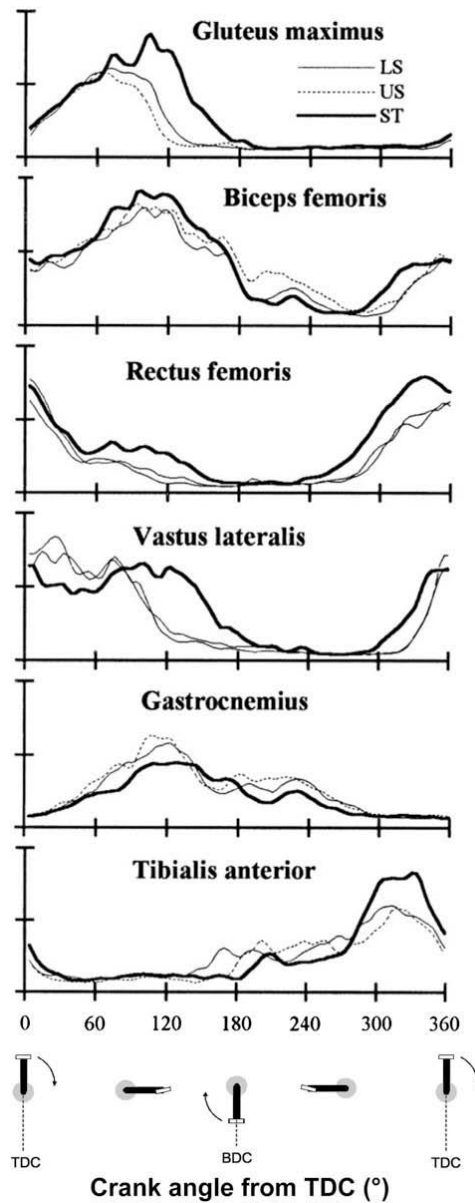


Figure 8 - Illustration du décalage temporel observable au niveau des muscles du membre inférieur (de haut en bas : gluteus maximus, biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis, gastrocnemius, tibialis anterior) entre une condition de pédalage assise classique (trait gris), une condition assise en montée (trait gris pointillé) et une condition danseuse en montée (trait noir). À partir de Li & Caldwell (1998).

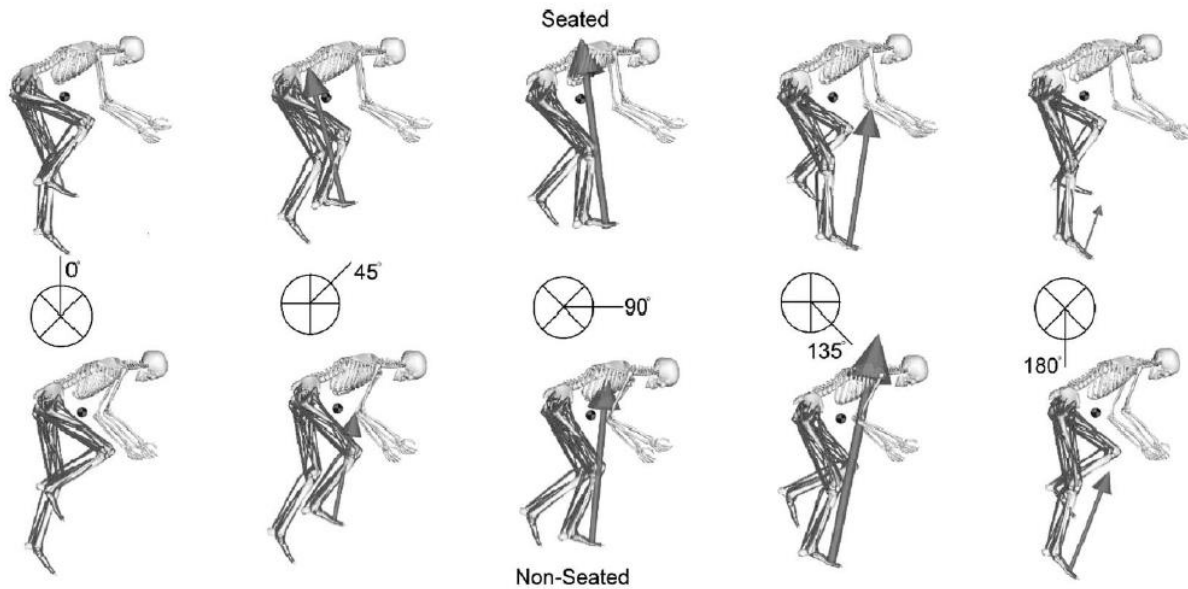


Figure 9 - Représentation de la position d'un cycliste dans le plan sagittal durant un mouvement de pédalage en position assise (seated, ligne du haut) et en position danseuse (non-seated, ligne du bas) à cinq positions angulaires de manivelles différentes (0° , 45° , 90° , 135° et 180°). La position du centre de masse du cycliste est représentée par les ronds noirs et la position du centre du pédalier sur la ligne du milieu. Les flèches grises représentent l'amplitude et la direction du vecteur de la force de réaction résultante à la manivelle. À partir de Wilkinson et al. (2020a)

2.4.3. Expertise

Il est bien connu que la répétition d'une tâche permet de faciliter son apprentissage et de gagner en expertise. Cependant, dans le cadre d'un mouvement aussi contraint que celui du pédalage, avec une trajectoire fixée par la rotation uniforme de la pédale, il est légitime de se demander si les coordinations musculaires, à la fois les séquences et les niveaux d'activité des muscles sont différents selon le niveau d'expertise des athlètes. Une première étude de Marsh & Martin (1995) établissant le niveau d'activité de cinq muscles du membre inférieur (VL, RF, BL, SOL et GM) au cours d'un exercice sous-maximal à 200 W chez des cyclistes et non-cyclistes n'avait montré aucune différence significative sur le niveau EMG moyen de l'ensemble des muscles. La seule différence significative observée concernait un pic d'activité du muscle VL un peu plus précoce chez les non-pratiquants. Cependant, une autre étude de Takaishi et al. (1998) rapportait une sollicitation significativement plus élevée du muscle BF participant à la flexion du genou et à l'extension de hanche, chez des cyclistes experts. Dans le même temps, était également rapportée une augmentation du pic de force chez les cyclistes novices (Takaishi et al., 1998 ; Sanderson, 1991 ; Garcia-Lopez et al., 2016) mettant ainsi en regard l'utilisation plus importante du muscle BF avec un pourcentage plus important de la force produite dans la phase

de flexion chez les cyclistes experts. Cette stratégie permettait notamment de diminuer la sollicitation des muscles extenseurs du genou (VL et VM). Cette hypothèse semble avoir été confirmée plus tard par Hug et al. (2006) qui rapportaient en ce sens une hypertrophie sélective de ce même muscle chez des cyclistes professionnels très entraînés.

Par la suite, les travaux de Chapman et al. (2008) mesurant l'activité EMG des muscles croisant la cheville (notamment TA, GL et SOL) entre des cyclistes entraînés et novices ne montraient pas non plus de différence sur les pics d'activité enregistrés. En revanche, cette étude mettait en avant des durées d'activités plus longues pour chaque muscle résultant en des niveaux de co-activité plus importants chez les cyclistes novices. Dans le même temps, il était rapporté une variabilité beaucoup plus importante des coordinations sur la base des niveaux et durées d'activité EMG chez les cyclistes novices. Les auteurs suggéraient ainsi une coordination plus performante chez les cyclistes entraînés.

Connaissant le rôle potentiel de la cinématique articulaire sur la modification des coordinations musculaires, il a également été exploré si ces différences entre athlètes non-cyclistes, novices ou experts pouvaient résulter de différences dans les patterns de mouvement. Que ce soient les travaux de Chapman et al. (2009) ou Bini et al. (2016), les résultats n'indiquent pas de différence significative des amplitudes et vitesses articulaires pour la hanche et le genou. En revanche, il est rapporté une plus grande variabilité des mouvements ainsi qu'une amplitude articulaire plus faible au niveau de la cheville chez les non-cyclistes et cyclistes novices (Chapman et al., 2009 ; Garcia-Lopez et al., 2016).

Finalement, les variabilités interindividuelles observées amènent à s'interroger sur le lien potentiel entre les coordinations musculaires et la performance. Les travaux de Blake et al. (2012) ont démontré que l'efficacité mécanique, considérée comme le rapport entre le travail mécanique et le coût métabolique total induit, est largement déterminée par une meilleure distribution de l'activation entre tous les muscles et un recrutement progressif et plus lissé entre dans un premier temps les muscles entourant le genou puis la hanche puis la cheville. Ce séquençage est primordial pour la production, le transfert et l'orientation efficace de la force.

Par ailleurs, l'optimisation de la sollicitation des différents muscles, que ce soit en termes de niveau ou de séquence d'activité devrait se retranscrire dans les efforts nets résultant à chaque articulation. À ce sujet, l'analyse de l'influence du niveau d'expertise sur la part de la puissance à la pédale produite par chaque action articulaire a démontré une contribution plus élevée de la puissance d'extension de hanche chez des cyclistes entraînés, au profit d'une diminution de la contribution de la puissance d'extension du genou (Hoshikawa et al., 2007 ; Aasvold et al.,

2019 ; Leary et al., 2020 ; Skovereng et al., 2020). Ces différences vont dans le sens des résultats rapportés précédemment au niveau du muscle BF dans la phase de flexion (i.e. sollicitation plus élevée chez les cyclistes experts) (Takaishi et al., 1998 ; Hug et al., 2004).

L'ensemble de ces résultats mis bout à bout permettent d'imaginer que si des coordinations musculaires différentes apparaissent entre des sujets présentant des niveaux d'expertise différents, il est possible que des coordinations musculaires spécifiques sont requises pour développer des hauts niveaux de puissance. L'analyse de l'effet de l'intensité sur les coordinations musculaires pourrait peut-être déjà orienter ces hypothèses.

2.4.4. Intensité

Finalement, l'ensemble des facteurs d'influence présentés précédemment sont potentiellement confondants, l'un pouvant directement affecter les effets de l'autre. C'est également le cas d'un autre paramètre qu'est l'intensité de l'exercice considérée. En effet, certains résultats sont observés uniquement pour des niveaux de puissance faibles et d'autres n'apparaissent que lorsque l'intensité de l'exercice s'élève.

Concernant les altérations de la cinématique articulaire, une première étude de Black et al. (1993) a montré que le mouvement de dorsiflexion de la cheville augmente significativement plus l'intensité de l'exercice augmente. Ces résultats ont par la suite été confirmés par Bini et al. (2012) qui ont montré une augmentation de l'amplitude articulaire de la cheville au cours d'un test incrémental mené jusqu'à PMA. En parallèle, Peveler et al. (2012) ont également montré une augmentation de la dorsiflexion avec l'intensité de l'exercice. Ces mêmes auteurs ont démontré une augmentation de l'ouverture angulaire du genou en lien avec cette stratégie « dorsiflexion ». Cependant, les résultats de cette étude montrent des différences significatives uniquement entre un niveau de puissance très faible (1 W/kg) et un niveau de puissance correspondant à l'atteinte de la PMA. Aucune différence significative n'a été rapportée entre deux niveaux de puissance plus élevés (60 % et 100 % de la PMA). Ceci explique potentiellement pourquoi une étude plus récente de Bini et al. (2016) n'a montré aucune altération significative de la cinématique articulaire entre des niveaux de puissance correspondant à 65 % et jusqu'à 95 % de la PMA.

Comme conséquence de l'augmentation de l'intensité de l'exercice sur les coordinations musculaires vient naturellement l'augmentation du niveau d'activité des muscles du membre inférieur (Bigland-Ritchie & Woods, 1974 ; Ericson, 1986 ; Lucia et al., 1997 ; Hug & Dorel,

2009). L'augmentation n'est toutefois pas équivalente entre tous les muscles (Dorel et al., 2012) et semble plutôt linéaire à très basse intensité avant de connaître une augmentation plus prononcée à partir d'intensités cibles telles que les puissances se rapprochant de la PMA (Lucia et al., 1997, 1999 ; Hug et al., 2006). Lorsque la puissance augmente, la puissance absolue produite au niveau de la cheville, du genou et de la hanche augmente (Ericson, 1988 ; Ericson & Nisell, 1988 ; Mornieux et al., 2007). En revanche, certaines études ont montré que les puissances articulaires relatives peuvent être légèrement modifiées avec le niveau d'intensité. Ainsi, la puissance relative de cheville ne varie pas significativement avec l'augmentation du niveau d'intensité de 150 à 350 W alors que la puissance relative d'extension de hanche augmente et celle du genou diminue avec cette augmentation d'intensité (Mornieux et al., 2007 ; Leary et al., 2020 ; Skovereng et al., 2020). Cependant, certaines études rapportent une intensité à partir de laquelle, pour un exercice sous-maximal, l'augmentation de l'intensité ne modifie plus la contribution de la puissance en extension de hanche (Elmer et al., 2011 ; Aasvold et al., 2019).

Si la façon dont les coordinations musculaires varient en fonction de l'évolution de l'intensité de l'exercice, c'est aussi parce que de nombreuses règles de contrôle semblent exister et donc expliquer pourquoi une solution est choisie parmi plusieurs autres. Par exemple, la minimisation du coût métabolique (Korff et al., 2007) ou de la fatigue neuromusculaire (Neptune & Hull, 1999) représentent très certainement deux solutions au cours d'un exercice sous-maximal à maintenir. Contrairement à l'exercice sous-maximal, l'activité de sprint et l'atteinte de la puissance maximale ne passe pas par une minimisation de ces paramètres puisque l'objectif est de produire une puissance mécanique maximale sur un temps court. On pourrait donc penser que cela demande de maximiser la production de puissance de l'ensemble des masses musculaires. Cela soulève certaines interrogations concernant les contraintes force-vitesse des articulations, les niveaux de puissance musculaire produits, ainsi que l'activation de l'ensemble des muscles. L'analyse conjointe de l'activité EMG, de la cinématique et des efforts articulaires en condition de sprint pourrait donc permettre de mieux comprendre comment le système nerveux central régit l'engagement et l'interaction entre les différents muscles et groupes musculaires pour réaliser le mouvement.

L'ensemble de ces travaux mettent en avant l'intérêt de rassembler les données issues de méthodes d'analyses différentes pour mieux appréhender les coordinations musculaires. En résumé, retenons que deux méthodes d'analyse que sont l'électromyographie (EMG) et la dynamique inverse ont été utilisées pour caractériser les coordinations musculaires, c'est-à-dire la façon dont les muscles participent et interagissent pour aboutir au mouvement. L'EMG a l'avantage de fournir une information sur le niveau et la séquence d'activité du muscle d'intérêt, et uniquement celui-ci. Ainsi, les niveaux d'activité enregistrés sur les muscles permettent effectivement d'analyser comment l'ensemble des muscles se coordonnent mais ne permettent pas de faire le lien avec les niveaux de puissance produits (Wakeling et al., 2010). En associant les propriétés anatomiques des muscles aux données issues de l'analyse EMG, de la dynamique inverse et des forces externes produites, on pourrait adopter une approche dite « neuromécanique » permettant d'avoir un regard complémentaire et d'interpréter plus précisément la fonction de certains muscles et donc les coordinations musculaires (Brochner-Nielsen et al., 2018).

La dynamique inverse consiste à déterminer les efforts articulaires sur la base de la cinématique et des forces externes. À partir de cette méthode, il a souvent été déterminé des puissances articulaires relatives (normalisée par rapport à la puissance totale exercée à la pédale), dont les valeurs ont été associées aux « contributions » des groupes musculaires agonistes participant à produire la puissance articulaire considérée. Toutefois, la méthode de dynamique inverse calcule des moments et puissances articulaires net(te)s qui sont notamment dépendants du transfert intersegmentaire engendré par l'action des muscles bi-articulaires. On peut donc se demander si les puissances articulaires qui sont mesurées sont effectivement représentatives de l'engagement des groupes musculaires dans la tâche de pédalage, et donc représentatives des coordinations musculaires.

Nous retiendrons également que les modifications des coordinations musculaires relatives à l'influence de certains facteurs se retranscrivent au niveau des forces et puissances appliquées à la pédale. On peut donc potentiellement imaginer que des coordinations musculaires optimales puissent exister pour optimiser la production de puissance à la pédale.

3. Cas spécifique de l'exercice maximal de sprint

3.1. Modification des coordinations musculaires

Comme mentionné précédemment, l'activité de sprint en cyclisme engendre des puissances extrêmement élevées pouvant dépasser les 2000 W. En comparaison de l'exercice sous-maximal, l'augmentation de la force produite tout au long du cycle de pédalage entraîne une augmentation de la force à la fois dans la phase de poussée et de flexion. Contrairement à l'exercice sous-maximal, on observe donc une contribution positive de la puissance exercée à la manivelle dans la phase de flexion (i.e. entre 15 et 20 % ; Beelen et al., 1994 ; Dorel et al., 2010). Cela signifie que la contribution des muscles participant à la flexion de la pédale doit largement augmenter en condition de sprint, suggérant une adaptation des coordinations.

Naturellement, l'une des premières adaptations à l'exercice maximal concerne l'augmentation du niveau d'activité des différents muscles du membre inférieur. Ces résultats ont été rapportés pour l'ensemble des muscles du membre inférieur (Hautier et al., 2000 ; Rouffet & Hautier, 2007 ; Dorel et al., 2012 ; O'Bryan et al., 2014). En revanche, l'augmentation du niveau moyen des séquences d'activité n'est pas équivalente entre tous les muscles. Ces adaptations ont été précisément étudiées sur une population de cyclistes spécialistes du sprint. Les résultats montrent une augmentation du niveau d'activité moyen variant de 3,3 fois supérieur (pour le GL) jusqu'à 9,5 fois supérieur (pour le RF) entre une intensité de 150 W et une intensité maximale (Figure 4, section 2.1.2., Dorel et al., 2012). Elle est particulièrement marquée pour les muscles participant à la flexion active de la pédale, et se trouve donc en lien avec l'augmentation importante de la part de la puissance produite dans cette phase. Cette puissance est elle-même significativement corrélée à la puissance maximale totale développée à la pédale (Dorel et al., 2010).

Pour autant, l'analyse EMG à partir de l'étude de Dorel et al. (2012) a montré une variabilité importante du niveau d'activité maximal entre les muscles. En effet, le niveau d'activité a été normalisé par rapport à une valeur maximale obtenue au cours d'une contraction maximale volontaire en condition mono-segmentaire ce qui permet d'avoir une idée assez réaliste du niveau de sollicitation du muscle dans la tâche poly-articulaire. Les résultats montrent une sollicitation maximale pour les muscles extenseurs du genou et de la cheville (respectivement VL, VM et RF, et GL et GM) et même supérieure à une condition mono-segmentaire pour le muscle SOL (Figure 10). En revanche, les muscles extenseurs de la hanche et fléchisseurs du

genou ainsi que les fléchisseurs de la cheville et de la hanche ne sont pas recrutés de façon maximale (entre 60 et 80 % pour les muscles GMAX, SM, BF, TA et TFL ; Dorel et al., 2012). Malgré la nécessité de maximiser la production de puissance, ces résultats prouvent donc que des coordinations musculaires spécifiques apparaissent même à ces niveaux d'intensité.

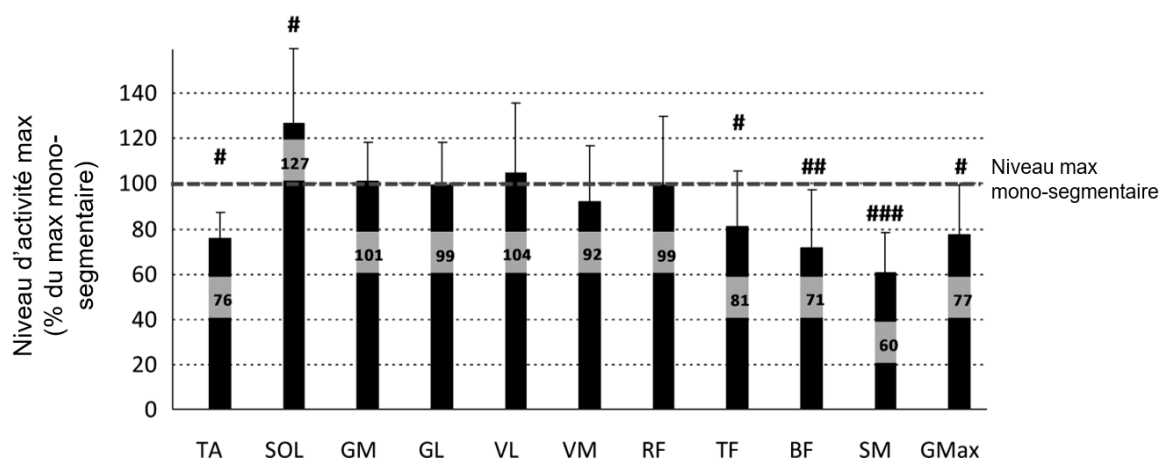


Figure 10 - Niveaux d'activités maximaux évalués lors d'une tâche de pédalage maximale, exprimés en fonction des niveaux d'activité maximaux évalués lors de contractions mono-segmentaires pour 11 muscles du membre inférieur. À partir de Dorel et al. (2012)

En revanche, l'analyse des synergies musculaires dans l'étude de Hug et al. (2011b) ne montre pas de modification de l'organisation des différents muscles au sein des synergies, ni du nombre de synergies nécessaires pour réaliser le mouvement. Seule une plus longue période d'activité est rapportée dans la condition de sprint pour les synergies musculaires participant à l'extension de la jambe et aux transitions extension-flexion et flexion-extension.

La littérature précisant les adaptations des sollicitations des muscles entre un exercice sous-maximal et maximal n'est pas extrêmement riche. Malgré tout, les adaptations des coordinations mentionnées dans l'étude de Hug et al. (2011b) ont été confirmées par Dorel et al. (2012) ayant montré une augmentation de la plage angulaire correspondant à la séquence d'activité d'une très grande majorité de muscles. Cette augmentation est caractérisée par un début d'activité qui apparaît plus tôt pour tous les muscles participant à l'extension du membre inférieur exceptés BF-SM, ce décalage pouvant aller d'environ 15° d'angle de manivelle pour le muscle GMAX jusqu'à environ 40° pour les muscles GL-GM. La fin d'activité intervient également plus tard pour les muscles extenseurs VL-VM et GMAX. En parallèle, l'analyse de la cinématique articulaire démontre une augmentation de 10° de la plage angulaire de la manivelle caractérisée par l'action d'extension du membre inférieur au cours d'un exercice maximal (Elmer et al., 2011). Ceci semble donc être une stratégie, qui, en lien avec

l'allongement des durées d'activités des muscles permet d'augmenter la participation des actions articulaires très puissantes lors de la phase d'extension et donc maximiser la puissance moyenne produite au cours du cycle.

Toutefois, si l'amplitude de la phase d'extension augmente, cela implique une diminution de l'amplitude de la phase de flexion de la jambe. Pour autant, la part relative à la puissance totale produite dans cette phase augmente en condition de sprint (Dorel et al., 2010). Dans ce sens, l'étude de Dorel et al. (2012) a également montré une très forte augmentation de la durée d'activité des muscles participant à la flexion active de la pédale à savoir TA et TFL, se traduisant pour ces deux muscles par un début d'activité 20° à 50° d'angle de manivelle plus tôt dans le cycle de pédalage. La sollicitation de ces muscles doit donc nécessairement intervenir sur une portion plus importante de la durée de la phase de flexion du membre inférieur. De plus, l'augmentation de leurs niveaux d'activité est également proportionnellement supérieure aux muscles extenseurs (Dorel et al., 2012) ce qui compense très certainement la diminution de la longueur de la phase et explique le gain de puissance également très important en flexion.

L'allongement du *duty cycle* en condition de sprint représente une première adaptation de la cinématique articulaire. Étant observable à la fois au niveau du membre inférieur mais également de façon plus localisée au niveau de chaque articulation, il est important de déterminer si cela se traduit également par une modification des angles et amplitudes articulaires. Finalement, il n'existe que très peu de références dans la littérature à ce sujet. Dans une étude visant initialement à étudier les modifications des stratégies d'activation neuromusculaires en condition de sprint, Rouffet & Hautier (2007) ont montré une augmentation de l'ouverture du genou. À ce jour, il semblerait qu'une seule étude très récente ait évalué la modification des paramètres cinématiques (angles des articulations de la cheville, du genou et de la hanche et inclinaison et rotation du tronc) de façon spécifique entre une condition sous-maximale (100 W à 60 rpm) et une condition maximale de sprint (à 120-130 rpm). Les résultats ont montré une modification significative de l'angle moyen de hanche dépendante de l'angle de hanche initial en condition sous-maximale, alors que les angles articulaires de la cheville et du genou n'étaient jamais modifiés (Bini et al., 2019).

Bien que la cinématique articulaire ne soit pas affectée considérablement par l'exercice de sprint, les modifications de l'activité EMG des muscles laissent à penser que des modifications pourraient toutefois être observées au niveau des efforts produit à chaque articulation. Quelques études se sont ainsi intéressées à l'analyse de la distribution des puissances articulaires dans ce

contexte d'effort (Martin & Brown, 2009 ; Barratt et al., 2011 ; Elmer et al., 2011 ; McDaniel et al., 2014). Elles ont pu observer une augmentation de la puissance produite à chaque articulation (Figure 11, Elmer et al., 2011) mais la part relative de chacune à la puissance totale produite à la pédale évolue différemment. Le pédalage à intensité maximale requiert une puissance relative supérieure de la part des muscles extenseurs de la hanche (Martin & Brown, 2009 ; Martin & Nichols, 2018) comparé au pédalage sous-maximal pour lequel les extenseurs et fléchisseurs du genou génèrent environ 70 % de la puissance totale positive (Broker & Gregor, 1994). À cette intensité, la puissance relative de flexion de genou tend à égaliser celle de l'extension de genou qui elle diminue (environ 20 % pour ceux deux actions) alors que la part de la puissance produite au niveau de la cheville reste constante (Martin & Brown, 2009 ; Elmer et al., 2011).

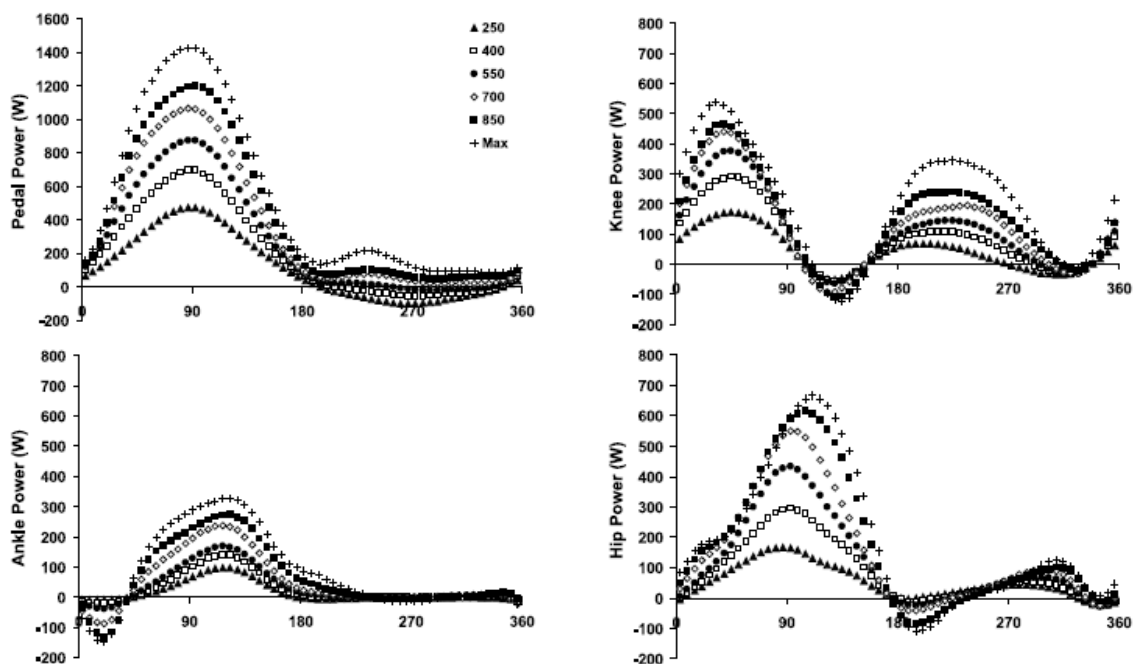


Figure 11 - Évolution des patterns de puissance à la pédale (pedal power), et des puissances articulaires à la cheville (ankle power), au genou (knee power) et à la hanche (hip power) avec l'augmentation de l'intensité d'une condition à 250 W jusqu'à une condition maximale de sprint. À partir de Elmer et al. (2011)

3.2. Facteurs d'influence des coordinations musculaires à l'exercice de pédalage maximal

De la même façon qu'à l'exercice sous-maximal, plusieurs variables peuvent être manipulées et modifier les coordinations musculaires à l'exercice maximal. C'est notamment le cas de la cadence de pédalage qui, à l'exercice maximal, a un effet direct sur la puissance mécanique nette produite au niveau de la pédale. La cadence de pédalage affectant directement la vitesse de contraction des muscles, on pourrait penser que la cadence optimale déterminée à partir de la relation puissance-vitesse doit être celle qui permet au maximum de muscles de se contracter à la vitesse à laquelle ils produisent leur maximum de puissance (Neptune & Herzog, 1999). Pour autant, cette hypothèse n'est pas si évidente dans la mesure où plusieurs facteurs agissent sur la capacité des muscles à produire de la puissance tout au long du cycle de pédalage. Dans ce sens, il a été montré que la cadence de pédalage qui maximise la puissance provient de l'interaction entre la dynamique d'activation, c'est-à-dire de façon assez simplifiée les durées nécessaires aux muscles pour se contracter et se relâcher, et la relation puissance-vitesse des muscles (Van Soest & Casius, 2000).

En effet, McDaniel et al. (2014) ont montré que la condition de cadence ne plaçait pas les articulations et donc les muscles dans les mêmes conditions force- et puissance-vitesse. L'analyse de la cinématique rend compte d'une augmentation des vitesses angulaires pour les articulations de la hanche et du genou avec l'augmentation de la cadence (de 150 à 400 °/s et de 80 à 230 °/s respectivement pour le genou et la hanche entre 60 et 180 rpm) et pour lesquelles aucune différence n'est rapportée pour les amplitudes de mouvement (en moyenne 75° et 45° d'amplitude respectivement pour le genou et la hanche). En revanche, la vitesse angulaire de l'articulation de la cheville est relativement constante entre 90 et 180 rpm (autour de 100 °/s) en lien avec une diminution de son amplitude de mouvement (50° à 60 rpm vs. 20° à 180 rpm).

D'un autre côté, au cours d'une étude visant à caractériser le niveau d'activité EMG des muscles GMAX, RF, BF et VL pour des cadences allant de 70 à 160 rpm, Samozino et al. (2007) n'ont montré aucune différence significative entre les conditions de cadence. Des résultats similaires sont rapportés par Dorel et al. (2011) sur 11 muscles du membre inférieur. Le niveau d'activité maximal enregistré n'était pas significativement différent entre 60 et 140 % de la vitesse optimale chez des sprinteurs sur piste de niveau élite, excepté pour le muscle TA (baisse légère avec l'augmentation de la cadence). En lien avec les contraintes force-vitesse des muscles, ces résultats suggèrent donc que les forces musculaires maximales produites diffèrent entre les

conditions de cadence. En revanche, le niveau moyen d'activité sur le cycle de pédalage semble plus influencé par la cadence de pédalage, avec une baisse significative à partir de la vitesse optimale pour une majorité de muscle (SOL, GL, GM, BF, SM, GMAX), et une augmentation pour les muscles RF et TFL.

Considérant ces éléments, la distribution des puissances articulaires pourrait être modifiée. À ce sujet, McDaniel et al. (2014) rapportent des contributions différentes selon la cadence. En effet, les puissances articulaires présentent des relations polynomiales en fonction de la cadence de pédalage. Aux alentours de 120 rpm, c'est-à-dire la cadence correspondant en moyenne à la production de puissance maximale (Dorel et al., 2005 ; Gardner et al., 2007), toutes les puissances articulaires ne sont pas maximisées. En revanche, en normalisant les puissances absolues par rapport à la puissance totale à la pédale (i.e. puissances relatives), des relations linéaires sont observées en fonction de la cadence de pédalage (Figure 12). Ainsi, les puissances relatives d'extension de hanche et de flexion genou augmentent avec la cadence alors que celles associées à l'extension de cheville et à la flexion de hanche diminuent, et aucune différence significative n'est rapportée au niveau de l'articulation du genou (McDaniel et al., 2014). Les mêmes résultats ont été rapportés par Elmer et al. (2011) au niveau de la hanche et du genou, alors qu'aucune différence significative n'a en revanche été trouvée pour la cheville.

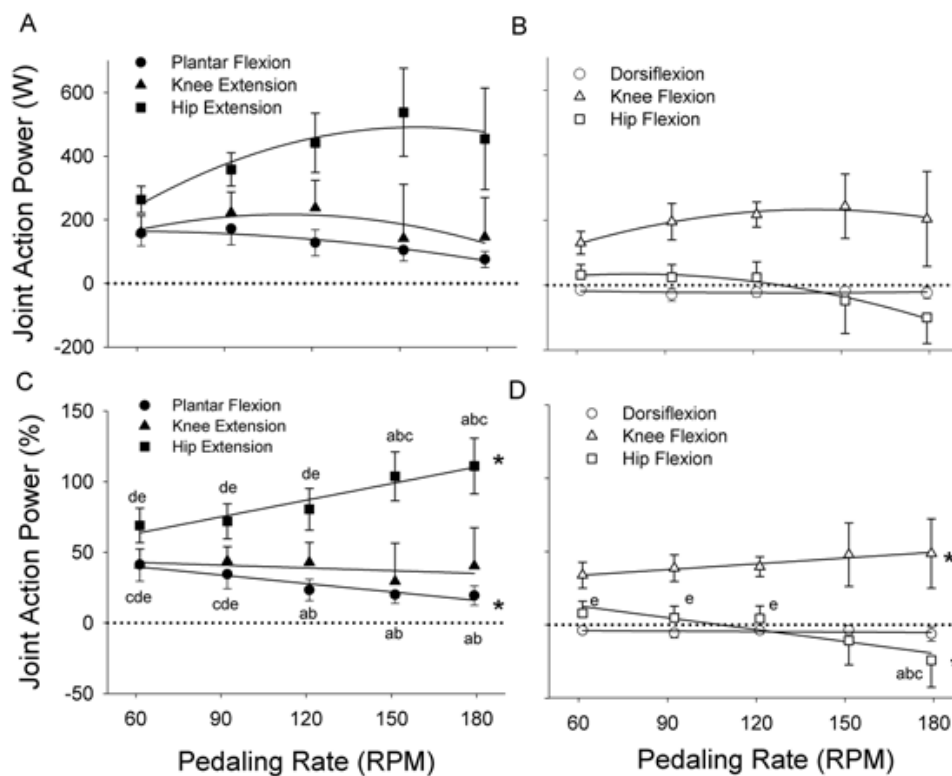


Figure 12 – Puissances articulaires absolues (A et B) et relatives (C et D) d'extension et de flexion à la cheville (plantarflexion/dorsiflexion), au genou (knee extension/flexion) et à la hanche (hip extension/flexion) en fonction de la condition de cadence. À partir de McDaniel et al. (2014)

En outre, d'autres paramètres tels que la position sur le vélo ou encore la longueur des manivelles utilisées peuvent potentiellement altérer les amplitudes articulaires, donc les longueurs musculaires et la capacité des muscles à produire de la force. Si l'effet de la position sur le vélo a longuement été investiguée au cours d'un exercice sous-maximal, moins d'études se sont en revanche penchées sur ses effets en condition de sprint. Parmi elles, Bini et al. (2019a) ont notamment montré qu'une modification de la position du guidon (hauteur et recul) modifiait uniquement les angles articulaires de hanche mais que les cyclistes restaient en mesure de produire la même puissance maximale. La complexité des études expérimentales demeure dans la difficulté à contrôler les différents paramètres confondants pouvant être affectés en même temps que celui dont on souhaite effectivement mesurer les effets. Pour cela, les approches par modélisation mathématique permettent de tester davantage de configurations. Rankin & Neptune (2010) ont ainsi modélisé l'effet de l'angle associé au recul de selle tout en standardisant la hauteur de selle et l'inclinaison du tronc. Ils ont démontré que le recul de selle n'a que très peu d'influence sur la puissance maximale atteinte, très certainement car les angles articulaires ne sont pas modifiés tant que la hauteur de selle est contrôlée. En revanche, une modification de la hauteur de selle aurait un effet largement significatif sur la capacité à

produire de la puissance. Cet effet doit être associé à une altération des angles articulaires, principalement du genou et donc une modification de la longueur des fibres musculaires (notamment des principaux muscles producteurs de puissance VL, VM et GMAX qui ne pourraient plus opérer à des portions optimales de leur relation force-longueur).

Par ailleurs, la longueur de manivelle est également un facteur pouvant potentiellement affecter les coordinations musculaires. S'il a bien été montré qu'elle affecte la vitesse optimale à laquelle est produite la puissance maximale (relation négative entre la longueur des manivelles et la vitesse optimale), une modification de la longueur de plus ou moins 25 mm n'a pas d'effet significatif sur la puissance maximale produite (Martin & Spirduso, 2001). Les seules différences significatives sont observées pour des longueurs variant de plus de 35 mm (Too & Landwer, 2000 ; Martin & Spirduso, 2001). En revanche, une modification même faible de la longueur de manivelle altère l'amplitude de mouvement des articulations. Dans ce sens, Barratt et al. (2011) ont étudié la modification des puissances produites au niveau de chaque articulation et ont montré une augmentation de la puissance en extension de hanche et une diminution en extension et flexion de genou avec l'augmentation de la longueur de la manivelle. Cependant, les puissances relatives ne sont pas significativement modifiées lorsque la puissance maximale est produite à la cadence optimisée selon la longueur de manivelle. Or, cette dernière n'a qu'un faible effet sur les vitesses angulaires des articulations lorsque la cadence de pédalage est optimisée. Ces éléments semblent donc aller dans le sens d'une modification des puissances articulaires en réponse à une modification de la vitesse angulaire des articulations et non directement liée à la longueur de la manivelle.

Parmi les modifications de position pouvant entraîner une modification des coordinations musculaires, la position danseuse demeure une position majeure au cours d'un exercice maximal de sprint dans la mesure où elle entraîne classiquement un gain de puissance supplémentaire.

3.3. Augmenter la puissance en sprint : intérêt de la position danseuse

La position danseuse est souvent utilisée car elle est associée à un gain de puissance très significatif d'environ 8 à 15 % (Driss & Vandewalle, 2013 ; Millet et al., 2002 ; Reiser et al., 2002). L'analyse des coordinations musculaires dans cette condition est donc d'un intérêt majeur dans le cadre de cette thèse afin de déterminer les paramètres favorisant l'atteinte des niveaux de puissance les plus élevés possibles. Pour une population de cyclistes entraînés, Hug

et al. (2011b) ont démontré que la production de puissance amenait à l'utilisation de trois synergies musculaires aussi bien dans une condition assise que dans une condition danseuse. Turpin et al. (2017) en ont répertorié quatre chez des non-spécialistes et ont également montré que ces synergies subissaient une modification dans leur délai d'apparition, intervenant plus tard dans le cycle de pédalage tout comme cela était déjà observé en condition sous-maximale. Toutefois, le niveau de puissance le plus élevé de cette étude était de 700 W et ne représentait pas la capacité de production de puissance maximale des sujets.

Même si l'engagement de l'athlète reste identique au cours d'un sprint réalisé en position danseuse versus assis, il est également important de déterminer si des niveaux d'activités supérieurs sont enregistrés en position danseuse et pourraient donc expliquer le gain de puissance enregistré. Cependant, il existe très peu de données dans la littérature ayant comparé le niveau d'activité des muscles du membre inférieur dans ces deux positions au cours d'un exercice purement maximal. S'en rapprochant le plus, Wilkinson et al. (2020b) ont mesuré les niveaux d'activité EMG ainsi que les puissances à chaque articulation au cours d'un exercice à 50 % de la puissance maximale pic obtenue de façon instantanée au cours de la phase de poussée d'un cycle de pédalage, ce qui représentait finalement environ 85 % de la puissance moyenne maximale sur un cycle. Cette puissance était ensuite appliquée de façon identique pour la position assise et la position danseuse. Ces auteurs n'ont montré aucune altération des niveaux d'activité des muscles GMAX, RF, VL, GM et SOL mais une redistribution des puissances articulaires relatives au sein du membre inférieur (augmentation de la puissance à la hanche de 12 %, à la cheville de 4 % et baisse de la puissance au genou de 15 %). Étant donné les niveaux d'activité similaires enregistrés, et même la baisse rapportée pour le muscle BF, ces auteurs suggèrent que la position danseuse permet d'augmenter la capacité de production de force du membre inférieur et de transférer plus efficacement la force développée par les extenseurs de la hanche et de la cheville à la manivelle. Ces résultats rejoignent des hypothèses plus anciennes qui avaient déjà été avancées lors d'un exercice sous-maximal concernant une optimisation du bras de levier et des contraintes force-longueur des muscles de la hanche dans la condition danseuse (Caldwell et al., 1999 ; Li & Caldwell, 1998). Cependant, il n'a pas non plus été déterminé si la cinématique articulaire présentait exactement des patterns identiques entre un exercice sous-maximal et maximal en position danseuse et le transfert de ces résultats à l'exercice de sprint reste donc encore à démontrer. De plus, malgré des niveaux de puissance quasi-maximaux dans l'étude de Wilkinson et al. (2020b), il ne semble pas avoir encore été rapporté les adaptations de la distribution des puissances articulaires entre ces deux positions pour un effort strictement maximal, c'est-à-dire tenant compte du gain de puissance associé à

la position danseuse. En résumé, il reste donc à établir précisément la modification des coordinations musculaires au cours de l'exercice maximal de sprint en condition danseuse dans le but d'offrir une meilleure visibilité sur les paramètres favorisant le gain de puissance observé.

3.4. Rôle des propriétés mécaniques des muscles

S'il ne semble pas faire de doute que les coordinations jouent un rôle majeur dans la production de la puissance maximale en sprint, il n'en reste pas moins qu'il est encore difficile, au-delà des contraintes imposées par la tâche, de déterminer pourquoi on observe certaines variabilités entre les athlètes. Au vu du peu de stratégies de coordination possibles à l'exercice maximal en raison de la nécessité pour les muscles de produire une force maximale, cela suggère que les propriétés mécaniques des muscles restent probablement un des facteurs explicatifs majeurs des différences interindividuelles observées.

L'analyse biomécanique du cycle de pédalage a mis en évidence une production de force essentiellement dans la phase d'extension. Parmi les groupes musculaires participant majoritairement au cours de cette phase, l'analyse des coordinations musculaires a montré que les extenseurs du genou étaient sollicités à un niveau qui peut être considéré comme maximal (Dorel et al., 2012). Au-delà des aspects neuromusculaires, cela suggère donc que les capacités de production de force maximale (i.e. propriétés intrinsèques) de ce groupe musculaire sont d'une importance majeure dans le but d'augmenter la force appliquée sur les pédales. Conjointement, les muscles extenseurs de la cheville, bien qu'ils soient responsables d'une production de puissance articulaire plus faible au niveau de la cheville, participent de façon importante à la production de la puissance à la pédale en raison de leur rôle dans le transfert de l'énergie produite par les muscles proximaux (Raasch et al., 1997). Ils sont dans ce sens activés de façon maximale au cours du sprint. À l'inverse, certains muscles responsables d'une majeure partie de la production de la puissance à la pédale ne sont pourtant pas activés de façon maximale, c'est le cas des extenseurs de hanche et des fléchisseurs du genou. Ces éléments questionnent donc sur l'importance relative des coordinations musculaires (i.e. capacité à solliciter le muscle) et des propriétés mécaniques (*in fine*, les capacités de production de force).

En parallèle, une étude portant sur l'effet d'une fatigue localisée unilatérale des muscles quadriceps sur les coordinations musculaires au cours d'un sprint en cyclisme alimente ces réflexions (Brochner-Nielsen et al., 2018). La force des muscles extenseurs du genou au cours d'une CMV a été diminuée de 28 % et a engendré au niveau de la phase d'extension du membre

inférieur une diminution de la puissance à la pédale de 67 W. De façon plus analytique, cela a généré non seulement une perte de puissance positive d'extension du genou dans la phase d'extension du membre inférieur, mais a également entraîné une diminution concomitante du niveau d'activité des autres muscles synergistes de la chaîne (GL, GM, SOL, GMAX), pourtant non fatigués dans cette même phase. Cette diminution s'accompagne d'une baisse des puissances articulaires en extension de hanche (-30 W) et de cheville (-21 W). Ainsi, plus que la capacité de production de force totale du membre inférieur, il semble important de déterminer les propriétés mécaniques de chacun de ses acteurs, le niveau de l'un semblant pouvoir affecter les capacités à produire de la force des autres. De plus, cette étude montre une baisse significative des niveaux d'activité des muscles SOL, GL, VM, BF, ST et GMAX pour les deux jambes en extension. Il existe donc une réorganisation de la stratégie de contrôle moteur en fonction du statut et de l'état des muscles à un moment t , et ce également entre les deux jambes.

Parmi les qualités musculaires ayant déjà été mises en lien direct avec la production de puissance en pédalage, on retrouve les capacités de production de force des groupes musculaires ou les propriétés musculo-tendineuses (Sargeant, 1994 ; Hautier et al., 1996 ; Driss et al., 2002, 2012 ; Stone et al., 2004 ; Dorel et al., 2005 ; Watsford et al., 2010 ; Kordi et al., 2017, 2020). Les capacités de production de force sont couramment évaluées sur au cours de CMV sur un ergomètre mono-segmentaire permettant d'effectuer une action d'extension ou de flexion d'une articulation. Ainsi, il est plus classiquement rapporté un moment maximal articulaire et on pourra donc également parler de capacité de production de moment. Driss et al. (2002) ont montré une relation significative entre la puissance maximale en pédalage et le moment maximal d'extension du genou, évaluée à la fois en condition mono-segmentaire isométrique ($r = 0,54$; $P < 0,05$) et isocinétique (mesurée à 240 °/s, $r = 0,83$; $P < 0,001$). Cependant, aucun autre groupe musculaire n'avait été investigué dans cette étude. Une autre étude plus récente de Kordi et al. (2017) a évalué les moments maximaux isométriques de quatre des principaux groupes musculaires du membre inférieur (extenseurs du genou et de la hanche, fléchisseurs du genou et de cheville) et rapporte des relations significatives entre la P_{\max} et le moment maximal mono-segmentaire des extenseurs du genou et de la hanche ainsi que des fléchisseurs du genou. Les résultats de ces deux études montrent également que la corrélation entre la P_{\max} et la capacité de production de moment des extenseurs du genou est plus élevée lorsque cette dernière est mesurée en condition isocinétique, reflétant le caractère plus pertinent d'effectuer des contractions plus spécifiques à l'activité analysée (Baker et al., 1994 ; Murphy & Wilson, 1996). En effet, des tests en condition isocinétique permettraient d'assurer des conditions

moment-angle et moment-vitesse beaucoup plus spécifiques vis-à-vis des contraintes imposées aux muscles durant l'exercice de pédalage.

La capacité de production de moment d'un muscle est par ailleurs reliée à d'autres paramètres tels que ses propriétés architecturales dont la principale est la surface de section transverse. La relation entre la capacité de production de moment d'un muscle et sa surface de section transverse a été largement établie. Plus la surface de section transverse est élevée, plus la force musculaire est élevée (Jones et al., 2008 ; O'Brien et al., 2009). Ainsi, des très fortes corrélations ont logiquement été observées entre la force optimale ou la puissance maximale développée en pédalage et le volume musculaire du membre inférieur (i.e. calculé à partir des mesures anthropométriques, Martin et al., 1997 ; Dorel et al., 2005). Plus précisément mesurés à partir des méthodes d'imagerie par résonance magnétique, les volumes musculaires des muscles quadriceps mais également des muscles ischiojambiers ont également été significativement corrélés à la puissance maximale en sprint en cyclisme (respectivement $r = 0,87$ et $r = 0,71$, Kordi et al., 2020). De plus, ces auteurs ont montré que l'angle de pennation des fibres musculaires du VL était très corrélé à la puissance maximale ($r = 0,81$) et pouvait expliquer 11 % de sa variance.

La capacité à produire une puissance maximale dans une tâche comme le pédalage dépend également de la capacité à produire une force dans un temps restreint. En effet, au cours d'un sprint à 120 rpm soit une cadence en moyenne optimale pour produire P_{max} , même si la durée d'activité est maximisée et atteint la moitié du cycle entier (Dorel et al., 2012), le temps disponible pour la contraction musculaire est de 250 ms, alors que le temps nécessaire aux muscles extenseurs du genou pour atteindre un pic de force est supérieur à 300 ms (Aagaard et al., 2002). Cela renvoie à la notion d'explosivité qui correspond à la capacité à produire de la force dans un minimum de temps. Au-delà des aspects force-vitesse, l'explosivité peut donc jouer un rôle sur l'atteinte de hauts niveaux de puissance maximale. Dans ce sens, on peut imaginer que le taux de montée en moment (RTD, de l'anglais *rate-of-torque development*) représente potentiellement un critère majeur de performance en sprint en cyclisme. À ce sujet, Driss et al. (2002) ont montré une forte corrélation entre le RTD mesuré au cours d'une contraction maximale isométrique des quadriceps et la force ou puissance maximale évaluée en pédalage ($r = 0,82$).

Par ailleurs, le RTD ayant déjà été mis en relation avec la raideur des tissus musculaires associés (Wilson et al., 1994), il est intéressant de noter qu'une meilleure capacité à développer de la force en sprint a été rapportée chez les athlètes possédant une raideur musculo-articulaire plus

élevée des muscles quadriceps (Watsford et al., 2010). Enfin, Driss et al. (2012) ont montré une relation entre la raideur musculo-tendineuse des muscles fléchisseurs plantaires et la puissance maximale. Ces résultats rejoignent une hypothèse formulée par Martin & Brown (2009) selon laquelle la diminution de la puissance au cours d'un exercice maximal fatigant pourrait être minimisée pour une meilleure raideur musculo-tendineuse de la cheville, en raison de son rôle majeur dans le transfert des forces à la pédale.

3.5. Rôle du tronc et des membres supérieurs

Au-delà des muscles du membre inférieur, principaux acteurs participant à la production de puissance, un certain nombre d'études ont montré que le haut du corps participe également à la production de puissance au cours de l'exercice de pédalage. À la fois son poids ainsi que la musculature du tronc et des membres supérieurs sont sollicités (Stone & Hull, 1993 ; Duc et al., 2008 ; Turpin et al., 2016 ; Wilkinson et al., 2020a).

Concernant le rôle des membres supérieurs, il a par exemple été largement démontré une diminution de la puissance maximale lorsqu'on retire aux sujets le point de fixation des mains sur le guidon (Baker et al., 2000 ; Doré et al., 2006). Dans le même sens, il a également été montré une diminution de la puissance maximale atteinte après un exercice fatigant au niveau du biceps brachial (Grant et al., 2014). Pourtant, très peu d'études se sont intéressées au niveau de sollicitation des différents muscles des membres supérieurs et du tronc au cours du pédalage, et aucune se référant à l'exercice maximal. Pour des puissances à la pédale allant de 100 à 700 W, trois synergies musculaires distinctes ont été identifiées. La première sollicite principalement le muscle *latissimus dorsi* et dans une moindre mesure les muscles *erector spinae*, *deltoïdus* et *biceps brachii*. Son rôle est associé à une stabilisation du tronc. La deuxième synergie sollicite principalement les muscles *deltoïdus*, *biceps brachii* et *brachoradialis*. Son rôle est associé à une compensation/génération des accélérations du tronc. Enfin, la troisième synergie sollicite principalement les muscles *triceps lateralis*, *flexor digitorum* et *erector spinae* et son rôle est associé au support du poids du haut du corps (Turpin et al., 2016). De plus, leurs niveaux de sollicitation semblent évoluer avec l'intensité de l'exercice puisque ces auteurs rapportent également une augmentation du niveau d'activité des synergies associées à la stabilisation et à la compensation des accélérations du tronc à mesure que la puissance augmente, particulièrement pour des puissances élevées au-delà de 500 W. Parallèlement, certains auteurs ont caractérisé la cinématique articulaire du corps entier et mesuré les forces à l'ensemble des points de contact (i.e. simultanément à la pédale, à la selle

et au guidon). De façon intéressante, ces auteurs ont montré que le maintien de la position assise à mesure que la puissance augmente est associé à une augmentation nécessaire des forces de traction verticales sur le guidon (Costes et al., 2015, 2016).

D'autre part, les études mesurant la cinématique des membres inférieurs et les forces aux pédales en cyclisme ont tenté de caractériser la puissance fournie par les membres supérieurs en s'appuyant sur les données issues des méthodes de dynamique inverse. Comme expliqué précédemment (section 2.2.1.), le calcul des efforts articulaires fonctionne par itération en remontant au fur et à mesure dans la chaîne articulée. Ainsi, en cyclisme, lorsque seules les forces externes à la pédale sont mesurées, il demeure une force résiduelle à l'articulation de la hanche, correspondant à la force appliquée par le segment cuisse sur le segment pelvis et de laquelle on peut déduire la force de réaction du pelvis sur la cuisse (van Ingen Schenau et al., 1990). Dans le but de déterminer la puissance qui serait transférée à la hanche par le tronc et les membres supérieurs, quelques auteurs ont multiplié cette force de réaction à la hanche (HJRF de l'anglais *hip joint reaction force*, action du pelvis sur la cuisse) par la vitesse linéaire à son point d'application (Figure 11, Elmer et al., 2011 ; Martin & Brown, 2009). Ces auteurs rapportent, au cours du cycle de pédalage, une puissance transférée par le haut du corps au niveau de la hanche non négligeable durant la phase de poussée sur la pédale, particulièrement entre 45° et 135° de manivelle. Cette puissance augmente plus la puissance développée à la pédale est élevée, et peut atteindre des pics entre 200 et 300 W au cours d'un exercice maximal de sprint (Elmer et al., 2011 ; Martin & Brown, 2009).

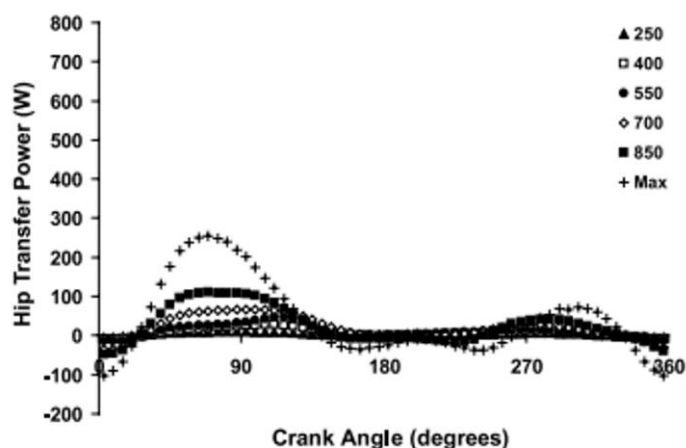


Figure 13 - Évolution des patterns de puissance transférée à la hanche (hip transfer power) avec l'augmentation de l'intensité d'une condition à 250 W jusqu'à une condition maximale de sprint. À partir de Elmer et al. (2011)

Quelques précautions sont toutefois à prendre vis-à-vis des valeurs exprimées dans la mesure où les deux composantes (i.e. la force de réaction à la hanche et la vitesse linéaire du centre articulaire) ne sont pas établies dans les mêmes repères. La première est calculée dans le repère de l'articulation alors que la deuxième est calculée dans le repère global du système cycliste-vélo. Plus que les valeurs établies qui pour les raisons énoncées sont théoriquement critiquables, la dynamique du pattern est instructive puisqu'elle doit nécessairement refléter les transferts d'énergie intervenant entre le haut du corps et les membres inférieurs. En effet, si la position du centre articulaire de la hanche s'abaisse (i.e. vitesse positive) alors qu'une force positive est appliquée du pelvis sur la hanche, cela suggère fortement qu'il y a un transfert d'énergie vers le membre inférieur.

Nécessairement, plus les niveaux de force appliqués à la pédale sont élevés, plus les forces transmises par le haut du corps doivent être importantes pour fixer le pelvis et transmettre les forces aux membres inférieurs. À ce titre, certains auteurs ont fait l'hypothèse que la position danseuse était adoptée pour favoriser un gain de puissance, qui pourrait s'expliquer par un gain de force associée à l'effet du poids du haut du corps (Wilkinson et al., 2020a). Ces auteurs ont enregistré la cinématique des membres supérieurs au cours d'exercices entre environ 40 et 85 % de la puissance maximale en condition danseuse. Ils ont ensuite analysé les variations du centre de masse et recalculé de façon indirecte les forces appliquées au niveau du guidon (Wilkinson et al., 2020a). Entre 45° et 135° d'angle de manivelle, ils ont montré que la position du centre de masse passe d'une hauteur verticale maximale à minimale. Au cours de cette phase, les forces verticales appliquées au centre de masse augmentent avec l'augmentation de la puissance à développer (conditions de 10 à 50 % de la puissance maximale pic mesurée sur un cycle de pédalage). Elles peuvent être supérieures à la masse corporelle. La condition danseuse entraîne ainsi une variation d'énergie du centre de masse qui contribue à transférer de la puissance du tronc au membre inférieur et donc augmenter la puissance totale à la pédale. Ces éléments présentent des arguments en faveur d'une modification des contributions musculaires et non-musculaires requises pour atteindre une puissance cible au cours d'un exercice effectué en danseuse (Kautz & Hull, 1993). En condition assise, la selle sert de point d'appui et de support au poids du haut du corps. Pour développer des niveaux de force à la pédale aussi élevés, on peut supposer que l'action musculaire du haut du corps doit être encore plus importante.

Par ailleurs, l'analyse des forces au guidon (Stone & Hull, 1993) et des mouvements du centre de masse du cycliste (Wilkinson et al., 2020a) suggère que l'activité de sprint, que ce soit en position assise ou danseuse, doit être nécessairement marquée par un mouvement latéral

important des membres supérieurs droits et gauche. Cependant, le pédalage est un mouvement essentiellement réalisé en 2D dans les axes antéro-postérieur et vertical. En plus de la force générée par le tronc pour fixer le pelvis, les forces qui sont générées par la hanche sur le pelvis lors de la flexion controlatérale doivent également être importantes pour éviter une élévation du pelvis (Costes et al., 2015). De plus, les forces produites par le haut du corps étant directement transférées aux membres inférieurs par l'intermédiaire du pelvis, le rôle de la jambe controlatérale doit également être essentiel pour maximiser la production de puissance dans la phase d'extension de la jambe ipsilatérale.

En outre, durant la phase de poussée de la jambe ipsilatérale, la force créée au niveau de la hanche du côté droit par le membre inférieur sur le pelvis est orientée vers le haut. De façon simultanée, cette force est orientée vers le bas du côté gauche au cours de la phase de flexion du membre controlatéral. Ces deux forces participent à une rotation importante du pelvis sur son axe antéro-postérieur (i.e. côté droit vers le haut et côté gauche vers le bas). Pour s'opposer à cette rotation, les forces appliquées du tronc sur le pelvis doivent être orientées dans l'autre sens. Cependant, ce mouvement de rotation n'est pas tout à fait annulé puisqu'on observe toujours un mouvement vertical opposé des centres articulaires droit et gauche de la hanche (Wilkinson et al., 2021).

En résumé, retenons qu'au cours d'un exercice maximal de pédalage, malgré des niveaux d'activité et des puissances articulaires absolues plus élevé(e)s, il existe une variabilité non négligeable des niveaux de sollicitation des muscles ainsi qu'une modification des parts relatives de la puissance à la pédale des différentes actions articulaires. Ces éléments suggèrent des adaptations des coordinations musculaires à l'exercice maximal de pédalage. Pour autant, il n'a à notre connaissance jamais été déterminé si la modification des coordinations musculaires est reliée aux niveaux de puissance maximale exercés à la pédale. D'un autre côté, cette puissance maximale a été corrélée aux capacités de production de moment de certains groupes musculaires, notamment des extenseurs du genou, ainsi qu'à la capacité à produire un moment dans un temps court. De plus, il a également été montré que la capacité de production de moment d'un muscle peut affecter le niveau de sollicitation d'autres muscles de la chaîne. Dès lors, ces éléments suggèrent que des limites peuvent exister au niveau des propriétés de certains muscles qui pourraient diminuer l'engagement

maximal de l'ensemble des groupes musculaires. Cependant, l'analyse des coordinations musculaires n'a jamais été mise en regard des capacités de production de moment des groupes musculaires. De plus tous les groupes musculaires n'ont pas été évalués et les conditions de test ont le plus souvent été réalisées dans des conditions isométriques non-spécifiques d'un mouvement dynamique comme le pédalage. Également, ces investigations n'ont jamais été menées sur une population d'athlètes experts de la discipline, représentant pourtant une des meilleures façons d'identifier les facteurs limitant de la production de puissance maximale en sprint en cyclisme.

En outre, l'étude de la condition de sprint en position danseuse est intéressante car elle maximise la capacité à produire de la puissance. Toutefois, très peu d'études se sont intéressées aux paramètres permettant d'expliquer ce gain de puissance. Certaines hypothèses ont été formulées sur la base des connaissances issues de l'exercice sous-maximal, notamment une optimisation des zones des relations couple-angle sur lesquelles les muscles se contractent qui suggère probablement une meilleure expression des qualités musculaires dans cette position. Cependant, il n'existe à notre connaissance aucune étude ayant poursuivi ces investigations à l'exercice maximal.

Par ailleurs, plus la force à la pédale est élevée notamment dans la phase d'extension, et a fortiori en sprint, plus des forces élevées sont appliquées de l'articulation de la hanche sur le pelvis. Pour y faire face, le poids du corps peut être utilisé afin d'appliquer une force du tronc sur le pelvis permettant de fixer le pelvis vers le bas. L'adoption de la position danseuse permettrait d'en tirer encore davantage bénéfice puisque le poids du haut du corps n'est plus supporté au niveau de la selle. Cette source de force ne doit cependant pas suffire et donc des efforts musculaires importants doivent également être fournis. Dans ce sens on peut imaginer que la capacité à fixer le pelvis puisse être déterminante et puisse même devenir limitante à mesure que la puissance augmente. Là aussi, ces investigations restent à poursuivre dans une condition maximale de sprint pour laquelle les niveaux de force à la pédale sont extrêmes, notamment chez les tous meilleurs athlètes.

4. Objectifs de la thèse

Comme l'a suggérée la revue de littérature, il n'est pas encore clairement déterminé quelles sont les variables les plus importantes à considérer, dans la mesure où elles pourraient devenir limitantes, lorsqu'il s'agit de produire une puissance maximale au cours d'un sprint en pédalage. L'objectif majeur de ce travail de thèse vise ainsi à offrir une meilleure visibilité des paramètres limitant la production de la puissance maximale en sprint en cyclisme. Pour cela, un enjeu majeur était de considérer une population d'athlètes de très haut-niveau dans l'activité afin de manipuler les limites de la performance humaine.

Ce travail a ensuite été découpé en trois études :

- #1** Une première étude avait pour objectif la détermination des relations entre les capacités de production de moment de l'ensemble des groupes musculaires du membre inférieur et la production de puissance mécanique au niveau du pédalier.
- #2** Une seconde étude visait à déterminer la variabilité de la distribution des puissances articulaires en sprint en cyclisme et les variabilités interindividuelles des cinétiques et cinématiques articulaires associées. Suite à cela, il s'agissait également de :
 - a) déterminer s'il existe une relation entre la distribution des puissances articulaires et la performance en sprint (i.e. puissance à la manivelle),
 - b) déterminer si la distribution des puissances articulaires est reliée aux capacités de production de puissance des muscles.
- #3** Une troisième étude visait à investiguer le rôle de la fixation du pelvis vers le bas et des forces permettant de la favoriser sur le développement de la puissance maximale en sprint. Pour cela une condition de pédalage en danseuse et une condition de pédalage unilatérale ont été testées.

Contributions expérimentales

Étude 1

Mesure des capacités de production de force des groupes musculaires du membre inférieur chez des cyclistes de très haut-niveau en cyclisme : identification de nouveaux paramètres limitant la performance en sprint

Publication associée :

Sachet, I., Brochner-Nielsen, N.P., Guilhem, G., Hug, F., Dorel, S. (2022). Strength capacity of lower-limb muscles in world-class cyclists: new insights into the limits of sprint cycling performance. *Sports Biomechanics*. 1-18. doi: 10.1080/14763141.2021.2024243



Strength capacity of lower-limb muscles in world-class cyclists: new insights into the limits of sprint cycling performance

Iris Sachet^{a,b}, Niels Peter Brochner Nygaard^{c,d}, Gaël Guilhem ^e, François Hug ^{a,f,g,h} and Sylvain Dorel^a

^aLaboratory "Movement, Interactions, Performance" (Ea 4334), University of Nantes, Nantes, France; ^bFrench Cycling Federation, Saint-Quentin-en-Yvelines, France; ^cResearch Unit of Health Science, Hospital of South West Jutland, University Hospital of Southern Denmark, Esbjerg, Denmark; ^dDepartment of Regional Health Research, University of Southern Denmark, Odense, Denmark; ^eLaboratory Sport, Expertise and Performance (Ea 7370), French Institute of Sport (Insep), Paris, France; ^fLAMHES, Université Côte d'azur, Nice, France; ^gNhmrc Centre of Clinical Research Excellence in Spinal Pain, Injury and Health, School of Health and Rehabilitation Sciences, The University of Queensland, Brisbane, Australia; ^hInstitut Universitaire de France (Iuf), Paris, France

ABSTRACT

This study aimed to determine the relationship between the torque-generating capacity in sprint cycling and the strength capacity of the six lower-limb muscle groups in male and female world-class sprint cyclists. Eleven female and fifteen male top-elite cyclists performed 5-s sprints at maximal power in seated and standing positions. They also performed a set of maximal voluntary ankle, knee and hip flexions and extensions to assess single-joint isometric and isokinetic torques. Isokinetic torques presented stronger correlations with cycling torque than isometric torques for both body positions, regardless of the group. In the female group, knee extension and hip flexion torques accounted for 81.2% of the variance in cycling torque, while the ability to predict cycling torque was less evident in males (i.e., 59% of variance explained by the plantarflexion torque only). The standing condition showed higher correlations than seated and a better predictive model in males ($R^2 = 0.88$). In addition to the knee extensors and flexors and hip extensors, main power producers, the strength capacity of lower-limb distal plantarflexor (and to a lesser extent dorsiflexor) muscles, as well as other non-measured qualities (e.g., the upper body), might be determinants to produce such extremely high cycling torque in males.

ARTICLE HISTORY

Received 12 August 2021
Accepted 24 December 2021

KEYWORDS

Single-joint torque; multi-joint task; maximal voluntary contraction; maximal power output; top-level performance; muscle coordination

Introduction

Maximal power is a key factor for cycling performance, in both road and track disciplines, particularly for sprinting (Dorel et al., 2005; Gardner et al., 2007; Menaspà et al., 2013). Maximal power output is described by a polynomial 2nd order power-peddalling rate relationship, with a peak maximal value (P_{max}) reached at an optimal pedalling rate

CONTACT Sylvain Dorel  sylvain.dorel@univ-nantes.fr

© 2022 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

(V_{opt}) and an optimal torque (T_{opt} ; Dorel et al., 2005, 2010; Martin et al., 1997; Vandewalle et al., 1987). This means that athletes' P_{max} theoretically depends on both their 'force' and 'velocity' capacities. Although some authors have reported a significant relationship between P_{max} and V_{opt} in heterogeneous populations (Arsac et al., 1996; Hintzy et al., 1999), such a relationship was not observed in a population of male elite track sprint cyclists (Dorel et al., 2005). Instead, a stronger relationship between P_{max} and T_{max} (maximal torque) or T_{opt} is consistently observed, regardless of training status and population, demonstrating that the capacity to generate a high crank torque remains the main determining factor to maximise cycling power (Dorel, 2018; Dorel et al., 2005).

Producing maximal torque in cycling is classically associated with the torque-generating capacities of the main lower-limb extensor muscle groups (Dorel et al., 2010; Martin et al., 2007). For instance, Driss et al. (2002) reported a strong positive correlation between maximal cycling torque and the peak single-joint knee extension torque exerted in either isometric or isokinetic conditions. However, this study did not investigate other muscle groups that also produce large joint power and torque during sprint cycling, such as the hip extensors and knee flexors (Martin & Brown, 2009; McDaniel et al., 2014). Only one recent study assessing four lower-limb muscle groups reported significant relationships between maximal cycling power and the maximal isometric torque of the knee extensors, as well as the knee flexors and hip extensors (Kordi et al., 2017). These results confirmed that the strength capacity of the knee extensors is not the only predictor of sprint cycling performance, aligning with the recently reported relationship between maximal cycling power and both quadriceps and hamstrings muscle volumes (Kordi et al., 2020). Nevertheless, based on these initial findings, some questions still need to be addressed to improve our understanding of the relationship between the capacity to produce high torque during sprint cycling and the torque-generating capacities of the different lower-limb muscle groups.

First, the results of the aforementioned studies have focused on the performance of male non-specialists (Driss et al., 2002) or trained cyclists (with a maximal power of 1197 ± 215 W; Kordi et al., 2017) and concerned only four of the six main muscle groups. At the same time, there is an absence of data regarding strength capacity of female sprint specialists. As females produce a similar level of maximal power as non-specialist male populations (Janssen & Cornelissen, 2017), it should be verified whether the relationships between sprint cycling performance and strength capacities remain the same in this specific population. Moreover, elite male sprint cyclists are known to produce cycling power more than twice the maximum power observed in these populations (i.e., up to 2000–2200 W; Dorel, 2018; Dorel et al., 2005; Gardner et al., 2007). Thus, it would be important to investigate whether the relationships between maximal cycling power and strength capacity of some muscle groups would be different in world-class male sprinters and to extend the analyses to muscle groups, which have never been tested (i.e., dorsiflexors and hip flexors). Moreover, in accordance with the assumed specific roles of the different muscle groups in energy generation (e.g., knee and hip extensors) and in energy transfer between joints (e.g., plantarflexors; Fregly & Zajac, 1996; Martin & Nichols, 2018), one might question the nature and the power of these relationships for each of these muscle groups.

Second, besides the work of Driss et al. (2002) which focused on knee extensors, the maximal single-joint torques reported in a previous study were only assessed in isometric conditions (Kordi et al., 2017). Although isometric testing remains

interesting, its relevance to the performance during dynamic tasks has already been questioned (Murphy and Wilson, 1996; Baker et al., 1994). Specifically, the assessment of the strength capacity of all six main lower-limb muscle groups in dynamic conditions could ensure that specific torque-angle and torque-velocity conditions that better correspond to the muscle contraction constraints during cycling are assessed. Finally, it is well known that a standing position enables a significant gain in torque production during sprint cycling (e.g., increased by up to 10–20%; Dorel, 2018; Driss & Vandewalle, 2013; Reiser et al., 2002), which explains why it is the preferred position for short-duration sprint cycling performance. Curiously, the relationships between cycling torque and single-joint torque-generating capacities of the various muscle groups have never been investigated while considering this standing position. While the higher power during standing sprint cycling could be related to the use of athlete body mass (Wilkinson, Cresswell et al., 2020), it was also suggested that changes in lower-limb kinematics (i.e., joint angles) could lead some muscles to operate closer to their optimal length and thus to enhance their force production (Brennan et al., 2019; Wilkinson, Lichtwark et al., 2020). Hence, it would be interesting to determine whether more specific torque-angle configurations allowed by this standing position potentially modify the relationships observed in the seated condition.

The purpose of this study was to determine the relationship between torque production during sprint cycling and single-joint maximal torque-generating capacities of the six main lower-limb muscle groups assessed in both isometric and isokinetic conditions in both male and female top-elite explosive cyclists. We hypothesised that the strongest relationship between cycling torque and single-joint maximal torques would occur when single-joint torque was measured during dynamic isokinetic tasks compared to isometric tasks. In the female group, we expected results close to those reported by Kordi et al. (2017) in male trained cyclists who exhibited a similar maximal cycling power. In expert male sprint cyclists, we hypothesised that the strength capacities of both the hip and knee extensor muscles (participating to produce extremely high levels of joint power) and muscles involved in energy transfer to the pedal (e.g., plantarflexors) become significant determinants of cycling torque. A secondary purpose of this study was to examine whether any of these relationships would be altered by the standing position for sprinting.

Methods

Participants

Twenty-six top-elite athletes, all specialists in sprint cycling, volunteered to participate in this experiment: 11 females (mean \pm SD: age 20.3 ± 4.2 years, height 166 ± 6 cm, body mass 63.5 ± 6.6 kg) and 15 males (mean \pm SD: age 21.3 ± 2.9 years, height 180 ± 4 cm, body mass 84.3 ± 5.7 kg). All were professionals in BMX or sprint track cycling disciplines and homogeneously distributed in both female and male groups (BMX, $n = 14$, 6 females and 8 males; track cycling, $n = 12$, 5 females and 7 males). These elite athletes are considered as the best experts in explosive cycling efforts (Dorel, 2018) and all competed in international events (including World and Olympic champions). The

experimental procedure was explained to them before they gave their written informed consent. The study was conducted according to the procedures approved by the local ethics committee (A01714-41) and the general principles of the Declaration of Helsinki.

Experimental protocol

Participants performed two experimental sessions separated by at least 24 h and carried out at the same time of the day. One session was dedicated to sprint cycling and the other to a set of maximal voluntary contractions (MVC) of lower-limb muscles in a randomised order. Each session started with a standardised warm-up consisting in 10 min of cycling: 4 min at 1.5 W/kg, 1 min at 150 W, 4 min at 2 W/kg, 1 min at 350 W and one sprint at a free selected cadence (~100–120 rpm). Prior to these two experimental sessions, all participants performed a classical torque-velocity test on a cycle ergometer. This evaluation was a part of their longitudinal athletic monitoring and was performed according to a previously detailed protocol (Dorel, 2018). This preliminary test was carried out around 1–2 months before the first experimental session and aimed to determine specific power-velocity characteristics, including the V_{opt} value used to set up the experimental sessions.

Sprint cycling exercises

This session consisted of a set of two brief all-out exercises of 5-s duration performed in a seated position at two different isokinetic pedalling rates (80% and 100% of V_{opt}). Two additional sprints were performed at the same pedalling rates but in a standing position. All pedalling tasks were performed on an electronically braked cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, Groningen, the Netherlands), which was set up to fit individual participants' preferred bike positions and with the crank length fixed at 170 mm (i.e., standard length). The ergometer was equipped with 2-dimensional (2D) instrumented pedals on both sides (VelUS group; Department of Mechanical Engineering, Sherbrooke University, Canada) specifically designed for measuring horizontal and vertical forces applied on the pedal (using strain gauges). The angle between the pedal and the crank was also measured using a potentiometer and used to calculate the effective and ineffective components at the crank (Dorel et al., 2009, 2008). These data were recorded at a sampling rate of 1 kHz (ME6000P16; MEGA Electronics Ltd., Finland) and simultaneously digitised with top dead centre pulses. Before the participant started the all-out cycling exercise, the flywheel was set at the target velocity to reduce the acceleration phase. The four cycling bouts were interspaced by 5-min recovery periods and were performed in a randomised order. For the purpose of this study, only the two sprints performed at 100% of V_{opt} were considered.

Single-joint MVC procedure

After the standardised warm-up described above, a specific warm-up was performed on a Con-Trex isokinetic ergometer (CMV AG, Dübendorf, Switzerland) for each joint of the right lower limb: 10 to 20 concentric flexion and extension contractions from a submaximal to a quasi-maximal contraction level. Then, the participants were asked to perform a set of MVC in isometric and isokinetic conditions for the extension and flexion of the three joints (plantarflexion, knee and hip extension and dorsiflexion, and knee and hip flexion). Note that all participants were familiar with the MVC procedure and

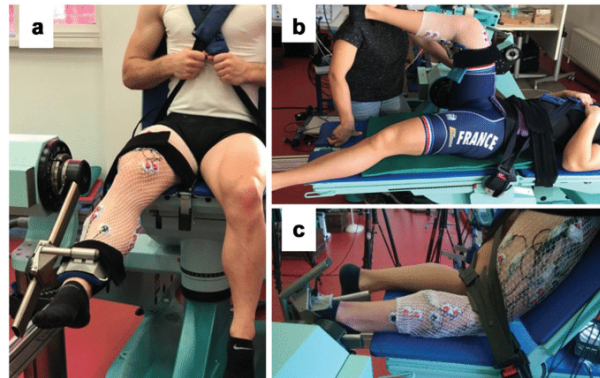


Figure 1. Body positions on the Con-Trex ergometer used for the single-joint MVC procedures for the knee joint (a), hip joint (b), and ankle joint (c). Note that participants were equipped with pairs of surface electrodes to record myoelectrical activity of lower-limb muscles to address different aims.

accustomed to the movements, which were classically used in their strength training. The ergometer was configured so that the joint positions closely matched those of cycling (Figure 1). For ankle contractions, the knee-joint angle was fixed at approximately 60–70° (0° = full knee extension). For knee contractions, the participants were seated with a hip angle fixed at 110° (0° = full hip extension). For hip contractions, participants were placed in the supine position on the ergometer. The isometric contractions were performed at a hip angle of 90° for hip extension and flexion, at knee angles of 70° and 50°, respectively, for knee extension and flexion and at ankle angles of 0° and 10°, respectively, for plantarflexion and dorsiflexion (0° corresponding to a right angle between the foot and the shank and positive angles corresponding to plantarflexed positions). For each joint, two isometric contractions of 3-s duration interspaced by a 1-min recovery were performed. If the second trial was 5% or more different from the first, an additional trial was performed. For the isokinetic conditions, three contractions were performed at each specific velocity tested for each joint (ankle: 120°/s, knee: 300°/s, hip: 200°/s) for both flexion and extension. These velocities were chosen to match the joint velocities observed during a P_{\max} cycling sprint as closely as possible (McDaniel et al., 2014). Similarly, the ranges of motion (ROM) were determined to cover the joint amplitudes observed during the sprints: –20° to 40° for the ankle, 15° to 120° for the knee and 45° to 125° for the hip. The same ROM were used for extension and flexion movements. All contractions for one joint were separated by a 2-min recovery and an additional 5 to 10 min between two different joint configurations. For all contractions, participants were instructed to push as fast and as strongly as possible. Torque, velocity and position data were recorded at a sampling frequency of 256 Hz.

Data processing and analysis

Peddalling data were analysed using custom-written scripts (MatLab R2016a). Data from the instrumented pedals were low-pass filtered at 20 Hz (zero-lag 2nd order Butterworth filter). This cut-off frequency meets the Nyquist-Shannon sampling

theorem and ensures that the main content of the signal was not removed. The effective force was determined as the force applied perpendicular to the crank and used to calculate the crank torque. The crank angle and the angular velocity were calculated (time derivative) on the basis of transistor–transistor logic (TTL) rectangular pulses delivered every 2° by the ergometer. An additional TTL pulse was used to detect the top dead centre (TDC) (i.e., the highest position of the right pedal with crank arm angle at 0°) and synchronise angular velocity with force data from the instrumented pedals. The power was calculated for each leg as the product of the torque and the crank angular velocity. These data were resampled in order to obtain one value for each degree of crank rotation. The top five consecutive pedalling cycles were averaged to get a representative crank torque and power profile for each participant and each condition. Then, the mean torque, power and velocity over the entire cycle (i.e., average on the 360 degrees of crank rotation) were determined for the sum of both legs and the right leg only. Data from the single-joint MVC procedure on the right leg were analysed with custom-written scripts (Origin 9.8, OriginLab Corporation®, Northampton, MA). The best trial for each testing condition and each muscle group was analysed. For isometric MVC, the maximal value calculated over a 100-ms moving window was considered as the maximal torque. For dynamic MVC, only the averaged value on a specific portion of the entire range of motion covered was considered: from 105 to 50° (extension) and 30° to 90° (flexion) for the knee joint from 80° to 120° for the hip joint and from –10° to 20° for the ankle joint. These angles were determined to correspond to the movement amplitudes at which maximal torque and EMG activity are achieved in sprint cycling (Dorel et al., 2012; Hug & Dorel, 2009; McDaniel et al., 2014).

Statistical analysis

All statistical analyses were performed in the computing environment R (R Core Team, 2019). Data were first tested for their normal distribution (Shapiro–Wilk test) and then expressed as mean \pm standard deviation (SD). Unpaired sample t-tests and effect size (d-Cohen) were used for comparison between males and females for each variable. The effect size was interpreted with respect to the Cohen's classification: <0.5 small effect, 0.5 to 0.8 moderate effect and >0.8 strong effect. The difference between male and female mean values expressed as a percentage of the average of male and female mean values (% difference) was also calculated. Then, for all the subsequent analyses examining the relationships between strength capacity and cycling performance, only the cycling torque produced on the right crank was considered in order to match with the single-joint MVC procedure (i.e., the right leg). The relationship between each isometric or isokinetic single-joint torque and maximal cycling torque was assessed using Pearson's product-moment correlation (r). The following criteria were adopted to interpret significant correlation coefficient: 0.3 to 0.5 low, 0.5 to 0.7 moderate, <0.7 to 0.9 high and ≥ 0.9 very high (Mukaka, 2012). All single-joint isokinetic torques with significant correlation were then used to perform a stepwise linear regression to predict cycling torque and determine which single-joint torque was the most determinant. Multicollinearity of

the regression models was assessed by examining the variance inflation factor (VIF) and tolerance (TOL). The level of multicollinearity was considered acceptable when the VIF was 1–5 and tolerance was 0.2–1 (Hair et al., 2010). All the analyses were conducted on female and male groups and on the seated and standing sprints separately. The level of statistical significance was set at $P < 0.05$ for all tests.

Results

Maximal cycling and single-joint torque qualities

The mean (\pm SD) power, torque and pedalling rate produced during the maximal power seated and standing cycling sprints (i.e., the sum of both legs) are presented in Table 1. The mean (\pm SD), maximal and minimal values of maximal joint torque for each of the six single-joint actions of the right leg and the two contraction types (i.e., isometric and isokinetic) are presented in Table 1. The multiple comparisons between female and male mean values showed strong effects for all variables ($2 < d\text{-Cohen} < 5$, Table 1).

Table 1. (A) Power (P_{\max}) and torque (T_{opt}) produced for seated and standing isokinetic cycling sprints and the corresponding optimal pedalling rate (V_{opt}). (B) Maximal single-joint torques for the ankle, knee and hip joints in isometric and isokinetic conditions.

(A)	Seated sprint			Standing sprint		
	Females	Males	% difference (<i>d-Cohen</i>)	Females	Males	% difference (<i>d-Cohen</i>)
P_{\max} (W)	928 \pm 155 (799–1176)	1697 \pm 179*** (1455–2029)	59% –4.35	1063 \pm 139 (918–1269)	1884 \pm 187*** (1639–2219)	56% –4.47
T_{opt} (N·m)	77 \pm 12 (66–100)	123 \pm 12*** (106–142)	46% –3.62	90 \pm 14 (75–108)	136 \pm 12*** (117–159)	41% –3.71
V_{opt} (rpm)	116 \pm 4 (110–121)	133 \pm 4*** (124–140)	14% –3.88	116 \pm 4 (110–122)	133 \pm 4*** (125–139)	14% –3.9
(B)	Isometric			Isokinetic		
	Females	Males	% difference (<i>d-Cohen</i>)	Females	Males	% difference (<i>d-Cohen</i>)
Plantarflexion	101 \pm 14.6 (81–127)	156 \pm 27*** (115–218)	43% –2.63	53 \pm 8 (41–65)	85 \pm 14*** (56–112)	46% –2.81
Dorsiflexion	30 \pm 4 (26–35)	54 \pm 7*** (45–67)	57% –4.44	15 \pm 4 (8–22)	26 \pm 3*** (21–30)	54% –3.07
Knee extension	221 \pm 52 (160–307)	324 \pm 58*** (219–441)	38% –1.86	86 \pm 15 (67–112)	148 \pm 27*** (107–203)	53% –3.01
Knee flexion	114 \pm 19 (86–148)	178 \pm 24*** (151–234)	44% –2.92	72 \pm 13 (53–93)	112 \pm 10*** (90–129)	43% –3.44
Hip extension	284 \pm 75 (174–422)	454 \pm 77*** (355–647)	46% –2.23	159 \pm 21 (124–188)	273 \pm 27*** (221–328)	53% –4.71
Hip flexion	108 \pm 26 (71–156)	176 \pm 28*** (134–220)	48% –2.5	60 \pm 12 (35–78)	90 \pm 16*** (67–121)	40% –2.15

Data are displayed as mean \pm SD and minimal and maximal (min – max) values. Statistically significant compared with female mean values: *** $P < 0.001$ and *d-Cohen* value for each variable. Difference between male and female expressed in percentage (% difference) was calculated with the formula '(Male–Female)/((Male+Female)/2)'. (A) P_{\max} , T_{opt} and V_{opt} display values corresponding to the mean value produced on the entire cycle by both legs for female ($n = 11$) and male ($n = 15$) groups. (B) Single-joint data are displayed for the right leg. Isometric: mean value over a 100-ms period at 0° for plantarflexion and 10° for dorsiflexion (0° corresponding to a right angle between shank and foot soles and positive angles corresponding to plantarflexion), 70° for knee extension and 50° for knee flexion (0° corresponding to a perfect lining up of thigh-shank) and 90° for hip extension and flexion (0° corresponding to a lying position). Isokinetic: mean values over a specific range of motion and velocity for each joint: 105° to 50° (in extension) and 30° to 90° (in flexion) and 300°/s for knee, 80° to 120° and 200°/s for hip, and –10° to 20° and 120°/s for ankle.

Correlation between cycling torque and maximal single-joint torque: isometric versus isokinetic conditions

In the male group, only knee extension torque and knee flexion torque (but in standing position only) were moderately correlated with cycling torque when assessed in isometric conditions, while only knee flexion torque was correlated in the female group, regardless of the position (Figures 2 and 3, r from 0.57 to 0.62 and $0.01 < P < 0.05$). A higher number of significant correlations between sprint cycling torque and isokinetic single-joint torques were observed. In the male group, isokinetic plantarflexion torque was highly correlated with cycling torque in both seated and standing positions ($r = 0.77$, $P < 0.001$) and moderate correlations were also observed for dorsiflexion and hip extension torques in the standing position ($r = 0.66$, $P < 0.01$). Likewise, in the female group, knee extension torque was highly correlated with seated and standing cycling torque ($r = 0.88$ and 0.84 , respectively, $P < 0.001$) and moderate correlations were also observed for hip flexion torque in the seated position and both hip flexion and extension torques in the standing position. As a whole, isokinetic single-joint torques presented stronger correlations with cycling torque than did isometric torques for both body positions, regardless of the group. Therefore, the following sections will focus on these isokinetic data only.

Relationships between cycling torque and maximal single-joint isokinetic torques: the seated sprint position

In the female group, the maximal knee extension torque was highly correlated with the cycling torque ($r = 0.88$, $P < 0.001$), while knee and hip flexion torques were moderately correlated ($r = 0.65$ and $r = 0.65$, respectively, $P < 0.05$, Figure 2). The stepwise analysis including the three correlated variables found that 81.2% of the variance in cycling torque was explained by two of them: knee extension (74.5%) and hip flexion (6.7%) torques ($R^2 = 0.812$, $P < 0.001$). In the male group, both plantarflexion and knee extension torques were highly correlated with the cycling torque ($r = 0.77$ and $r = 0.71$, respectively, $P < 0.001$). The stepwise analysis found that 59% of the variance in cycling torque was explained by the plantarflexion torque only ($R^2 = 0.59$, $P < 0.001$). Each of these stepwise regression models had a VIF between 1 and 4 and a TOL between 0.25 and 0.8, which can be considered as acceptable.

Relationships between cycling torque and maximal single-joint isokinetic torques: the standing sprint position

In the female group, the three single-joint torques significantly correlated with the cycling torque in the seated position as well as the hip extension torque, which became significantly correlated with the cycling torque in this position ($r = 0.6$, $P < 0.05$, Figure 3) and were introduced in the stepwise analysis. The model found that 77% of the variance in the cycling torque was explained by the knee extension (70%) and hip extension (7%) torques ($R^2 = 0.77$, $P < 0.001$). In the male group, plantarflexion and knee extension torques highly correlated with the cycling torque and both hip extension and dorsiflexion torques also became significantly correlated with the cycling torque (moderate, $r = 0.66$, $P < 0.05$, Figure 3). More generally, the coefficients of correlation in this male group were

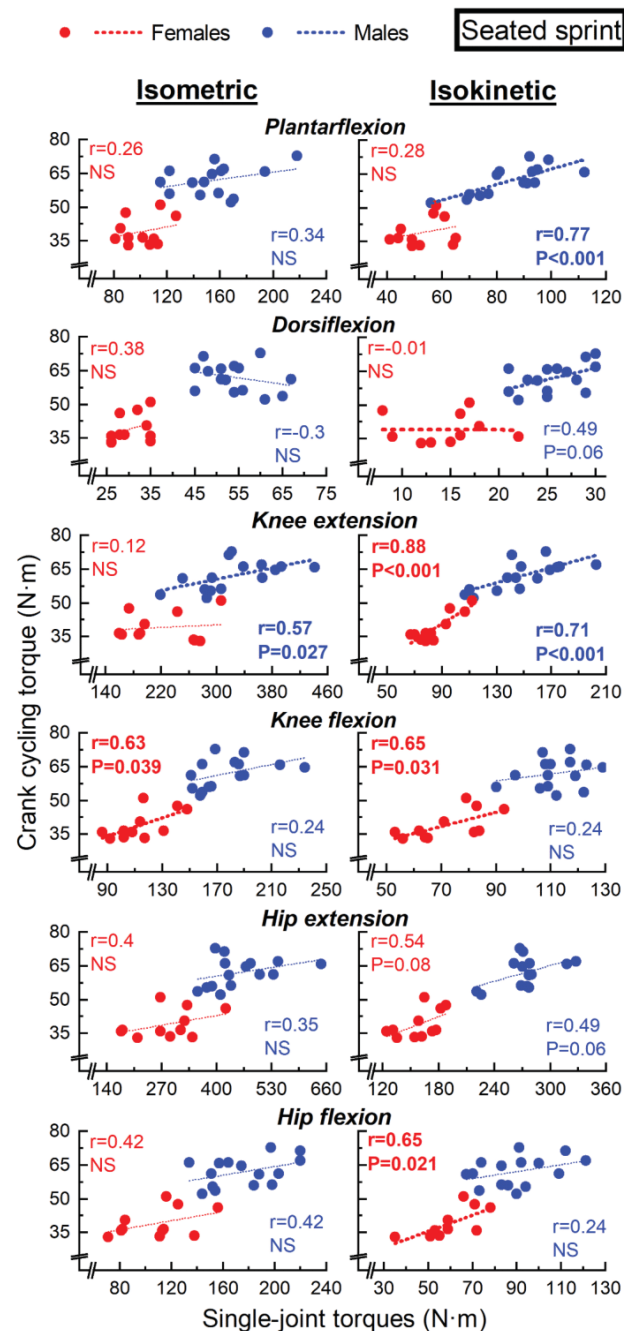


Figure 2. Relationships between the crank cycling torque in the seated position and both maximal isometric (on the left) and isokinetic (on the right) single-joint torques. All data were measured on the right leg. Blue and red points correspond to male and female participants, respectively. Linear fits, coefficients of correlation and P values are presented for female ($n = 11$) and male ($n = 15$) groups. Significant values are shown in bold ($P < 0.05$).

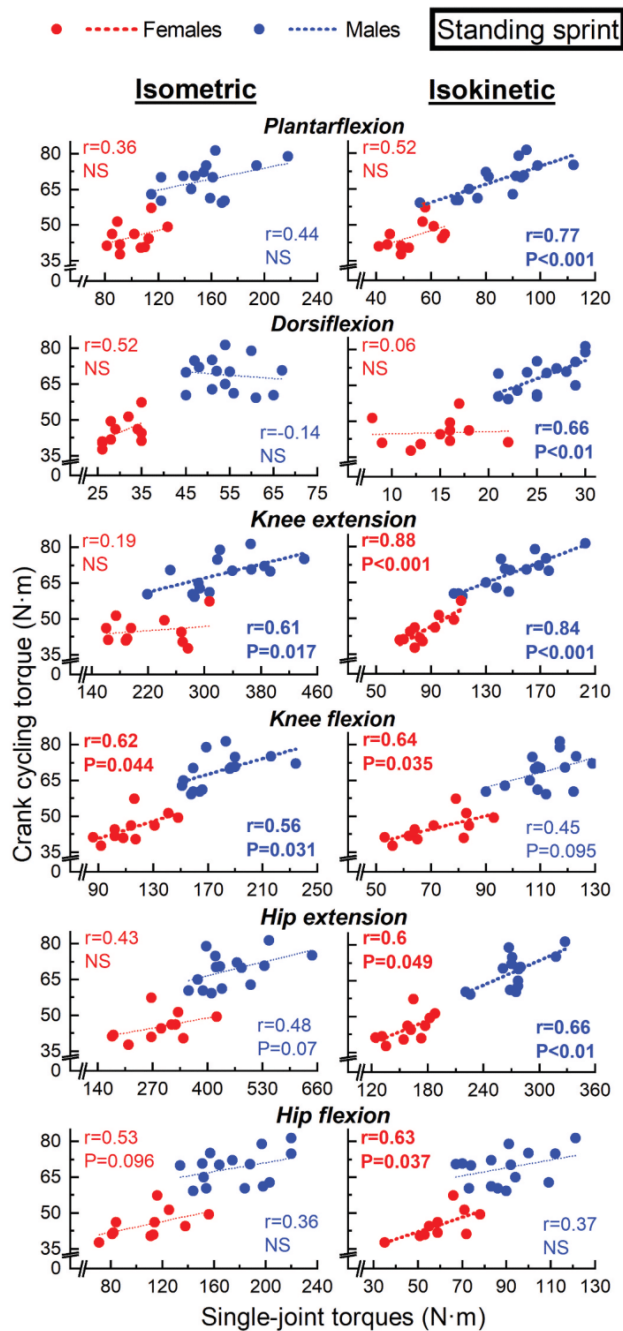


Figure 3. Relationships between the crank cycling torque in the standing position and both maximal isometric (on the left) and isokinetic (on the right) single-joint torques. See the caption of Figure 2 for more details.

all higher than those reported for the seated position, while knee and hip flexion single-joint torques switched from negligible to low correlation. Finally, the stepwise analysis found that 88% of the variance in the cycling torque was explained by knee extension (70.7%), dorsiflexion (13.9%), and plantarflexion (3.4%) torques ($R^2 = 0.88$, $P < 0.001$). Again, each of the stepwise regression models had a VIF between 1 and 5 and a TOL between 0.2 and 0.85, which can be considered acceptable.

Discussion and implication

The purpose of this study was to examine the relationship between the maximal crank torque produced during sprint cycling and the maximal isometric and isokinetic torque-generating capacities of the six main lower-limb muscle groups in two populations of top-elite female and male sprint cyclists. Overall, the results demonstrated that single-joint torques during dynamic isokinetic contractions were more strongly correlated with sprint cycling torque than isometric contractions. In the female group, the relationship between single-joint torque and sprint cycling torque was similar in both seated and standing positions, with about 80% of the variance in cycling torque explained by knee extension and hip and knee flexion maximal torques. In the male group, the relationship between strength capacity and sprint cycling torque was less evident in seated position. While individually both knee extension and plantarflexion maximal torques were highly correlated with sprint cycling torque, only maximal plantarflexion was deemed a significant predictor in the stepwise regression model (with $R^2 = 0.59$). However, individual muscle strength capacity in the standing position among male cyclists was associated with stronger correlations and a better prediction of cycling torque using a stepwise regression model.

Single-joint isometric versus isokinetic testing

In the male group, the significant correlation observed between isometric knee extension torque and cycling torque during the seated sprint is in line with previous results on active males and trained cyclists (Driss et al., 2002; Kordi et al., 2017). In contrast, the correlations between isometric knee flexion and hip extension torques and cycling torque reported in one of these studies (Driss & Vandewalle, 2013; Kordi et al., 2017) were only observed in the standing position in this population of top-elite sprinters (and only as a tendency for hip extension). Moreover, the correlation in the seated position with isometric knee extension torque was moderate ($r = 0.57$) compared to the high correlation ($r = 0.71$) observed in the isokinetic condition. Overall, the stronger correlations and more significant relationships found between cycling torque and isokinetic single-joint torque in the isokinetic condition, especially for the extensor muscle groups, confirmed our hypothesis that isokinetic dynamic testing conditions are more appropriate and better reflect the muscle demand elicited by sprint cycling. This finding was strengthened by the observations in the female group. While there was no correlation between knee extension torque and cycling torque in the isometric condition, a near very high correlation ($r = 0.88$) was observed in the isokinetic condition. This absence of correlation for the isometric knee extension torque in the female group could be related to the influence of the rate of torque development (RTD). Indeed, RTD

is a key ability to quickly produce torque during the short initial part of the pedalling cycle through activation of the quadriceps muscles (Dorel et al., 2012; Watsford et al., 2010). RTD could also be largely involved during the short duration of the isokinetic contraction performed at 300°/s. Interestingly, additional analysis confirmed this hypothesis, as a significant relationship between RTD during knee extension isometric contraction (maximal value on 100 ms window) and both the cycling torque ($r = 0.63$, $P < 0.05$) and maximal isokinetic torque ($r = 0.75$, $P < 0.01$) was observed in the female group. Taken together, these results provide evidence that single-joint torque isokinetic testing remains highly relevant for the purposes of performance detection in sprint cycling (Baker et al., 1994). In accordance with these results and interpretations, the following discussion will only consider the data associated with the isokinetic testing condition.

Relationships between sprint cycling torque and maximal single-joint isokinetic torques in the seated position

Group-specific analyses (i.e., combining bivariate correlations and stepwise regression) are of great interest to precisely identify which muscle group has the greatest influence on cycling torque in male and female top-elite sprint cyclist population. In the female group, the capacity to produce high cycling torque in the seated position was largely related to the intrinsic strength capacity of extensor and flexor muscles crossing the knee and hip, particularly the knee extensors (explaining 74.5% of the variance of the cycling torque). These findings partly confirm our hypothesis that knee extensor strength remains the main predictor of seated sprint cycling torque in this population but that knee flexion strength capacity is also a determinant in a similar manner as trained male cyclists with the same maximal cycling power (Driss et al., 2002; Kordi et al., 2017).

In the male population, for which maximal power level was higher ($P < 0.001$, +59% in average compared to females, Table 1), two major findings emerged. First, no correlations between cycling torque and either knee or hip flexion torques were observed. Second, compared to the female group, lower correlation coefficients were observed for the extensor muscle groups crossing the knee and the hip although the correlation remained high for the knee extension torque and a trend persisted for the hip extension torque. Instead, significant correlations were found for the muscles crossing the ankle, with the highest correlation between the plantarflexion torque and cycling torque, and a trending correlation for the dorsiflexion torque. The stepwise regression model reinforced this outcome by including only maximal plantarflexion torque as a significant predictor. These results are in line with the muscle coordination during cycling, particularly regarding the synergistic action of plantarflexors and hip extensors and the role of bi-articular muscles (Fregly & Zajac, 1996; Raasch et al., 1997). Indeed, single-joint hip and knee extensors generate high energy to accelerate lower-limb segments, while force generation by distal plantarflexors plays a major role in transferring this energy between joints and from the lower-limb to the crank (Jacobs et al., 1996; Martin & Nichols, 2018; Zajac et al., 2002). Thus, in addition to the powerful knee and hip extensor muscles, plantarflexor muscles appear to become an important limiting factor when top-elite sprinters produce a very high level of cycling torque.

To highlight the influence of the distribution of the strength capacities among the extensor muscle groups, an additional correlation analysis was conducted, which considered the ratios between maximal plantarflexion and knee and hip extension torques. Interestingly, a high correlation between crank cycling torque and the ratio of maximal plantarflexion torque/hip extension torque was observed in the male group ($r = 0.73$, $P < 0.01$, Figure 4), which was not found in the female group. Given that knee and hip extensor strength capacities remain a determinant for maximising cycling torque, this means that in the male population, the plantarflexors need to be as strong as possible relative to the hip extensors to ensure a good power transfer to the crank. Finally, it should be highlighted that the difference between male and female strength capacities was the smallest for the plantarflexors (46%) compared to knee and hip extensors (53% and 53%, respectively, Table 1). This result aligns with our previous interpretation, suggesting that plantarflexor strength capacity relative to other extensor muscle capacities in the female group is higher than that in the male group, partly explaining why it is not a limiting factor in cycling torque production in this population.

Finally, it is worth noting that the coefficient of determination of the stepwise regression in the male group barely reached 0.60 and included only maximal plantarflexion torque as a significant predictor. On the one hand, it underlines that it is important to take into consideration the results from both the individual correlations and the stepwise regression model to draw relevant conclusions regarding the role of the different muscle groups. Indeed, the addition of knee extension torque failed to induce a significant increase in the 'prediction' of the male cycling torque by the regression model due to collinearity (Akinwande et al., 2015), with a high correlation existing between plantarflexion and knee extension torques ($r = 0.71$, $P < 0.001$). Hence, this does not mean that the knee extensor strength capacity is not of primary importance for maximising seated

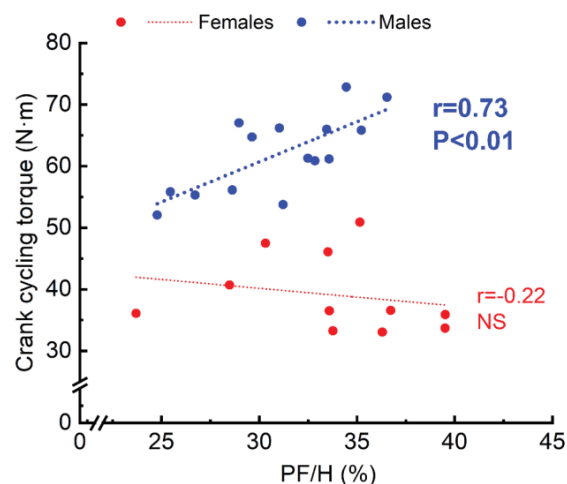


Figure 4. Relationship between the cycling torque in the seated position and the ratio between single-joint plantarflexion and hip extension torques (PF/H). Linear fits, coefficients of correlation and P values are presented for female ($n = 11$) and male ($n = 15$) groups. Significant values are shown in bold ($P < 0.05$).

sprint cycling torque, as confirmed by the bivariate correlation analysis. On the other hand, this value of the coefficient of determination of the stepwise regression in the male group demonstrates that the variance of seated cycling torque production remains moderately explained by the intrinsic torque-generating capacities of the lower-limb muscles. This supports previous work suggesting that other parameters, such as muscle coordination, may account for maximal cycling power capacity in the population of elite sprinters, particularly for muscles involved in the transition and upstroke phase of the pedalling cycle (Dorel et al., 2012). Finally, it also strongly suggests that the strength capacity of muscles other than those of the lower-limb could play a role during high-level power production in the seated position, notably those of the pelvis and upper body (Turpin et al., 2016).

Standing sprint cycling

In agreement with existing findings in the literature (Dorel, 2018; Reiser et al., 2002), sprinting in a standing position provides an important gain in torque and power production (+14.5% for females and +11% for males). These results confirm our hypothesis that the relationships between cycling torque and single-joint torque are stronger in the standing position, but only for the male group. Indeed, this position primarily led to higher correlations between the strength capacity of the lower-limb muscle groups and cycling torque, and some correlations that were only trends in the seated position became significant in the standing position in this population (i.e., hip extension and dorsiflexion, Figure 3). This was confirmed by a gain of 29% of explained variance in cycling torque (88% for standing vs. 59% for seated) with the inclusions of both the knee extension and dorsiflexion torques in addition to the plantarflexion torque as significant predictors of the cycling torque. The inclusion of the dorsiflexion torque as a significant predictor in the male group (explaining 13.9% of the variance of standing cycling torque) is original, but is in line with previous arguments about the role of distal muscle groups. Similarly to plantarflexors during the downstroke phase, dorsiflexors may participate in the transfer of energy from the lower-limb to the crank during the upstroke phase of the pedalling cycle (Raasch et al., 1997). Hence, considering the significant amount of power produced during the upstroke phase (Dorel et al., 2010; Martin & Brown, 2009) and the increase of positive knee and hip flexion joint powers from seated to standing sprinting (Wilkinson, Lichtwark et al., 2020), this distal muscle group could also become a limiting factor in standing torque production in top-elite male sprinters.

Overall, the results suggest that positive adjustments occur in the standing position that may induce a better expression of the torque-generating capacities of the lower-limb muscles. These adaptations require further investigation to determine whether they can be related to an optimisation of the torque-angle and/or the torque-velocity constraints at some joints, to positive adjustments on the lower-limb muscle coordination (Hug et al., 2011) and/or higher participation of the upper body mass (Stone & Hull, 1993; Wilkinson, Cresswell et al., 2020) or muscles (Turpin et al., 2017). Further investigations are also needed to determine whether the trunk and upper-limbs interact with the lower-limb at the hip level and may potentially limit the power production by the lower-limb muscles, especially in a seated position.

Practical applications

From a performance point of view, the findings of this study provide insight into maximal power production, opening potential avenues for optimisation in elite sprint cyclists. To the best of our knowledge, this is the first study to report such extremely high strength capacity of each lower-limb muscle group in male and female elite track and BMX sprint cyclists. This study not only provides the foundation for future comparative studies but can also serve as first reference data of sprint specialists for cycling coaches and strength and conditioning coaching. Muscle strength capacities were assessed for one leg only for practical reasons but mainly to avoid fatigue effects throughout the session. Thus, we examined the relationships between single-joint strength capacity and sprint cycling torque within the right leg as a proxy of the overall bilateral performance. This assumption is reasonable given the ~2% difference in average cycling torque between legs in our study. Based on these results, testing single-joint strength in a specific isokinetic mode may be relevant to identify whether an athlete could have a specific weakness in the lower-limb chain that could limit power production at the pedal. Beyond testing, our findings support the potential benefit of adding specific single-joint strength training exercises to the classical efficient triple extension movements (e.g., squat exercise), as this would allow specific work to be done on any single potentially limiting action. Although improving the torque-generating capacity of the powerful proximal muscles remains of primary importance, the results of this study emphasise the importance of improving plantarflexor (and to a lesser extent dorsiflexor) strength capacity to ensure a good transfer of power to the pedal. Hence, specific improvements of the maximal and explosive strengths of plantarflexors (i.e., high RTD) as well as of Achilles tendon stiffness (Driss et al., 2012) would be interesting perspectives for training.

Conclusion

This study not only confirmed that the strength capacity of knee extensors is highly correlated with the sprint cycling torque produced by male and female world-class sprinters but also determined that other muscle groups participate in overall sprint performance in each group. The results also clearly highlighted isokinetic strength testing as more relevant for maximal sprint cycling performance. In the female group, the maximal knee extension torque was the best predictor of the cycling torque, together with the hip and knee flexion torques. In the male group, the ability to predict cycling torque was less evident and the strength capacities of the distal muscles participating in the energy transfer to the pedal, especially the plantarflexor muscles, and to a lesser extent, the dorsiflexor muscles (in standing position), were demonstrated as key determinants to produce such extremely high cycling torque. Overall, the higher correlations reported in the standing position in the male group suggest that adjustments to the standing position may induce a better expression of the torque-generating capacities of some lower-limb muscles (e.g., hip and knee extensors).

Acknowledgments

The authors thank the SEP Laboratory (EA 7370) for hosting the experiments and Anthony Baré, Lilian Lacourpaille, Simon Avrillon and Julien Lardy for their assistance during these experiments. The authors are also grateful to all the elite athletes for their participation in the experiments, to the national head coaches in track and BMX sprint cycling and to Emmanuel Brunet, the research and performance manager of the French Cycling Federation.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the author(s).

Funding

This study was partly funded by the French Ministry of Sport (project 14_R_23). I. Sachet was supported by the French Ministry of Research and Innovation and National Association of Research and Technology (ANRT) via a CIFRE convention with the French Cycling Federation.

ORCID

Gaël Guilhem  <http://orcid.org/0000-0002-0377-2060>

François Hug  <http://orcid.org/0000-0002-6432-558X>

References

- Akinwande, M. O., Dikko, H. G., & Samson, A. (2015). Variance inflation factor: As a condition for the inclusion of suppressor variable(s) in regression analysis. *Open Journal of Statistics*, 5(7), 754–767. <https://doi.org/10.4236/ojs.2015.57075>
- Arsac, L. M., Belli, A., & Lacour, J. R. (1996). Muscle function during brief maximal exercise: Accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1–2), 100–106. <https://doi.org/10.1007/BF00376501>
- Baker, D., Wilson, G., & Carlyon, B. (1994). Generality versus specificity: A comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(4), 350–355. <https://doi.org/10.1007/BF00571456>
- Brennan, S. F., Cresswell, A. G., Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2019). The effect of cadence on the mechanics and energetics of constant power cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(5), 941–950. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001863>
- Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J. R., Vandewalle, H., Hautier, C., & Hug, F. (2010). Force-velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(6), 1174–1183. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c91f35>
- Dorel, S., Drouet, J.-M., Couturier, A., Champoux, Y., & Hug, F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(6), 1277–1286. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819825f8>
- Dorel, S., Drouet, J.-M., Hug, F., Lepretre, P.-M., & Champoux, Y. (2008). New instrumented pedals to quantify 2D forces at the shoe-pedal interface in ecological conditions: Preliminary study in elite track cyclists. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11 (sup001), 89–90. <https://doi.org/10.1080/10255840802297275>
- Dorel, S., Guilhem, G., Couturier, A., & Hug, F. (2012). Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2154–2164. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182625423>

- Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: Relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 26(9), 739–746. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830493>
- Dorel, S. (2018). Maximal force-velocity and power-velocity characteristics in cycling: Assessment and relevance. In J.-B. Morin & P. Samozino (Eds.), *Biomechanics of training and testing: Innovative concepts and simple field methods* (pp. 7–31). Springer International Publishing.
- Driss, T., Lambertz, D., Rouis, M., & Vandewalle, H. (2012). Influence of musculo-tendinous stiffness of the plantar ankle flexor muscles upon maximal power output on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3721–3728. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2353-5>
- Driss, T., Vandewalle, H., Le Chevalier, J. M., & Monod, H. (2002). Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(3), 250–262. <https://doi.org/10.1139/h02-015>
- Driss, T., & Vandewalle, H. (2013). The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: A critical review. *BioMed Research International*, 2013, 1–40. <https://doi.org/10.1155/2013/589361>
- Fregly, B. J., & Zajac, F. E. (1996). A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 81–90. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00011-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00011-9)
- Gardner, A. S., Martin, J. C., Martin, D. T., Barras, M., & Jenkins, D. G. (2007). Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. *European Journal of Applied Physiology*, 101(3), 287–292. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0498-4>
- Hair, J. F., Jr, Barry, J. B., Rolph, E. A., & Rolph, E. A. (2010). *Multivariate data analysis*. Pearson Prentice Hall.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., & Rouillon, J. D. (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 79(5), 426–432. <https://doi.org/10.1007/s004210050533>
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182–198. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>
- Hug, F., Turpin, N. A., Couturier, A., & Dorel, S. (2011). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of Neurophysiology*, 106(1), 91–103. <https://doi.org/10.1152/jn.01096.2010>
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 513–523. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00067-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00067-4)
- Janssen, I., & Cornelissen, J. (2017). Pedal forces during the BMX and track sprint cycling start. *ISBS Proceedings Archive*, 35(1), 277.
- Kordi, M., Folland, J., Goodall, S., Haralabidis, N., Maden-Wilkinson, T., Sarika Patel, T., Leeder, J., Barratt, P., & Howatson, G. (2020). Mechanical and morphological determinants of peak power output in elite cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(2), 227–237. <https://doi.org/10.1111/sms.13570>
- Kordi, M., Goodall, S., Barratt, P., Rowley, N., Leeder, J., & Howatson, G. (2017). Relation between peak power output in sprint cycling and maximum voluntary isometric torque production. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 35, 95–99. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.06.003>
- Martin, J. C., & Brown, N. A. (2009). Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *Journal of Biomechanics*, 42(4), 474–479. <https://doi.org/10.1016/j.jbio-mech.2008.11.015>
- Martin, J. C., Davidson, C. J., & Pardyjak, E. R. (2007). Understanding sprint-cycling performance: The integration of muscle power, resistance, and modeling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(1), 5–21. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2.1.5>
- Martin, J. C., & Nichols, J. A. (2018). Simulated work loops predict maximal human cycling power. *Journal of Experimental Biology*, 221(13), jeb180109. <https://doi.org/10.1242/jeb.180109>

- Martin, J. C., Wagner, B., & Coyle, E. F. (1997). Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(11), 1505–1512. <https://doi.org/10.1097/00005768-199711000-00018>
- McDaniel, J., Behjani, N. S., Elmer, S. J., Brown, N. A., & Martin, J. C. (2014). Joint-specific power-pedaling rate relationships during maximal cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(3), 423–430. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0246>
- Menaspà, P., Abbiss, C. R., & Martin, D. T. (2013). Performance analysis of a world-class sprinter during cycling grand tours. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(3), 336–340. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.3.336>
- Mukaka, M. M. (2012). Statistics Corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi medical Journal: The Journal of Medical Association of Malawi*, 24(3), 69–71. <https://doi.org/10.4236/jwarp.2015.77047>
- Murphy, A. J., & Wilson, G. J. (1996). Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: Relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(3), 353–357. <https://doi.org/10.1007/BF02425498>
- R Core Team. (2019). *R: A language and environment for statistical computing*. Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing.
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., & Levine, W. S. (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 595–602. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00188-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00188-1)
- Reiser, R., Maines, J., Eisenmann, J., & Wilkinson, J. (2002). Standing and seated wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1–2), 152–157. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0694-1>
- Stone, C., & Hull, M. L. (1993). Rider/bicycle interaction loads during standing treadmill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 202–218. <https://doi.org/10.1123/jab.9.3.202>
- Turpin, N. A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2016). Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports sciences*, 35(6), 557–564. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1179777>
- Turpin, N. A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2017). Can muscle coordination explain the advantage of using the standing position during intense cycling? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(6), 611–616. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.10.019>
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(6), 650–656. <https://doi.org/10.1007/BF00424805>
- Watsford, M., Ditroilo, M., Fernández-Peña, E., D’Amen, G., & Lucertini, F. (2010). Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(7), 1324–1332. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ce509d>
- Wilkinson, R. D., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2020). Riders use their body mass to amplify crank power during nonseated ergometer cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(12), 2599–2607. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002408>
- Wilkinson, R. D., Lichtwark, G. A., & Cresswell, A. G. (2020). The mechanics of seated and nonseated cycling at very-high-power output: A joint-level analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(7), 1585–1594. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002285>
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(3), 215–232. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00068-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00068-1)

Étude 2

La distribution des puissances articulaires est-elle reliée à la performance en sprint en cyclisme et aux capacités de production de force des groupes musculaires du membre inférieur chez des cyclistes de très haut-niveau ?

Publication associée (en préparation) :

Sachet, I., Brochner-Nielsen, N.P., Colloud, F., Robin, M., Hug, F., Dorel, S. Is lower-limb joint power distribution related to sprint cycling performance and muscle strength capacities in top-elite sprint cyclists?

Is lower-limb joint power distribution related to crank power and single-joint muscle capacities in sprint cyclists?

Iris SACHET^{1,2}, Niels Peter BROCHNER NYGAARD^{6,7}, Floren COLLOUD⁴,
Maxime ROBIN^{1,8}, François HUG^{3,5,9}, Sylvain DOREL¹

¹University of Nantes, Laboratory “Movement, Interactions, Performance” (EA 4334), Nantes, France

²French Cycling Federation, Saint-Quentin-en-Yvelines, France

³The University of Queensland, NHMRC Centre of Clinical Research Excellence in Spinal Pain, Injury and Health, School of Health and Rehabilitation Sciences, Brisbane, Australia

⁴Arts et Métiers Institute of Technology, Université Sorbonne Paris Nord, IBHGC–Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, HESAM Université, Paris, France

⁵Institut Universitaire de France (IUF), Paris, France

⁶Research Unit of Health Science, Hospital of South West Jutland, University Hospital of Southern Denmark, Esbjerg Denmark

⁷Department of Regional Health Research, University of Southern Denmark, Odense, Denmark

⁸Total Energies Pro Cycling Team, Essarts-en-Bocage, France

⁹Laboratory of Human Motricity, Education Sport and Health (EA 6309), University of Nice Sophia Antipolis, Nice, France

ABSTRACT

Purpose: This study aimed to characterize the kinematics of the lower-limb and the joint power distribution of top-elite athletes in sprint cycling and its relation with crank power output and single-joint power-generating capacity. **Methods:** Twenty-two participants performed 5-s sprints at maximal power in a seated condition. Fifteen of them also performed a set of maximal voluntary ankle, knee and hip extensions and flexions to assess single-joint isokinetic powers. **Results:** Ankle, knee and hip joint power presented a very high variability, largely related to joint velocity variability for the ankle and joint torque variability for the knee and hip. However, the distribution of joint power was not related to sprint cycling performance (i.e. crank power) nor to the single-joint power-generating capacity. Instead, crank power was highly correlated to hip joint reaction force and a negative correlation was observed between net lower-limb muscular power (sum of joint powers) and the movement of the hip joint center. **Conclusion:** A complex trade-off between the strength capacity, the muscle coordination, as well as the body position on the bike and segment lengths which could affect joint angles and muscles' effective mechanical advantage should be considered to better understand joint power distribution. The nature of the effort produced by the upper body muscles need further investigation to elucidate how they can limit the crank power of top-elite athletes.

KEY WORDS: JOINT POWER, MUSCLE COORDINATION, MULTI-JOINT TASK, POWER-GENERATING CAPACITY, TOP-LEVEL PERFORMANCE, BIOMECHANICS

INTRODUCTION

During sprint cycling, external power produced at the crank is a result of the muscular efforts from the main extensor muscles in the lower-limb and to a lower extent, from the main flexor muscles (1–4). Inverse dynamics is a meaningful approach to estimate the net torque and the associated power produced at the main joints involved in the task (5). Applied to cycling, it allowed the in-depth analysis of how mechanical work is generated within the lower-limb, and more specifically the joint-specific power produced at the ankle, knee and hip (2, 3, 6). Previous studies have already used inverse dynamics to describe the distribution of power across the joints during submaximal (7) and sprint cycling exercises (2, 3, 6, 8). For that purpose, each joint-specific power was classically reported both in absolute and relative values (i.e. normalized to the mean crank power produced for complete pedaling cycle). Results highlighted that hip extension is the most powerful action regardless of the level of crank power produced. Furthermore, relative knee extension power was shown to decrease and relative knee flexion power increased when crank power increased from submaximal to maximal sprint cycling (2).

Male top-elite sprint cyclists are characterized by extremely high maximal crank power (e.g. 2000-2500W, (9–11)). However, to the best of our knowledge, joint mechanics have never been analysed in this expert population. It is therefore unknown whether distribution of power across the joints remains similar in comparison to non-experts or non-cyclists. First, considering the high inter-individual variability in muscle activation patterns previously reported in these sprint experts (12), it could be hypothesized that joint power distribution may also vary among top-elite cyclists. In particular, the question remains whether cyclists who produce the highest maximal power at the pedal are characterized by a specific distribution of joint power. Second, joint-specific powers resulting from the net muscular work produced at the joints, their knowledge would allow to specify the involvement and hence the role of the muscles crossing

that joint (2, 3, 8). Concomitantly, previous studies highlighted these roles by assessing power-generating capacities of the main muscle groups (measured during a single-joint task on an ergometer (13, 14)) and relating them to the cycling external power generated at the crank (or pedal). Nevertheless, to the best of our knowledge, no study had determined whether inter-individual differences in power output produced at each joint during sprint cycling is related to these intrinsic power-generating capacities of the main agonist extensor and flexor muscles acting on these joints. In this line, it could be crucial to improve our knowledge on muscular coordination during a multiple joint task to determine, for instance, if athletes exhibiting a higher hip extension power are those who have the highest power-generating capacity of hip extensor muscles.

The equations of the inverse dynamic applied to cycling also include a last term at the proximal extremity of the lower-limb representing the net joint torque and net reaction force of the pelvis acting on the thigh, suggesting that other factors act on cycling power production. The hip net joint reaction force (HJRF) reflects changes of linear momentum of each of the segment situated above the pelvis, i.e. from both hands to the pelvis (15). However, the nature of the interaction between the lower and the upper-body was rarely examined in sprint cycling (3), and never in elite cyclists with extremely high levels of crank power, whereas it would provide useful information. Evidence suggest that the upper body in sprint cycling might be important (16, 17). For example, an increase of EMG activity of the upper-limb muscles has been reported from submaximal to maximal cycling (17) as well as a decrease in external power when participants were instructed to cycling without handgrip (16, 18). Thus, the analysis of the kinematics and kinetics of the hip joint center (HJC) would therefore help to highlight the role of the upper-body and then better interpret the nature of the relation between the lower-limb joint-power distribution and the maximal crank power (representing the sprint cycling performance).

The main purpose of this study was to analyse the distribution of joint power in sprint cycling in a population of top-elite male specialists and to determine whether: i) there is a relationship between the distribution of joint-specific powers and sprint cycling performance (i.e. external power generated at the crank) and, ii) the joint-specific powers are related to the power-generating capacities of the agonist muscle groups assessed during single-joint specific maximal voluntary contraction. We hypothesized that different distributions of joint power would emerge among the elite sprinters which are not related to their level of the maximal crank power but rather to the power-generating capacities of the main lower-limb muscle groups. A secondary aim was to analyse kinematic and the net reaction force at the hip joint center (i.e. HJC) to better understand the interaction between the lower-limb and the pelvis and to examine whether this interaction is related to maximal crank power.

METHODS

Participants

Twenty-two top-elite male athletes, all specialists in sprint cycling, volunteered to participate in this experiment (mean \pm SD: age 20.7 ± 2.8 years, height 180 ± 4 cm, body mass 83.8 ± 6.6 kg). Participants were professional in BMX or track disciplines (BMX, $n = 11$; track cycling, $n = 11$), competing in international events including winners of World or Olympic championships. Elite athletes of these two disciplines were considered as the best experts in explosive cycling efforts and are characterized by extremely high maximal power capacity (19). The experimental procedure was explained to the participants before they gave their written informed consent to participate. The study was conducted according to the procedures approved by the local ethics committee and in accordance with the general principles of the Declaration of Helsinki.

Protocol and data collection

Participants performed two experimental sessions, which were separated by at least 24 h and carried out at the same time of the day. The 22 cyclists participated to the first session dedicated to sprint cycling exercises and 15 of them participated to a second session consisted in a set of maximal voluntary contractions (MVC) of the lower-limb muscle groups in a randomized order. The protocols of both the cycling and MVC tasks were previously described in more details (14). Briefly, the first session consisted in a set of four isokinetic brief all-out exercises of 5-s duration (i.e. two body positions and two pedaling rates). Only the sprint at 100% of the optimal velocity (V_{opt}) in a seated position was considered for this study. It was performed on an electronically-braked cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, Groningen, the Netherlands) which was equipped with instrumented pedals (VelUS group; Department of Mechanical Engineering, Sherbrooke University, Canada) specifically designed for measuring pedal forces (20).

All the data from the instrumented pedals were recorded at a frequency of 1000 Hz with a Mega data logger (ME6000P16, MEGA Electronics Ltd.[®], Finland). During this first session, three-dimensional kinematic data were also recorded at a frequency of 400 Hz using an optoelectronic motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, United Kingdom). Data from the pedals and kinematics were synchronized using a trigger signal send from a sensor fixed at top dead center of the cycle and the highest position of the marker fixed on the pedal. Twenty-eight retro-reflective markers (diameter: 10mm) were attached to the skin with double-sided tape on specific areas of each side of the body (superior iliac spine, iliac crest, greater trochanter, thigh, lateral and medial condyle, proximal and distal tibia, lateral and medial malleolus, calcaneus, lateral and medial foot and front tip of the cycling shoe). Additional markers were fixed on crank centers, pedals and frame of the ergometer. Anthropometric measures were also assessed: lower-limb length and circumference (21), and body fat was estimated based on skinfold

measurement from the biceps, triceps, subscapular and supra-iliac (22). Just before the beginning of the cycling warm-up, participants also performed kinematic setup movements with both lower-limbs. First, a recording was performed while the participants remained in an upright standing and static position. Then, they had to perform 4 hip extensions/flexions, 4 hip abductions/adductions and 4 circular external rotations of each lower-limb in upright standing position. After this calibration procedure, six reflective markers were removed bilaterally (medial malleolus, medial femoral condyles and first metatarsus) such that the participants were able to pedal on the ergometer without discomfort.

The second session consisted in a series of MVC performed on a Con-Trex isokinetic ergometer (CMV AG, Dübendorf, Switzerland) configured so that the joint positions closely matched those of cycling. Participants ($n = 15$) performed a set of MVC in isometric and isokinetic conditions in both extension and flexion for the three joints (14). For the isokinetic conditions, three contractions were performed at each specific velocity tested for each joint (ankle: $120^{\circ} \cdot s^{-1}$, knee: $300^{\circ} \cdot s^{-1}$, hip: $200^{\circ} \cdot s^{-1}$) for both flexion and extension. Because we previously showed that maximal voluntary contractions assessed in isokinetic condition are more appropriate with regards to maximal power in sprint cycling, only these specific contractions were considered in this study (14).

Data processing

Data from the instrumented pedals were analyzed with custom-written scripts (MatLab R2016a, The Mathworks Inc.). These data and the kinematic data were low-pass filtered at 20 Hz (zero-lag 2nd order Butterworth filter) (23). The effective force was determined as the force applied perpendicular to the crank and used to calculate the crank torque (T_{crank}). Then, the power produced at the right and left cranks was calculated as the product of crank torque and the crank angular velocity (derived from the position of a pedal axis marker).

A similar method of that explained by Brochner-Nielsen et al. (24) was used to process kinematic and inverse dynamic data. The functional data were used to determine the right and left hip joint centers using the SCoRE algorithm (25). A biomechanical model of 7 rigid body segments including both foot, shank and thighs and the pelvis was defined, constituting 24 degrees of freedom. Joint angles were described by the flexion-extension/abduction-adduction/internal-external rotation (XYZ) Cardan sequence as proposed by the International Society of Biomechanics (26). A mixed approach including actual force (pedal reaction force) and resultant moments (replacing muscle forces) was used to calculate the sagittal plane joint reaction forces and joint moments at the ankle, knee and hip by way of conventional inverse dynamic method similar to that published by Van den Bogert and De Koning (27). The zero-angle for each joint was determined based on the static upright position of the participant, that is a right-angled corner between the shank and foot (i.e. natural position when standing upright) for ankle angle, an alignment of thigh-shank for knee angle and an alignment of pelvis vertical axis-thigh for hip angle. These joint angles as well as joint torques are represented on Figure 1 in the context of the experiment. The joint power was calculated as the dot product of net joint torque and joint angular velocity. Positive values correspond to an extension torque and an extension velocity for each joint. Thus, a positive net torque (i.e. extension torque) produced while the joint is flexing (i.e. negative velocity), and vice versa, correspond to a negative joint power. Joint angle, velocity, torque and power of the ankle, knee and hip were gathered into a group of data named “joint mechanics”. In order to express the movement of the hip joint center (HJC movement), it was calculated at each crank angle the difference between the HJC position and the average position of the HJC over the entire pedaling cycle. This calculation was performed in both horizontal and vertical directions. The hip joint center (HJC) kinematics was also used to calculate its velocity and the hip joint reaction force (HJRF, reaction force of the pelvis acting on the thigh, Figure 1) was obtained from the last term at the proximal joint from

the inverse dynamic equation (15). A positive HJRF means that a force is applied from the pelvis on the thigh while a negative HJRF means that a force is applied from the thigh on the pelvis. All these data were gathered into a group of data named “HJC mechanics”.

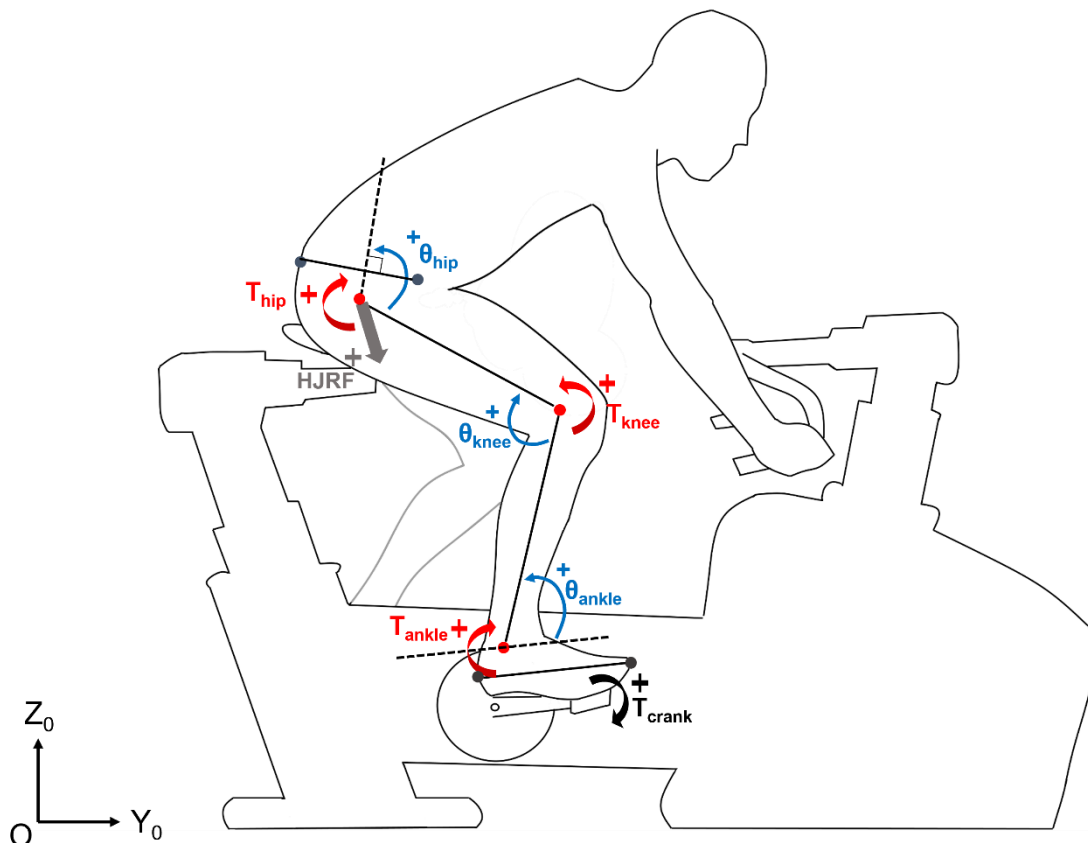


Figure 1 – Sagittal illustration of angle, velocity and torque definitions for joint mechanics analysis: the positions of the ankle, knee and hip joint centers (in red), the ankle, knee and hip joint angles (θ , blue arrows), joint torques (T_{joint} , red arrows with positive values presented to correspond to an extending torque), the crank torque (T_{crank} , in black) and the reaction force at the hip on the thigh (HJRF, in grey).

Data analysis

All the data were resampled in order to obtain one value each degree of crank rotation. Five consecutive pedaling cycles on the right lower-limb were averaged to get representative mean patterns of the crank power (P_{crank}), as well as joint mechanics and HJC mechanics data. Crank power was averaged over the entire pedaling cycle and HJC mechanics data were averaged over the entire pedaling cycle as well as over the lower-limb extension and flexion phases defined based on minimum and maximal distance between the pedal spindle and the hip joint center.

Discrete data of joint mechanics were averaged over the entire pedaling cycle as well as over extension and flexion phases, defined based on minimum and maximal joint angles for each joint (Figure 2). As muscle power-generating capacities were assessed for one lower-limb only (for practical reasons and to avoid fatigue effect throughout the session), crank power and joint mechanics data were averaged within the right lower-limb only. We considered it accurately reflects the overall bilateral performance given the ~2% difference in average cycling power between right and left lower-limbs in our study and we supposed that there is a similar difference for joint mechanic data. When appropriate, two additional sub-phases and associated mean values were determined which correspond to the periods where joint power was either positive or negative (Figure 2). Then, to calculate the relative joint power over each phase and sub-phase, the absolute joint powers were weighted in relation to their length relative to the entire cycle (in degrees of crank rotation) and expressed as a percentage of the mean crank power on the entire cycle. Finally, a net lower-limb muscular power (LM power) was calculated as the sum of the ankle, knee and hip joint powers produced over the entire pedaling cycle (3). The LM power was averaged over the entire cycle as well as over the extension and flexion phases of the lower-limb (weighted in relation to the length of the phase). In addition, the LM positive and negative powers corresponded to total positive and negative work produced by both extension and flexion joint actions were averaged over the entire pedaling cycle.

Considering the MVC performed in the second session, the power and torque were averaged on a specific portion of the entire range of motion (ROM) covered: from 105 to 50° (extension) and 30° to 90° (flexion) for knee joint, from 80° to 120° for hip joint and from -10° to 20° for ankle joint.

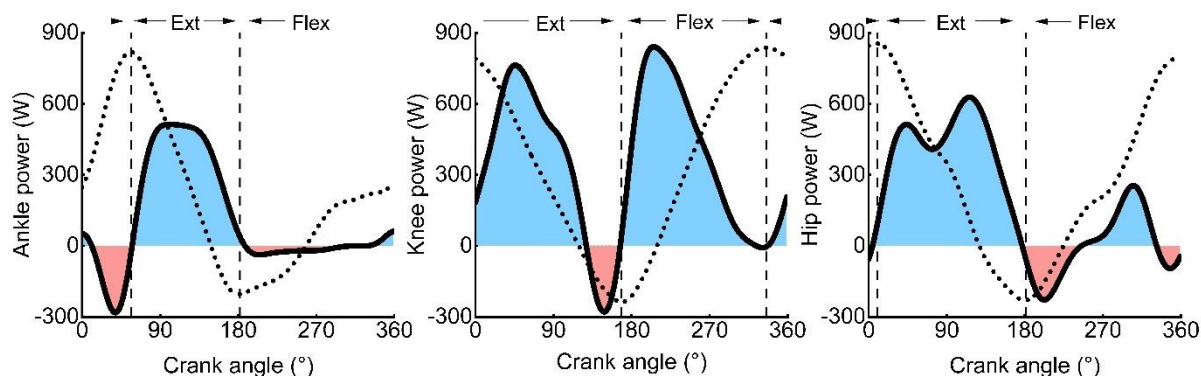


Figure 2 – Typical ankle, knee, and hip joint power (W) patterns with the illustration of methodology used to determine the mean values on the different phases. Joint angle (°) patterns are depicted by the dot line with the minimum and maximum values used to define the extension (Ext) and flexion (Flex) phases for each joint. Additionally, two sub-phases corresponding to the period where net positive (in blue) and negative (in red) joint power was produced within each phase were determined for each joint.

Statistical analysis

All analyses were performed using OriginLab (Origin 9.8, OriginLab Corporation Northampton, MA, USA). Data were first tested for their normal distribution (Shapiro-Wilk test) and then expressed as mean \pm standard deviation (SD). Variability of the kinetics and kinematics patterns among participants was estimated calculating coefficient of variation (CV) according to the following equation:

$$CV = \frac{\sum_{i=1}^k |\sigma_i|}{k}$$

where k is the number of intervals over the pedaling cycle (i.e. 360) and σ_i is the standard deviation of the mean value obtained at the i^{th} interval. The CV was calculated for specific variables of interest over extension and flexion phases separately and then expressed in percentage of the mean value over the phase. The lower the CV value is, the lesser the variability in the kinetics and kinematics patterns is.

The relationships between P_{crank} and each absolute and relative joint power (total, positive and negative), HJC mechanics (HJC movement and HJRF) and LM powers (entire cycle, extension and flexion) within the group of 22 cyclists were assessed using a Pearson's product-moment

correlation. Same correlation analysis was conducted between HJC mechanics and LM powers. Within the group of 15 cyclists which had performed single-joint isokinetic testing, Pearson's product-moment correlation was also used to examine the relationship between each joint-specific power in extension and flexion phases separately (over both total and positive sub-phases) and the corresponded single-joint power from that joint assessed from MVC. The following criteria were adopted to interpret correlation coefficient: <0.3 negligible, 0.3 to 0.5 low, 0.5 to 0.7 moderate, >0.7 to 0.9 high, and ≥ 0.9 very high (28). The level of statistical significance was set at $P < 0.05$ for all tests.

RESULTS

Characterization of crank power and lower-limb joint mechanics

The mean maximal crank power and torque produced by both lower-limbs were respectively 1699 ± 177 W and 60.9 ± 5.8 N·m at a mean pedaling rate of 133 ± 4.4 rpm. Mean values of joint power (absolute and relative), torque, velocity and ROM at ankle, knee and hip are presented in Table 1-A.

Inspection of the different patterns (Figure 3) shows that the rise of P_{crank} in the extension phase of the lower-limb (from 342° of crank angle) is mainly related to the knee extension power, followed by an even higher hip extension power (from 20° of crank angle), while a negative power was observed at the ankle level (i.e. an extension torque while the joint continues to flex, Figure 3). The peak value of P_{crank} reached between 60 and 120° corresponds to the highest relative hip and ankle extension powers. Then, a negative power at the knee joint is observed at the end of the extension phase related to a flexion torque while the joint continues to extend. The flexion phase of the lower-limb (starting at 175°) is characterized by a negative hip power in its early part (i.e. an extension torque is still generated while the hip already starts to flex), while a high positive knee flexion power is produced, and then to a lower extent a positive hip flexion power at the end, just before the top dead center. The levels of relative joint powers

vary from hip extension which was the most powerful action to ankle flexion which was the lowest (Table 1-A).

Inter-individual variability of lower-limb joint mechanics

Among the four main powerful actions within the lower-limb, a high inter-individual variability was observed for the knee extension and the ankle extension powers (CV = 83 % and 50 %, respectively). For the knee this was associated with a very high variability of knee extension torque (CV = 81 %) while ROM and knee extension velocity variability were lower (CV = 18 %). Inversely, for the ankle this was associated with moderate variability of the extension torque (CV = 22 %) and a high variability of ankle extension ROM and velocity (CV = 78 % and 47 %, respectively). Hip extension and knee flexion powers (CV = 37 % and 34 %, respectively) were associated with pretty similar torques (CV = 28 % and 35 %, respectively) and velocities (CV = 23 % and 17 %, respectively) variability.

The relative joint power also presented high variabilities. Among the four main powerful actions, the most variable relative joint power was knee extension (CV = 83 %), then ankle extension (CV = 48 %) and hip extension and knee flexion (CV = 34 % for both).

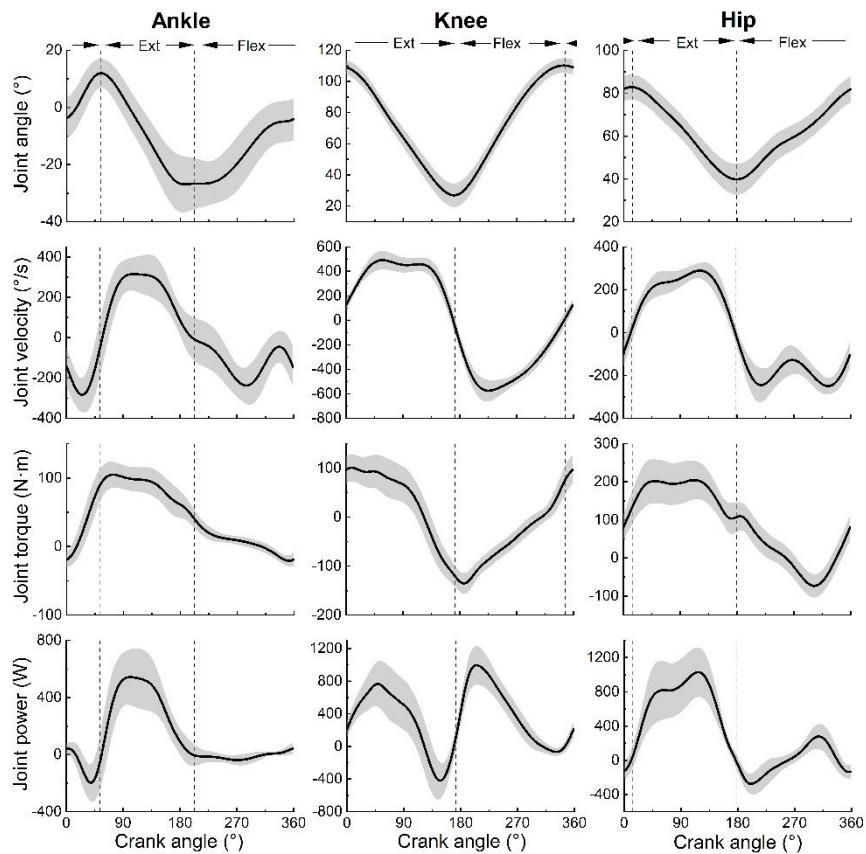


Figure 3 – Mean \pm SD patterns of the right ankle, knee, hip joint mechanics: angle ($^{\circ}$), velocity ($^{\circ}/s$), torque ($N\cdot m$) and power (W). Patterns are expressed as a function of crank angle ($^{\circ}$) with straight vertical dash lines represented for the beginning of extension (Ext) and flexion (Flex) joint phases. Joint velocity and torque corresponding to an extension action are presented with positive values.

Table 1 – (A) Mean \pm SD (n = 22) start crank angle ($^{\circ}$), range of motion (ROM ($^{\circ}$)), velocity ($^{\circ}/s$), torque (N·m), absolute and relative power (W) values for each joint and each phase (Total) and sub-phases (Positive and Negative). (B) Mean \pm SD start crank angle ($^{\circ}$), hip joint center (HJC) movement (m), HJC velocity (m/s), hip joint reaction force (HJRF (N)) for extension and flexion of the lower-limb. See the caption of Figure 2 for more details about phases and sub-phases.

(A) Joint phase	Start angle ($^{\circ}$)	ROM ($^{\circ}$)	Joint velocity ($^{\circ}/s$)	Joint torque (N·m)			Joint power (W)			Relative joint power (%)		
				Total	Positive	Negative	Total	Positive	Negative	Total	Positive	Negative
Ankle Extension	55 \pm 10	43 \pm 8	226 \pm 53	85 \pm 14	/	351 \pm 113	/	17 \pm 4	/			
Ankle Flexion	204 \pm 26		-158 \pm 37	12 \pm 5.4	-13 \pm 3.6	26 \pm 6	-37 \pm 13	27 \pm 12	-72 \pm -24	-3 \pm 1	6 \pm 3	-3 \pm 8
Knee Extension	346 \pm 7	84 \pm 8	359 \pm 33	40 \pm 26	78 \pm 23	-67 \pm 12	281 \pm 188	489 \pm 157	-278 \pm 122	17 \pm 12	22 \pm 8	-5 \pm 4
Knee Flexion	171 \pm 5		-379 \pm 38	-52 \pm 11	-75 \pm 11	27 \pm 16	420 \pm 87	546 \pm 107	-54 \pm 31	24 \pm 5	25 \pm 5	-1 \pm 1
Hip Extension	14 \pm 8	44 \pm 5	209 \pm 29	178 \pm 42	/	688 \pm 205	/	37 \pm 10	/			
Hip Flexion	179 \pm 6		-176 \pm 18	-16 \pm 22	-45 \pm 15	65 \pm 18	-17 \pm 70	151 \pm 55	-153 \pm 57	-1 \pm 4	4 \pm 2	-6 \pm 3

(B) Lower-limb phase	Start angle ($^{\circ}$)	HJC movement (m)		HJC linear velocity (m/s)		HJRF (N)	
		Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal
Extension	342 \pm 5	0,049 \pm 0,012	0,021 \pm 0,006	-0,070 \pm 0,041	0,000 \pm 0,048	620 \pm 82	-5 \pm 38
Flexion	175 \pm 5	-0,024 \pm 0,008	-0,018 \pm 0,008	0,088 \pm 0,043	0,006 \pm 0,052	-271 \pm 68	-11 \pm 29

Relationships between joint power, crank power and single-joint power-generating capacities

Correlations between P_{crank} and each absolute and relative joint power are presented in Table 2. Considering mean absolute values on extension and flexion phases, only hip extension power had a significant low correlation with P_{crank} ($r = 0.45$, $P < 0.05$). When considering the positive and negative power sub-phases, P_{crank} was highly correlated with the negative joint power produced during the ankle dorsiflexion at the beginning of the lower-limb extension phase ($r = -0.70$, $P < 0.001$) and moderately correlated with absolute positive knee and hip flexion powers produced during the lower-limb flexion phase ($r = 0.51$, $P < 0.05$ and $r = 0.59$, $P < 0.01$, respectively). Considering relative joint power, only one low correlation was observed between P_{crank} and relative ankle flexion power ($r = 0.44$, $P < 0.001$).

No significant correlations were observed between joint power and single-joint power assessed from MVC regardless of the joint and the phase considered (Table 2, third column and single-joint power results provided in supplementary data).

Table 2 – Pearson’s product-moment correlation between maximal crank power (P_{crank}) and absolute and relative joint-specific power (for each joint and each phase and sub-phase) during cycling ($n = 22$), and between absolute joint-specific power assessed from cycling trials and single-joint power assessed from isokinetic MVC trials (for each joint and each phase and positive sub-phase, $n = 15$). See the caption of Figure 2 for more details about phases and sub-phases.

	P_{crank} – Joint pedaling power ($n = 22$)			P_{crank} - Relative joint power ($n = 22$)			Joint pedaling power - Single-joint power ($n = 15$)	
	Total	Positive	Negative	Total	Positive	Negative	Total	Positive
Ankle extension	0.3		x	-0.11		x	0.00	
Ankle flexion	-0.17	0.37	-0.70***	0.13	0.44*	-0.05	-0.37	0.40
Knee extension	0.11	0.29	-0.15	-0.04	-0.06	0.01	0.16	0.36
Knee flexion	0.32	0.51*	-0.27	-0.15	-0.15	-0.02	0.16	-0.08
Hip extension	0.45*		/	0.14		/	0.42	
Hip flexion	0.17	0.59**	-0.20	0.16	-0.20	-0.11	0.16	0.36

Significant values are presented in bold; * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, * $P < 0.001$.**

Lower-limb muscular power, hip joint mechanics and relations with crank power

LM power was respectively 767 ± 95 W, 554 ± 71 W and 207 ± 37 W over the entire cycle and extension and flexion lower-limb phases. Mean values and patterns (\pm SD) of HJC mechanics are presented respectively in Table 1-B and Figure 4. Inspection of the pattern reveals two sub-phases during the extension phase of the lower-limb with a clear predominance of the vertical component for both kinematics and joint reaction force. First, a high positive HJRF is produced at the start of the extension phase (around top dead center) accompanied by an upward HJC movement. Then, during the main powerful phase (from $\sim 40^\circ$ to 150° of crank angle), a very high positive HJRF is produced while HJC moves downward (4.9 ± 1.2 cm, vertical direction), in the same direction as hip joint reaction force is applied. From 175° of crank angle and during all the flexion phase, a negative HJRF is applied, in the same direction of the HJC movement (-2.4 ± 0.8 cm, vertical direction, Table 1-B). The results showed an inter-individual variability in both HJC movement (CV = 34 % and 40 % over extension and flexion phases respectively) and HJRF (CV = 20 % and 29 % over extension and flexion phases respectively). There were significant relationships between HJRF during the extension phase and both P_{crank} ($r = 0.75$) and LM extension power ($r = 0.77$, $P < 0.001$). In this phase, no correlation was observed between P_{crank} and HJC movement while there was a moderate negative correlation between LM power and HJC vertical movement over the lower-limb extension phase ($r = -0.45$, $P < 0.05$). LM power produced over the entire pedaling cycle was highly correlated to P_{crank} ($r = 0.89$, $P < 0.001$). There were respectively a high and moderate correlation between P_{crank} and LM power during the extension and flexion phases ($r = 0.83$ and $r = 0.69$, $P < 0.001$ and $P < 0.01$). There was a high correlation between P_{crank} and both LM positive extension and flexion powers ($r = 0.77$ and $r = 0.67$, $P < 0.001$) and a low negative correlation between P_{crank} and LM negative flexion power ($r = -0.47$, $P < 0.05$).

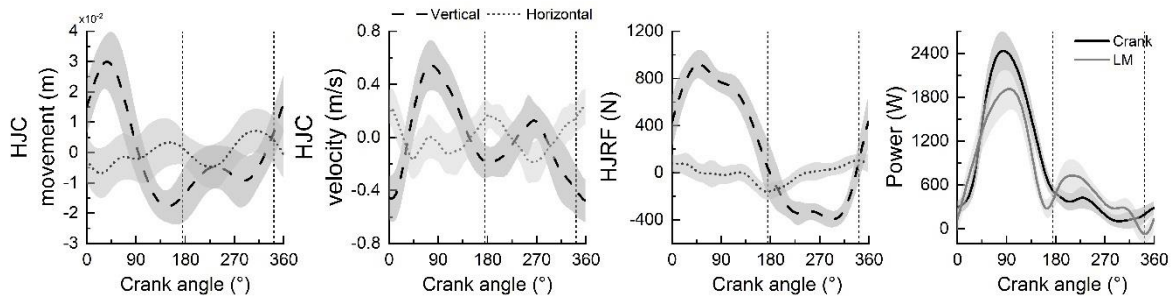


Figure 4 – Mean \pm SD patterns of the hip joint center (HJC) mechanics (movement (m), velocity (m/s) and joint reaction force (N), HJRF); the crank power (W) and lower-limb muscular power (LM power (W)). Patterns are expressed as a function of crank angle ($^{\circ}$) with straight vertical dash lines represented for the beginning of extension (from 342° of crank angle) and flexion (from 175° of crank angle) lower-limb phases.

DISCUSSION

The primary purpose of this study was to analyse the joint mechanics during sprint cycling in top-elite male sprinters and to investigate whether it would be related to the maximal crank power and the power-generating capacity of each lower-limb muscle group. The results demonstrated a high variability of joint kinematics mainly noticeable for ROM and velocity at the ankle joint, and for torque at both knee and hip joints. Athletes exhibited large differences in both absolute and relative joint power distribution, even among those presented similar level of maximal crank power. Joint-specific powers measured during sprint cycling were not correlated to the single-joint power capacities assessed from MVC regardless of the joint which rejects our initial assumption. Regarding the mechanics associated to the hip joint center, results showed a high correlation between maximal crank power and hip joint reaction force over the lower-limb extension phase and a negative correlation between lower-limb muscular power and the movement of the hip joint center during this phase.

Inter-individual variability of joint mechanics

The mean patterns and values of the relative joint power in extension and flexion phases of each joint were quite similar with previous studies on lower-level populations, suggesting that hip

extension is the most powerful action in sprint cycling (2, 3, 6). Only relative knee flexion power was higher and knee extension power lower in our elite population (i.e. 24 ± 5 and 17 ± 12 % respectively). Considering the extremely high level of crank power produced in the current study, the whole muscle groups necessarily need to produce a larger force, albeit it seems to be proportionally higher during ankle extension and knee flexion. This is in line with the tendency observed by Elmer et al during submaximal to maximal cycling (2).

To the best of our knowledge, this study was the first to focus on the inter-individual variability of joint mechanics. While it was quite logical to observe a large variability of absolute joint power as a result of the high P_{crank} variability between participants, it is interesting to note that it does not seem to be related to the same component at each joint. On one hand, the important differences observed for ankle velocity and angle suggested differences in ankle movement strategies among the expert cyclists. In that sense, the ankle extension power was both strongly correlated to ankle extension velocity ($r = 0.84$, $P < 0.001$) and moderately correlated to ankle extension torque ($r = 0.62$, $P < 0.01$). On the other hand, knee and hip extension powers were almost mainly correlated to knee and hip extension torques ($r = 0.97$ and 0.80 respectively, $P < 0.001$) without great variability in kinematics.

Sprint cycling performance is not associated to a specific distribution of joint power

A first main result of this study was the weak or non-existent correlations between crank power and each absolute joint-specific power. Indeed, only one low correlation was reported between P_{crank} and absolute hip extension power while two additional moderate correlations only were observed for the knee and hip flexions when considering positive joint power sub-phases. Besides, it is interesting to note that P_{crank} was correlated to the negative power produced at the ankle joint during the lower-limb extension phase ($r = -0.70$, $P < 0.001$), meaning that the more the negative power, the higher the P_{crank} . This means that the ankle must produce a very high

extension force, likely by an eccentric action of the soleus muscle at least, and in a quick delay to rapidly enhance the extension torque (i.e. rate of torque development) and resist to the ankle flexion (Figure 3). Hence, rather than being counterproductive, this negative power should play a functional role in transferring the force to the pedal and thus maximizing the power production at the crank level. This is in line with previous results reporting the importance of ankle muscle stiffness (29) and torque-generating capacity (14). As the inter-individual variability in absolute joint power remains logical in view of the differences in P_{crank} in this population, the question was to determine whether the relative joint power distribution was very consistent among the elite sprinters or if a specific distribution could be considered as more optimal for the purpose of maximizing sprint cycling power. The very high inter-individual variability of the relative joint power and the absence of correlation with P_{crank} confirmed our hypothesis that joint power distribution is very individual, suggesting that sprint cycling performance is not associated to a specific distribution.

Single-joint power-generating capacities do not explain joint pedaling power distribution

To better interpret this inter-individual variability in joint-specific power, we identified whether the power produced in extension and flexion phase at each joint during sprint cycling would be related to the intrinsic power-generating capacity of the agonist muscle group (assessed by the single-joint isokinetic MVC). The absence of significant correlation for all the joint actions (both in absolute and relative values) suggests that the joint power produced at each joint is not representative of the power capacity of the main agonist muscles crossing the joint. These results were not in line with our initial hypothesis and demonstrate that based solely on the absolute or relative joint power distribution, it remains difficult to draw conclusions on the involvement and power-generating capacity of the lower-limb muscle groups. Ample evidence is for the knee extension power which was neither correlated to P_{crank} , nor to the maximal knee

extension power produced during single-joint MVC while the latter was consistently shown to be highly related to P_{crank} (13, 14, 30). A potential explanation of this finding can be the inter-individual variabilities in joint kinematics meaning that the joint velocity conditions during sprint cycling slightly differ between participants whereas they were standardized during isokinetic MVC. However, as previously mentioned, while it is significant for the ankle joint, power at the knee and the hip remained strongly related to the torque, with a low variability in joint velocity. To reinforce this statement, we also performed correlation between single-joint pedaling torque and single-joint torque assessed from MVC (results provided in supplementary data). In accordance with the analysis based on power, only total hip extension and positive ankle flexion torques during cycling were moderately correlated to corresponded single-joint torque capacity (i.e. hip extensor and ankle flexor muscles respectively), and no other correlations were observed.

A series of other factors should be considered to better explain this absence of correlation, which are related to the nature and constraints of the sprint cycling multi-joint task with the specific coordination of mono and bi-articular muscles with different functions (31). First, particularly in sprint cycling, important co-activation of agonist and antagonist muscles are observed at the knee (i.e. quadriceps vs. hamstrings and gastrocnemii) during a large period of the downstroke phase (12, 32, 33) as well as at the hip (i.e. gluteus maximum vs. rectus femoris) during the first part of the downstroke (15). Indeed, as the net torque estimated at a given joint can result from very different combinations of simultaneous torques generated by agonist and antagonist muscles, a higher knee extension power during the downstroke phase could be associated to a high positive extension power produced by the quadriceps and/or to a lower negative flexion power produced by the hamstrings.

Second, net power produced at each joint are theoretically not independent from each other due to the involvement of bi-articular muscles which are known to play a major role in between-

joint power transfer (15, 31, 34–36). The co-activation of knee flexor muscles mentioned previously hence lead to a transfer of power from the knee to the hip joint (31, 37). Consequently, it is likely that a higher level of activation and/or better strength capacity of quadriceps (knee extensors) and hamstring and/or gastrocnemii (knee flexors) would induce no alteration of the net extension power at the knee joint while it would induce an increase of the net extension power at the hip and/or the ankle joint, respectively (Figure 3). Interestingly, further analyses showed significant correlations between the negative power produced during knee extension and both the positive power produced during hip ($r = -0.62$, $P < 0.01$) and ankle extension ($r = -0.76$, $P < 0.001$) which argue in favor of this phenomenon. This reinforces our previous conclusion that negative power should not be regarded as counterproductive for crank power output. Likewise, significant correlations were observed between the various absolute joint powers ($r = -0.73$, $P < 0.001$ between knee extension and hip extension, $r = -0.55$, $P < 0.01$ between ankle extension and knee extension). Moreover, we determined the LM power (i.e. sum of ankle, knee and hip joint powers) which is considered as a net muscular power at the lower-limb (3). Hence, the LM power would better reflects the work produced by all the muscles and would be highly related to crank power. This is confirmed as it explained 80% of the variance of the crank power ($R^2 = 0.80$, $P < 0.001$), thus reinforcing the interdependence and transfer of power between joints.

Third, on the biomechanical point of view, other parameters like the muscle moment arms, the segment lengths and the body position on the bike necessary play a role on joint power distribution. As an illustration, the Figure 5 shows a kinogram of lower-limb position on the bike (at 90° of crank angle) and the distribution of joint powers for two participants producing the same P_{crank} (883 W vs. 893 W in black and red colors, respectively). The joint power distribution exhibited large differences in both absolute and relative ankle (12% vs. 31%, respectively), knee (27% vs. -11%, respectively) and hip (30% vs. 56%, respectively) extension

powers between the two participants. At 90° of crank angle, the force they produce need to be strictly vertical to be effective but the great difference in position of their joint centers lead to alteration in the effective mechanical advantage at each joint (8, 38). Indeed, the participant in red having his knee joint center 8.2 cm behind the pedal spindle, a net positive knee joint torque is counterproductive to produce an effective force at the pedal, while it would be effective for the participant in black for whom his knee joint center was 4.5 cm forward the pedal spindle. In the same way, the more backward position of the hip and ankle joint centers for the red participant offer a greater effective mechanical advantage to the hip and ankle muscles which is in line with the very high positive power he produced during the extension phase of each joint. Actually, this is in line with previous studies showing that a modification of body position on the bike could alter joint loads (39–41). Moreover, except for the plantarflexor muscles, there was no clear evidence from their muscle strength capacity which might have anticipated these high differences in their joint power distribution (Figure 5-C). As a whole, in addition to the strength capacity, complex interaction between the body position on the bike, the segment lengths and moment arms as well as the muscle activation levels could help the understanding of the differences in lower-limb joint power distribution. All this makes it remains sensitive to infer the role and the involvement of a muscle group based solely on the joint specific power estimated by inverse dynamic methods (3, 8, 42).

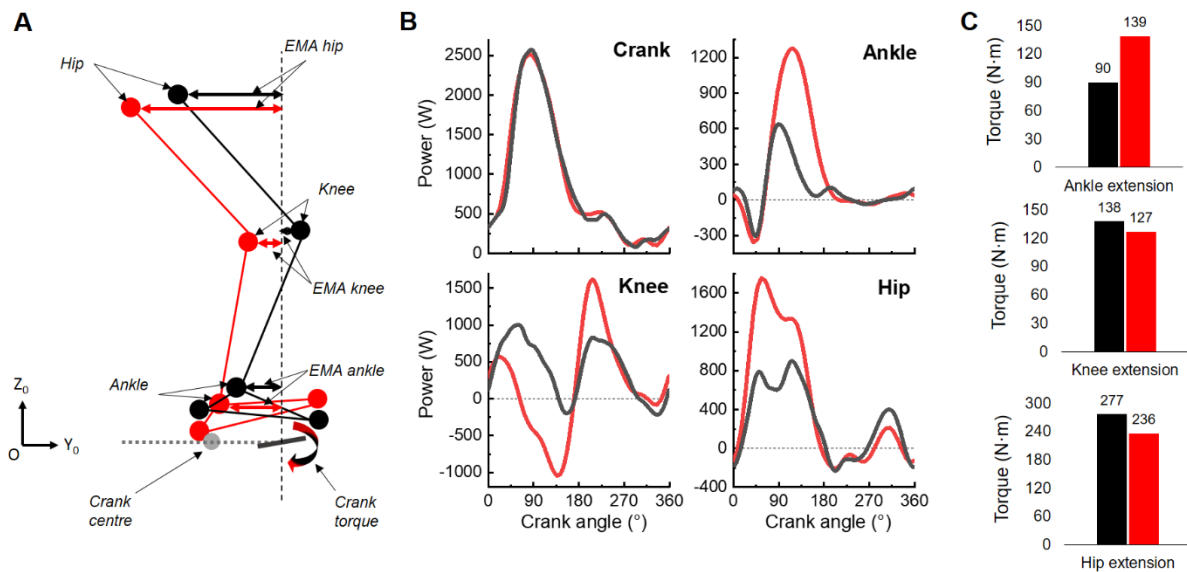


Figure 5 – Typical example of two different athletes' (in black and red colors) right lower-limb position on the bike and the crank torque produced during sprint cycling at 90° of crank angle (A) and their respective right crank power (W) and ankle, knee and hip joint powers (W) (B). The athlete in black produces a mean crank power of 883 W with mean relative joint power amounted 12% and -1% (ankle), 27% and 19% (knee), 30% and 1% (hip) during extension and flexion phases, respectively. The athlete in red produces very similar crank power (i.e. 893W) with relative joint power amounted 31% and -3% (ankle), -11% and 31% (knee), 56% and -3% (hip) during extension and flexion phases, respectively. Effective mechanical advantages of the ankle, knee and hip joints are illustrated with horizontal arrows (for black and red athletes) ranging from the line of application of the pedal force to the ankle, knee and hip joint centers respectively, for black and red athletes. (C) Maximal power-generating capacities of the ankle, knee and hip extensor muscle groups assessed from single-joint isokinetic MVC for black and red athletes.

Role of hip joint center mechanics for maximizing crank power

Beyond the biomechanical and neuromuscular factors linked to the lower-limb muscles involvement, one additional objective was to better understand the hip joint center mechanics and thus the nature of the interaction with the segment placed above (i.e. pelvis) and the role of this interaction in maximal crank power production. The results showed that, despite high values, LM power remained lower than P_{crank} (768 ± 95 W). More importantly, it still remains 19% of the variance of P_{crank} which is not explained by the net lower-limb muscular power ($R^2 = 0.81$, $P < 0.001$). Hence, it confirms that other parameters than strength capacity of the lower-limb muscles affect the maximal power in sprint cycling (16, 17, 43). In this way, hip joint center mechanics provided interesting additional insights. During the early part of the pedaling

cycle, the HJRF produced downward is not sufficient to fix the hip joint center which moves upward, meaning that a part of the energy produced by the lower-limb is transferred to the pelvis. After 40° of crank angle, an even higher energy may be inversely transferred from the pelvis to the lower-limb as a very high downward HJRF is produced when the HJC is moving downward. Interestingly, HJRF was even higher than athletes' total body weight (i.e. mean peak higher than 900 N in average, Figure 3) confirming that, as previously shown by some authors in a standing position, some upper-body muscles necessarily contribute to the crank power output (43). Previous studies calculated a "hip transfer power" as the dot product of HJRF and linear velocity of the HJC to express the power contribution of the upper-body to the crank power (2, 3). Note that we would have observed similar results using this index but we decided to not include it as the dot product of two variables which are not expressed in the same coordinate system is theoretically questionable. Nevertheless, hip joint mechanics already provides useful information on what is relevant to maximize crank power, particularly in the main powerful downstroke phase. The significant correlation between P_{crank} and upward HJRF and the negative correlation between LM power and the magnitude of the HJC movement clearly suggest that it is the capacity to fix the proximal extremity of the lower-limb (HJC) which would be of main importance to maximize crank power by transferring more effectively the power produced by the lower-limb muscles to the pedal (16, 44). In other words, a high force from the upper-body associated with lower oscillations of the hip joint should be more effective to express the capacity of the lower-limb muscles. This would reinforce the interest to increase the focus on specific force exercises of the upper-body muscles in classical training of sprint cyclists.

Conclusion

This study highlighted that maximal power output in sprint cycling is not associated to a stereotypical distribution of joint power in a population of top-elite sprint cyclists and that large differences can be observed in athletes producing the same maximal crank power. Athletes producing the highest crank power were not characterized by a specific joint mechanics, which appears very individual. This inter-individual variability in joint power distribution is not directly related to the intrinsic power capacity of the main agonist muscles crossing each joint. Instead, a complex trade-off between the strength capacity, the muscle coordination (especially co-activation and bi-articular muscles activity), as well as the body position on the bike and segment lengths which could affect joint angles and muscles' effective mechanical advantage, need to be carefully considered. Finally, the results revealed that total muscular power produced by the lower-limb alone only explained almost 80% of the variance of P_{crank} . New insights emerged from the analysis of the mechanics at the hip joint center, in particular the ability to fix the pelvis which is likely a limiting factor for maximal power production. The nature of the effort produced by the upper body muscles need further investigation to elucidate how they can limit the crank power of top-elite athletes.

Acknowledgements

The authors thank the SEP Laboratory (EA 7370) for hosting the experiments and Anthony Baré, Lilian Lacourpaille, Simon Avrillon and Julien Lardy for their assistance during these experiments. The authors are also grateful to all the elite athletes for their participation in the experiments, to the national head coaches in track and BMX sprint cycling and to Emmanuel Brunet, the research and performance manager of the French Cycling Federation.

Conflict of interest

The authors report no conflicts of interest.

References

1. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J. Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. *Europ J Appl Physiol*. 1986;55(3):229–35.
2. Elmer SJ, Barratt PR, Korff T, Martin JC. Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(10):1940–7.
3. Martin JC, Brown NA. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech*. 2009;42(4):474–9.
4. 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(6):1174–83.
5. Elftman H. Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology-Legacy Content*. 1939;125(2):339–56.
6. McDaniel J, Behjani NS, Elmer SJ, Brown NA, Martin JC. Joint-specific power-pedaling rate relationships during maximal cycling. *J Appl Biomech*. 2014;30(3):423–30.
7. Ericson MO. Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. *Europ J Appl Physiol*. 1988;57(4):382–7.
8. Wilkinson RD, Lichtwark GA, Cresswell AG. The mechanics of seated and nonseated cycling at very-high-power output: a joint-level analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2020;52(7):1585–94.
9. Gardner AS, Martin JC, Martin DT, Barras M, Jenkins DG. Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. *Eur J Appl Physiol*. 2007;101(3):287–92.
10. Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, et al. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *Int J Sports Med*. 2005;26(9):739–46.
11. Martin JC, Gardner AS, Barras M, Martin DT. Modeling sprint cycling using field-derived parameters and forward integration. *Med Sci Sports Exerc*. 2006;38(3):592.
12. 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(11):2154–64.
13. Kordi M, Goodall S, Barratt P, Rowley N, Leeder J, Howatson G. Relation between peak power output in sprint cycling and maximum voluntary isometric torque production. *J Electromiogr Kinesiol*. 2017;35:95–9.
14. Sachet I, Brochner Nygaard NP, Guilhem G, Hug F, Dorel S. Strength capacity of lower-limb muscles in world-class cyclists: new insights into the limits of sprint cycling performance. *Sports Biomech*. 2022;1–18.

15. van Ingen Schenau GJ, van Woensel WWLM, Boots PJM, Snackers RW, de Groot G. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *Eur J Appl Physiol.* 1990;61(1–2):11–9.
16. Doré E, Steven Baker J, Jammes A, Graham M, New K, Van Praagh E. Upper body contribution during leg cycling peak power in teenage boys and girls. *Res Sports Med.* 2006;14(4):245–57.
17. Turpin NA, Costes A, Moretto P, Watier B. Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *J Sports Sci.* 2016;35(6):557–64.
18. Baker J, Gal J, Davies B, Bailey D, Morgan R. Power output of legs during high intensity cycle ergometry: influence of hand grip. *J Sci Med Sport.* 2000;4(1):10–8.
19. Dorel S. Maximal force-velocity and power-velocity characteristics in cycling: assessment and relevance. In: Morin J-B, Samozino P, editors. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 7–31.
20. Dorel S, Drouet J-M, Hug F, Lepretre P-M, Champoux Y. New instrumented pedals to quantify 2D forces at the shoe-pedal interface in ecological conditions: preliminary study in elite track cyclists. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2008;11(S1):89–90.
21. Zatsiorsky VM, Seluyanov V. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B.* 1985;233–9.
22. Durnin JVGA, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 Years. *Br J Nutr.* 1974;32(01):77–97.
23. Kristianslund E, Krosshaug T, van den Bogert AJ. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *J Biomech.* 2012;45(4):666–71.
24. Brochner Nielsen N-P, Hug F, Guével A, Fohanno V, Lardy J, Dorel S. Motor adaptations to unilateral quadriceps fatigue during a bilateral pedaling task. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;27(12):1724–38.
25. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J Biomech.* 2006;39(15):2798–809.
26. Wu G, Siegler S, Allard P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002;35(4):543–8.
27. van den Bogert AJ, de Koning JJ. On optimal filtering for inverse dynamics analysis. *Proceedings of the IXth biennial conference of the Canadian society for biomechanics.* 1996;214–5.
28. Mukaka MM. Statistics Corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J.* 2012;24(3):69–71.

29. 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(11):3721–8.
30. 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(3):250–62.
31. Prilutsky BI. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control.* 2000;4(1):1–44.
32. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Med.* 1998;25(1):37–62.
33. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Møller F, Dyhre-Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension: antagonist coactivation. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10(2):58–67.
34. Jacobs R, Bobbert MF, van Ingen Schenau G. J. Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *J Biomech.* 1996;29(4):513–23.
35. Williams KR, Cavanagh PR. A model for the calculation of mechanical power during distance running. *J Biomech.* 1983;16(2):115–28.
36. Zajac FE. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *J Biomech.* 2002;35(8):1011–8.
37. Neptune RR, van den Bogert AJ. Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *J Biomech.* 1997;31(3):239–45.
38. Biewener AA. Scaling body support in mammals: limb posture and muscle mechanics. *Science.* 1989;245(4913):45–8.
39. Bini R. Influence of saddle height in 3D knee loads commuter cyclists: A statistical parametric mapping analysis. *J Sports Sci.* 2020;1–14.
40. Hayot C, Decatoire A, Bernard J, Monnet T, Lacouture P. Effects of ‘posture length’ on joint power in cycling. *Procedia Engineering.* 2012;34:212–7.
41. Menard M, Domalain M, Decatoire A, Lacouture P. Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling. *Sports Biomech.* 2018;19(2):245–57.
42. Martin JC, Nichols JA. Simulated work loops predict maximal human cycling power. *J Exp Biol.* 2018;221(13):jeb180109.
43. Wilkinson RD, Cresswell AG, Lichtwark GA. Riders use their body mass to amplify crank power during nonseated ergometer cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52(12):2599–607.
44. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med.* 2006;36(3):189–98.

Supplementary data

Table 1 – Maximal single-joint torques (N·m) for the ankle, knee and hip joint from maximum voluntary contractions in isokinetic conditions.

Maximal torque (N·m)	Mean ± SD	Min	Max
Plantarflexion	85 ± 14	56	112
Dorsiflexion	26 ± 3	21	30
Knee extension	148 ± 27	107	203
Knee flexion	112 ± 10	90	129
Hip extension	273 ± 27	221	328
Hip flexion	90 ± 16	67	121
Sum of extension actions	506 ± 63	395	626
Sum of flexion actions	227 ± 19	197	268

Mean values over a specific range of motion and velocity for each joint: -10° to 20° and 120°.s-1 for ankle, 105° to 50° (in extension) and 30° to 90° (in flexion) and 300°.s-1 for knee and 80° to 120° and 200°.s-1 for hip. All data were measured on the right lower-limb. Data are displayed as mean ± SD and minimal and maximal (min - max) values are presented for the group of 15 male top-elite cyclists.

Table 2 – Maximal single-joint powers (W) for the ankle, knee and hip joints from maximum voluntary contractions in isokinetic conditions.

Maximal power (W)	Mean ± SD	Min	Max
Plantarflexion	174 ± 29	115	232
Dorsiflexion	52 ± 9	33	63
Knee extension	744 ± 136	533	1042
Knee flexion	561 ± 50	452	650
Hip extension	846 ± 116	642	1065
Hip flexion	271 ± 60	183	387
Sum of extension actions	1765 ± 245	1384	2303
Sum of flexion actions	884 ± 72	773	1035

Mean values over a specific range of motion and velocity for each joint: -10° to 20° and 120°.s-1 for ankle, 105° to 50° (in extension) and 30° to 90° (in flexion) and 300°.s-1 for knee and 80° to 120° and 200°.s-1 for hip. All data were measured on the right lower-limb. Data are displayed as mean ± SD and minimal and maximal (min - max) values are presented for the group of 15 male top-elite cyclists.

Table 3 – Pearson’s product-moment correlation between maximal crank torque at maximal power (T_{crank}) and absolute joint-specific torque (for each joint and each phase and sub-phase) during cycling ($n = 22$), and between absolute joint-specific torque assessed from cycling trials and single-joint powers assessed from isokinetic MVC trials (for each joint and each phase and positive sub-phase, $n = 15$).

	(A) T_{crank} - Joint pedaling torques ($n = 22$)			(B) Joint pedaling torque - Single-joint torque ($n = 15$)	
	Total	Positive	Negative	Total	Positive
Ankle extension	0.15		/	0.00	
Ankle flexion	0.06	-0.30	0.51	0.15	-0.64**
Knee extension	0.01	0.23	-0.45	0.14	0.33
Knee flexion	-0.30	-0.62*	0.09	-0.22	-0.06
Hip extension	0.42		/		0.60*
Hip flexion	-0.08	-0.42	0.29	-0.24	-0.47
LM extension	0.54*	0.55*	-0.45		
LM flexion	-0.23	-0.63*	0.43		

r values are presented for the 15 male top-elite cyclists who have performed single-joint isokinetic testing. Significant values are presented in bold; * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$.

Étude 3

Ajustement des coordinations musculaires et de la dynamique du centre articulaire de la hanche dans l'optimisation de la puissance maximale en cyclisme : bénéfiques en faveur du gain de puissance en position danseuse et rôle de la coordination inter-membre

Introduction

Le pédalage est un mouvement qui se réalise le plus souvent dans une condition dite « assise » sur le vélo, c'est-à-dire avec cinq points d'appuis majeurs que sont les deux pédales, les deux mains sur le guidon et l'assise au niveau de la selle. Les cyclistes sont toutefois amenés à utiliser une condition dite « danseuse » qui consiste à se mettre « debout sur les pédales » en retirant le point d'appui au niveau de la selle. Cette condition est la plus souvent utilisée lorsque des hauts-niveaux de puissance doivent être fournis, dans des ascensions, des relances, des attaques ou des sprints en course. Elle permet en effet de développer des niveaux de puissance maximale (P_{\max}) en moyenne 10 % supérieurs par rapport à une condition assise (Millet et al., 2002 ; Reiser et al., 2002 ; Dorel, 2018a).

La comparaison de la biomécanique de pédalage entre ces deux positions a principalement concerné l'exercice sous-maximal. Pour un niveau de puissance donné, on sait par exemple que la position plus en avant des segments corporels par rapport au pédalier dans la position danseuse entraîne un décalage d'environ 12° dans le sens horaire du pic de force et des séquences d'activation des muscles et une tendance à ce que les muscles participant à l'extension de la pédale soient plus activés (Li & Caldwell, 1998 ; Duc et al., 2008 ; Hug et al., 2011 ; Wilkinson et al., 2020b). Même à des puissances relativement élevées, le choix d'une position en danseuse ne semble pas lié à une minimisation du coût énergétique (Tanaka et al., 1996) ou des moments articulaires (Poirier et al., 2007).

Dans le but de mieux comprendre pourquoi cette position est favorable à la production de hauts niveaux de puissance, certains auteurs ont cherché à déterminer les paramètres pouvant expliquer qu'un athlète à qui on impose une puissance de plus en plus élevée, choisit spontanément, à partir d'une certaine puissance, de passer d'une position assise à une position danseuse (Costes et al., 2015 ; Turpin et al., 2016 ; Watier et al., 2017). Deux études ont montré qu'à partir d'une certaine puissance, souvent supérieure à 70-80 % de la P_{\max} , la position danseuse offre effectivement un gain d'économie, identifié à la fois par une minimisation du niveau d'activité d'une majorité de muscles du membre inférieur (Turpin et al., 2016) et des moments aux articulations (Poirier et al., 2007). Par ailleurs, d'autres auteurs ont montré que cette transition d'une position assise à danseuse intervenait à un niveau de puissance où les forces verticales appliquées sur la selle diminuaient significativement (Costes et al., 2015). En effet, plus la force appliquée sur les pédales augmente, plus la force de réaction à la hanche augmente, ce qui entraîne une diminution des forces du pelvis sur la selle. Ainsi, à partir d'une certaine puissance, la position assise ne permettrait plus de produire les forces nécessaires pour

résister aux forces produites de la cuisse sur le pelvis, et l'athlète choisit alors d'adopter la position danseuse. Dès lors, la masse du tronc n'est plus supportée par la selle et permet potentiellement, à partir des effets de la gravité, d'augmenter les forces verticales du haut du corps dirigées vers les membres inférieurs (Kautz & Hull, 1993 ; Caldwell et al., 1998).

Toutefois, il subsiste encore des interrogations sur l'origine des gains de puissance enregistrés lorsqu'il s'agit d'exercice maximaux. En se basant sur les adaptations de la cinématique observées lors de l'exercice sous-maximal, notamment l'augmentation de l'angle articulaire de la hanche (i.e. ouverture plus importante tronc-cuisse) et des amplitudes articulaires au niveau du genou et de la hanche, on peut émettre l'hypothèse qu'une optimisation des contraintes moment-angle des muscles pourrait expliquer le gain de puissance (Caldwell et al., 1998, 1999). Dans ce sens, les résultats observés dans l'étude 1 ont montré que la puissance maximale dans une condition danseuse est davantage corrélée aux capacités de production de force des groupes musculaires que celle produite dans une condition assise, suggérant effectivement que des adaptations positives sont nécessairement induites en danseuse.

Par ailleurs, plusieurs études appuient l'hypothèse selon laquelle une participation accrue du tronc et des membres supérieurs interviendrait en danseuse et pourrait également expliquer le gain de puissance (Stone & Hull, 1993 ; Duc et al., 2008 ; Costes et al., 2015 ; Turpin et al., 2016, 2017). En parallèle, les résultats de l'étude 2 ont montré des oscillations importantes du centre articulaire de la hanche dans la condition assise qui étaient inversement reliées à la somme des puissances articulaires. Ces éléments rejoignent les conclusions établies par Costes et al. (2015) selon lesquelles des difficultés à fixer et stabiliser la position du pelvis sur la selle seraient rencontrées à très haut niveau de puissance en position assise. De plus, nous avons également pu mettre en évidence dans l'étude précédente que la dynamique temporelle des forces de réaction à la hanche présentait une orientation opposée entre le membre ipsilatéral (dans la phase de poussée) et le membre controlatéral (dans la phase de traction). En d'autres termes, le haut du corps doit exercer une action sur le membre inférieur afin de résister aux forces élevées exercées de la cuisse sur le pelvis et orientées vers le haut lors de la phase de poussée alors que la production d'une force dans la phase de traction crée une force de la cuisse sur le pelvis orientée vers le bas favorisant la fixation du pelvis sur la selle. Ainsi, au-delà de l'effet de la gravité ou de l'engagement du haut du corps dans la production de puissance, la production de force dans la phase de traction de la jambe controlatérale permettrait de contrebalancer l'élévation de l'articulation de la hanche et, *in fine*, transférer plus efficacement la force produite à la pédale lors de la poussée de la jambe ipsilatérale. Cela va dans le sens de

cette même étude de Costes et al. qui suggérait que l'augmentation de la force de traction sur la pédale avec l'augmentation de la puissance représentait une stratégie permettant de favoriser la fixation du pelvis sur la selle. À notre connaissance, aucune étude n'a poursuivi ces investigations au cours d'un exercice maximal de sprint ni mis en regard les gains de puissance enregistrés en position danseuse avec les modifications des coordinations musculaires.

Le premier objectif de cette étude a donc consisté à déterminer les modifications des coordinations musculaires entre une position assise et une position danseuse au cours d'un exercice maximal de sprint (nommée expérimentation « assis – danseuse »). Cette analyse a été réalisée sur une population d'athlètes hommes de haut-niveau en sprint en cyclisme produisant des niveaux de puissance extrêmement élevés. Nous avons émis l'hypothèse selon laquelle la position danseuse permettrait de maximiser la force appliquée par le haut du corps sur le pelvis et donc du pelvis sur la hanche et ainsi augmenter le recrutement des muscles du membre inférieur. Le deuxième objectif a ensuite été d'évaluer le rôle de la force de traction exercée par la jambe controlatérale dans sa phase de flexion sur la dynamique du centre articulaire de la hanche et la puissance maximale exercée au niveau de la pédale par la jambe ipsilatérale. Pour cela, une condition de pédalage unilatérale avec suppression du point d'appui à la pédale de la jambe controlatérale a été réalisée sur une population de cyclistes hommes et femmes de haut-niveau en sprint (nommée expérimentation « deux jambes – une jambe »). À l'inverse de l'objectif précédent, nous avons fait l'hypothèse que l'absence de force de traction produite dans la phase de flexion controlatérale devrait diminuer la fixation du pelvis vers le bas et donc diminuer l'engagement des muscles du membre inférieur dans la phase de poussée. L'ensemble des modifications des coordinations musculaires ont été examinées à partir d'une approche dite « neuromécanique » s'appuyant à la fois sur les données issues de l'analyse mécanique, électromyographique et de la cinématique articulaire.

Méthodologie

Participants

Vingt athlètes élités hommes spécialistes de l'activité de sprint en cyclisme ont participé volontairement à l'expérimentation assis – danseuse (A–D) (moyenne \pm SD : âge $20,8 \pm 2,7$ ans, taille $179,7 \pm 4,4$ cm, masse $83,3 \pm 6,5$ kg). Tous sont professionnels dans les disciplines du sprint sur piste ou du BMX (piste, $n = 9$; BMX, $n = 11$). Concernant l'expérimentation deux jambes – une jambe (2J–1J), 20 athlètes élités également spécialistes de l'activité de sprint en

cyclisme ont participé volontairement : 14 hommes (moyenne \pm SD : âge $20,9 \pm 2,9$ ans, taille $179,7 \pm 4,3$ cm, masse $84,4 \pm 7,8$ kg) et 6 femmes (moyenne \pm SD : âge $21,7 \pm 5,4$ ans, taille 167 ± 7 cm, masse $64,2 \pm 6,1$ kg). Tous sont également professionnels dans les disciplines du sprint sur piste ou du BMX (piste, $n = 9$ dont 7 hommes et 2 femmes ; BMX, $n = 11$ dont 7 hommes et 4 femmes). Il a été expliqué à tous les participants les procédures expérimentales avant qu'ils fournissent leur consentement informé écrit. Les deux expérimentations ont été conduites en lien avec les procédures approuvées par le comité éthique local et en accord avec les principes de la Déclaration d'Helsinki.

Protocole expérimental

Le protocole A–D rentrait dans le cadre d'une expérimentation plus large détaillée précédemment dans l'étude 1. Dans le cadre de cette analyse, les deux sprints de 5 secondes à 100 % de la vitesse optimale (V_{opt}), l'un en condition assise et l'autre en condition danseuse ont été considérés. L'expérimentation 2J–1J consistait en la réalisation de deux sprints en condition assise de 5 secondes à 80 % de V_{opt} , l'un en condition de pédalage classique bilatéral et l'autre en condition de pédalage unilatéral de la jambe droite. La jambe gauche qui ne pédalait pas était étendue le long du vélo avec un reposoir au sol dont la hauteur était ajustée de sorte que le pied soit à plat et la jambe tendue (i.e. alignement cuisse-jambe). Chaque session démarrait préalablement par un échauffement standardisé de dix minutes : quatre minutes à 1,5 W/kg, une minute à 150 W, quatre minutes à 2 W/kg, une minute à 350 W, et un sprint de 5 secondes à une cadence libre (~ 100 – 120 rpm). V_{opt} a été préalablement déterminée pour tous les athlètes à partir des tests force-vitesse réalisés en suivi longitudinal tout au long de leur saison sportive, dont le protocole a été défini par Dorel et al. (2010).

Acquisition des données

L'acquisition des données au cours des deux expérimentations a été identique à celle effectuée dans l'étude 2, avec les mêmes systèmes de mesure. Les athlètes ont effectué les sprints sur un ergocycle dont la longueur des manivelles était fixée à 170 mm. Le recueil des forces aux pédales était assuré par l'intermédiaire de pédales instrumentées mesurant les forces en 2D (Dorel et al., 2008). La cinématique du membre inférieur a été enregistrée en 3D à partir de marqueurs rétro-réfléctifs positionnés sur des zones spécifiques sur chaque côté du corps (cf. Annexes 1 et 2). Afin d'être en mesure de calculer les efforts aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche, des mesures anthropométriques étaient préalablement réalisées sur

chaque sujet à qui il était également demandé la réalisation de mouvements fonctionnels permettant de déterminer la position des centres articulaires de la hanche (cf. étude 2).

De plus, l'activité EMG de surface de 11 muscles du membre inférieur droit était enregistrée de façon continue : *gluteus maximus* (GMAX), *semi tendinosus* (ST), *biceps femoris* (BF), *tensor fascia latae* (TFL), *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius medialis* (GM) et *lateralis* (GL), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL), *soleus* (SOL) et *rectus femoris* (RF). Des paires d'électrodes de surface Ag/AgCl (distance inter-électrode : 20 mm, Covidien, Kendall) étaient collées à la peau et placées en accord avec les recommandations SENIAM (Hermens et al., 2000). Le signal EMG était recueilli à partir du système d'acquisition MegaWin (ME6000P16 ; MEGA Electronics Ltd.®, Finland) à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz. La peau était préalablement rasée et nettoyée avec de l'alcool pour réduire l'impédance. Un scotch adhésif était utilisé pour favoriser un meilleur maintien des électrodes et des câbles et minimiser les artefacts.

Analyse et traitement des données

Données mécaniques et cinématiques

Toutes les données mécaniques et cinématiques ont été analysées de la même façon que dans la partie 2. Ainsi, les acronymes utilisés en anglais dans la partie 2 seront réutilisés de la même façon pour ne pas perturber la compréhension.

La puissance à la manivelle (P_{crank}) a été moyennée sur le cycle de pédalage entier ainsi que dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur. De la même manière, les données de vitesses, moments et puissances articulaires ont été moyennées sur les phases d'extension et de flexion de chaque articulation. Ces phases d'extension et de flexion du membre inférieur et des articulations ainsi que les amplitudes articulaires (ROM) ont été déterminées de la même façon que dans l'étude 2. Les « *duty cycle* » correspondant au rapport entre la durée de la phase d'extension et la phase de flexion ont été déterminés au niveau du membre inférieur et pour chaque articulation. Afin de rendre compte plus fidèlement de la quantité de travail associée à chaque action, dès lors qu'une variable de puissance était moyennée au sein des phases d'extension et de flexion, une pondération était appliquée en fonction de leur durée respective par rapport au cycle entier. Afin de déterminer les puissances articulaires relatives, ces puissances articulaires « pondérées » ont été exprimées en pourcentage de P_{crank} sur le cycle entier. La puissance nette musculaire (LM power) a ensuite été déterminée comme la somme des puissances articulaires absolues à la cheville, au genou et à la hanche. Les puissances nettes

musculaires d'extension et de flexion ont été calculées sur les phases d'extension et de flexion du membre inférieur, de la même façon que la puissance à la manivelle.

Enfin, les variables associées au centre articulaire de la hanche (*HJC mechanics*, comprenant la force de réaction à l'articulation de la hanche, i.e. HJRF, et le mouvement du centre articulaire de hanche, i.e. mouvement HJC) ont été moyennées sur le cycle entier et sur les phases d'extension et de flexion du membre inférieur.

Données EMG

Toutes les données EMG ont été filtrées (band-pass 15-400 Hz) puis rectifiées avant d'être lissées à l'aide d'un filtre passe-bas *butterworth* de la même façon que les données mécaniques et cinématiques (fréquence de coupure : 20 Hz). La séquence d'activité est définie comme la période où le niveau d'activité du muscle est supérieur à 20 % de la différence entre le pic d'activité et la ligne de base. Cela permet de déterminer la durée d'activité à partir de l'angle de début (ON) et de fin (OFF) d'activité (Li & Caldwell, 1999 ; Baum & Li, 2003 ; Hug & Dorel, 2009). Dans le cas où deux séquences d'activité étaient identifiées pour certains muscles (e.g. TA, GM, GL), chaque pattern était visuellement vérifié. Si la différence temporelle entre les deux séquences d'activité était inférieure à 20° d'angle de manivelle, elles étaient considérées comme une seule et même séquence. Dans le cas où deux séquences distinctes étaient identifiées, seule la séquence commune à l'ensemble des cyclistes était considérée (Dorel et al., 2012). Pour chaque expérimentation comprenant deux conditions, le niveau d'activité moyen sur la totalité du cycle ainsi que le niveau d'activité maximal (valeur moyenne maximale sur 100 ms) ont été déterminés dans chaque condition et normalisés par rapport au niveau d'activité maximal rencontré dans l'une ou l'autre des deux conditions.

Toutes les données ont été moyennées sur quatre à cinq cycles de pédalage consécutifs, en fonction de la cadence de pédalage, de sorte à obtenir des durées de sprint moyennées similaires pour les deux expérimentations.

Statistiques

Nous avons appliqué la même approche statistique séparément pour les deux expérimentations. La première partie des analyses a été réalisée sur le logiciel OriginLab (Origin 9.8, OriginLab Corporation). La distribution de l'ensemble des données a été testée à partir du test de normalité Shapiro-Wilk. Un test T pour échantillons appariés a ensuite été utilisé pour comparer les données obtenues pour chaque variable considérée isolément dans les deux conditions (i.e.

« assis » vs. « danseuse » ou « deux jambes » vs. « une jambe »). Les données ne remplissant pas le critère de normalité ont été comparées à partir du test de Wilcoxon. La taille d'effet (D de Cohen, d') a ensuite été calculée pour chaque comparaison de moyenne. Les tailles d'effet ont été interprétées sur la base du système de classification de Cohen, $<0,5$ étant considéré comme un effet faible, de $0,5$ à $<0,8$ comme un effet modéré et supérieur ou égal à $0,8$ comme un effet fort (Cohen, 1988).

Dans un second temps, afin de comparer les patterns temporels des données mécaniques, cinématiques et EMG au sein du membre inférieur droit, des analyses SPM – 1D (« Statistical Parametric Mapping », Pataky, 2010) ont été réalisées à partir d'un package open-source (www.spm1d.org) utilisable sur Matlab (The Mathworks Inc, R2020a). Cette méthode est plus largement détaillée en Annexe 3.

Résultats

Partie 1 « Assis – Danseuse »

Production mécanique

P_{crank} sur le cycle entier dans la condition danseuse était en moyenne supérieure de 104 ± 48 W soit $11,6 \pm 5,4$ %, et respectivement supérieure de 80 ± 41 W soit $10,6 \pm 5,4$ % et 23 ± 22 W soit $16,5 \pm 15,8$ % sur les phases d'extension et de flexion (Tableau 1). Les cadences de pédalage étaient identiques entre les deux conditions, soit 133 ± 4 rpm. Les angles de début des phases d'extension et de flexion de la jambe étaient respectivement de $342 \pm 5^\circ$ et $174 \pm 5^\circ$ pour la condition « assis » et $356 \pm 6^\circ$ et $188 \pm 5^\circ$ pour la condition « danseuse » (Figure 14). Les angles de début et fin de phases étaient significativement différents ($P < 0,001$) sans modification des *duty cycle* ($1,15 \pm 0,08$ et $1,16 \pm 0,07$ respectivement pour les conditions « assis » et « danseuse »).

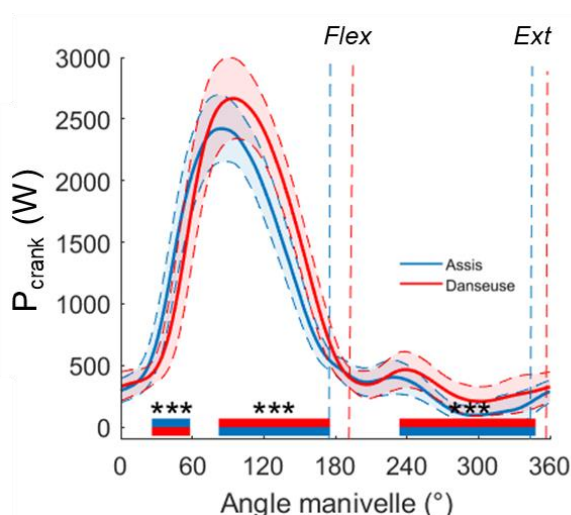


Figure 14 – Patterns moyens (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 1 – Valeurs moyennes (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) sur le cycle entier et sur les phases d'extension et de flexion du membre inférieur pondérées par rapport à leur durée relative vis-à-vis du cycle entier, respectivement, pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Assis	Danseuse	P	d'
P_{crank} cycle entier	843 \pm 90	947 \pm 103*	<0,001	0,95
P_{crank} extension	715 \pm 72	795 \pm 88*	<0,001	0,91
P_{crank} flexion	128 \pm 31	151 \pm 37*	<0,001	0,64

* et gras : significativement différent de la condition assis

Cinématique et efforts articulaires

La condition danseuse est marquée par un décalage des débuts et fin des phases d'extension et de flexion pour chaque articulation (Figure 15). Toutefois, les *duty cycle* à l'articulation de la cheville ($0,40 \pm 0,06$ et $0,42 \pm 0,06$ respectivement pour « assis » et « danseuse ») et de la hanche ($0,46 \pm 0,03$ et $0,46 \pm 0,04$ respectivement pour « assis » et « danseuse ») ne sont pas significativement différents entre les deux conditions. Une faible différence est observée à l'articulation du genou ($0,51 \pm 0,02$ et $0,52 \pm 0,02$ respectivement pour « assis » et « danseuse », $P < 0,05$, $d' = 0,43$). Seule l'amplitude articulaire de la cheville est plus élevée de $3,5 \pm 5,0^\circ$ dans la condition danseuse ($P = 0,012$, $d' = 0,40$, Tableau 2).

On observe principalement un décalage des zones d'angle de travail à chaque articulation. Au niveau de la cheville, on observe un angle d'extension (i.e. flexion plantaire) en moyenne 10°

plus élevé au cours de la phase de flexion et au début de la phase d'extension ($P < 0,001$, Figure 15). Au niveau du genou, on observe un angle d'extension plus faible durant la phase d'extension entre 31° et 140° d'angle de manivelle ($P < 0,05$) et un angle de flexion plus important entre 176° et jusqu'au passage du point haut à 3° d'angle de manivelle ($P < 0,001$, Figure 15). Au niveau de la hanche, l'extension s'opère sur des angles pelvis-cuisse plus ouverts (de 83° à 38° en condition assise et de 76° à 32° en condition danseuse) et un angle de flexion de hanche en moyenne 10° moins prononcé est observé durant toute la phase de flexion (Figure 15).

Tableau 2 – Valeurs moyennes (\pm SD) des vitesses et moments à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase articulaire pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Amplitudes articulaires (ROM, en °)				Vitesses articulaires (°/s)				Moments articulaires (N·m)			
	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'
Extension Cheville	42 \pm 8	45 \pm 9*	0,012	0,40	227 \pm 54	240 \pm 66	0,13	0,25	88 \pm 16	87 \pm 15	0,66	0,91
Flexion Cheville					-161 \pm 41	-164 \pm 41	1,06	0,36	14 \pm 7	9 \pm 7*	0,01	0,01
Extension Genou	84 \pm 9	85 \pm 8	0,25	0,19	361 \pm 32	364 \pm 28	0,64	0,1	38 \pm 26	45 \pm 25	0,36	0,3
Flexion Genou					-378 \pm 39	-394 \pm 39*	0,02	0,41	-53 \pm 12	-41 \pm 11*	<0,001	0,85
Extension Hanche	43 \pm 5	44 \pm 5	0,48	0,10	209 \pm 30	210 \pm 34	0,83	0,03	184 \pm 46	194 \pm 49	0,45	0,1
Flexion Hanche					-175 \pm 18	-176 \pm 20	0,16	0,03	18 \pm 23	-3 \pm 19*	<0,001	0,65

* et gras : significativement différent de la condition assis

Le passage de la position assise à la position danseuse n'entraîne pas de modification significative des vitesses articulaires moyennes exceptée une faible augmentation de la vitesse moyenne de flexion du genou de 3,9 % ($P < 0,05$, $d' = 0,37$, Tableau 2). L'analyse SPM montre cependant une augmentation de la vitesse en flexion de cheville entre 29° et 72° d'angle de manivelle dans le même temps où un moment extenseur est produit. On observe également une diminution de la vitesse d'extension du genou et de la hanche d'environ 100 %/s au début du cycle et à l'inverse une augmentation d'environ 150 %/s pour les trois articulations dans la deuxième partie d'extension du membre inférieur ($P < 0,001$, Figure 15).

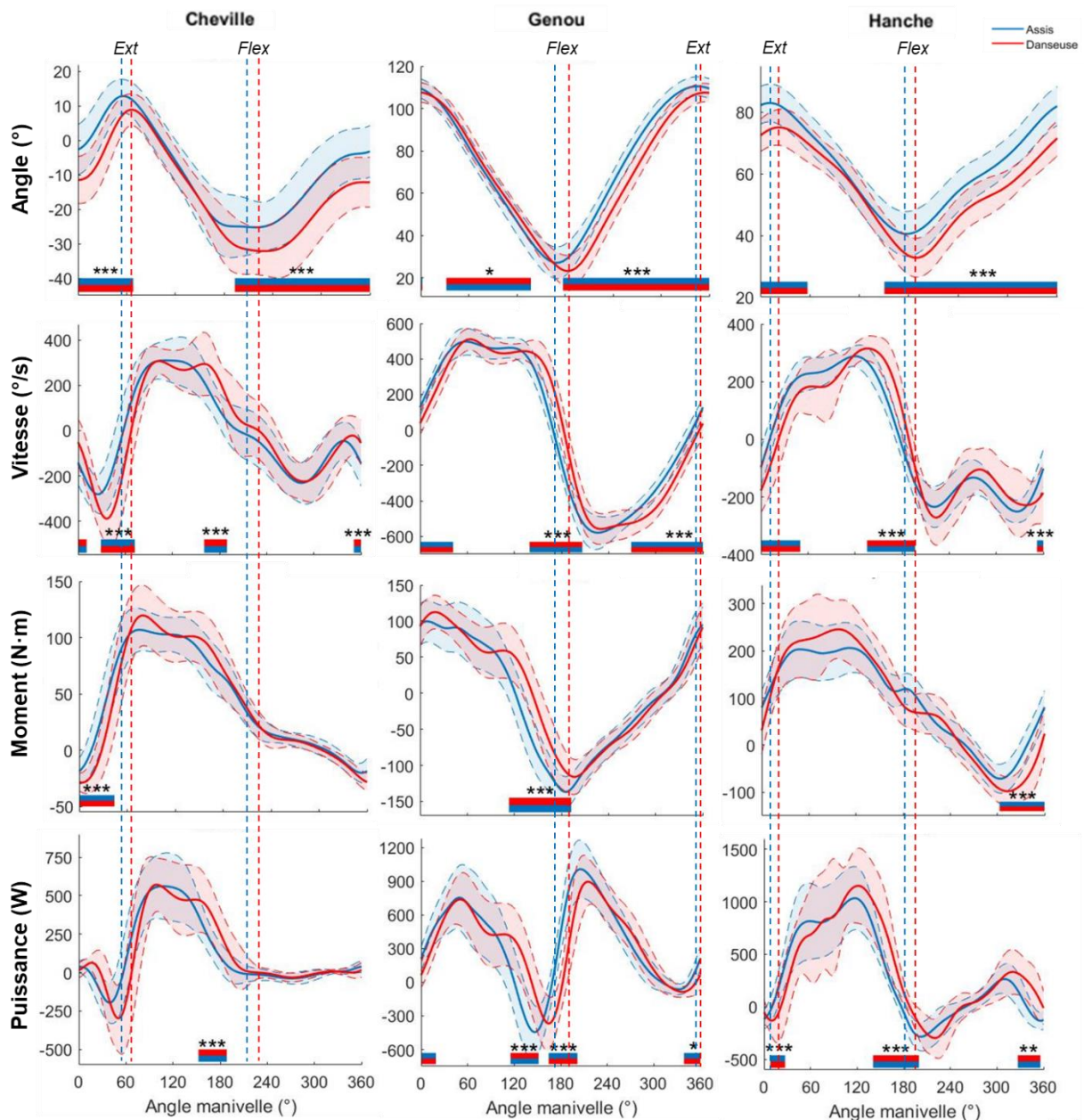


Figure 15 – Patterns moyens (\pm SD) des angles, vitesses, moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées indiquent le début des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) des articulations. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Le moment d'extension de la cheville n'est pas significativement différent entre les deux conditions, on observe alors une augmentation de la puissance d'extension de cheville dans la même phase où la vitesse d'extension de l'articulation est plus élevée ($P < 0,001$, Figure 15) et une tendance à ce que la puissance produite lors de l'extension de la cheville sur le cycle entier (i.e. pondérée) soit plus élevée ($P = 0,055$, Tableau 3). Dans la phase d'extension du genou, on

note une forte diminution du moment de flexion de genou entre 112° et 193° d'angle de manivelle en condition danseuse ($P < 0,001$, $d' = 0,85$; Tableau 2, Figure 15). Cette diminution est associée à une diminution de l'ordre de 30 W de la puissance produite par la flexion du genou sur le cycle entier dans la condition danseuse ($P = 0,001$, $d' = 0,57$; Tableau 3). Le moment de flexion de hanche est quant à lui plus élevé entre 302° et 360° d'angle de manivelle ($P < 0,001$, $d' = 0,65$; Tableau 2, Figure 15) et est associé à une augmentation de la puissance de flexion de hanche d'environ 30 W (Tableau 3, Figure 15). On observe ainsi une forte diminution de la puissance moyenne relative en flexion de genou ($P < 0,001$, $d' = 1$) et à l'inverse, une augmentation en flexion de hanche ($P < 0,01$, $d' = 0,47$, Tableau 4).

Tableau 3 – Valeurs moyennes (\pm SD) des puissances articulaires i) absolues, ii) pondérées par rapport à la durée de la phase et iii) exprimées en pourcentage de la puissance totale à la pédale (relatives) à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Puissances articulaires (absolues)				Puissances articulaires (pondérées)				Puissances articulaires (relatives)			
	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'
Extension Cheville	362 \pm 118	376 \pm 121	0,52	<i>0,18</i>	142 \pm 40	154 \pm 45	0,055	<i>0,28</i>	16,9 \pm 4,4	16 \pm 4	0,28	<i>0,16</i>
Flexion Cheville	-38 \pm 13	-45 \pm 26	0,14	<i>0,38</i>	-22 \pm 7	-26 \pm 15	0,18	<i>0,38</i>	-2,6 \pm 0,8	-2,7 \pm 1,5	0,82	<i>0,07</i>
Extension Genou	268 \pm 191	287 \pm 171	0,71	<i>0,1</i>	137 \pm 98	149 \pm 88	0,65	<i>0,13</i>	16 \pm 12	17 \pm 10	0,98	<i>0,01</i>
Flexion Genou	418 \pm 89	370 \pm 99*	0,003	<i>0,51</i>	204 \pm 45	177 \pm 47*	0,001	<i>0,57</i>	24 \pm 5	19 \pm 5*	<0,001	<i>1,00</i>
Extension Hanche	694 \pm 214	734 \pm 239	0,48	<i>0,18</i>	317 \pm 98	333 \pm 95	0,48	<i>0,17</i>	37 \pm 10	35 \pm 7	0,32	<i>0,29</i>
Flexion Hanche	-19 \pm 73	14 \pm 62*	0,01	<i>0,48</i>	-11 \pm 40	20 \pm 90	0,050	<i>0,44</i>	-1,3 \pm 4,4	0,6 \pm 3,7*	0,003	<i>0,47</i>

* et gras : significativement différent de la condition assis, tendance en gras et italique

LM power sur le cycle entier et dans la phase d'extension sont respectivement plus élevées de 37 ± 41 W et 49 ± 38 W en condition danseuse. À l'inverse, LM power est plus faible de 19 ± 16 W dans la phase de flexion (Tableau 4).

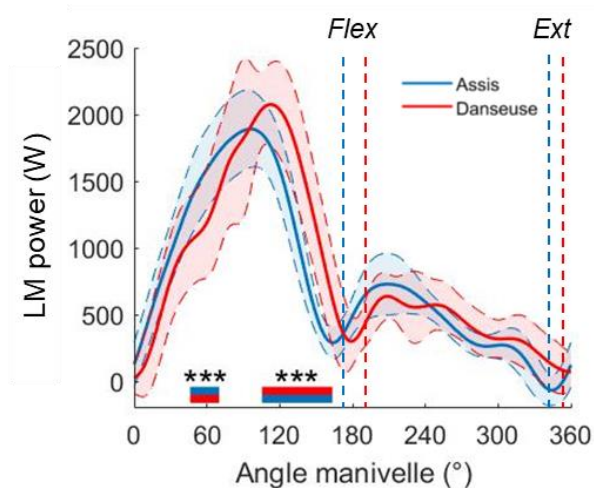


Figure 16 – Patterns moyens (\pm SD) de la somme des puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche (LM power) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 4 – Valeurs moyennes (\pm SD) de la somme des puissances articulaires (LM power) au cours du cycle de pédalage entier (total) et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur, pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet

	Assis	Danseuse	P	d'
LM power total	761 ± 97	$797 \pm 103^*$	0,023	0,36
LM power extension	547 ± 70	$596 \pm 187^*$	<0,001	0,66
LM power flexion	206 ± 38	$187 \pm 41^*$	<0,001	0,47

* et gras : significativement différent de la condition assis

HJC mechanics

Le composant vertical de HJRF est plus élevé de 96 ± 56 N au cours de la phase d'extension en condition danseuse (Tableau 5, Figure 17). L'amplitude de mouvement vertical vers le bas du centre articulaire de hanche est supérieure de $1,7 \pm 1,5$ cm. Le composant horizontal de HJRF est également plus élevé dans la phase d'extension en condition danseuse (en moyenne 136 ± 57 N).

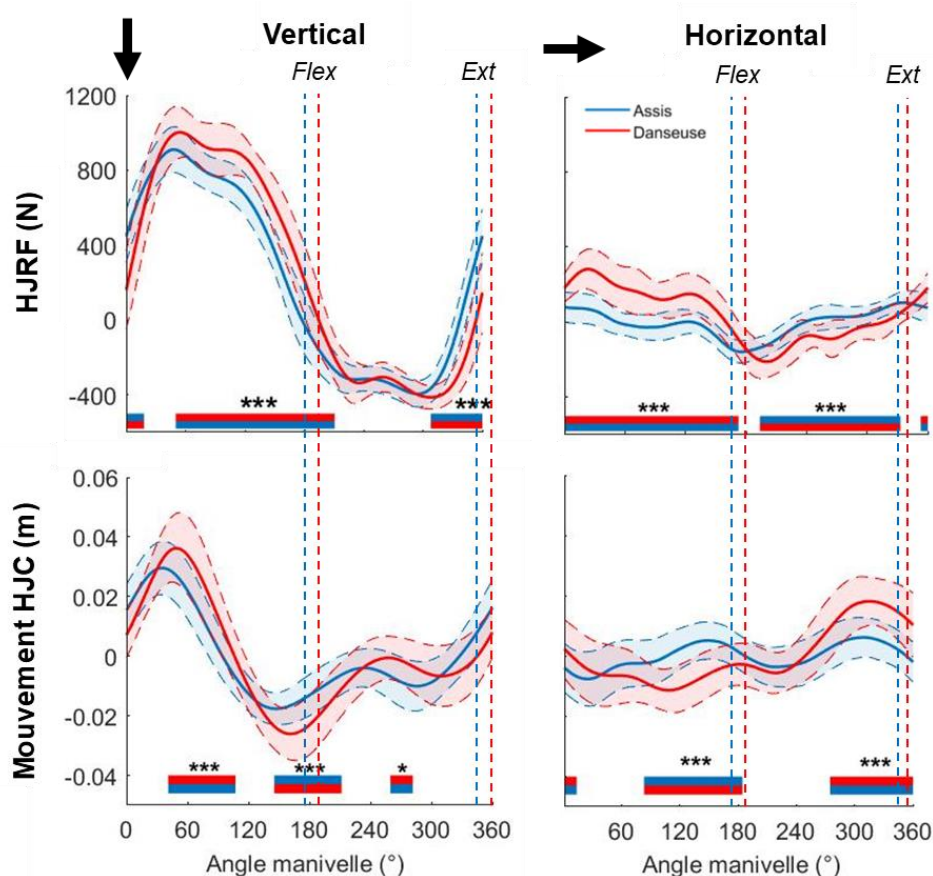


Figure 17 – Patterns moyens (\pm SD) des données mécaniques associées au centre articulaire de la hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les flèches noires indiquent l'orientation de la force correspondant aux valeurs positives. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 5 – Valeurs moyennes (\pm SD) des données associées au centre articulaire de hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions assis et danseuse. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

		Mouvement HJC (m)				HJRF (N)			
		Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'
Extension du membre inférieur	Vertical	0,049 \pm 0,012	0,065 \pm 0,018*	<0,001	0,98	612 \pm 77	709 \pm 87*	<0,001	1,02
	Horizontal	0,021 \pm 0,006	0,024 \pm 0,010	0,25	0,34	-5 \pm 39	131 \pm 70*	<0,001	1,53
Flexion du membre inférieur	Vertical	-0,023 \pm 0,008	-0,029 \pm 0,011	0,11	0,53	-270 \pm 70	-279 \pm 52	0,27	0,15
	Horizontal	-0,017 \pm 0,007	-0,030 \pm 0,008	<0,001	1,36	-10 \pm 29	-58 \pm 36*	<0,001	1,20

* et gras : significativement différent de la condition assis

Activité EMG

On observe une augmentation du niveau d'activité des muscles croisant la cheville et le genou (SOL, GM, GL, VL et VM) allant de 4 % pour le VL à 13 % pour le VM. L'analyse préalable des ON et OFF des séquences d'activités nécessaire au calcul des durées d'activités montre un décalage dans le sens horaire des débuts d'activité en condition danseuse pour tous les muscles excepté le TFL (de 4° pour le VL jusqu'à 14° pour le TA) ainsi que des fins d'activités pour tous les muscles excepté le TFL (de 4° pour le GL jusqu'à 22° pour le RF). Seules les durées d'activités des muscles extenseurs du genou sont significativement plus longues de 14° en moyenne dans la condition danseuse (Tableau 7). Une tendance est également observée pour une augmentation de la durée d'activité du muscle GMAX ($P = 0,082$, Tableau 7) observable dans la deuxième phase de poussée du membre inférieur (Figure 18) et tendant à une augmentation du niveau d'activité moyen de ce muscle ($P = 0,08$, Tableau 7).

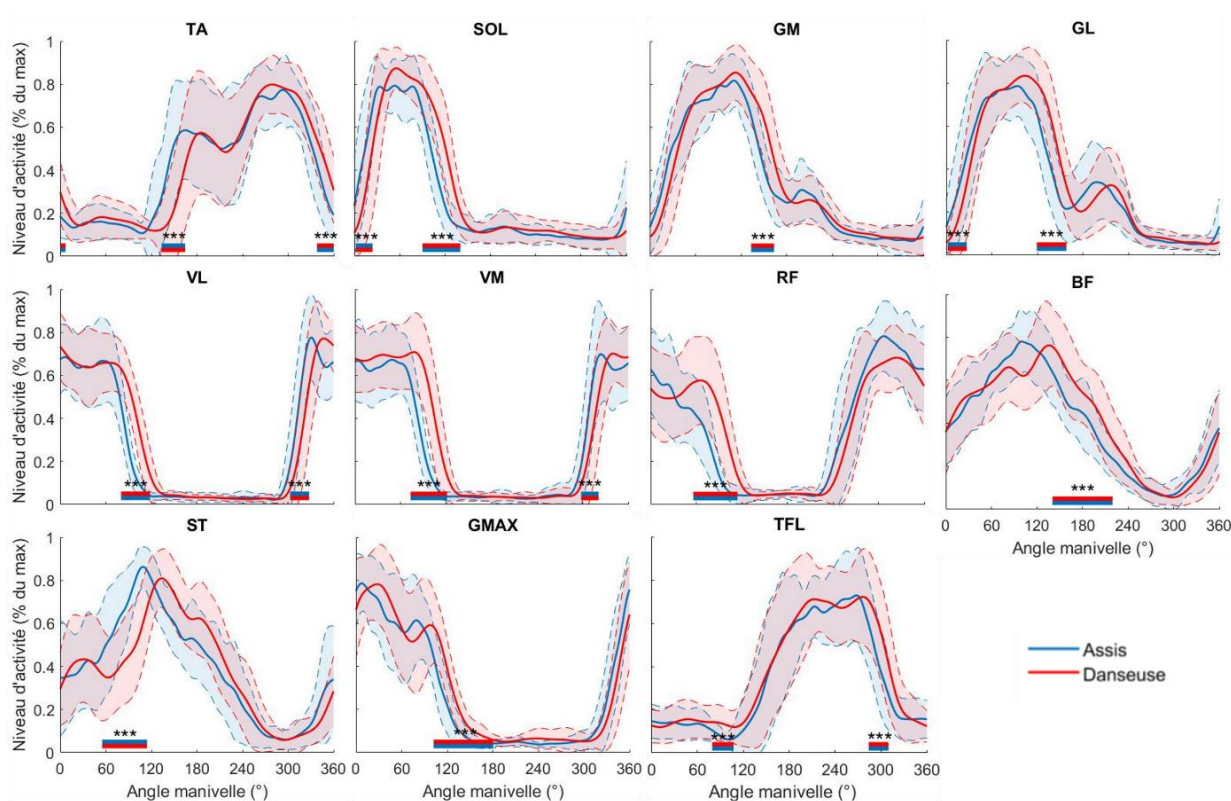


Figure 18 – Patterns EMG moyens (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur droit (*tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *lateralis* (GL), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) *biceps femoris* (BF), *semi tendinosus* (ST), *gluteus maximus* (GMAX) et *tensor fascia latae* (TFL)) dans les conditions assis (bleu) et danseuse (rouge). Les patterns ont été normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré pour chaque muscle dans l'une des deux conditions de sprint. Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 6 – Niveaux d'activité moyens et maximaux (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur dans les conditions assis et danseuse normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré dans l'une des deux conditions et durée des séquences d'activité pour chaque muscle. La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Niveau d'activité moyen				Niveau d'activité maximal				Durée d'activité (OFF-ON)			
	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'	Assis	Danseuse	P	d'
TA	0,41 \pm 0,08	0,41 \pm 0,07	0,96	<i>0,01</i>	0,93 \pm 0,07	0,98 \pm 0,06* \uparrow	0,04	<i>0,65</i>	194 \pm 49	191 \pm 39	0,35	<i>0,08</i>
SOL	0,28 \pm 0,05	0,31 \pm 0,05* \uparrow	<0,001	<i>0,56</i>	0,92 \pm 0,08	0,98 \pm 0,03* \uparrow	0,004	<i>0,95</i>	122 \pm 30	121 \pm 15	0,35	<i>0,03</i>
GM	0,35 \pm 0,04	0,37 \pm 0,05* \uparrow	0,031	<i>0,37</i>	0,93 \pm 0,08	0,98 \pm 0,04* \uparrow	0,006	<i>0,77</i>	192 \pm 31	186 \pm 27	0,26	<i>0,19</i>
GL	0,34 \pm 0,05	0,35 \pm 0,05	0,054	<i>0,29</i>	0,92 \pm 0,09	0,97 \pm 0,05* \uparrow	0,026	<i>0,74</i>	171 \pm 49	166 \pm 40	0,2	<i>0,10</i>
VL	0,28 \pm 0,04	0,29 \pm 0,04* \uparrow	0,047	<i>0,46</i>	0,94 \pm 0,08	0,94 \pm 0,1	0,97	<i>0,01</i>	145 \pm 14	158 \pm 11* \uparrow	<0,001	<i>0,93</i>
VM	0,28 \pm 0,03	0,32 \pm 0,04* \uparrow	<0,001	<i>0,93</i>	0,92 \pm 0,06	0,98 \pm 0,04* \uparrow	0,003	<i>0,98</i>	149 \pm 14	163 \pm 12* \uparrow	<0,001	<i>0,94</i>
RF	0,34 \pm 0,04	0,35 \pm 0,05	0,31	<i>0,33</i>	0,97 \pm 0,04	0,92 \pm 0,1* \downarrow	0,04	<i>0,68</i>	182 \pm 25	196 \pm 28* \uparrow	0,01	<i>0,49</i>
BF	0,39 \pm 0,04	0,41 \pm 0,06	0,07	<i>0,40</i>	0,94 \pm 0,07	0,96 \pm 0,08	0,33	<i>0,34</i>	230 \pm 30	238 \pm 25	0,24	<i>0,29</i>
ST	0,39 \pm 0,08	0,38 \pm 0,08	0,24	<i>0,10</i>	0,91 \pm 0,11	0,96 \pm 0,08	0,16	<i>0,41</i>	218 \pm 46	226 \pm 65	0,47	<i>0,15</i>
GMAX	0,28 \pm 0,05	0,29 \pm 0,06	0,08	<i>0,21</i>	0,96 \pm 0,06	0,94 \pm 0,09	0,42	<i>0,24</i>	147 \pm 14	153 \pm 16	0,082	<i>0,40</i>
TFL	0,34 \pm 0,05	0,37 \pm 0,05* \uparrow	0,007	<i>0,69</i>	0,90 \pm 0,11	0,98 \pm 0,04* \uparrow	0,017	<i>0,83</i>	161 \pm 25	166 \pm 29	0,27	<i>0,21</i>

* et gras : significativement différent de la condition assis, tendance en gras et italique ; \uparrow : augmentation en condition danseuse ; \downarrow : diminution en condition danseuse ; TA : *tibialis anterior*, SOL : *soleus*, GM : *gastrocnemius medialis*, GL : *gastrocnemius lateralis*, VM : *vastus medialis*, VL : *vastus lateralis*, RF : *rectus femoris*, BF : *biceps femoris*, ST : *semi tendinosus*, GMAX : *gluteus maximus*, TFL : *tensor fascia latae*

Partie 2 « Deux jambes – Une jambe »

Production mécanique

P_{crank} dans la condition 1J était en moyenne inférieure de 122 ± 84 W soit $19,2 \pm 13,2$ % sur le cycle entier, et inférieure de 128 ± 73 W soit $24,5 \pm 14,0$ % sur la phase d'extension (Tableau 8). À l'inverse, on observe une tendance à ce que la puissance produite dans la phase de flexion soit fortement supérieure ($P = 0,059$, $d' = 0,87$, Tableau 8). Les angles de début des phases d'extension ($339 \pm 5^\circ$ et $347 \pm 8^\circ$ respectivement pour 2J et 1J) et de flexion ($172 \pm 7^\circ$ et $161 \pm 6^\circ$ respectivement pour 2J et 1J, Figure 19) sont fortement différents entre les deux conditions ($P < 0,01$ et $P < 0,001$, $d' = 0,96$ et $d' = 1,32$, respectivement), résultant en une très forte diminution du *duty cycle* en condition 1J ($1,16 \pm 0,11$ et $0,94 \pm 0,09$ respectivement pour les conditions 2J et 1J, $P < 0,001$, $d' = 1,47$).

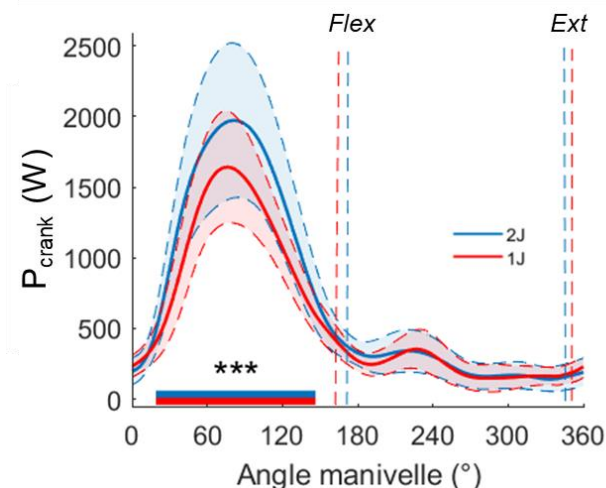


Figure 19 – Patterns moyens (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) dans les conditions « deux jambes » (2J, bleu) et « une jambe » (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 7 – Valeurs moyennes (\pm SD) de la puissance à la manivelle (P_{crank}) sur le cycle entier et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur pondérées par rapport à leur durée relative vis-à-vis du cycle entier, respectivement pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet

	2J	1J	P	d'
P_{crank} cycle entier	698 \pm 195	576 \pm 132*	<0,001	0,69
P_{crank} extension	586 \pm 159	458 \pm 102*	<0,001	0,24
P_{crank} flexion	111 \pm 41	121 \pm 42	<i>0,059</i>	0,87

* et gras : significativement différent de la condition 2J, tendance en gras et italique

Cinématique et efforts articulaires

La condition 1J entraîne une diminution de l'amplitude articulaire de la cheville caractérisée par une diminution de la dorsiflexion en début de cycle et une diminution de la flexion plantaire en fin d'extension et au passage du point bas ($P < 0,001$, Tableau 9, Figure 20). Les amplitudes articulaires du genou et de la hanche ne sont pas modifiées mais les *duty cycle* sont inférieurs dans la condition 1J ($0,51 \pm 0,03$ vs. $0,47 \pm 0,03$ pour le genou et $0,49 \pm 0,03$ vs. $0,46 \pm 0,05$ pour la hanche, respectivement dans les conditions 2J et 1J). On note une diminution de la vitesse d'extension et de flexion de la cheville et à l'inverse une augmentation de la vitesse d'extension du genou de plus de 10 % dans la condition 1J (Tableau 9 et Figure 20).

Les moments articulaires extenseurs des trois articulations sont significativement plus faibles dans la condition 1J, de 22 % pour l'extension du genou jusqu'à 50 % pour l'extension de la cheville (Tableau 9 et Figure 20). Le moment fléchisseur du genou est également plus faible en moyenne de 14 % (Tableau 9 et Figure 20). À l'inverse, les moments fléchisseurs à la hanche et à la cheville sont fortement supérieurs dans la condition 1J, de 50 % pour la cheville jusqu'à 145 % pour la hanche (Tableau 9 et Figure 20).

Ces modifications sont associées à une diminution des puissances absolues en extension de la cheville et de la hanche et en flexion du genou dans la condition 1J (respectivement $P < 0,001$, $P < 0,01$ et $P < 0,05$; Tableau 10). Les puissances pondérées et relatives en extension de cheville et de hanche sont plus faibles dans la condition 1J ($P < 0,001$ et $P < 0,01$, $d' = 0,7$ et $d' = 0,68$, respectivement). À l'inverse, les puissances de flexion absolues, pondérées et relatives de ces deux articulations sont plus élevées (Tableau 10).

Tableau 8 – Valeurs moyennes (\pm SD) des vitesses et moments à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase articulaire pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Amplitudes articulaires (ROM, en °)				Vitesses articulaires (°/s)				Moments articulaires (N·m)			
	2J	1J	P	d'	2J	1J	P	d'	2J	1J	P	d'
Extension Cheville					238 ± 50	207 ± 44*	0,007	<i>0,63</i>	80 ± 24	56 ± 9,8*	<0,001	<i>1,10</i>
Flexion Cheville	59 ± 13	50 ± 12*	<0,001	<i>0,69</i>	-181 ± 71	-149 ± 26	0,07	<i>0,57</i>	16 ± 6,6	9,6 ± 6,7*	<0,001	<i>0,87</i>
Extension Genou					288 ± 37	323 ± 50*	<0,001	<i>0,74</i>	60 ± 26	48 ± 19*	0,032	<i>0,53</i>
Flexion Genou	87 ± 10	92 ± 18,3	0,19	<i>0,31</i>	-305 ± 58	-294 ± 84	0,40	<i>0,16</i>	-46 ± 16,3	-40 ± 18	0,075	<i>0,36</i>
Extension Hanche					134 ± 18	140 ± 26	0,35	<i>0,25</i>	153 ± 52	99 ± 47*	<0,001	<i>0,97</i>
Flexion Hanche	38 ± 3,4	38 ± 5,8	0,62	<i>0,15</i>	-126 ± 18	-118 ± 23	0,11	<i>0,35</i>	-3,7 ± 19,7	-23 ± 21*	<0,001	<i>0,87</i>

* et gras : significativement différent de la condition 2J, tendance en gras et italique

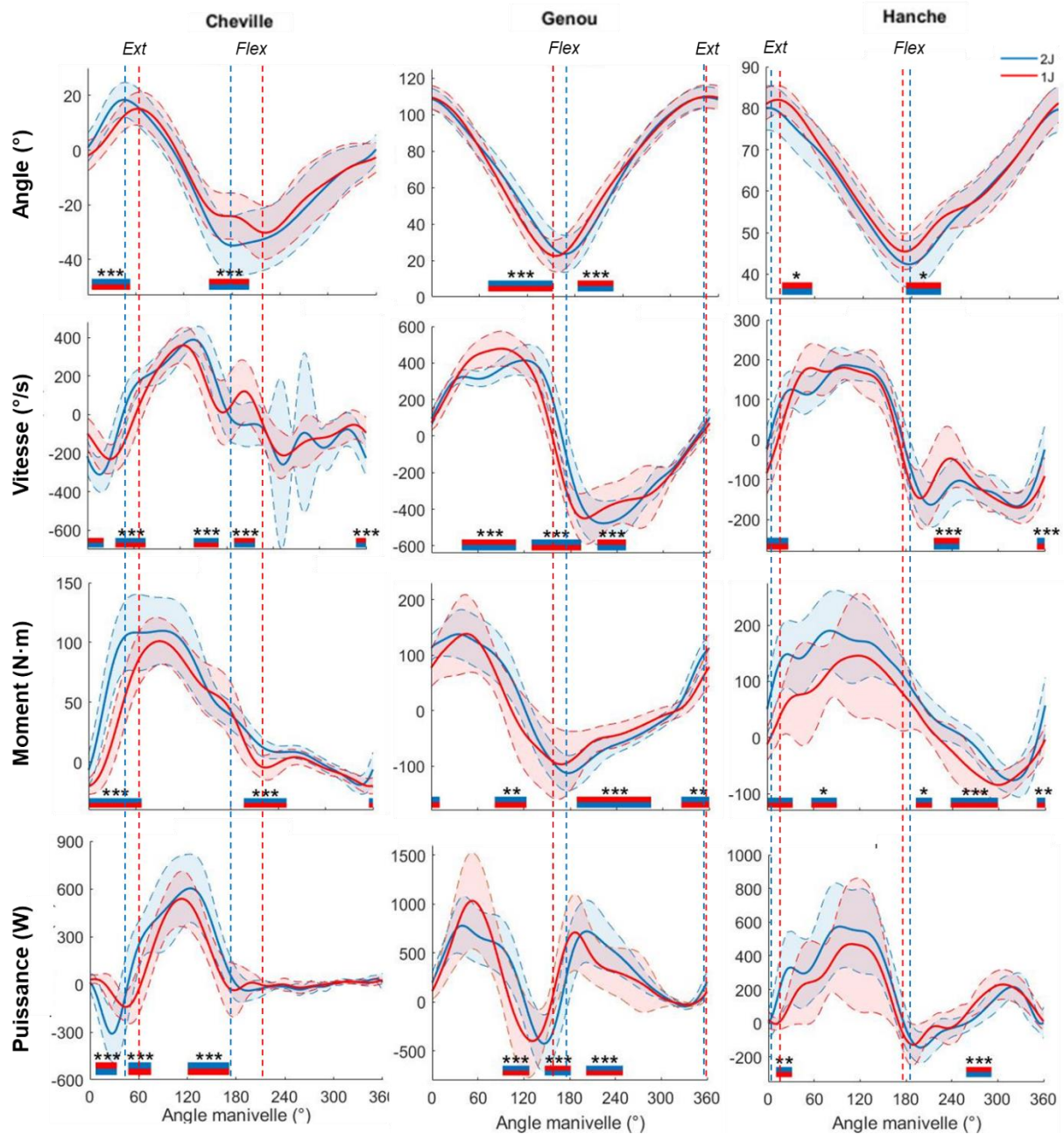


Figure 20 – Patterns moyens (\pm SD) des angles, vitesses, moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche dans les conditions deux jambes (2J, bleu) et une jambe (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 9 – Valeurs moyennes (\pm SD) des puissances articulaires absolues, pondérées par rapport à la durée de la phase et exprimées en pourcentage de la puissance totale à la pédale (relatives) à la cheville, au genou et à la hanche dans chaque phase pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet

	Puissances articulaires (absolues)				Puissances articulaires (pondérées)				Puissances articulaires (relatives)			
	2J	1J	Valeur de P	d'	2J	1J	Valeur de P	d'	2J	1J	Valeur de P	d'
Extension Cheville	354 \pm 151	240 \pm 78*	<0,001	0,87	143 \pm 52	100 \pm 26*	<0,001	0,94	20,6 \pm 4	17,8 \pm 3,8*	<0,001	0,70
Flexion Cheville	-51,7 \pm -27	-27,8 \pm 22*	<0,001	0,89	-31 \pm 17	-16 \pm 13*	<0,001	0,84	-4,2 \pm 1,6	-2,7 \pm 1,9*	0,002	0,78
Extension Genou	291 \pm 155	290 \pm 130	0,98	0,01	149 \pm 80	137 \pm 63	0,53	0,16	22 \pm 9,8	23,8 \pm 9,4	0,51	0,19
Flexion Genou	331 \pm 141	268 \pm 173*	0,03	0,39	158 \pm 62	140 \pm 81	0,14	0,26	22,2 \pm 4,6	23,3 \pm 10	0,60	0,14
Extension Hanche	384 \pm 153	277 \pm 155	0,002	0,69	188 \pm 79	126 \pm 64*	<0,001	0,80	26,6 \pm 6,7	21,3 \pm 8,1*	0,02	0,68
Flexion Hanche	27,1 \pm 42	59,4 \pm 52*	0,03	0,65	13 \pm 21	34 \pm 28*	0,016	0,77	1,95 \pm 2,9	5,88 \pm 4,4*	0,002	0,94

* et gras : significativement différent de la condition 2J

LM power sur le cycle entier et sur la phase d'extension sont respectivement plus faibles de 101 ± 67 W et 117 ± 57 W dans la condition 1J ($P < 0,001$, $d' = 0,93$, Tableau 11, Figure 21). À l'inverse, une tendance est observée pour une augmentation dans la phase de flexion de 16 ± 37 W ($P = 0,07$, Tableau 11).

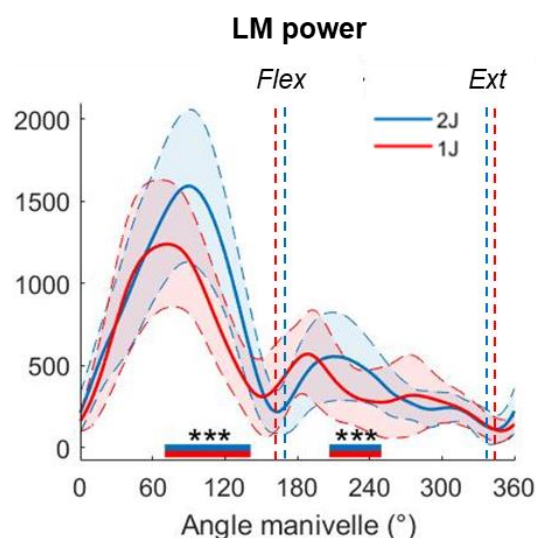


Figure 21 – Patterns moyens (\pm SD) de la somme des puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche (LM power) dans les conditions « deux jambes » (2J, bleu) et « une jambe » (1J, rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Tableau 10 – Valeurs moyennes (\pm SD) de la somme des puissances articulaires (LM power) au cours du cycle de pédalage entier (total) et dans les phases d'extension et de flexion du membre inférieur, pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet

	2J	1J	P	d'
LM power total	621 \pm 170	520 \pm 149*	<0,001	<i>0,61</i>
LM power extension	480 \pm 125	363 \pm 96*	<0,001	<i>0,93</i>
LM power flexion	141 \pm 49	157 \pm 65	0,07	<i>0,28</i>

* et gras : significativement différent de la condition 2J, tendance en gras et italique

HJC mechanics

Le composant vertical de HJRF est plus faible de 163 ± 79 N au cours de la phase d'extension en condition 1J ($P < 0,001$, Tableau 12). Cette diminution est accompagnée d'une forte diminution de l'amplitude de mouvement vertical du haut vers le bas au cours de la phase d'extension de $1,8 \pm 2,1$ cm. En condition 1J, ce mouvement vertical vers le bas intervient plus tard au début de la phase d'extension et se prolonge au début de la phase de flexion du membre inférieur (Figure 22).

Tableau 11 – Valeurs moyennes (\pm SD) des données associées au centre articulaire de hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

		Mouvement HJC (m)				HJRF (N)			
		2J	1J	P	d'	2J	1J	P	d'
Extension du membre inférieur	Vertical	0,051 \pm 0,016	0,033 \pm 0,010*	0,001	1,14	629 \pm 145	466 \pm 103*	<0,001	1,09
	Horizontal	0,022 \pm 0,007	0,031 \pm 0,013*	0,012	0,78	-71 \pm 51	-97 \pm 55	0,06	0,48
Flexion du membre inférieur	Vertical	0,043 \pm 0,012	0,043 \pm 0,014	0,88	0,04	-287 \pm 90	-284 \pm 75	0,84	0,03
	Horizontal	0,018 \pm 0,008	0,030 \pm 0,013*	0,002	0,95	0 \pm 26	-14 \pm 27	0,084	0,52

* et gras : significativement différent de la condition 2J, tendance en gras et italique

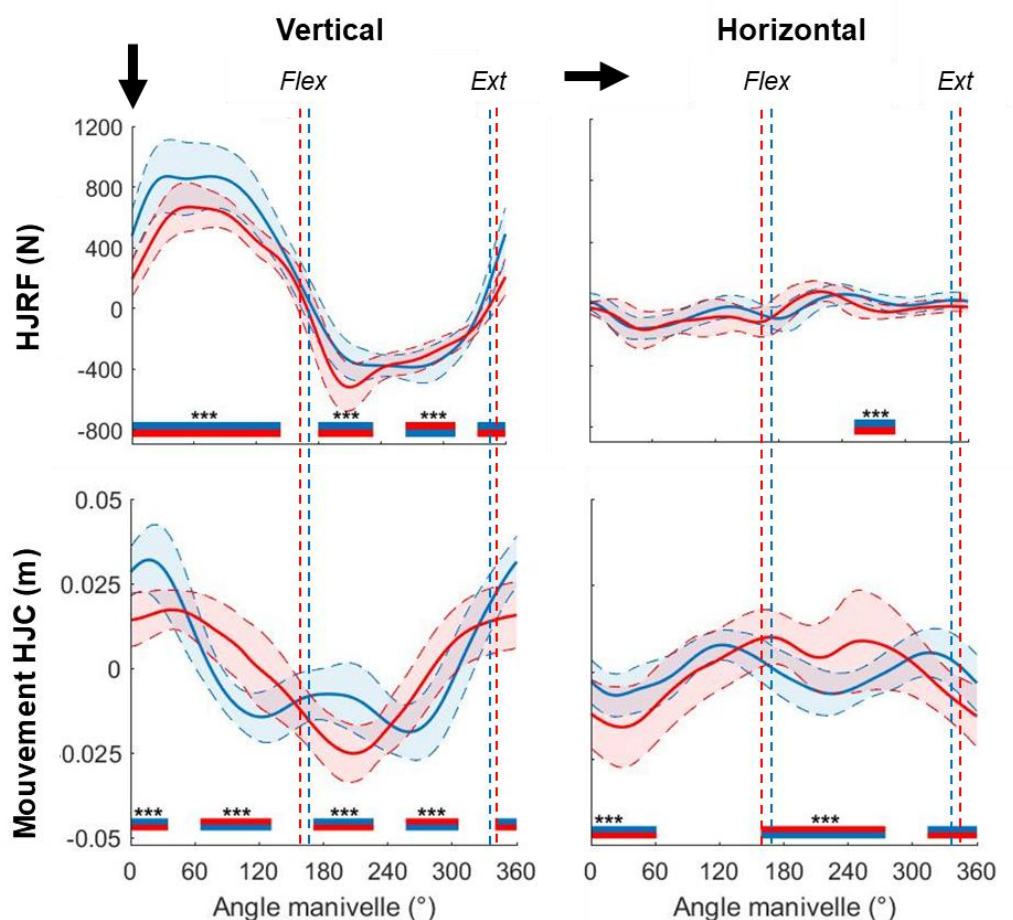


Figure 22 – Patterns moyens (\pm SD) des données mécaniques associées au centre articulaire de la hanche (HJC) dans les plans vertical et horizontal : mouvement (m) et force de réaction du pelvis sur la cuisse (HJRF) pour les conditions « deux jambes » (bleu) et « une jambe » (rouge). Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les flèches noires indiquent l'orientation de la force correspondant aux valeurs positives. Les barres verticales pointillées représentent les débuts des phases d'extension (Ext) et de flexion (Flex) du membre inférieur. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Activité EMG

On observe une diminution des niveaux d'activité EMG moyens de tous les muscles participant à l'extension exceptés ST et GMAX dans la condition 1J, allant de 12 % pour le GM à 26 % pour le SOL (Tableau 13, Figure 23). Ces diminutions sont liées à la fois à une baisse du niveau d'activité maximal (de 6 à 23 % pour les muscles SOL, GM, GL, VL, VM, Tableau 13, Figure 23) et de la durée d'activité (de 3 à 17 % pour les muscles SOL, GM, GL, VL, VM, BF, ST, GMAX, Tableau 13). Le niveau d'activité moyen du muscle TFL est modérément supérieur, en lien avec une augmentation de la durée d'activité de 35 % et une tendance à une augmentation

du niveau d'activité maximal de 17 % (Tableau 13). De même, la durée d'activité du muscle TA est significativement supérieure de 6 % (Tableau 13).

Tableau 12 – Niveaux d'activité moyens et maximaux (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur dans les conditions « deux jambes » (2J) et « une jambe » (1J), normalisés par rapport au niveau maximum enregistré dans l'une des deux conditions et durée des séquences d'activité pour chaque muscle (différence OFF – ON). La valeur de P renseigne le niveau de significativité du test de comparaison de moyenne (test T) entre les deux conditions et d' renseigne la taille d'effet.

	Niveau d'activité moyen				Niveau d'activité maximal				Durée d'activité (OFF-ON)			
	2J	1J	P	d'	2J	1J	P	d'	2J	1J	P	d'
TA	0,43 \pm 0,11	0,40 \pm 0,09	0,12	<i>0,36</i>	0,97 \pm 0,08	0,89 \pm 0,15	0,066	<i>0,66</i>	179 \pm 46	190 \pm 46* \uparrow	0,03	<i>0,25</i>
SOL	0,34 \pm 0,04	0,26 \pm 0,05* \downarrow	<0,001	<i>1,36</i>	0,99 \pm 0,04	0,78 \pm 0,14* \downarrow	<0,001	<i>1,43</i>	141 \pm 26	127 \pm 26* \downarrow	0,005	<i>0,52</i>
GM	0,43 \pm 0,06	0,38 \pm 0,05* \downarrow	0,002	<i>0,81</i>	0,98 \pm 0,04	0,92 \pm 0,09* \downarrow	0,049	<i>0,74</i>	227 \pm 31	204 \pm 36* \downarrow	0,011	<i>0,66</i>
GL	0,40 \pm 0,06	0,32 \pm 0,06* \downarrow	<0,001	<i>1,06</i>	0,99 \pm 0,04	0,87 \pm 0,08* \downarrow	<0,001	<i>1,4</i>	210 \pm 48	195 \pm 51* \downarrow	0,011	<i>0,30</i>
VL	0,32 \pm 0,04	0,25 \pm 0,04* \downarrow	<0,001	<i>1,30</i>	0,98 \pm 0,06	0,86 \pm 0,12* \downarrow	0,004	<i>1,05</i>	162 \pm 9	143 \pm 13* \downarrow	<0,001	<i>1,26</i>
VM	0,32 \pm 0,03	0,26 \pm 0,04* \downarrow	<0,001	<i>1,27</i>	0,99 \pm 0,04	0,83 \pm 0,14* \downarrow	<0,001	<i>1,22</i>	174 \pm 42	147 \pm 15* \downarrow	<0,001	<i>0,80</i>
RF	0,35 \pm 0,06	0,28 \pm 0,09* \downarrow	<0,001	<i>0,77</i>	0,98 \pm 0,05	0,86 \pm 0,18	0,11	<i>0,88</i>	183 \pm 22	171 \pm 37	0,10	<i>0,41</i>
BF	0,45 \pm 0,05	0,40 \pm 0,07* \downarrow	0,02	<i>0,73</i>	0,96 \pm 0,09	0,93 \pm 0,09	0,38	<i>0,33</i>	251 \pm 31	226 \pm 40* \downarrow	0,012	<i>0,72</i>
ST	0,41 \pm 0,08	0,38 \pm 0,07	0,11	<i>0,44</i>	0,85 \pm 0,27	0,92 \pm 0,11	0,40	<i>0,36</i>	248 \pm 32	222 \pm 44* \downarrow	0,008	<i>0,66</i>
GMAX	0,28 \pm 0,05	0,26 \pm 0,05	0,10	<i>0,51</i>	0,81 \pm 0,26	0,94 \pm 0,11	0,17	<i>0,59</i>	148 \pm 15	118 \pm 16* \downarrow	<0,001	<i>1,42</i>
TFL	0,33 \pm 0,06	0,37 \pm 0,06* \uparrow	0,04	<i>0,59</i>	0,74 \pm 0,33	0,94 \pm 0,13	0,08	<i>0,73</i>	183 \pm 51	225 \pm 65* \uparrow	0,027	<i>0,93</i>

* et gras : significativement différent de la condition 2J ; tendance en gras et italique ; \uparrow : augmentation en condition 1J ; \downarrow : diminution en condition 1J ; TA : *tibialis anterior*, SOL : *soleus*, GM : *gastrocnemius medialis*, GL : *gastrocnemius lateralis*, VM : *vastus medialis*, VL : *vastus lateralis*, RF : *rectus femoris*, BF : *biceps femoris*, ST : *semi tendinosus*, GMAX : *gluteus maximus*, TFL : *tensor fascia latae*.

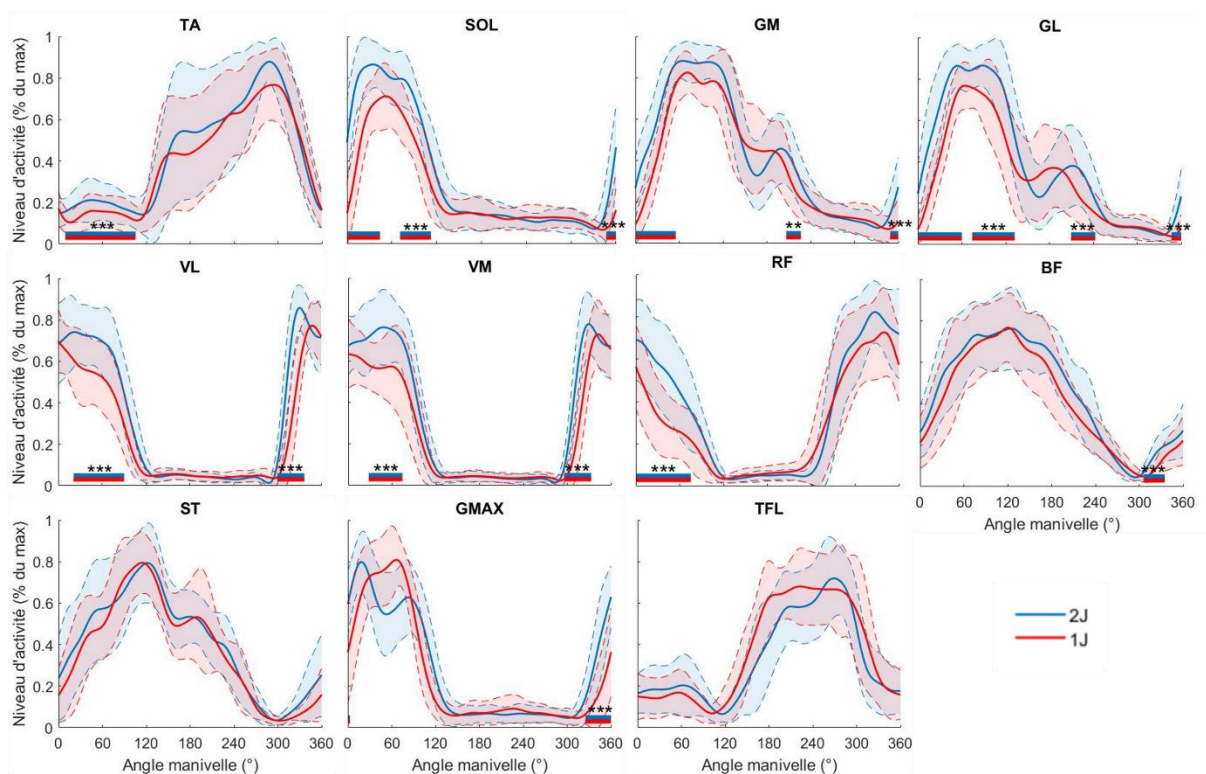


Figure 23 – Patterns EMG moyens (\pm SD) de 11 muscles du membre inférieur droit (*tibialis anterior* (TA), *soleus* (SOL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *lateralis* (GL), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF) *biceps femoris* (BF), *semi tendinosus* (ST), *gluteus maximus* (GMAX) et *tensor fascia latae* (TFL)) dans les conditions « deux jambes » (2J, en bleu) et « une jambe » (1J, en rouge). Les patterns ont été normalisés par rapport au niveau d'activité maximum enregistré pour chaque muscle dans l'une des deux conditions de sprint. Les patterns sont exprimés en fonction de l'angle de la manivelle. Les clusters issus de la méthode SPM présentant les différences significatives entre les deux conditions sont caractérisés par les bandes rouges et bleues dans la zone basse des graphiques. * $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Discussion

Le premier objectif de cette étude était d'analyser les ajustements des coordinations musculaires au cours d'un exercice maximal de sprint en cyclisme réalisé dans une condition danseuse, par rapport à une condition assise. Les résultats montrent une augmentation du niveau d'activité d'une majorité de muscles impliqués dans l'extension du membre inférieur et une augmentation des durées d'activité pour les extenseurs du genou. L'analyse cinématique a montré une modification des zones d'angles de travail des articulations, principalement une ouverture plus importante des segments jambe-pied (angle de la cheville) et pelvis-cuisse (angle de la hanche) durant la phase de poussée sur la pédale ainsi qu'un allongement de la phase d'extension du genou. Les moments articulaires d'extension étaient similaires voire supérieurs au niveau du genou. À l'inverse, la puissance de flexion du genou diminue fortement au profit de

l'augmentation de la puissance de flexion de hanche. En parallèle, la condition danseuse a entraîné une augmentation de l'amplitude de mouvement vertical vers le bas du centre articulaire de hanche et une augmentation de la force de réaction verticale à la hanche orientée vers le bas durant la phase d'extension du membre inférieur. Le deuxième objectif poursuivi était de déterminer le rôle de la force exercée par la jambe controlatérale dans la phase de traction sur la dynamique du centre articulaire de la hanche et la puissance maximale exercée à la manivelle par la jambe ipsilatérale. Il a été montré une forte diminution de la puissance à la manivelle dans la phase d'extension du membre inférieur dans la condition unilatérale associée à une baisse de tous les moments articulaires d'extension ainsi que des puissances d'extension exceptée la puissance d'extension du genou. Il a également été montré une baisse des niveaux et durées d'activité de la quasi-totalité des muscles extenseurs. Cette condition unilatérale a entraîné une diminution de l'amplitude de mouvement vertical du centre articulaire de la hanche accompagnée d'une forte diminution de la force de réaction verticale à la hanche orientée vers le bas durant la phase d'extension du membre inférieur.

Partie assis-danseuse

Le gain moyen de puissance de 11,6 % dans la position danseuse est en accord avec les études précédentes sur des populations de différents niveaux (Millet et al., 2002 ; Reiser et al., 2002 ; Dorel, 2018a). De la même façon, le décalage dans le sens horaire des séquences d'activité rejoint les précédentes études sur le sujet (Hug et al., 2011 ; Turpin et al., 2017). Ces modifications sont associées à un déphasage similaire des phases d'extension et de flexion du membre inférieur et des articulations. Pour comprendre les adaptations globales des coordinations musculaires observées, il est nécessaire de prendre en compte à la fois l'analyse de la cinématique et de l'EMG et les modifications des moments et puissances articulaires résultants.

En se concentrant sur la phase de poussée pour laquelle les gains de puissance à la pédale sont les plus élevés (i.e. 9 %) et en considérant tout d'abord l'articulation proximale, les résultats ont montré des angles de hanche plus ouverts sur la quasi-totalité du cycle de pédalage, suggérant donc une modification de la zone de la relation moment-angle de l'articulation sur laquelle les muscles agonistes extenseurs de hanche se contractent. De plus, les résultats montraient dans le même sens une tendance à ce que la durée d'activité et le niveau d'activité moyen du muscle GMAX soient supérieurs. Nous n'avons cependant pas enregistré de différence significative du moment et de la puissance produite à cette articulation ne permettant

pas de dégager un réel bénéfice des ajustements observés au regard des propriétés moment-angle. À ce sujet, différents éléments d'explication peuvent être apportés. Dans la première phase de poussée sur la pédale, le niveau d'activité du muscle bi-articulaire ST est plus faible (Figure 18) ce qui est premièrement moins favorable à la production d'un moment extenseur de hanche et qui, deuxièmement, doit également diminuer le transfert de puissance du genou vers la hanche (van Ingen Schenau et al., 1987, 1992). Dans la seconde phase de poussée sur la pédale, on observe une activité antagoniste simultanée plus importante du muscle bi-articulaire RF qui doit cette fois-ci entraîner un transfert de puissance de la hanche vers le genou. Pour autant, la vitesse d'extension de hanche dans cette deuxième partie de poussée sur la pédale est plus élevée et la sollicitation du muscle GMAX prolongée (Figure 18), pouvant ainsi expliquer le maintien du moment d'extension de hanche et donc la puissance articulaire plus élevée en deuxième partie de poussée sur la pédale (Figure 15). À l'inverse des travaux de Wilkinson et al. (2020b), nous n'avons donc pas enregistré de différence sur la part relative de la puissance totale à la pédale de l'extension de hanche entre les deux conditions.

Considérant l'articulation du genou, l'extension se prolonge plus longtemps au cours du cycle de pédalage résultant en un angle d'extension plus important en fin de poussée. De plus, la durée d'activité des muscles VL et VM se prolonge de 93° à 113° d'angle de manivelle, dans une zone où l'extension du genou est plus importante (angles allant de 65° à 54°) et qui se trouve plus favorable pour produire de la force (Hahn et al., 2011). En position assise classique, plusieurs auteurs ont montré lors de l'exercice sous-maximal (Muraoka et al., 2001 ; Austin et al., 2010 ; Brennan et al., 2018) ou maximal (Austin et al., 2010) de pédalage que les faisceaux musculaires du VL se contractent majoritairement sur la phase descendante de la relation force-longueur. Ainsi, on peut suggérer que la position danseuse permettrait qu'ils opèrent à des portions plus favorables de leur relation force-longueur et profiter davantage de la portion « forte » du plateau. De plus, l'ouverture de l'angle de hanche dans cette même phase entraîne une augmentation des longueurs musculaires au niveau du muscle bi-articulaire RF pouvant favoriser sa production de force (Maffiuletti & Lepers, 2003). Pris ensemble, tous ces résultats vont dans le sens de l'augmentation du moment de la puissance d'extension du genou observée en fin de poussée sur la pédale (Figure 15).

Considérant l'articulation de la cheville, les résultats ont montré un angle d'extension plus élevé durant la quasi-totalité du cycle de pédalage. Au début du cycle, la longueur des muscles gastrocnémiens doit donc être plus raccourcie. De plus, on observe un début d'activité des muscles SOL, GM et GL plus tardif en début de cycle. La capacité de la cheville à résister aux

forces produites par les muscles proximaux et donc à transférer ces forces à la pédale ne doit pas être optimisée en tout début de cycle. Dans ce sens, on observe un mouvement de dorsiflexion de la cheville opéré à des vitesses plus élevées en position danseuse et une montée en puissance, à la fois à la manivelle (P_{crank}) et la puissance nette musculaire (LM power) qui interviennent plus tard au cours du cycle (Figures 14 et 16). En revanche, l'augmentation du niveau d'activité maximal des muscles fléchisseurs plantaires en fin de mouvement de dorsiflexion et sur le reste de la poussée sur la pédale doit ensuite permettre de transférer plus efficacement les forces produites par les extenseurs du genou et de la hanche (Grégoire et al., 1984 ; van Ingen Schenau et al., 1987, 1992), et probablement restituer l'énergie en fin de poussée sur la pédale. Dans ce sens, on observe effectivement une augmentation de la puissance d'extension de cheville en fin de flexion plantaire et une tendance à ce que la puissance produite par cette action au cours du cycle soit plus élevée (Figure 15 et Tableau 3).

En se concentrant désormais sur la phase de flexion et donc au tirage sur la pédale qui apporte un gain de P_{crank} de 2,6 %, les résultats montrent de fortes modifications de la cinématique du membre inférieur. Les trois articulations présentent des angles de flexion significativement moins prononcés. Au niveau de la hanche, cela place probablement l'articulation dans une zone de la relation moment-angle plus favorable à l'expression des capacités de force des muscles fléchisseurs, notamment du muscle bi-articulaire RF (Maffioletti & Lepers, 2003). Au niveau de cette action articulaire, l'enregistrement de l'activité EMG des muscles agonistes est moins évidente en raison de leur profondeur au sein du membre inférieur, notamment le principal muscle fléchisseur de hanche à savoir le muscle ilio-psoas. Ainsi, même si le muscle TFL est plus subsidiaire, il demeure pertinent pour obtenir une évaluation indirecte de la modification du niveau d'activité des muscles principaux qui ne sont pas enregistrés. L'analyse EMG au niveau de ce muscle TFL a ainsi montré une augmentation du niveau d'activité maximal dans la condition danseuse qui, associée à une configuration moment-angle probablement plus optimale, doit expliquer la production d'un moment et d'une puissance articulaire plus élevée ($P < 0,01$). À l'inverse des résultats rapportés dans l'étude de Wilkinson et al. (2020b), la puissance moyenne de flexion du genou est plus faible en condition danseuse. Ceci peut s'expliquer par un mouvement horizontal du centre articulaire de la hanche orienté vers l'avant plus important ($P < 0,001$) qui entraîne une diminution de la vitesse de flexion du genou ainsi qu'à une meilleure expression des capacités de production de force des muscles fléchisseurs de hanche créant un moment antagoniste supérieur. Enfin, au niveau du passage du point haut

marqué par l'augmentation du moment et de la puissance articulaire de flexion de hanche, les résultats montrent une augmentation concomitante du moment et une diminution de la vitesse de flexion de cheville. Même si le gain n'est logiquement pas observable en puissance de flexion de cheville, ces ajustements au niveau de cette articulation distale, associés à une augmentation du niveau d'activité maximal du muscle TA, permettent probablement de transférer plus efficacement les forces à la pédale plus élevées des muscles proximaux dans la phase de flexion (Raasch et al., 1997).

Pris globalement, ces résultats au niveau des trois articulations montrent que l'augmentation de P_{crank} ne se retranscrit pas nécessairement par une augmentation de puissance nette à chaque articulation, mais dépend de la cinématique articulaire, des co-activités et de l'action des muscles bi-articulaires générant du transfert intersegmentaire. La somme des puissances articulaires (LM power) ayant été calculée afin d'estimer plus précisément la contribution musculaire nette à la puissance totale montre une augmentation de 36 W en moyenne en position danseuse, liée exclusivement à une augmentation dans la phase d'extension (+39 W, $P < 0,001$, $d' = 0,66$). Cette approche montre que le gain de puissance en position danseuse ne peut être associé uniquement à une contribution musculaire plus importante (i.e. gain de P_{crank} de 104 W). Cela suggère donc la contribution d'autres facteurs, et probablement l'action du tronc et des membres supérieurs en amont de la chaîne du membre inférieur (Wilkinson et al., 2020a).

La participation du tronc et des membres supérieurs peut être caractérisée par la force de réaction qui est produite à l'articulation de la hanche (i.e. HJRF). En condition danseuse, le composant vertical de HJRF orienté vers le bas augmente de près de 90 N alors que l'amplitude du mouvement vertical vers le bas du centre articulaire de la hanche est également plus importante. De plus, une première analyse complémentaire montre une corrélation modérée entre le gain de P_{crank} et le gain du composant vertical de HJRF dans la phase d'extension ($r = 0,65$, $P < 0,01$). En d'autres termes, cela indique un transfert de puissance plus élevé du tronc et des membres supérieurs à l'articulation de la hanche et donc au membre inférieur et *in fine* à la pédale, et qui est primordial pour les gains de puissance en condition danseuse.

Cependant, au-delà de l'optimisation du transfert de puissance par le haut du corps, ainsi que des relations moment-angle des articulations, le rôle du haut du corps doit également être essentiel dans la capacité à exprimer les capacités de production de force des muscles du membre inférieur. Dans ce sens, les résultats ont montré une augmentation du niveau d'activité

maximal de certains muscles producteurs de puissance, notamment le VM. À ce sujet, il est intéressant de constater que l'on observe une corrélation positive modérée entre le gain du composant vertical de HJRF dans la phase d'extension et le gain du niveau d'activité maximal moyen des muscles extenseurs de la cheville, du genou et de la hanche (i.e. SOL, GM, GL, VL, VM, RF et GMAX) ($r = 0,57$, $P < 0,01$). En d'autres termes, ces résultats indiquent que la capacité à fixer le pelvis vers le bas à partir de l'action du haut du corps permet un meilleur recrutement et donc une meilleure capacité de production de force des muscles du membre inférieur. Ces résultats renforcent les hypothèses établies au cours des deux précédentes études concernant une optimisation de la capacité de production de force du membre inférieur et un transfert plus efficace des forces musculaires à la manivelle.

À l'inverse, dans la phase de flexion, la contribution musculaire est significativement plus faible ($P < 0,001$), principalement liée à une diminution au début de la phase de 180° à 240° d'angle de manivelle. À ce moment, le composant vertical de HJRF est orienté vers le haut alors que l'amplitude du mouvement vertical vers le haut du centre articulaire de hanche est plus importante (Figure 17). Une partie de la force produite vers le haut par le tronc et les membres supérieurs entraîne donc une élévation des segments du membre inférieur, inversement à ce qui se produit dans la phase de poussée. Ceci doit également entraîner la diminution de la vitesse de flexion des articulations dans la même phase et donc la diminution des puissances articulaires de flexion (Figure 15). Cela ne doit pour autant pas signifier que l'effort musculaire est moindre, en témoignent les niveaux d'activités des muscles BF et ST plus élevés sur cette première phase de flexion mais explique la diminution de la puissance musculaire nette totale de flexion.

Partie 2J-1J

Le deuxième objectif de cette étude était de déterminer le rôle de la force de traction exercée par la jambe controlatérale dans sa phase de flexion sur la dynamique du centre articulaire de la hanche et la puissance maximale exercée au niveau de la pédale par la jambe ipsilatérale. La Figure 24 présente la production des forces produites et nécessaires au développement de la puissance à la pédale lors du mouvement simultané de poussée du membre ipsilatéral et de traction du membre controlatéral en condition de sprint. Le membre ipsilatéral doit appliquer une force sur la pédale (flèche grise) exercée vers le bas, qui afin d'être transférée efficacement implique la production d'une force de réaction du pelvis sur le membre inférieur au niveau de l'articulation de la hanche orientée vers le bas (i.e. HJRF, flèche rouge) d'autant plus importante que la force appliquée par le segment cuisse sur le segment pelvis (flèche bleue) est élevée.

Pour cela, ce sont le tronc et les membres supérieurs qui doivent appliquer une force sur le pelvis. Cependant, la production d'une force en traction du côté controlatéral (flèche grise hachurée) crée également une force du segment cuisse sur le segment pelvis orientée vers le bas (flèche bleue hachurée) qui participe, à l'instar du haut du corps, à maintenir le pelvis fixé sur la selle pour éviter qu'il se lève lors de la phase de poussée de la jambe ipsilatérale. Le pelvis étant un segment rigide reliant les deux membres inférieurs, cela permet de favoriser directement la force exercée par le pelvis sur le membre inférieur de la jambe ipsilatérale et donc la fixation du pelvis sur la selle. Au cours de la condition unilatérale réalisée dans le cadre de cette étude, la jambe controlatérale reposait sur un trépied de sorte que la jambe soit simplement étendue. Ainsi, aucune force n'était appliquée sur la pédale et aucune force musculaire n'était produite. Les résultats ont montré une forte diminution de la force de réaction à la hanche au cours de la phase d'extension de la jambe ipsilatérale, signifiant qu'elle ne représente pas uniquement la force exercée par le tronc et les membres supérieurs et confirmant donc que la force exercée par la jambe controlatérale dans la phase de flexion permet également de fixer le pelvis vers le bas. Ces résultats confirment l'augmentation de la force exercée en traction comme stratégie permettant de maintenir la position assise à très haut niveau de puissance mentionnée dans l'étude de Costes et al. (2015). De plus, la forte baisse de l'activité de tous les muscles extenseurs, en termes de niveau d'activité maximal et/ou de durée d'activité associée à une forte baisse de puissance enregistrée dans la phase d'extension ipsilatérale confirme que la phase de traction sur la pédale peut limiter la production de force extrême dans la phase de poussée.

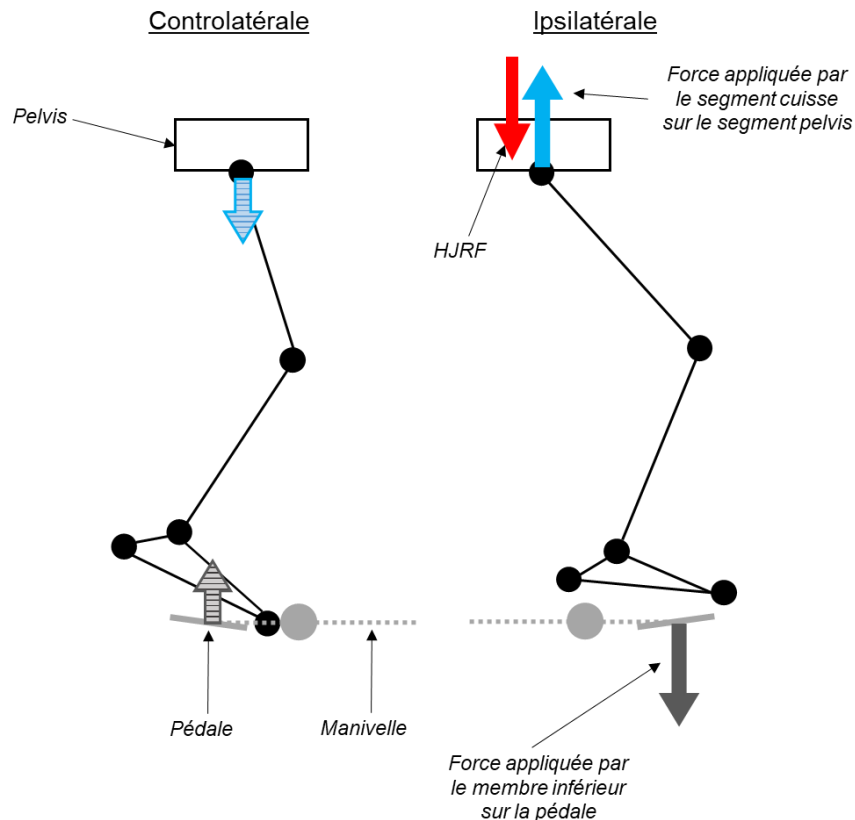


Figure 24 – Représentation dans un plan sagittal du membre inférieur droit appliquant une force à la pédale vers le bas (flèche grise) durant la phase d'extension ipsilatérale, et du membre inférieur gauche appliquant une force à la pédale orientée vers le haut (flèche grise hachurée) durant la phase de flexion controlatérale. Les flèches bleues représentent les forces appliquées par le segment cuisse sur le segment pelvis et la flèche rouge représente la force de réaction à la hanche du pelvis sur la cuisse (HJRF)

Nous avons principalement mis en évidence deux sources majeures de force permettant de fixer le pelvis vers le bas à savoir les efforts musculaires du tronc et des membres supérieurs et la production d'une force de traction dans la phase de flexion controlatérale. Plus la force appliquée à la pédale est élevée, plus il est nécessaire d'additionner ces forces afin de fixer le pelvis vers le bas. La population analysée dans cette étude présentait des capacités à appliquer une force à la pédale dans la condition classique 2J très hétérogène, et donc une nécessité de fixer le pelvis vers le bas également très hétérogène. Au sein de cette population hétérogène, nous avons observé une corrélation très élevée entre la puissance à la manivelle produite dans la condition 2J et la condition 1J ($r = 0,94$, $P < 0,001$). Cependant, cette analyse a également présenté un résultat original à savoir l'augmentation de la perte de puissance plus les athlètes sont forts (Figure 25-A). Chez les athlètes féminines produisant des niveaux de puissance plus faibles en condition 2J (autour de 400 W), la P_{crank} produite dans la condition 1J se rapproche de la droite d'identité (Figure 25-A, points rouges), signifiant qu'elles sont capables de produire

une puissance quasi-identique dans les deux conditions. En revanche, plus le niveau de puissance est élevé en condition 2J, plus la P_{crank} produite en condition 1J s'éloigne de la droite d'identité. En parallèle, il existe également une corrélation très élevée entre la différence de puissance à la manivelle dans la phase d'extension et la différence de force de réaction verticale à la hanche dans la même phase entre les deux conditions ($r = 0,88$, $P < 0,001$). Cela suggère que plus les athlètes sont puissants dans la phase de poussée, plus il est nécessaire de produire une force de traction élevée à partir de l'action de la jambe controlatérale afin d'exprimer pleinement ses capacités de production de force et solliciter ses muscles extenseurs de la jambe ipsilatérale.

Il existe au moins une troisième source de force favorisant la fixation du pelvis vers le bas. Dans ce sens, disposer d'une masse corporelle élevée au niveau du haut du corps représente un avantage biomécanique non négligeable. Si l'on reprend l'exemple du groupe de filles (points rouges, Figure 24-A), il est probable que le poids à lui seul permette finalement de produire suffisamment de force pour fixer le pelvis et produire des forces de réaction à la hanche élevées. À titre de comparaison, HJRF en extension pour ces athlètes dans la condition 2J est en moyenne de 429 N, ce qui représente la force produite verticalement par une masse de 44 kg. La moyenne de la masse de ces athlètes étant de 63 kg et celle des deux membres inférieurs de 27 kg (estimée à partir des équations de Zatsiorsky, 1991), la masse du haut du corps (tronc + membres supérieurs) peut être estimée à 36 kg, ce qui représente 353 N soit 82 % de la force nécessaire permettant de produire HJRF. À l'inverse, les athlètes présentant des niveaux de puissance très élevés (points bleus, Figure 24-A), produisent en moyenne des forces de réaction à la hanche de 795 N, ce qui représente la force produite verticalement par une masse de 81 kg. Leur masse totale étant en moyenne de 92 kg et celle des deux membres inférieurs de 37 kg, la masse du haut du corps peut être estimée à 44 kg, ce qui représente 432 N soit 54 % de la force nécessaire permettant de produire HJRF. Certes, l'effet du poids ne se calcule théoriquement pas aussi facilement étant donné qu'elle ne s'exerce pas directement au centre articulaire de la hanche mais plus en avant (Wilkinson et al., 2020a). Cependant, ce résultat est intéressant car il suggère qu'au-delà de la capacité à mobiliser les muscles du tronc (e.g. *deltoïdus*, *triceps lateralis*, *biceps brachii*, *erector spinae*, *latissimus dorsi*) et de leur capacité de production de force, les athlètes qui seraient très forts mais légers doivent encore davantage tirer profit de la force de traction exercée dans la phase de flexion controlatérale pour additionner à l'effet du poids et de la force produite par le tronc et les membres supérieurs.

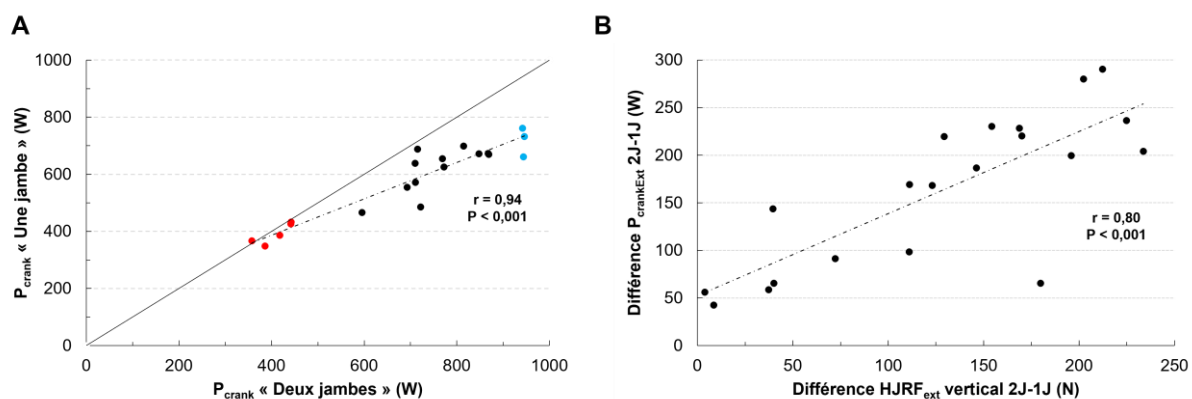


Figure 25 – (A) Relation entre la puissance à la manivelle produite par le membre inférieur droit (P_{crank} , en W) dans la condition « une jambe » (1J) et la condition « deux jambes » (2J). La ligne noire représente la droite d'identité. Les points rouges et bleus représentent les cinq athlètes féminines présentant des niveaux de puissance significativement les plus faibles et les trois athlètes masculins présentant des niveaux de puissance significativement les plus élevés. (B) Relation entre la différence de puissance à la manivelle (P_{crankExt} 2J-1J, en W) et la différence de force verticale de réaction à la hanche (HJRF_{ext} vertical 2J-1J, en N) dans la phase d'extension entre les conditions 2J et 1J.

Conclusion

Les résultats issus de cette étude permettent de mettre en avant différents indicateurs liés à la maximisation de la production de puissance en sprint en cyclisme. Tout d'abord, dans la position danseuse qui apporte des gains de puissance d'environ 12 %, l'ouverture de la hanche et l'allongement de la phase d'extension du genou, associées à un décalage des séquences d'activité musculaires dans le sens horaire entraîne une optimisation des zones des relations moment-angle sur lesquelles les muscles se contractent, permettant d'optimiser la production de force des muscles du membre inférieur. Dans cette position, le gain de puissance est largement associé à la dynamique des forces au centre articulaire de la hanche, suggérant une maximisation de la force transmise par le tronc et les membres supérieurs au pelvis. Premièrement, les forces de réaction verticales à la hanche sont plus élevées alors que le mouvement vertical vers le bas du centre articulaire de hanche est plus important impliquant une augmentation du transfert d'énergie au membre inférieur et par voie de conséquence à la pédale. Deuxièmement, l'augmentation des forces transmises par le haut du corps permet également de fixer le pelvis vers le bas afin d'optimiser l'expression des capacités de production de force des muscles, en témoigne l'augmentation relativement homogène du niveau d'activité maximal des muscles extenseurs. En outre, l'expérimentation unilatérale a démontré qu'une partie de la force de réaction à la hanche produite à partir de la poussée sur la pédale du membre inférieur ipsilatérale provient de la capacité à produire une force de traction élevée dans la phase

de flexion controlatérale. Au-delà de la puissance de flexion produite au niveau de la pédale, la force de traction permet d'accentuer la fixation du pelvis vers le bas et donc, là aussi, optimiser la production de force des muscles extenseurs ipsilatéraux. L'ensemble de ces résultats soulignent ainsi l'intérêt d'évaluer les capacités de production de force des muscles du tronc pouvant réellement limiter la capacité à exercer des forces élevées. Ils indiquent qu'il est également essentiel de considérer attentivement la capacité à exercer une force de traction élevée et non uniquement les capacités de production de force des muscles extenseurs vis-à-vis de la capacité de ces derniers à effectivement produire de la force en condition de sprint en cyclisme.

Discussion générale

L'objectif général de ce travail de thèse consistait à évaluer les capacités de production de force des groupes musculaires du membre inférieur et les coordinations musculaires afin de déterminer leur rôle vis-à-vis de la production de la puissance maximale en sprint en cyclisme. Pour cela, nous avons évalué les propriétés de force et puissance maximales de six groupes musculaires du membre inférieur et évalué la puissance maximale au cours d'un exercice de sprint à vitesse optimale en condition assise et danseuse. Nous avons également déterminé les coordinations musculaires à partir d'une approche basée sur la méthode de dynamique inverse et sur l'électromyographie. Nous avons suggéré que d'autres facteurs que les qualités et les coordinations musculaires au sein du membre inférieur devaient nécessairement jouer un rôle sur le développement de la puissance maximale, notamment l'action du tronc et des membres supérieurs ainsi que les coordinations entre les deux membres inférieurs. Nous avons testé ces hypothèses au cours d'une troisième étude dans laquelle nous avons analysé l'activité EMG et la dynamique segmentaire dans deux conditions particulières : la position danseuse et le pédalage unilatéral.

1. Synthèse des résultats issus des travaux menés

Les principaux résultats de l'étude 1 témoignent d'une très forte relation entre les capacités de production de force des extenseurs du genou et la puissance maximale en sprint en cyclisme. De façon originale, l'analyse a également démontré le rôle essentiel de la capacité de production de moment des muscles fléchisseurs plantaires pour atteindre des niveaux de puissance extrêmes, notamment au-delà de 1700 W. Lorsque les propriétés de force sont évaluées dans des conditions plus spécifiques (i.e. condition isocinétique vs. isométrique), c'est-à-dire se rapprochant des contraintes force-vitesse et moment-angle de l'activité considérée, les résultats démontrent des corrélations plus élevées avec la puissance maximale. L'analyse par dynamique inverse réalisée dans l'étude 2 a montré une hétérogénéité très importante de la cinématique et de la distribution des puissances articulaires dans une population d'athlètes de très haut-niveau. Pour autant, il n'a pas été montré de lien avec les niveaux de puissance exercés à la manivelle. Concrètement, cela suggère qu'il n'existe pas de distribution de la puissance aux articulations commune aux athlètes les plus puissants et qui puisse donc être considérée comme plus optimale. De plus, il n'existe pas de relations entre les capacités de production de puissance des groupes musculaires mesurées au cours d'une contraction maximale volontaire mono-articulaire et les puissances développées respectivement par chaque action articulaire au cours d'un sprint.

L'utilisation de la position danseuse permet le plus souvent un gain de puissance de plus de 10 % en sprint. Dans cette condition, l'étude 3 a montré une modification de la cinématique articulaire et un décalage des séquences d'activités musculaires pouvant permettre une optimisation des zones des relations moment-angle sur lesquelles les muscles opèrent. De plus, l'analyse de la dynamique des forces au centre articulaire de la hanche suggérait une augmentation de la force du tronc et des membres supérieurs appliquée vers le bas permettant à la fois un transfert d'énergie plus important du haut du corps au membre inférieur et donc à la pédale, mais également une meilleure fixation du pelvis vers le bas qui favorise la capacité des muscles du membre inférieur à exercer de la force. Dans ce sens, l'étude 3 a effectivement démontré une augmentation du niveau d'activité maximal moyen des muscles extenseurs. Cela doit cependant aussi directement expliquer les corrélations plus élevées entre la puissance maximale exercée en condition danseuse et les capacités de production de force des groupes musculaires évaluées dans l'étude 1.

En outre, la condition de sprint unilatéral a permis de démontrer l'importance de la force de traction exercée à la pédale dans la phase de flexion controlatérale pour créer une force de réaction verticale à la hanche orientée vers le bas permettant d'accroître la fixation du pelvis vers le bas. Le pelvis étant un segment rigide reliant les deux membres inférieurs, en l'absence de force de traction controlatérale, les résultats ont ainsi montré une diminution de la force de réaction verticale à la hanche orientée vers le haut et du niveau d'activité moyen et maximal de la quasi-totalité des muscles extenseurs durant la phase de poussée du membre ipsilatéral.

2. Rôle des qualités musculaires

2.1. Capacités de production de force

Nos résultats ont permis de confirmer le rôle majeur des muscles proximaux, notamment des extenseurs du genou, dans le développement de la puissance maximale en sprint en cyclisme (Driss et al., 2002 ; Kordi et al., 2017). Cependant, l'analyse resserrée du groupe homme expert de l'activité de sprint a montré la corrélation la plus élevée avec les muscles extenseurs de la cheville et l'analyse par régression pas-à-pas incluait exclusivement ce groupe musculaire comme prédicteur de la puissance maximale exercée en condition assise. En parallèle, les résultats entrevus dans l'étude 2 ont mis en évidence une corrélation élevée entre la puissance

maximale exercée à la manivelle et la puissance négative produite par la cheville durant la phase d'extension du membre inférieur. Au regard de l'action conjointe des extenseurs de cheville et de hanche et du rôle des muscles bi-articulaires, le transfert de l'énergie produite par les muscles proximaux extenseurs de hanche et de genou est assurée par les muscles distaux (Raasch et al., 1997 ; Zajac et al., 2002). Ces résultats confirment donc que les extenseurs de cheville doivent produire une force d'extension très élevée, probablement à partir d'une action excentrique, pour résister à la flexion de cheville et ainsi transférer la force à la pédale et maximiser la production de puissance à la manivelle.

De plus, il a été montré que la production de puissance dans la phase de flexion fournit une part non négligeable de la puissance maximale à la manivelle en condition de sprint (entre 15 et 20 % en moyenne, Dorel et al., 2010). En comparaison de la phase d'extension, l'étude 3 indique que c'est également la phase qui présente le plus de gain de puissance en condition danseuse (+ 16,5 %). En parallèle, l'analyse EMG et des puissances articulaires a démontré une forte augmentation du niveau d'activité moyen et maximal du muscle TFL ainsi que de la puissance produite en flexion de hanche. Or, dans cette condition, l'étude 1 a montré que la capacité de production de moment des muscles fléchisseurs de la cheville (i.e. dorsiflexion) explique près de 14 % de la variation du moment à la manivelle pour la population d'hommes. Au regard de l'activation en synergie des muscles TFL et TA (Hug et al., 2011), ces résultats indiquent donc que de la même façon que pour les extenseurs de la cheville, les muscles distaux fléchisseurs de la cheville doivent participer activement au transfert de la force à la manivelle produite par les muscles proximaux dans la phase de flexion de la pédale (Raasch et al., 1997). De plus, une analyse complémentaire reprenant le même type de relations entre la puissance à la manivelle et les puissances articulaires établies dans l'étude 2, montre également une corrélation significative entre la puissance maximale exercée à la manivelle dans la condition danseuse et la puissance positive produite en flexion de cheville ($r = 0,6$, $P < 0,01$). De façon intéressante, cette dernière est également significativement corrélée à la capacité de production de moment de ce groupe musculaire ($r = 0,66$, $P < 0,001$).

Pris globalement, ces résultats démontrent que les capacités de production de force des muscles proximaux sont essentielles, mais que celles des muscles distaux le deviennent tout autant voire davantage à mesure que la puissance augmente, et donc à mesure que les capacités de production de force des muscles proximaux sont élevées. C'est possiblement la raison pour laquelle on observe des différences au sein des analyses par groupe de sexe. En effet, l'évaluation des capacités de production de force des groupes musculaires extenseurs a montré

des différences plus importantes entre hommes et femmes des niveaux de force moyens des muscles proximaux (extenseurs du genou et de la hanche) par rapport aux muscles distaux (extenseurs de cheville). Cela signifie probablement que ces muscles deviennent limitants selon le rapport entre les capacités de production de force entre muscles proximaux et distaux, et donc en fonction du niveau de force et de puissance appliquée à la pédale. Finalement, le rôle des muscles participant à la flexion dorsale de la cheville pouvait apparaître moins intuitif en raison de la faible capacité de production de moment de cette action. Toutefois, ces résultats impliquent de ne pas les négliger dans l'entraînement quotidien de musculation réalisé classiquement par les spécialistes du sprint en cyclisme.

2.2. Identification de qualités musculaires subjacentes et spécificité de l'évaluation

Au-delà des capacités de production de force, et au regard de la cinématique articulaire, certaines qualités musculaires doivent également être fondamentales en sprint en cyclisme. À ce sujet, le comportement excentrique de la cheville en début de cycle implique nécessairement un allongement de l'unité musculo-tendineuse des muscles fléchisseurs plantaires. Au cours de l'allongement, les composants élastiques série des muscles emmagasinent de l'énergie potentielle qu'ils peuvent restituer lors du raccourcissement. Cette capacité à restituer l'énergie accumulée est directement reliée à la raideur des tissus, c'est-à-dire à leur capacité à résister à la déformation face à une force externe. Considérant la cinématique de la cheville, les propriétés de raideur des muscles fléchisseurs plantaires doivent donc être essentielles pour transmettre la force à la pédale. À ce sujet, Driss et al. (2012) ont effectivement montré une corrélation entre la puissance maximale (en W/kg) et la raideur musculo-tendineuse des muscles extenseurs de la cheville évaluée à 40 % de leur moment maximal ($r = 0,45$). Ce moment correspondait à celui exercé par ce groupe musculaire lors du sprint à puissance maximale dans cette étude (i.e. 100 % de V_{opt}). On comprend alors pourquoi ces muscles, bien que ne produisant pas la part relative de la puissance à la pédale la plus élevée, pourraient représenter un facteur limitant majeur du développement de la puissance maximale totale à la manivelle et qu'ainsi cette dernière présente moins de corrélations avec les muscles proximaux producteurs de puissance.

En outre, la puissance maximale dans l'étude de Driss et al. (2012) n'était pas corrélée à la raideur musculo-tendineuse de ces muscles à 20, 60 et 80 % de leur moment maximal. Cela suggère la nécessité d'évaluer les propriétés musculaires de façon spécifique vis-à-vis de

l'activité considérée. Dans ce sens, le protocole établi dans l'étude 1 visait également à confirmer que l'évaluation des qualités de force des groupes musculaires au cours de conditions isocinétiques, c'est-à-dire respectant davantage les contraintes force-vitesse et moment-angle de la condition écologique (Baker et al., 1994 ; Murphy & Wilson, 1996), permettait effectivement de mieux refléter les contraintes imposées par la performance en sprint en cyclisme. Les résultats ont confirmé ces hypothèses. Une illustration particulièrement parlante étant l'absence de corrélation entre la puissance maximale exercée par une population de femmes expertes et le moment isométrique des extenseurs du genou alors que la corrélation est très élevée avec le moment isocinétique à 300 °/s ($r = 0,88$). L'absence totale de corrélation avec le moment isométrique peut paraître surprenante mais peut s'expliquer au regard des paramètres de spécificité. Bien qu'il y ait évidemment des contraintes force-vitesse et moment-angle plus spécifiques, un paramètre supplémentaire est à prendre en considération à savoir les contraintes temporelles liées à la production de force. Ainsi, au cours d'une CMV réalisée à 300 °/s, le moment musculaire développé dépend également de la capacité à appliquer de la force dans un temps court, définie comme la force explosive et caractérisée par le taux de montée en force (Aagaard et al., 2002). Or, cette capacité est également primordiale au cours d'un sprint réalisé à vitesse optimale où le temps pour appliquer une force dans la phase de poussée est très court (inférieur à 250 ms à 120 rpm, Watsford et al., 2010), mais surtout beaucoup plus court pour certains muscles qui s'activent dans une portion encore plus courte du cycle de pédalage. C'est notamment le cas des muscles extenseurs du genou qui sont activés en moyenne de 330° jusqu'à 100° de manivelle en condition de sprint (Dorel et al., 2012), soit seulement 180 ms. Dans ce sens, nous avons montré dans l'étude 1 une corrélation significative entre le RTD au cours d'une CMV isométrique et à la fois le moment à la manivelle ($r = 0,63$, $P < 0,05$) et le moment maximal au cours d'une CMV isocinétique ($r = 0,75$, $P < 0,01$).

De plus, cette nécessité de produire de la force dans des temps courts renvoie également aux propriétés de raideur mentionnées précédemment puisque ces dernières influencent directement la vitesse de transmission de la force au sein d'un matériau (Maffiuletti et al., 2016). Ainsi, certains auteurs ont exprimé que les propriétés de raideur musculo-tendineuse pourraient jouer un rôle essentiel dans la capacité à produire de la force à la pédale rapidement (Wilson et al., 1994 ; Watsford et al., 2010). Driss et al. (2012) n'avaient pas trouvé de corrélations entre la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires et leur taux de montée en force. Cependant, en sprint en cyclisme, Watsford et al. (2010) ont montré que le taux de montée en force à la manivelle, identifié comme le temps pour passer d'une force minimale à maximale, était significativement corrélée à la raideur musculo-tendineuse des muscles quadriceps. Pris

dans l'ensemble, ces résultats expliquent les meilleures corrélations entre les capacités de production de force évaluées en condition isocinétique et la puissance maximale. Ils apportent également la confirmation que ce type d'évaluation est plus pertinente au regard du suivi de la performance ou des enjeux de détection en sprint en cyclisme.

De nombreuses études ont démontré la possibilité de modifier les propriétés de raideur avec l'entraînement (Burgess et al., 2007 ; Kubo et al., 2007, 2017 ; Pousson et al., 1990 ; Spurr et al., 2003). À ce sujet, une étude récente de McPartlan et al. (2021) ayant mis en place un entraînement combinant travail isométrique et pliométrie a montré une augmentation de la raideur musculo-tendineuse des extenseurs de la cheville à la suite de quoi une augmentation de l'angle moyen de la cheville (i.e. plus en flexion plantaire) était observée au cours d'un exercice maximal de sprint en cyclisme. Cette adaptation permettrait d'augmenter la capacité de production de moment des muscles fléchisseurs plantaires (Anderson et al., 2007). Cela va également dans le sens d'une étude de Hahn et al. (2011) démontrant que le moment maximal produit par les extenseurs de la cheville augmente pour des angles de flexion plantaire plus importants au cours d'une extension pluri-articulaire du membre inférieur. Même s'il n'a pas été montré d'adaptation significative directe sur la performance, McPartlan et al. suggèrent qu'une session d'intervention avec des temps de pratique plus longs devrait permettre d'observer des adaptations positives des coordinations musculaires et donc un gain de puissance maximale (Young, 2006), cette hypothèse ayant déjà été alimentée par certaines modélisations expérimentales (Bobbert & van Ingen Schenau, 1994). De plus, au regard de la puissance maximale totale développée par les athlètes dans cette étude (i.e. en moyenne 1000 W, McPartlan et al., 2021), il est probable que les propriétés de ce groupe musculaire ne constituaient pas une limite à l'expression des qualités musculaires des muscles proximaux principaux producteurs de puissance. Considérant alors les niveaux de force et de puissance extrêmes développés par les athlètes de très haut-niveau en sprint, notamment les athlètes hommes, il est probable que ce type d'entraînement localisé au niveau des fléchisseurs plantaires puisse entraîner relativement rapidement des adaptations positives vis-à-vis des forces qu'ils pourraient être capables d'appliquer à la pédale.

2.3. Propriétés moment-angle et gain de puissance en danseuse

Les résultats de l'étude 1 ont démontré des corrélations plus élevées entre les propriétés de force et la puissance maximale au cours d'un sprint réalisé en condition danseuse versus assise,

suggérant donc une meilleure expression des qualités musculaires dans cette position. Dans ce sens, certains auteurs avaient émis l'hypothèse selon laquelle la position danseuse permettrait une optimisation des contraintes moment-angle et/ou moment-vitesse à certaines articulations (Caldwell et al., 1998 ; Li & Caldwell, 1998). Peu d'études ont toutefois poursuivi ces investigations au cours d'un exercice maximal de sprint. Concernant l'adaptation de la cinématique, Wilkinson et al. (2020b) rapportaient une plus grande ouverture des angles des trois articulations au cours d'un sprint réalisé à environ 85 % de la puissance maximale en condition danseuse. Ces résultats se sont confirmés au cours de l'étude 3 lors de l'exercice de sprint (i.e. à puissance maximale).

Afin de déterminer s'il existe effectivement des adaptations positives des qualités musculaires entre deux conditions, une autre approche possible consiste à analyser le comportement des faisceaux musculaires *in vivo* directement lors de l'exercice grâce à des mesures par échographie (Muraoka et al., 2001 ; Austin et al., 2010). Il s'agit ensuite de référer ces longueurs musculaires dans chaque condition à la relation moment-longueur (ou force-longueur) du muscle considéré. Concernant les extenseurs du genou, nous avons mené une étude parallèle dans le cadre de la thèse de Maxime Robin (en préparation pour publication) qui apporte ainsi quelques éléments de discussion supplémentaires. Dans ce cadre, nous avons mesuré la relation moment-longueur du muscle VL à partir de contractions maximales isométriques des extenseurs du genou effectuées tous les 15° de 45° à 110° d'angle du genou (0° = extension complète). Cette étude réalisée sur des cyclistes sur route a ainsi montré que l'allongement de la durée d'activité du muscle VL associé à un angle d'extension plus élevé du genou permettait à ce muscle de se contracter plus longtemps et de surcroît sur une portion en moyenne plus optimale au regard de sa relation moment-longueur (Figure 26). De plus, les résultats ont montré que les cyclistes présentant les gains de puissance les plus élevés étaient ceux ayant les gains théoriques les plus élevés au regard de l'optimisation des contraintes moment-longueur du muscle VL. Au cours de l'étude 3, nous avons enregistré les mêmes adaptations concernant les durées d'activité des muscles extenseurs du genou et l'augmentation de l'angle d'extension. Les résultats de cette étude permettent donc de corroborer nos suggestions et l'ajustement positif des zones des relations moment-longueur des extenseurs du genou sur lesquels les muscles extenseurs du genou opèrent dans la condition danseuse chez des athlètes experts du sprint en cyclisme. Ainsi, pris dans l'ensemble, les résultats de ces deux études alimentent l'hypothèse selon laquelle le muscle VL et plus globalement les muscles quadriceps, doivent effectivement produire des forces plus élevées en condition danseuse.

Par ailleurs, cette analyse démontre également un léger comportement excentrique des faisceaux musculaires du VL au début de la montée en activité du muscle. En effet, on observe une augmentation du niveau d'activité pour une longueur des faisceaux musculaires qui continuent légèrement d'augmenter (i.e. correspondant à la transition flexion-extension du membre inférieur, zone droite du graphique, Figure 26). Cette courte phase excentrique est ensuite suivie d'une beaucoup plus longue phase concentrique durant laquelle le niveau d'activité du muscle est maximal. À l'image des muscles extenseurs de la cheville, cela confirme que les propriétés de raideur des muscles quadriceps doivent jouer un rôle dans la phase de transition flexion-extension au point haut de la manivelle. Cela renforce également les résultats de l'étude de Watsford et al. (2010) mentionnés précédemment concernant les liens établis entre la raideur musculo-tendineuse des muscles quadriceps et le taux de montée en force à la manivelle en sprint.

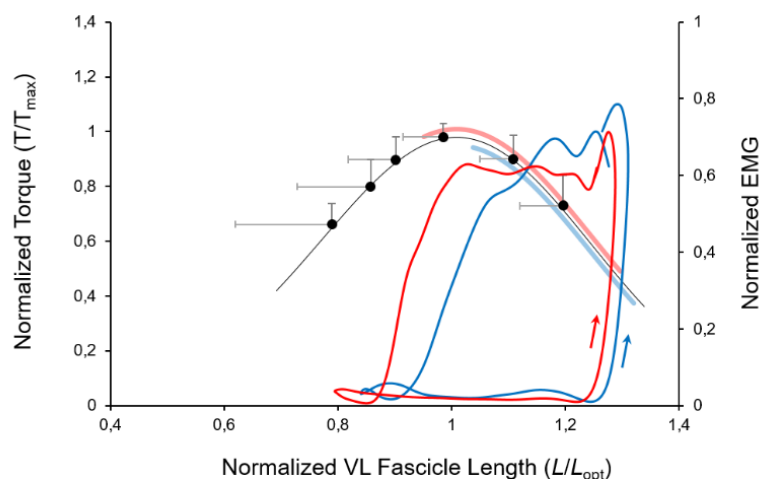


Figure 26 – La relation moment-longueur des faisceaux du muscle *vastus lateralis* (VL) est représentée par la courbe et les points noirs (\pm SD). La force représente ici le moment et a été normalisée par rapport au moment maximal d'extension du genou (T/T_{max}) et la longueur des faisceaux (L/L_{opt}) a été normalisée par rapport à la longueur optimale (L_{opt}). L'activité EMG normalisée du muscle VL au cours du sprint en position assise (rouge) et danseuse (bleu) est représentée en fonction de la longueur des faisceaux. Les flèches bleue et rouge représentent le sens de rotation du cycle de raccourcissement-allongement des faisceaux au cours du pédalage. Le début d'activité du muscle intervient lors de l'atteinte de la longueur maximale (L/L_{opt} supérieure à 1,2) montrant un léger comportement excentrique et permet ensuite d'enchaîner avec une phase de raccourcissement importante synonyme d'un comportement concentrique. Les traits bleu et rouge autour de la relation moment-longueur représentent la zone de la relation moment-longueur où les faisceaux opèrent lors de la phase d'activité (i.e. supérieure à 40% de l'activité maximale). Issu de Robin et al. (en préparation)

La longueur d'un muscle étant directement affectée par les angles articulaires, cela soulève la nécessité de considérer pour chaque cycliste la position qu'il adopte sur le vélo, que ce soit en condition assise ou danseuse, pour favoriser l'optimisation des relations moment-longueur des muscles participant activement à la production de puissance. Cette considération semble encore plus pertinente au regard de la variabilité des relations moment-angle des muscles extenseurs du genou établies à partir de la CMV réalisée à 300 °/s dans le cadre du protocole de l'étude 1 (Figure 27). En effet, cette analyse montre des différences importantes sur l'angulation du genou correspondant au pic de moment.

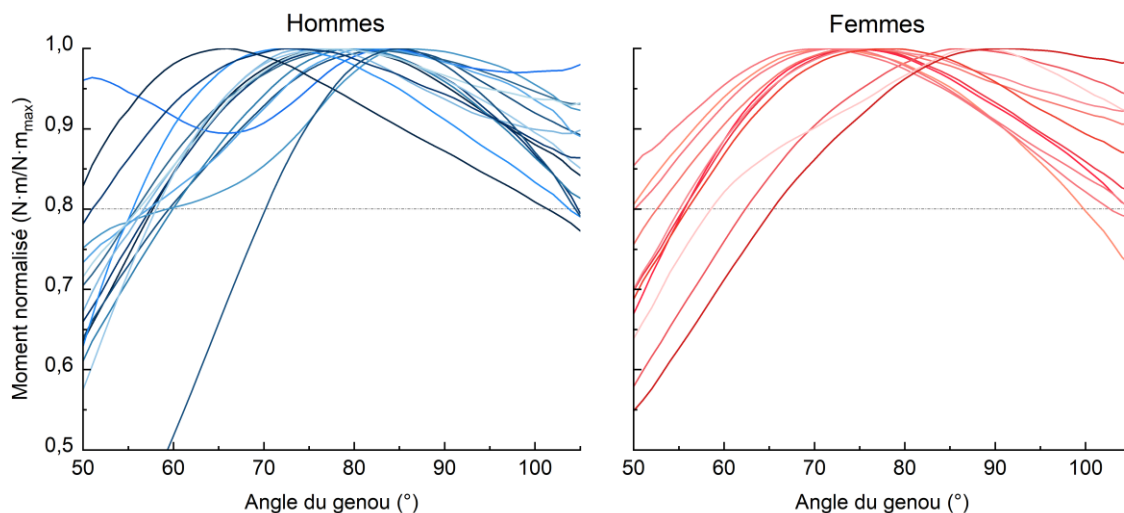


Figure 27 – Relations moment-angle des muscles extenseurs du genou établies pour chaque athlète homme (à gauche) et femme (à droite) au cours d'une contraction maximale volontaire isocinétique à 300 °/s dans le cadre de l'étude 1. Le moment a été normalisé par rapport au moment maximal ($N \cdot m_{max}$). La relation a été évaluée pour un angle de genou allant de 50° à 105° (0° = extension complète).

Au sein de cette population, prenons un exemple concret de deux athlètes A et semblant présenter des caractéristiques différentes vis-à-vis de leur relation moment-angle des extenseurs du genou (Figure 28). L'analyse cinématique du pédalage montre que l'angle moyen du genou est environ 10° en moyenne inférieur pour l'athlète B tout au long de la phase de poussée sur la pédale (traits pointillés, Figure 28-A). De plus, l'analyse EMG indique un début d'activité du muscle VL similaire mais une fin d'activité plus tardive pour l'athlète B (traits continus, Figure 28-A). Par conséquent, cela signifie que si la relation moment-angle des extenseurs du genou présente les mêmes caractéristiques entre les deux athlètes, la capacité de production de moment de ces muscles sera différente au cours du pédalage. Toutefois, de façon intéressante, ces deux athlètes présentent des différences vis-à-vis de leur capacité à appliquer un moment d'extension du genou selon l'angle de l'articulation (traits pointillés, Figure 28-B). On observe

ainsi une plage angulaire du genou sur laquelle le muscle VL est sollicité au cours du sprint différente pour ces deux athlètes (traits continus, Figure 28-B). Tenant compte de ces éléments, nous pouvons donc déterminer que la montée d'activité du muscle VL pour l'athlète B intervient pour un angle du genou qui n'est pas favorable au regard de la relation moment-angle de l'articulation (traits pointillés, entre 90 et 110° d'angle du genou, Figure 28-A) alors que l'athlète A présente une capacité de force relative des extenseurs du genou (i.e. normalisée par rapport au moment maximum de l'articulation entre 50 et 105° d'angle du genou) plus élevée lorsqu'intervient le début d'activité de son muscle VL. De façon intéressante, on observe dans ce sens une montée de puissance à la pédale plus rapide en début de cycle pour l'athlète A (Figure 28-C). En revanche, l'allongement de la durée d'activité du muscle VL pour l'athlète B, associée à un angle du genou plus optimisé au regard de sa relation moment-angle doit lui permettre de produire une force musculaire des extenseurs du genou plus importante dans la deuxième partie de la poussée sur la pédale. Il est ainsi probable que l'athlète B tirerait avantage d'une position de selle plus haute qui permettrait de réduire l'angle moyen du genou (Bini et al., 2010a, 2020a) et donc profiter davantage de la portion forte de la relation moment-angle des extenseurs du genou. De même, il est probable que cet athlète tire davantage bénéfice de l'augmentation de l'extension du genou observée en moyenne en fin d'extension du membre inférieur dans la condition danseuse (étude 3). Par ailleurs, cela suggère que l'évaluation des propriétés moment-longueur des muscles est essentielle pour déterminer s'il existe un intérêt à adapter la position des cyclistes sur leur vélo notamment en position assise où la liberté d'adaptation est plus restreinte.

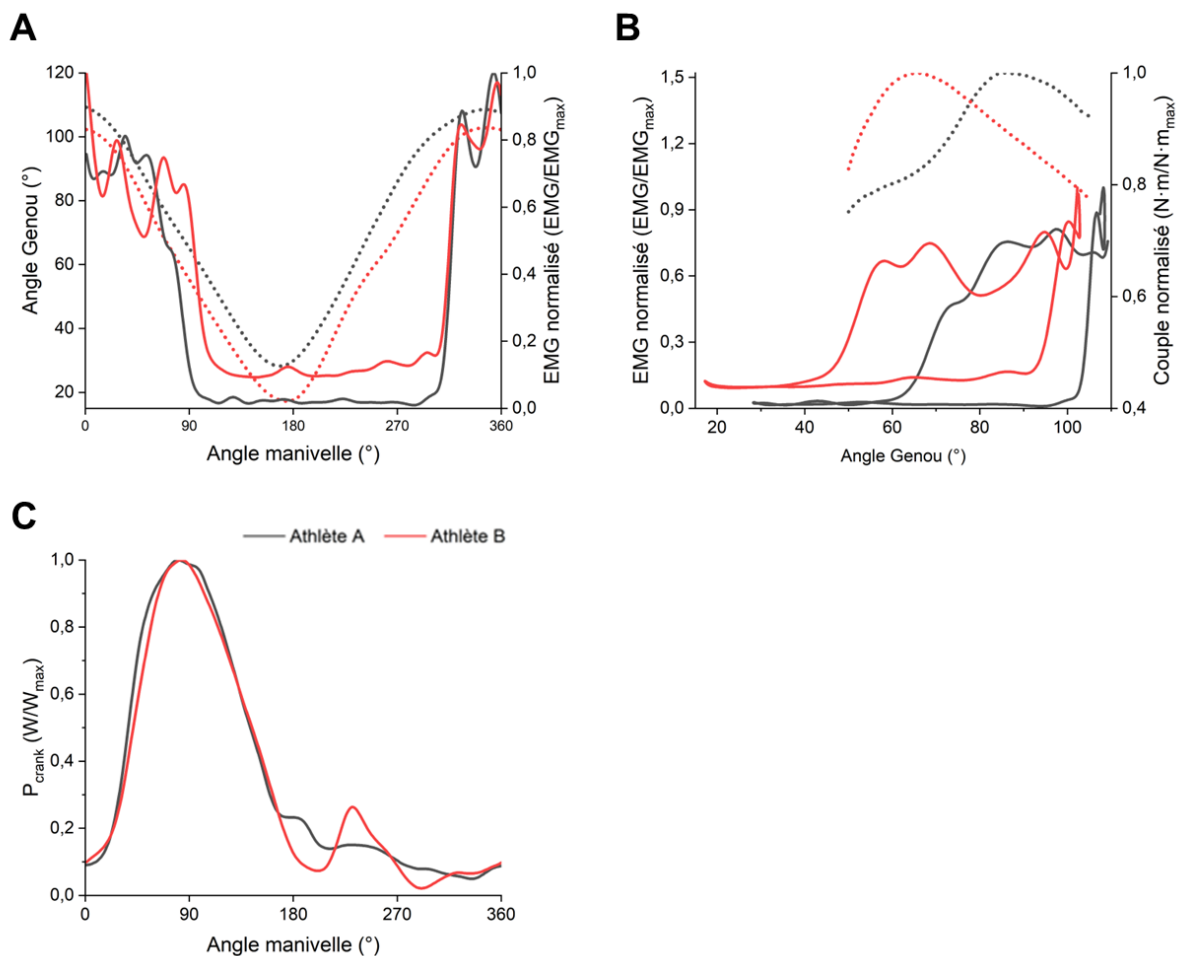


Figure 28 – Pour deux athlètes A (noir) et B (rouge), (A) La relation moment-angle des muscles extenseurs du genou évaluée sur ergomètre isocinétique à 300 °/s est représentée à partir des lignes pointillées. Le moment a été normalisé par rapport au moment maximal mesuré sur la plage angulaire allant de 50° à 105° d’extension du genou. La relation entre le niveau d’activité EMG du muscle VL (normalisé par rapport au niveau d’activité maximal au cours du cycle) et l’angle du genou au cours du sprint en condition assise est représentée à partir des lignes continues. (B) Les traits continus représentent le niveau d’activité EMG normalisé du muscle VL en fonction de l’angle de la manivelle au cours de l’exercice maximal de pédalage en condition assise. Les traits pointillés représentent l’angle du genou en fonction de l’angle de la manivelle. (C) Puissance exercée à la manivelle (P_{crank}) normalisée par rapport au pic de puissance au cours du cycle et exprimée en fonction de l’angle de la manivelle.

3. Puissances articulaires et coordinations musculaires

À notre connaissance, ce travail représente une des premières sources d’investigation des différences interindividuelles des coordinations musculaires au cours d’un exercice maximal de sprint réalisé par des athlètes experts. Il a notamment démontré des différences interindividuelles importantes de la distribution de la puissance aux articulations et l’absence de lien avec le niveau de puissance maximale de l’athlète. Ce travail a toutefois confirmé les

très grandes puissances enregistrées en extension de hanche en sprint en cyclisme (Martin & Brown, 2009 ; Elmer et al., 2011 ; McDaniel et al., 2014). De plus, en comparaison de populations non-spécialistes de l'activité de sprint, la part relative des puissances produites en flexion de genou et extension de la cheville sont supérieures au profit d'une diminution de la puissance d'extension du genou. Ces résultats vont dans le sens de l'évolution des distributions observées entre un exercice sous-maximal et maximal (Elmer et al., 2011) mais également dans le sens de la synergie existante entre les extenseurs de hanche et de cheville et du rôle des muscles bi-articulaires dans le transfert de la puissance des muscles proximaux, déjà mis en avant à partir de l'étude 1.

Néanmoins, un résultat majeur de ce travail de thèse aura été l'absence de lien entre la distribution des puissances articulaires relatives (i.e. distribution des puissances en termes de pourcentage par rapport à la puissance à la manivelle) et le niveau de puissance produit en sprint en cyclisme. Plus encore, malgré des différences interindividuelles logiques des puissances articulaires absolues au regard des différences interindividuelles observées au niveau de la puissance à la manivelle, il n'existe pas non plus ou très peu de lien entre ces puissances articulaires en valeurs absolues et la puissance à la manivelle. Pris globalement, ces résultats indiquent par conséquent que la distribution des puissances en cyclisme est très individuelle et qu'il n'existe pas une distribution commune à l'ensemble des athlètes qui soit plus optimale qu'une autre pour atteindre des hauts niveaux de puissance.

En parallèle, nous avons fait l'hypothèse que cette distribution pourrait être reliée aux capacités de production de puissance respectives de chaque action articulaire évaluée à partir d'une CMV sur ergomètre mono-segmentaire. Cependant, il s'est avéré que la distribution des puissances articulaires ne représente pas la capacité des groupes musculaires à produire de la puissance. Cela démontre donc que la méthode de dynamique inverse ne permet pas de représenter correctement les coordinations musculaires. Pour cette raison, il demeure donc difficile de tirer des conclusions sur l'engagement de ces mêmes muscles au cours de l'exercice maximal de sprint en cyclisme à partir des puissances articulaires, comme ce pouvait être fait dans de précédentes études (Martin & Brown, 2009 ; Elmer et al., 2011 ; McDaniel et al., 2014). À titre d'exemple, alors que nous avons montré dans l'étude 1 que P_{crank} est très reliée à la capacité de production de moment des extenseurs du genou, la puissance articulaire d'extension de genou au cours du pédalage déterminée par l'intermédiaire des calculs de dynamique inverse n'est reliée à aucune de ces deux variables. Par ailleurs, l'analyse montre une différence importante d'ordre de grandeur entre la puissance maximale d'extension du genou produite lors de la CMV

isocinétique réalisée à 300 °/s sur l'ergomètre mono-segmentaire (744 W, Table 1, *supplementary data* étude 2) et la puissance positive d'extension du genou produite lors d'un sprint à une vitesse moyenne relativement proche de 359 °/s (489 W, Table 1, étude 2). Cette différence est observée alors même que les niveaux d'activité des muscles extenseurs du genou doivent être maximaux dans les deux conditions (Dorel et al., 2012). En parallèle, malgré des niveaux d'activités des extenseurs du genou légèrement plus élevés dans la condition danseuse et beaucoup plus faibles dans la condition unilatérale au cours de l'étude 3, la puissance d'extension du genou est la seule puissance n'étant jamais significativement différente entre les différentes conditions. Ces exemples concrets des résultats rencontrés au niveau de l'articulation du genou mettent clairement en évidence les limites fortes de l'analyse de la distribution des puissances articulaires pour décrire et étudier les ajustements des coordinations musculaires lors d'un exercice plurisegmentaire comme le pédalage. Pour autant, différents éléments peuvent apporter des explications favorisant une meilleure compréhension de ce que représente alors cette distribution et les interprétations possibles.

Tout d'abord, un des éléments majeurs inhérent à l'approche par dynamique inverse provient du calcul d'un moment et d'une puissance nette au niveau de l'articulation. Dans ce sens, les moments et puissances articulaires mesurés dépendent des moments simultanément générés par chaque groupe musculaire agoniste et antagoniste (van Ingen Schenau et al., 1990 ; Jacobs & van Ingen Schenau, 1992 ; Kellis et al., 1998 ; Aagaard et al., 2000). On observe cependant régulièrement une co-activation importante de certains muscles agonistes et antagonistes. Par exemple, au niveau de l'articulation du genou, les muscles VL, VM et RF sont activés dans le même temps que les muscles BF et ST durant une grande partie de la phase de poussée sur la pédale et au niveau de la hanche, les muscles GMAX et RF sont co-activés au début de la phase de poussée (Dorel et al., 2012). Or, le niveau d'activité maximal des muscles VL et VM intervient alors que celui des muscles antagonistes ST et BF est déjà à plus de 70 % de leur niveau d'activité maximal au cours d'un exercice maximal de pédalage (Dorel et al., 2012). Ces co-activations sont également visibles dans la phase de flexion entre les muscles RF et ST et BF (Gregor et al., 1991). À l'inverse, la sollicitation de certains muscles agonistes (e.g. SOL, GM, GL, TFL) n'est que très peu voire pas accompagnée d'une sollicitation des muscles antagonistes. Ainsi, de façon intéressante, la puissance négative produite par la cheville durant la phase d'extension du membre inférieur ainsi que la puissance positive de flexion de hanche présentaient les corrélations les plus élevées avec la puissance maximale à la manivelle (Table 2, étude 2).

En outre, ces résultats soulignent une fois de plus le rôle majeur des propriétés anatomiques de certains muscles, spécialement les muscles étant bi-articulaires dont les propriétés leur confèrent un rôle dans le transfert des puissances entre articulations (cf. section 2.3.2., van Ingen Schenau et al., 1987, 1990 ; Jacobs et al., 1996 ; Prilutsky et al., 2000 ; Zajac et al., 2002). Ce transfert peut être illustré à différents niveaux au cours du sprint en cyclisme par l'intermédiaire des corrélations existantes entre les différentes puissances articulaires d'extension ($r = -0,73$, $P < 0,001$ entre les puissances d'extension de hanche et de genou et $r = -0,55$, $P < 0,01$ entre les puissances d'extension de cheville et de genou). Ce transfert a lieu dans l'autre sens au cours de la co-activation des muscles RF (i.e. en tant que fléchisseur de hanche) et ST-BF (i.e. en tant que fléchisseur du genou) pendant la phase de flexion. Ainsi, on observe là aussi une corrélation négative entre les puissances articulaires de flexion de genou et de flexion de hanche ($r = -0,69$, $P < 0,001$).

Concernant l'étude 3, l'ensemble de ces paramètres permettent ainsi d'expliquer pourquoi toutes les puissances articulaires ne sont pas augmentées dans la condition danseuse malgré une augmentation significative de la puissance maximale à la manivelle (+ 11,6 % en moyenne). De même, cela explique pourquoi la puissance d'extension du genou dans la condition unilatérale n'est pas modifiée malgré une forte baisse du niveau d'activité des muscles agonistes. Cela corrobore également les suggestions d'une précédente étude ayant testé l'effet d'une fatigue locale (i.e. diminution des capacités de force) des muscles quadriceps à la suite de laquelle une baisse de toutes les puissances articulaires d'extension était observée au cours d'un sprint en cyclisme (Brochner-Nielsen et al., 2018).

Toutefois, au regard des différences interindividuelles de la distribution de la puissance aux articulations, l'étude 2 a clairement démontré que d'autres facteurs doivent nécessairement intervenir au-delà du transfert intersegmentaire. Parmi eux, la position adoptée par les cyclistes sur le vélo modifie la cinématique articulaire et est susceptible de créer des ajustements sur plusieurs paramètres tels que les bras de levier musculaires, les longueurs musculaires ou les « avantages mécaniques » et donc les forces musculaires (Bini, 2020, Rugg & Gregor, 1987 ; Sanderson & Amoroso, 2009 ; Menard et al., 2018). L'avantage mécanique (en anglais *effective mechanical advantage*) représente la distance entre la ligne d'action de la force à produire au point distal (i.e. la pédale au cours d'un sprint en cyclisme) et la position du centre de rotation de l'articulation considérée (Biewener, 1989 ; van Ingen Schenau et al., 1992). Nous avons cherché à illustrer ces paramètres dans l'étude 2 à partir de la comparaison de la position du membre inférieur entre deux athlètes produisant quasiment la même puissance à la manivelle

mais démontrant une distribution des puissances articulaires extrêmement différente (Figure 5, étude 2). D'un point de vue biomécanique, l'athlète présentant son centre articulaire de hanche le plus reculé vis-à-vis de l'axe de la pédale présente un avantage mécanique plus important pour produire un moment supérieur en extension de hanche. Cet avantage s'est confirmé puisque cet athlète est celui présentant la puissance d'extension de hanche la plus élevée. Ce résultat corrobore ceux ayant été démontrés dans les études déterminant l'effet du recul de selle sur les coordinations musculaires (Hayot et al., 2012 ; Bini et al., 2012, 2013, 2014 ; Menard et al., 2018). Ces athlètes présentaient des longueurs segmentaires quasi-identiques au demi-centimètre (41 cm pour la jambe et 44 cm pour la cuisse). Cependant, ce paramètre est également à considérer dans le même temps puisqu'il signifie que pour deux athlètes présentant une longueur de membre inférieur identique mais un rapport des longueurs cuisse-jambe différent, les avantages mécaniques notamment au niveau des muscles extenseurs du genou, peuvent être différents si la hauteur et le recul de selle sont identiques. En plus des discussions concernant l'optimisation des relations moment-angle des articulations, ces éléments suggèrent à nouveau la nécessité de considérer la position adoptée par les cyclistes sur le vélo en lien avec leurs paramètres segmentaires, ceci dans le but de mieux appréhender les coordinations musculaires.

Bien sûr, quelques limites doivent toutefois être considérées dans l'interprétation de ces résultats. Premièrement, la mesure de la cinématique articulaire ne représente pas parfaitement la cinématique musculaire. En effet, cette approche est limitée par le fait que les bras de levier musculaires et l'architecture des muscles ne sont pas invariables entre les articulations et/ou entre les sujets (Lieber & Friden, 2000), et l'excursion des articulations peut être causée par un allongement-raccourcissement du tendon et non du muscle (Fukunaga et al., 2002 ; Muraoka et al., 2001). Le transfert des résultats du niveau articulaire à la compréhension des mécanismes au niveau du muscle peut donc être soumis à quelques incertitudes au regard des propriétés de stockage et restitution d'énergie élastique des tendons, et de l'intercompensation liée aux muscles bi-articulaires (Zajac 2002). Ainsi, nous sommes contraints à établir un certain nombre d'hypothèses pour interpréter les productions mécaniques au niveau articulaire dans le contexte de la fonction musculaire.

Si l'analyse des coordinations musculaires à partir des données issues des calculs de dynamique inverse n'est pas tout à fait représentative de l'engagement des groupes musculaires dans la tâche de pédalage, les données EMG permettent quant à elles de fournir une indication plus précise sur la sollicitation des muscles. Cette sollicitation ne renvoie pas directement au niveau

de force qui est produit mais pourraient toutefois expliquer les différences interindividuelles des niveaux de puissance développés. En effet, nous avons vu dans l'étude 3 une augmentation du niveau d'activité maximal moyen des muscles extenseurs des trois articulations dans la condition danseuse. Cette augmentation était corrélée à l'augmentation de la force de réaction à l'articulation de la hanche qui elle-même est corrélée à l'augmentation de la puissance à la pédale. De la même façon, une forte augmentation du niveau d'activité maximal des muscles fléchisseurs TA et TFL était rapportée dans cette condition alors que la puissance dans la phase de flexion en condition danseuse connaît une très forte augmentation. D'un autre côté, l'étude 3 a démontré une variabilité relativement importante des durées d'activité de certains muscles du membre inférieur au cours des sprints en condition assise et danseuse (Annexe 4). C'est notamment le cas pour les muscles bi-articulaires ST et GM-GL, ainsi que pour les muscles fléchisseurs TA et TFL. Dans ce sens, nous avons cherché à déterminer si la variabilité des patterns d'activité EMG était quant à elle reliée aux différences interindividuelles de production de puissance maximale. Autrement dit, nous souhaitions déterminer si les meilleurs athlètes présentaient des caractéristiques qui auraient été observables au niveau des patterns EMG. De la même façon, nous souhaitions identifier si la distribution des puissances articulaires, dont on sait qu'elle peut être modifiée selon les niveaux de co-activités, pouvait être expliquée à partir de la variabilité des patterns EMG. Pour cela, nous avons utilisé la méthode SPM qui permet également d'effectuer une corrélation entre une variable discrète (i.e. un indicateur tel que la puissance maximale ou les puissances articulaires moyennées par phase) et une variable continue temporelle (i.e. le pattern EMG au cours du cycle dans ce contexte). Une corrélation est effectuée à chaque degré de manivelle entre la variable discrète et la variable continue au degré de manivelle considéré. Pour les 11 muscles dont l'activité EMG avait été enregistrée, nous avons donc utilisé cette méthode pour mettre en relation le pattern EMG du muscle (i.e. normalisé par rapport au niveau d'activité moyen au cours du cycle) et la puissance maximale exercée à la manivelle (i.e. P_{crank} moyennée sur les phases d'extension et de flexion du membre inférieur) ainsi que chaque puissance articulaire d'extension et de flexion. Cependant, nous n'avons observé aucun cluster significatif sur la totalité du cycle de pédalage pour l'ensemble des muscles. Ceci est relativement surprenant dans la mesure où on pouvait imaginer qu'un allongement de la durée d'activité de certains muscles entraînant beaucoup de co-activité antagoniste pourrait modifier la distribution de la puissance aux articulations. À l'inverse, on pouvait imaginer, à l'image de ce qui est observé en condition danseuse dans l'étude 3, que l'augmentation de la durée d'activité des muscles agonistes, par exemple les extenseurs du genou, pourrait être favorable à des hauts niveaux de puissance. Toutefois, cette analyse ne

prend pas en compte le niveau d'activité du muscle vis-à-vis de son niveau d'activité maximal théorique, c'est-à-dire celui qui aurait pu être établi au cours d'une contraction maximale volontaire mono-segmentaire. Nous avons souhaité réaliser l'analyse en prenant en compte ce niveau d'activité normalisé, cependant nous avons dû faire face à des problématiques de normalisation car certains athlètes avaient réalisé deux sessions séparées pour les CMV d'un côté et les sprints sur ergocycle de l'autre côté et d'autres avaient réalisé ces deux phases d'expérimentation en une seule session mais nous avons sous-estimé la fatigue engendrée par la quantité d'efforts. Ainsi, en tenant compte du niveau d'activité normalisé par rapport au maximal théorique du muscle, on peut imaginer que des corrélations avec la puissance à la manivelle pourraient être observées, notamment dans la phase de flexion pour laquelle la variabilité des patterns EMG est plus importante, ou dans les phases de transition du cycle. De la même façon, on peut imaginer que la distribution des puissances articulaires pourrait être davantage mise en regard et reliée aux niveaux de co-activités des muscles agonistes-antagonistes et des muscles bi-articulaires participant au transfert de puissance entre articulations. De plus, au regard du facteur limitant que pourrait représenter la capacité de production de moment des muscles extenseurs de la cheville, ce type d'analyse pourrait également permettre de déterminer si le niveau d'activité des muscles proximaux s'en trouve limité ou au contraire maximisé.

4. Rôle de la fixation du pelvis

L'évaluation des capacités de production de force des différents groupes musculaires participant activement à la production de puissance n'a pas permis d'expliquer pleinement la variabilité des puissances maximales enregistrées chez des athlètes experts du sprint en cyclisme. En effet, ces capacités expliquent à hauteur de 88 % la variance de la puissance maximale développée dans une condition danseuse et cela est encore plus compliqué en condition assise pour laquelle la part de la variance expliquée n'est que de 59 %. D'un autre côté, nous avons calculé une somme des puissances articulaires qui avait pour but de s'affranchir des limites exposées précédemment concernant l'analyse des puissances articulaires prises isolément pour chaque action, et qui permettrait alors d'exprimer une puissance musculaire nette totale. Cependant, nous avons vu dans l'étude 2 que la capacité à expliquer la variance de la puissance maximale à travers cette variable reste relativement faible puisqu'il demeure encore 20 % de variance de la puissance à la manivelle non expliquée dans une condition classique de sprint assis. Ceci nous a donc amené dans l'étude 3 à accentuer

l'analyse d'autres paramètres qui permettraient de comprendre la variabilité interindividuelle des puissances développées.

Plus le cycliste veut appliquer une force élevée à la pédale, plus celui-ci doit avoir des capacités de production de force importantes des muscles du membre inférieur. Lors de la phase de poussée sur la pédale, cela entraîne cependant la production d'une force de réaction très importante au niveau de l'extrémité proximale (i.e. centre articulaire de la hanche) de la chaîne articulée. Afin de transmettre le maximum de puissance au niveau de la pédale, le cycliste doit donc être capable d'appliquer une force du pelvis sur le centre articulaire de la hanche dans le sens opposé de la force qui est appliquée par la cuisse sur le pelvis. Dans le cas où la force exercée du pelvis sur le centre articulaire n'est pas suffisante, une partie de la puissance produite par le membre inférieur est transférée au pelvis entraînant un déplacement de ce dernier vers le haut.

Dans ce sens, nous avons suggéré que les capacités de production de force et la sollicitation des muscles du tronc et des membres supérieurs devait jouer un rôle non négligeable et pourrait même devenir limitantes dans le but de maximiser la production de puissance (Martin & Brown, 2009 ; Turpin et al., 2017 ; Wilkinson et al., 2020a). Nous nous sommes alors intéressés à la cinématique et aux forces exercées au niveau du centre articulaire de la hanche, point au cœur des interactions entre le tronc et les membres inférieurs. L'analyse nous a permis de montrer que des forces de réaction à la hanche à hauteur de 110 % du poids de corps étaient appliquées lors de la phase de poussée sur la pédale (i.e. pics supérieurs à 900 N). Cette force était fortement corrélée à la capacité à produire une puissance élevée à la manivelle confirmant de façon indirecte qu'une contribution d'efforts musculaires provenant du tronc et des membres supérieurs était nécessairement impliquée de sorte à maintenir le pelvis le plus fixe possible et transférer efficacement la force à la pédale.

Malgré tout, l'analyse de la dynamique du centre articulaire a montré des oscillations verticales du centre articulaire de la hanche vers le haut de l'ordre de 2 cm en moyenne au début de la phase de poussée signifiant qu'une partie de la puissance produite par le membre inférieur est absorbée au niveau du pelvis. À partir de 40° d'angle de manivelle, une force de réaction du pelvis sur la cuisse supérieure à la celle exercée de la cuisse sur le pelvis doit effectivement être appliquée puisque le centre articulaire de la hanche présente ensuite un mouvement vertical vers le bas de plus de 5 cm. Cela suggère cette fois-ci un transfert de puissance du tronc vers le membre inférieur permettant de maximiser la puissance produite *in fine* à la pédale. Pour autant, l'analyse des mouvements du centre articulaire de hanche suggérait clairement que c'est

principalement la capacité à produire une force et à fixer le centre articulaire de la hanche qui doit être d'une importance majeure pour optimiser le transfert des forces musculaires du membre inférieur et donc maximiser la puissance à la pédale.

À la suite de ce constat, nous avons fait l'hypothèse que l'adoption de la position danseuse permettrait de favoriser la force apportée par le haut du corps et donc augmenter la force de réaction à la hanche, notamment en raison d'une utilisation plus importante du poids (Wilkinson et al., 2020a). En parallèle, nous avons également fait l'hypothèse que la force de traction exercée au cours de la phase de flexion controlatérale, qui entraîne cette fois-ci une force de la cuisse sur le pelvis orientée vers le bas, permettrait par conséquent de favoriser la fixation du pelvis vers le bas. Ces deux expérimentations ont respectivement montré une augmentation et une diminution des forces de réaction verticales à la hanche orientée vers le bas durant la phase d'extension du membre ipsilatéral qui étaient positivement corrélées à l'amplitude des modifications de production de puissance à la manivelle. De façon intéressante, ces deux expérimentations ont respectivement démontré une augmentation et une diminution des niveaux d'activité moyen et maximaux d'une grande majorité de muscle participant à l'extension du membre inférieur entre les deux conditions considérées (i.e. assis vs. danseuse et 2J vs. 1J). Or, considérant l'expérimentation assis-danseuse, nous avons également montré une corrélation modérée entre l'amplitude de l'augmentation du niveau d'activité maximal moyen des muscles extenseurs et l'amplitude du gain de force de réaction à la hanche. De plus, considérant l'expérimentation 2J-1J, les corrélations établies entre la puissance à la manivelle et chaque puissance articulaire était visiblement plus faibles dans la condition 1J par rapport à la condition 2J (Annexe 5). Plus encore, la corrélation entre la puissance à la manivelle et la somme des puissances articulaires, qui comme expliqué précédemment est censée représentée une contribution musculaire totale des muscles du membre inférieur, est également significativement plus faible dans la condition 1J versus 2J (respectivement $r = 0,98$ et $r = 0,93$, $P = 0,011$, test de Steiger, Annexe 1). De plus, l'expérimentation 2J-1J a montré un résultat original à savoir une diminution de la puissance à la manivelle d'autant plus élevée que la puissance exercée dans la condition classique bilatérale était élevée (Figure 12, étude 3). Or, considérant les athlètes produisant les niveaux de puissance les plus bas rencontrés en condition bilatérale (i.e. athlètes femmes produisant entre 700 et 900 W), nous n'avons pas observé de diminution de la force de réaction à la hanche produite dans la phase de poussée ipsilatérale.

Différents points essentiels émergent de ces analyses et favorisent notre compréhension de la performance et des coordinations en sprint en cyclisme. Tout d'abord, nous pouvons conclure

que plus les athlètes sont puissants, notamment dans la phase de poussée, plus il est nécessaire d’avoir des forces élevées permettant de fixer le pelvis vers le bas. Ces forces peuvent provenir à la fois des capacités de production de force du tronc et des membres supérieurs, de l’action du membre controlatéral ainsi que du poids. Plus le niveau de force appliquée à la pédale augmente, plus les efforts musculaires du haut du corps et la force de traction controlatérale doivent s’additionner à l’effet du poids afin d’assurer la fixation du pelvis. À partir d’un certain niveau de force, il est probable que ces trois forces additionnées ne permettent plus de contrer les forces qui sont appliquées vers le haut par la cuisse sur le pelvis. Dans ce cas, on peut observer une oscillation verticale vers le haut du centre articulaire. Cependant, cela indique surtout qu’un athlète possédant des capacités de production de force des muscles du membre inférieur lui permettant probablement d’appliquer encore davantage de force à la pédale, ne doit pas pouvoir les mettre à profit en raison de la nécessité de fixer le pelvis s’il souhaite transférer efficacement ces forces musculaires à la pédale. D’un point de vue pratique, cela suggère donc d’évaluer pour chaque athlète ses capacités de production de force du tronc et des membres supérieurs ainsi que les capacités de production de force des muscles fléchisseurs. Au-delà de la puissance que les muscles fléchisseurs pourraient produire au cours de la phase de flexion controlatérale, la force qu’ils sont capables de produire doit être tout autant voire plus importante pour maximiser la capacité des muscles extenseurs à accroître la production de puissance dans la phase d’extension ipsilatérale produisant la plus grande partie de la puissance à la pédale. Pour des athlètes qui seraient très forts mais légers, ces deux contributions doivent donc être considérées encore davantage.

D’autre part, en condition danseuse, des forces de réaction verticales à la hanche plus importantes sont produites alors que le mouvement du centre articulaire de la hanche subit davantage d’oscillations verticales. Au cours de la phase de poussée, lorsque ces oscillations sont dans le même sens que la force qui est appliquée par le haut du corps sur le pelvis, le gain de puissance s’exprime donc également par une augmentation du transfert énergétique. Cette stratégie est probablement intéressante lorsque l’athlète est limité vis-à-vis des capacités de production de force des membres inférieurs. Cependant, cette stratégie entraînant beaucoup de mouvements, il se peut qu’elle soit plus coûteuse qu’un gain qui passerait exclusivement par des forces importantes du tronc et des membres supérieurs. Certes, cela nécessiterait beaucoup de force, mais permettrait de fixer et stabiliser la position du centre articulaire de la hanche et *per se* d’exploiter au maximum les qualités musculaires du membre inférieur. Cela reste encore à investiguer.

En outre, si la maximisation de la puissance passe par une augmentation de la contribution des muscles du haut du corps, qui devrait donc permettre une plus grande sollicitation des muscles des membres inférieurs, cela signifie *in fine* une tâche plus fatigante. Même si ces aspects ne doivent probablement pas entrer en compte sur un effort aussi court que celui étudié, les épreuves en cyclisme ne descendant pas en-dessous des 10 à 15 secondes d'effort maximal, cela reste important à considérer dans la durée. Aussi, si le développement de ces qualités musculaires est envisagé, il serait intéressant d'effectuer un suivi longitudinal pour étudier comment les différents indicateurs de performance évoluent, notamment la puissance maximale mais donc également la capacité à la maintenir dans le temps.

5. Application pratique : cas du départ arrêté en cyclisme sur piste

Ce travail de thèse a donc permis de mettre en évidence de potentielles facteurs limitants pour la production de puissances extrêmes en sprint en cyclisme. Ce travail a quasi exclusivement été orienté sur un effort réalisé à puissance maximale, autour de cadences optimales qui nécessitaient donc la production d'une force théoriquement de moitié inférieure à la force maximale que les athlètes sont capables de produire. Cependant, au vu des éléments apportés, plus la force appliquée à la pédale est importante, plus les problématiques mentionnées précédemment devraient être limitantes. C'est notamment le cas au cours de la situation de départ arrêté représentant un facteur essentiel de performance dans certaines épreuves du cyclisme (e.g. vitesse par équipe en cyclisme sur piste ou BMX). Au cours d'un départ arrêté, les niveaux de force sont les plus élevés que l'on puisse rencontrer (Barratt et al., 2008). Cette condition ne peut toutefois pas être évaluée correctement sur des ergocycles pour lesquels de tels niveaux de force ne sont pas supportés. De plus, l'effort sur ergocycle n'est pas tout à fait écologique dans la mesure où les mouvements du vélo, notamment les oscillations latérales, ne sont pas permises (Burnie et al., 2018 ; Wilkinson et al., 2021). Il est donc intéressant de l'étudier car il est possible que les conclusions établies à partir des trois études de ce travail ne se transposent pas à cet effort écologique. De plus, cela rejoint également des questionnements d'entraîneurs à propos d'athlètes pour lesquels des vraies difficultés étaient rencontrés dans cette condition, alors même qu'ils sont pourtant très puissants et forts sur d'autres types d'efforts lancés.

À ce sujet, nous avons conduit en parallèle de ce travail de thèse une expérimentation visant à appréhender la spécificité des coordinations musculaires lors d'un exercice de départ arrêté avec la même population d'athlètes spécialistes du sprint en cyclisme sur piste. Il s'agissait également de comparer la force maximale qui est extrapolée à partir des relations force-vitesse déterminées lors des tests en laboratoire sur ergocycle (cf. section 1.2.) et la force maximale développée sur le terrain au cours du départ arrêté. Le test force-vitesse et les départs arrêtés étaient réalisés au cours d'une même session de test. Les forces aux pédales au cours des deux conditions étaient mesurées avec les mêmes pédales instrumentées (en 2D, Dorel et al., 2010). L'activité EMG de 8 muscles du membre inférieur (i.e. TA, SOL, GM, VL, RF, ST, GMAX et TFL) était également enregistrée.

Nous avons observé des différences entre certains athlètes sur la capacité de la relation force-vitesse à modéliser les forces produites au cours d'un départ arrêté sur le terrain. En effet, pour certains athlètes les forces moyennes enregistrées sur les cycles de pédalage à cadence très faible durant le sprint départ arrêté suivaient la relation force-vitesse alors que d'autres athlètes présentaient des difficultés à produire de la force. Un exemple caractéristique de comparaison entre deux athlètes présentant une force maximale théorique relativement proche (1640 N et 1720 N respectivement pour les athlètes A et B) est présenté en Figure 29.

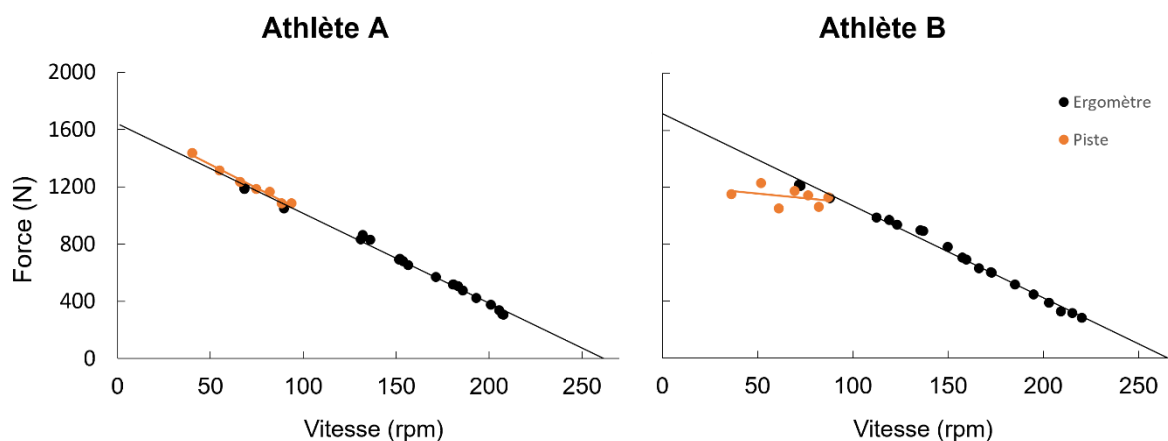


Figure 29 – Représentation des relations force-vitesse établies à partir de sprints effectués sur ergocycle (en noir) pour deux athlètes présentant des niveaux de force au cours d'un départ arrêté en sprint sur piste (en orange) respectivement supérieur (athlète A) et inférieur (athlète B) à l'extrapolation réalisée par le modèle force-vitesse

La condition sur ergocycle présente l'avantage de fournir une condition « référence » sur laquelle nous pouvons nous baser pour comparaison avec la condition de départ arrêté. Sur la base des données électromyographiques, nous avons donc cherché à déterminer les

coordinations musculaires à partir des séquences et des niveaux d'activité musculaires dans les deux conditions avec l'idée d'évaluer si les deux athlètes en question présentaient un ajustement des coordinations musculaires différent de la condition sur ergocycle vis-à-vis de la condition de départ arrêté.

Pour simplifier l'analyse, nous avons choisi de présenter uniquement le premier cycle de pédalage, celui correspondant à la production des forces à la pédale les plus élevées. Les patterns de force efficace pour ces deux athlètes au cours du premier cycle sont présentés en Figure 30. Ces patterns nous indiquent que les différences majeures de production de force ont lieu exclusivement dans la phase de poussée de la pédale.

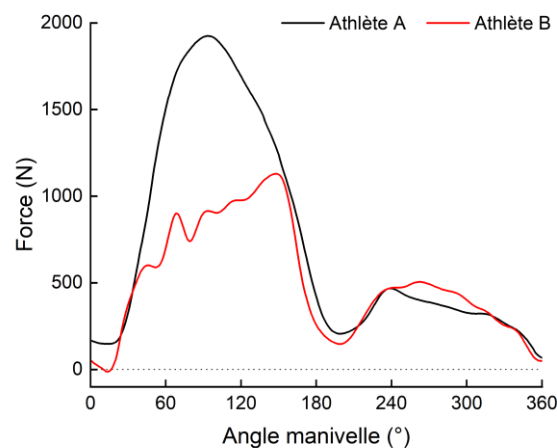


Figure 30 – Force efficace appliquée à la pédale au cours du premier cycle de pédalage d'un départ arrêté entre deux athlètes présentant un niveau de force sur piste « bien » extrapolé (athlète A, en noir) et « mal » extrapolé (athlète B, en rouge) à partir de la relation force-vitesse établie sur ergocycle.

Pour chaque muscle, nous avons ensuite normalisé le niveau d'activité EMG au cours du premier cycle du départ arrêté par rapport au niveau d'activité maximal enregistré au cours du test force-vitesse (Rouffet & Hautier, 2007). Les patterns correspondants sont présentés en Figure 31. L'analyse préliminaire montrent des résultats relativement manifestes au niveau des muscles participant à l'extension du membre inférieur. En effet, on observe des niveaux d'activité maximaux des muscles extenseurs du genou (i.e. en comparaison du niveau maximal atteint lors du test force-vitesse) nettement plus faibles pour l'athlète B, notamment de 340° jusqu'à près de 100° d'angle de manivelle pour le muscle VL et de 340° à 60° pour le muscle RF (Figure 29). Concernant les durées d'activités, nous n'observons cependant pas de différence évidente pour l'ensemble des muscles.

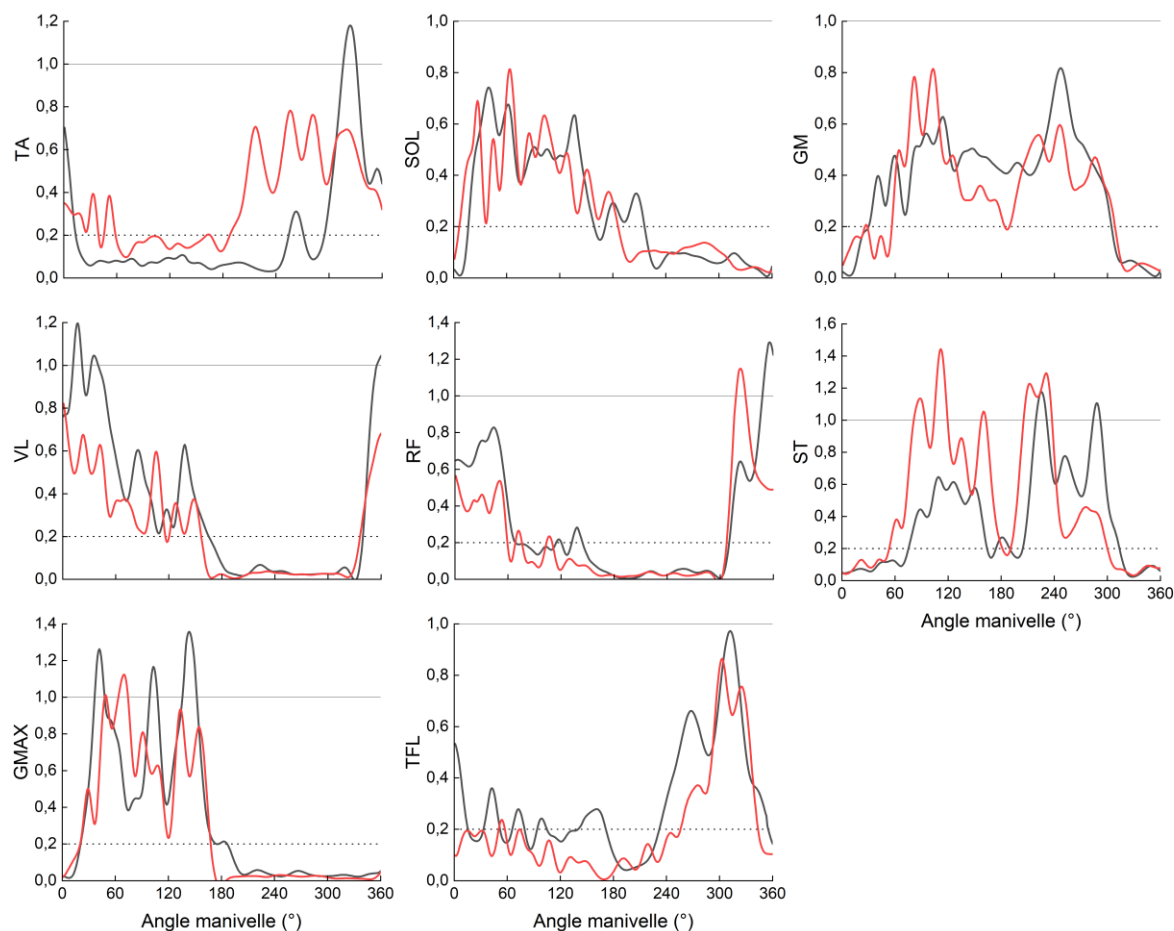


Figure 31 – Comparaison des patterns d'activité EMG de 8 muscles du membre inférieur au cours du premier cycle de pédalage complet d'un départ arrêté effectué en cyclisme sur piste entre deux athlètes présentant un niveau de force sur piste « bien » extrapolé (athlète A) et « mal » extrapolé (athlète B) à partir de la relation force-vitesse établie sur ergocycle. Les niveaux d'activité ont été normalisés pour chaque muscle en fonction du niveau d'activité maximal enregistré au cours du test force-vitesse, les barres horizontales pleines permettant de symboliser ce « 100 % ». Les barres horizontales pointillées ont été ajoutées pour préciser la plage de la séquence d'activité supérieure à 20 % du niveau d'activité maximal.

Ces résultats signifient concrètement que l'athlète B sollicite beaucoup moins ses muscles extenseurs du genou qu'il en est capable sur ergocycle. Cela suggère que de potentielles difficultés surviennent chez cet athlète vis-à-vis de sa capacité à solliciter certains muscles. En lien avec les études précédentes, on peut supposer que des difficultés à fixer l'articulation de la hanche et donc à mobiliser les muscles extenseurs dans la phase de poussée pourraient être en cause. À ce sujet, nous avons identifié trois sources essentielles de force permettant de fixer le pelvis vers le bas. En considérant une symétrie entre deux membres inférieurs vis-à-vis de la capacité à appliquer une force à la pédale, nous pouvons supposer que la capacité à produire une force de traction dans la phase de flexion controlatérale ne doit pas être limitante puisque

l'athlète B produit même un peu plus de force à la pédale dans cette phase (Figure 28). Considérant l'effet du poids, seulement 3 kg différencient la masse corporelle des deux athlètes (92 kg et 89 kg respectivement pour l'athlète A et B), suggérant là aussi que ce paramètre ne doit pas permettre à l'athlète A une meilleure fixation du pelvis par rapport à l'athlète B. Par conséquent, nous pouvons supposer que la capacité de production de force des muscles du tronc et des membres supérieurs, qui n'a pas été mesurée, pourrait alors être en lien avec les différences observées. Malgré tout, le pic de force qu'est capable de produire l'athlète A au cours de ce départ arrêté (i.e. 1100 N, Figure 30) est inférieur à celui qu'il est capable de produire à cadence optimale (i.e. P_{max}) lors du test force-vitesse puisqu'il atteint déjà plus de 1300 N. Dès lors, on peut imaginer que d'autres paramètres pourraient être limitants. À ce sujet, il a récemment été montré à partir de modèles de simulation que la technique de départ arrêté en cyclisme sur piste caractérisée par la position que l'athlète choisit d'adopter au-dessus de son vélo et qui modifie les contraintes segmentaires, pourrait être plus ou moins optimale et entraîner des différences significatives vis-à-vis des forces que l'athlète peut produire (Janssen & McPhee, 2020). Cela devra être investigué, mais il est également possible que cette technique de départ diminue à la fois les capacités des muscles à produire de la force, en lien avec leurs propriétés (e.g. relations moment-longueur, moment-angle), mais également la capacité à solliciter l'ensemble des muscles, à la fois du haut du corps et des membres inférieurs.

Dans la continuité de ce travail et en lien avec les conclusions établies à la suite des différentes études, une investigation plus spécifique devrait être poursuivie au niveau des muscles du haut du corps. Dans ce sens, une première perspective de travail affichée dans le cadre du projet THPCA2024 (projet de recherche « Sport de très haute performance » du Programme d'Investissements d'Avenir) est d'évaluer les capacités de production de force des muscles du tronc et des membres supérieurs ainsi que leur sollicitation au cours de la tâche de pédalage maximale (à différentes conditions de cadence). Cette évaluation pourrait nous amener à déterminer si ces muscles sont effectivement extrêmement sollicités au cours de l'exercice maximal de pédalage et surtout s'il existe des variabilités interindividuelles des niveaux d'activité qui pourraient être reliées à leurs capacités de production de force. *In fine*, cela permettrait également de faire le lien avec la sollicitation des muscles des membres inférieurs et la force qui est développée à la pédale.

6. Conclusion générale

Dans la plupart des disciplines sportives, les problématiques majeures demeurent la façon dont il est possible d'utiliser les travaux de recherche à des fins d'amélioration de la performance. Au-delà de l'optimisation des coordinations musculaires, les résultats de ce travail de thèse montrent que la priorité des sprinteurs de très haut-niveau reste de développer les capacités de production de force des muscles du membre inférieur. Plus spécifiquement, les capacités de production de force des extenseurs du genou et de la cheville semblent les plus limitants. Durant un exercice maximal de pédalage, l'extension de cheville est donc une action qui par une augmentation de sa capacité de force, pourrait faciliter la maximisation de la puissance. Cette conclusion est intéressante dans la mesure où certains auteurs avaient avancé que l'augmentation de la force devrait être avantageuse uniquement pour les actions majeures de production de puissance, notamment l'extension du genou et de la hanche (Martin & Brown, 2009, McDaniel et al., 2014). Ainsi, ce travail a clairement mis en évidence que les qualités musculaires et les synergies jouent un rôle important dans le développement de la puissance au sein du membre inférieur et donc que l'optimisation des qualités musculaires est aussi nécessaire pour les plus petits muscles distaux dans le but de transférer la puissance produite par les muscles proximaux forts.

Toutefois, la variabilité interindividuelle des coordinations musculaires établie dans l'étude 2 ainsi que la comparaison de deux positions majoritairement utilisées en sprint à savoir la condition classique assise et la condition danseuse a permis de mettre en avant le rôle des contraintes segmentaires vis-à-vis de l'expression des qualités musculaires. Globalement, ce travail suggère qu'il doit exister pour chaque athlète un compromis entre ses propriétés musculaires (i.e. notamment les relations moment-angle), ses contraintes segmentaires propres (i.e. longueur des segments), les contraintes du vélo (e.g. longueur des manivelles) ainsi que la position qu'il choisit d'adopter sur le vélo (e.g. hauteur et recul de selle, hauteur et avancée du guidon).

En outre, ce travail a également montré que l'analyse par dynamique inverse ne permet pas de refléter fidèlement les coordinations musculaires au cours d'un exercice maximal de pédalage chez des sprinteurs experts et qu'il n'est donc pas possible de juger de la contribution d'un groupe musculaire uniquement à partir de ces données. Cette analyse a cependant permis d'estimer une contribution musculaire nette totale de l'ensemble des muscles du membre inférieur qui a permis d'identifier l'influence de facteurs autres que les capacités de production

de force des muscles extenseurs dans le développement de la puissance maximale. À ce sujet, la capacité à fixer le centre articulaire de la hanche par l'intermédiaire de la force exercée par le tronc et les membres supérieurs sur le pelvis, ainsi que de la force de traction exercée dans la phase de flexion controlatérale est essentielle à deux titres. Premièrement, cela permet un transfert d'énergie provenant de l'action du tronc et des membres supérieurs vers le membre inférieur au niveau de l'articulation de la hanche. Deuxièmement, cela permet également de maximiser l'expression des qualités musculaires des muscles extenseurs.

Ce travail de thèse offre ainsi quelques perspectives de travail intéressantes à venir, notamment l'évaluation d'autres qualités musculaires qui, au regard des résultats, peuvent représenter des facteurs explicatifs des différences de performance et/ou des coordinations musculaires enregistrées. Parmi elles, la raideur musculo-tendineuse, l'architecture musculaire, les bras de levier et les propriétés tendineuses sont autant de paramètres probablement déterminants. La détermination de ces paramètres au sein d'une population d'athlètes de très haut-niveau en cyclisme pourrait permettre de passer par des modèles musculosquelettiques (e.g. OpenSim) afin d'estimer les forces de chaque muscle ou groupe de muscles au cours du sprint en cyclisme (Rankin & Neptune, 2008 ; Zajac et al., 2002). Cela permettrait d'apporter des pistes supplémentaires sur la compréhension des coordinations musculaires en lien avec les qualités musculaires.

Bibliographie

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P.** (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *93*(4), 1318-1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Møller, F., & Dyhre-Poulsen, P.** (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension: Antagonist coactivation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *10*(2), 58-67. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010002058.x>
- Aasvold, L. O., Ettema, G., & Skovereng, K.** (2019). Joint specific power production in cycling: The effect of cadence and intensity. *PLOS ONE*, *14*(2), e0212781. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0212781>
- Adrian, E. D., & Bronk, D. W.** (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, *67*(2), 9-151. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1929.sp002557>
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., & Lambert, M.** (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(6), 1036-1043. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.011>
- Arsac, L. M., Belli, A., & Lacour, J. R.** (1996). Muscle function during brief maximal exercise: Accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *74*(1-2), 100-106. <https://doi.org/10.1007/BF00376501>
- Austin, N., Nilwik, R., & Herzog, W.** (2010). In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling. *Journal of Biomechanics*, *43*(12), 2394-2399. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.016>
- Baker, D., Wilson, G., & Carlyon, B.** (1994). Generality versus specificity: A comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *68*(4), 350-355. <https://doi.org/10.1007/BF00571456>
- Baker, J., Gal, J., Davies, B., Bailey, D., & Morgan, R.** (2000). Power output of legs during high intensity cycle ergometry: Influence of hand grip. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *4*(1), 10-18.
- Bampouras, T. M., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. N.** (2017). The role of agonist and antagonist muscles in explaining isometric knee extension torque variation with hip joint angle. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(10), 2039-2045.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'Ambrosia, R.** (1988). Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(2), 113-122. <https://doi.org/10.1177/036354658801600205>
- Barratt, P.** (2008). SRM torque analysis of standing starts in track cycling (P85). *The Engineering of Sport*, *6*.
- Barratt, P. R., Korff, T., Elmer, S. J., & Martin, J. C.** (2011). Effect of crank length on joint-specific power during maximal cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(9), 1689-1697. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182125e96>

- Baum, B. S., & Li, L.** (2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(2), 181-190. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00110-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00110-4)
- Beelen, A., Sargeant, A. J., & Wijkhuizen, F.** (1994). Measurement of directional force and power during human submaximal and maximal isokinetic exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(2), 177-181. <https://doi.org/10.1007/BF00244032>
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A.** (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23(6), 617-621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Bernstein, N.** (1967). *The Co-ordination and Regulation of Movement* (Pergamon Press).
- Besomi, M.** (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project_ Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17.
- Bieuzen, F., Lepers, R., Vercruyssen, F., Hauswirth, C., & Brisswalter, J.** (2007). Muscle activation during cycling at different cadences: Effect of maximal strength capacity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(6), 731-738. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.007>
- Biewener, A. A.** (1989). Scaling body support in mammals: Limb posture and muscle mechanics. *Science*, 245(4913), 45-48. <https://doi.org/10.1126/science.2740914>
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J.** (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691-699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Bini, R.** (2020). Influence of saddle height in 3D knee loads commuter cyclists: A statistical parametric mapping analysis. *Journal of Sports Sciences*, 1-14. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1816289>
- Bini, R., Daly, L., & Kingsley, M.** (2019b). Changes in body position on the bike during seated sprint cycling: Applications to bike fitting. *European Journal of Sport Science*, 20(1), 35-42. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1610075>
- Bini, R., Hume, P. A., & Croft, J. L.** (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*, 41(6), 463-476. <https://doi.org/10.2165/11588740-000000000-00000>
- Bini, R. R.** (2012). Joint kinematics assessment during cycling incremental test to exhaustion. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(2), 99-105. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0447>
- Bini, R. R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M. C., Carpes, F. P., & Mota, C. B.** (2016). Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *European Journal of Sport Science*, 16(5), 553-559. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1135984>
- Bini, R. R., Daly, L., & Kingsley, M.** (2019a). Muscle force adaptation to changes in upper body position during seated sprint cycling. *Journal of Sports Sciences*, 37(19), 2270-2278. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1627983>
- Bini, R. R., & Diefenthaler, F.** (2010). Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics*, 9(4), 223-235.

<https://doi.org/10.1080/14763141.2010.540672>

Bini, R. R., Diefenthaler, F., & Mota, C. B. (2010a). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(1), 102-107. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.003>

Bini, R. R., Hume, P. A., & Kilding, A. E. (2014). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*, *14*(1), 44-52. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.725105>

Bini, R. R., Hume, P., Croft, J., & Kilding, A. (2013). *Pedal force effectiveness in cycling: A review of constraints and training effects. 1*, 14.

Bini, R. R., Rossato, M., Diefenthaler, F., Carpes, F. P., dos Reis, D. C., & Moro, A. R. P. (2010c). Pedaling cadence effects on joint mechanical work during cycling. *Isokinetics and Exercise Science*, *18*(1), 7-13. <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0361>

Bini, R. R., Tamborindéguy, A. C., & Mota, C. B. (2010b). Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, *19*(3), 301-314. <https://doi.org/10.1123/jsr.19.3.301>

Black, A. H., Sanderson, D. J., & Hennig, E. M. (1993). Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. *XIVth I.S.B Congress in Biomechanics*, 186-187.

Blake, O. M., Champoux, Y., & Wakeling, J. M. (2012). Muscle coordination patterns for efficient cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(5), 926-938.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182404d4b>

Blake, O. M., & Wakeling, J. M. (2015). Muscle coordination limits efficiency and power output of human limb movement under a wide range of mechanical demands. *Journal of Neurophysiology*, *114*(6), 3283-3295. <https://doi.org/10.1152/jn.00765.2015>

Blazevich, A. J., Coleman, D. R., Horne, S., & Cannavan, D. (2009). Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment. *European Journal of Applied Physiology*, *105*(6), 869-878. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0972-7>

Bouillod, A., Pinot, J., Soto-Romero, G., Bertucci, W., & Grappe, F. (2017). Validity, sensitivity, reproducibility, and robustness of the PowerTap, Stages, and Garmin Vector power meters in comparison with the SRM device. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(8), 1023-1030. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0436>

Brennan, S. F., Cresswell, A. G., Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2018). The effect of muscle-tendon unit vs. Fascicle analyses on vastus lateralis force-generating capacity during constant power output cycling with variable cadence. *Journal of Applied Physiology*, 10.

Brennan, S. F., Cresswell, A. G., Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2019). The effect of cadence on the mechanics and energetics of constant power cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *51*(5), 941-950. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001863>

Brett, M., Penny, W., & Kiebel, S. (2003). An introduction to random field theory. *Human Brain Function*, *2*, 867-879.

Brochner Nielsen, N.-P., Hug, F., Guével, A., Colloud, F., Lardy, J., & Dorel, S. (2018). Changes in motor coordination induced by local fatigue during a sprint

cycling task. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(7), 1394-1404. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000001572>

Brochner Nielsen, N.-P., Hug, F., Guével, A., Fohanno, V., Lardy, J., & Dorel, S. (2017). Motor adaptations to unilateral quadriceps fatigue during a bilateral pedaling task. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(12), 1724-1738. <https://doi.org/10.1111/sms.12811>

Broker, J. P., & Gregor, R. J. (1990). A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 6(4), 394-403. <https://doi.org/10.1123/ijbs.6.4.394>

Broker, J. P., & Gregor, R. J. (1994). Mechanical energy management in cycling: Source relations and energy expenditure. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(1), 64-74.

Broker, J. P., Kyle, C. R., & Burke, E. R. (1999). Racing cyclist power requirements in the 4000-m individual and team pursuits. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(11), 1677-1685. <https://doi.org/10.1097/00005768-199911000-00026>

Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>

Burgess, K. E., Connick, M. J., Graham-Smith, P., & Pearson, S. J. (2007). Plyometric vs. Isometric training influences on tendon properties and muscle output. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 986-989.

Caldwell, G. E., Hagberg, J. M., McCole, S. D., & Li, L. (1999). Lower extremity joint moments during uphill

cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 166-181.

Callaghan, M. J. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9(3), 226-236. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2005.01.007>

Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. (2009). Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 31-34. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.08.012>

Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. W. (2008). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 359-371. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.12.007>

Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., & Hodges, P. W. (2006). Leg muscle recruitment in highly trained cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 115-124.

Clarys, J.-P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Sesboüé, B., & Cattrysse, E. (2012). Les aléas de l'électromyographie de surface dans l'appréciation du mouvement. *Science & Sports*, 27(5), 265-273. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2012.04.008>

Clauser, C. E., McConville, J. T., & Young, J. W. (1969). *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body*. Defense Technical Information Center. <https://doi.org/10.21236/AD0710622>

Colyer, S. L., Nagahara, R., & Salo, A. I. T. (2018). Kinetic demands of sprinting shift across the acceleration phase: Novel analysis of entire force waveforms. *Scandinavian Journal of Medicine &*

Science in Sports, 28(7), 1784-1792.
<https://doi.org/10.1111/sms.13093>

Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power : Part 1 – Biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, 41(1), 17-38.
<https://doi.org/10.2165/11537690-000000000-00000>

Costes, A., Turpin, N. A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2015). A reduction of the saddle vertical force triggers the sit–stand transition in cycling. *Journal of Biomechanics*, 48(12), 2998-3003.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.035>

Cowell, J. F., McGuigan, M. R., & Cronin, J. B. (2012). Movement and skill analysis of supercross bicycle motocross. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(6), 1688-1694.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234eb22>

Craig, N. P., & Norton, K. I. (2001). Characteristics of track cycling. *Sports Medicine*, 31(7), 457-468.
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131070-00001>

Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793-801.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)

D'Avella, A., & Bizzi, E. (2005). Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(8), 3076-3081.
<https://doi.org/10.1073/pnas.0500199102>

De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.

Dempster, W. (1955). *Space requirements of the seated operator, geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs.*

Dick, T. J. M., Biewener, A. A., & Wakeling, J. M. (2017). Comparison of human gastrocnemius forces predicted by Hill-type muscle models and estimated from ultrasound images. *Journal of Experimental Biology*, jeb.154807.
<https://doi.org/10.1242/jeb.154807>

Doré, E., Steven Baker, J., Jammes, A., Graham, M., New, K., & Van Praagh, E. (2006). Upper body contribution during leg cycling peak power in teenage boys and girls. *Research in Sports Medicine*, 14(4), 245-257.
<https://doi.org/10.1080/15438620600985829>

Dorel, S. (2018a). Maximal force-velocity and power-velocity characteristics in cycling : Assessment and relevance. In J.-B. Morin & P. Samozino (Éds.), *Biomechanics of Training and Testing : Innovative Concepts and Simple Field Methods* (p. 7-31). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-05633-3_2

Dorel, S. (2018b). Mechanical effectiveness and coordination : New insights into sprint cycling performance. In J.-B. Morin & P. Samozino (Éds.), *Biomechanics of Training and Testing* (p. 33-62). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-05633-3_3

Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 857-865.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.002>

Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2008a). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling : Upper body position and

pedalling technique. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44-54. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00765.x>

Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J. R., Vandewalle, H., Hautier, C., & Hug, F. (2010). Force-velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(6), 1174-1183. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c91f35>

Dorel, S., Drouet, J.-M., Couturier, A., Champoux, Y., & Hug, F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(6), 1277-1286. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819825f8>

Dorel, S., Drouet, J.-M., Hug, F., Lepretre, P.-M., & Champoux, Y. (2008b). New instrumented pedals to quantify 2D forces at the shoe-pedal interface in ecological conditions: Preliminary study in elite track cyclists. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(S1), 89-90. <https://doi.org/10.1080/10255840802297275>

Dorel, S., Guilhem, G., Couturier, A., & Hug, F. (2012). Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2154-2164. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182625423>

Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: Relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 26(9), 739-746. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830493>

Dorel, S., Hug, F., Couturier, A., & Guilhem, G. (2011). Are EMG patterns and

activity levels modified at different points of the cycling torque-velocity relationship? *ISB Brussels*.

Driss, T., Lambertz, D., Rouis, M., & Vandewalle, H. (2012). Influence of musculo-tendinous stiffness of the plantar ankle flexor muscles upon maximal power output on a cycle ergometre. *European Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3721-3728. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2353-5>

Driss, T., & Vandewalle, H. (2013). The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: A critical review. *BioMed Research International*, 2013, 1-40. <https://doi.org/10.1155/2013/589361>

Driss, T., Vandewalle, H., Le Chevalier, J. M., & Monod, H. (2002). Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(3), 250-262.

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 116-127. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.007>

Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2011). Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Research*, 1409, 42-61. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2011.06.011>

Dumas, R., & Chèze, L. (2007). 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(3), 315-322. <https://doi.org/10.1007/s11517-006-0156-8>

Durnin, J. V. G. A., & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold

thickness : Measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 Years. *British Journal of Nutrition*, 32(01), 77-97. <https://doi.org/10.1079/BJN19740060>

Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798-2809. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.002>

Elftman, H. (1939). Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 125(2), 339-356. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1939.125.2.339>

Elmer, S. J., Barratt, P. R., Korff, T., & Martin, J. C. (2011). Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(10), 1940-1947. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821b00c5>

Ericson, M. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine Supplement*, 16, 1-43.

Ericson, M., & Nisell, R. (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 09(02), 118-122. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1024991>

Ericson, M. O. (1988). Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 57(4), 382-387. <https://doi.org/10.1007/BF00417980>

Ericson, M. O., Nisell, R., Arborelius, U. P., & Ekholm, J. (1986). Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational*

Physiology, 55(3), 229-235. <https://doi.org/10.1007/BF02343792>

Ettema, G., Lorås, H., & Leirdal, S. (2009). The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), e94-e101. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.009>

Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F.-X. (2016). Effect of different aerodynamic time trial cycling positions on muscle activation and crank torque : Time trial positions, EMG, and crank torque. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(5), 528-534. <https://doi.org/10.1111/sms.12479>

Fregly, B. J., & Zajac, F. E. (1996). A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 81-90. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00011-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00011-9)

García-López, J., Díez-Leal, S., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., & Rodríguez-Marroyo, J. A. (2016). Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. *Journal of Sports Sciences*, 34(17), 1619-1626. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1127987>

Gardner, A. S., Martin, J. C., Martin, D. T., Barras, M., & Jenkins, D. G. (2007). Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. *European Journal*

of *Applied Physiology*, 101(3), 287-292.
<https://doi.org/10.1007/s00421-007-0498-4>

Gardner, A. S., Stephens, S., Martin, D. T., Lawton, E., Lee, H., & Jenkins, D. (2004). Accuracy of SRM and Power Tap power monitoring systems for bicycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(7), 1252-1258.
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000132380.21785.03>

Granier, C., Abbiss, C. R., Aubry, A., Vaucher, Y., Dorel, S., Hausswirth, C., & Le Meur, Y. (2018). Power Output and Pacing During International Cross-Country Mountain Bike Cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(9), 1243-1249.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0516>

Grant, M. C., Robergs, R., Baird, M. F., & Baker, J. S. (2014). The effect of prior upper body exercise on subsequent wingate performance. *BioMed Research International*, 2014, 1-7.
<https://doi.org/10.1155/2014/329328>

Gregoire, L., Veeger, H., Huijing, P., & van Ingen Schenau, G. (1984). Role of Mono- and Biarticular Muscles in Explosive Movements. *International Journal of Sports Medicine*, 05(06), 301-305. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025921>

Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19(1), 127-170.

Gregor, R. J., Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. (1985). Knee flexor moments during propulsion in cycling—A creative solution to Lombard's Paradox. *Journal of Biomechanics*, 18(5), 307-316.

Gross, M., & Gross, T. (2019). Relationship between cyclic and non-cyclic force-velocity characteristics in BMX cyclists. *Sports*, 7(11), 232.
<https://doi.org/10.3390/sports7110232>

Hahn, D., Olvermann, M., Richtberg, J., Seiberl, W., & Schwirtz, A. (2011). Knee and ankle joint torque-angle relationships of multi-joint leg extension. *Journal of Biomechanics*, 44(11), 2059-2065.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.011>

Hansen, E. A., & Waldeland, H. (2008). Seated versus standing position for maximization of performance during intense uphill cycling. *Journal of Sports Sciences*, 26(9), 977-984.
<https://doi.org/10.1080/02640410801910277>

Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 833-843. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90171-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90171-2)

Hautier, C. A., Arzac, L. M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A., & Lacour, J.-R. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(4), 839-843.
<https://doi.org/10.1097/00005768-200004000-00017>

Hautier, C. A., Linossier, M. T., Belli, A., Lacour, J. R., & Arzac, L. M. (1996). Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1-2), 114-118.
<https://doi.org/10.1007/BF00376503>

Hayot, C., Decatoire, A., Bernard, J., Monnet, T., & Lacouture, P. (2012). Effects of 'posture length' on joint power in cycling. *Procedia Engineering*, 34, 212-217.
<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.04.037>

- Hays, A., Nicol, C., Bertin, D., Hardouin, R., & Brisswalter, J.** (2021). Physiological and Mechanical Indices Serving the New Cross-Country Olympic Mountain Bike Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(7), 1008-1013.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2020-0319>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G.** (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., & Rouillon, J. D.** (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(5), 426-432.
<https://doi.org/10.1007/s004210050533>
- Hoshikawa, H., Takahashi, K., Ohashi, K., & Tamaki, K.** (2007). Contribution of the ankle, knee and hip joints to mechanical energy in cycling. *Journal of Biomechanics*, 40, S750. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(07\)70738-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70738-8)
- Houtz, S. J., & Fischer, F. J.** (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 41(1), 123-131.
<https://doi.org/10.2106/00004623-195941010-00014>
- Hug, F.** (2011a). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 1-12.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.009>
- Hug, F., Bendahan, D., Le Fur, Y., Cozzone, Patrick, J., & Grélot, L.** (2004). Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: A magnetic resonance imaging and electromyography study. *European Journal of Applied Physiology*, 92(3).
<https://doi.org/10.1007/s00421-004-1096-3>
- Hug, F., & Dorel, S.** (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Hug, F., Drouet, J. M., Champoux, Y., Couturier, A., & Dorel, S.** (2008). Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 104(4), 667-678. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0810-y>
- Hug, F., Marqueste, T., Le Fur, Y., Cozzone, P. J., Grélot, L., & Bendahan, D.** (2006). Selective training-induced thigh muscles hypertrophy in professional road cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 97(5), 591-597.
<https://doi.org/10.1007/s00421-006-0218-5>
- Hug, F., Turpin, N. A., Couturier, A., & Dorel, S.** (2011b). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of Neurophysiology*, 106(1), 91-103.
<https://doi.org/10.1152/jn.01096.2010>
- Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S.** (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1727-1736.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01305.2009>
- Hull, M. L., & Jorge, M.** (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, 18(9), 631-644. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90019-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90019-3)
- Hunter, A. M., St Clair Gibson, A., Lambert, M., & Noakes, T. D.** (2002). Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), 857-861.

<https://doi.org/10.1097/00005768-200205000-00020>

Inoue, A., Sá Filho, A. S., Mello, F. C. M., & Santos, T. M. (2012). Relationship between anaerobic cycling tests and mountain bike cross-country performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(6), 1589-1593. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234eb89>

Jacobs, R., & van Ingen Schenau, G. J. (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 953-965. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90031-U](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90031-U)

Janssen, I., & Cornelissen, J. (2017, juin 14). Pedal forces during the BMX and track sprint cycling start. *ISBS Proceedings Archive*, 35(1), 277. ISBS Proceedings Archive.

Jones, E. J., Bishop, P. A., Woods, A. K., & Green, J. M. (2008). Cross-sectional area and muscular strength : A brief review. *Sports Medicine*, 38(12), 987-994. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00003>

Jones, S. M., & Passfield, L. (1998). The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. *Engineering of Sport*, 265-274.

Jorge, M., & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, 19(9), 683-694.

Kautz, S. A., Feltner, M. E., Coyle, E. F., & Baylor, A. M. (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists : Changes with increasing workload at constant cadence. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(1), 29-53. <https://doi.org/10.1123/ijspb.7.1.29>

Kautz, S. A., & Hull, M. L. (1993). A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *Journal of Biomechanics*, 26(2), 155-165. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90046-H](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90046-H)

Kautz, S. A., Neptune, R. R., & Zajac, F. E. (2000). General coordination principles elucidated by forward dynamics : Minimum fatigue does not explain muscle excitation in dynamic tasks. *Motor Control*, 4(1), 75-80.

Kellis, E. (1998). Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*, 25(1), 37-62. <https://doi.org/10.2165/00007256-199825010-00004>

Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1997). The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *European Journal of Applied Physiology*, 76(3), 253-259. <https://doi.org/10.1007/s004210050244>

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Kordi, M., Folland, J., Goodall, S., Haralabidis, N., Maden-Wilkinson, T., Sarika Patel, T., Leeder, J., Barratt, P., & Howatson, G. (2020). Mechanical and morphological determinants of peak power output in elite cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(2), 227-237. <https://doi.org/10.1111/sms.13570>

Kordi, M., Goodall, S., Barratt, P., Rowley, N., Leeder, J., & Howatson, G. (2017). Relation between peak power output in sprint cycling and maximum voluntary isometric torque production. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 35, 95-99. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.06.003>

- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C.** (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(6), 991-995. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235>
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & van den Bogert, A. J.** (2012). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*, 45(4), 666-671. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.011>
- Lai, A. K. M., Arnold, A. S., Biewener, A. A., Dick, T. J. M., & Wakeling, J. M.** (2018). Does a two-element muscle model offer advantages when estimating ankle plantar flexor forces during human cycling? *Journal of Biomechanics*, 68, 6-13. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.018>
- Lai, A. K. M., Dick, T. J. M., Biewener, A. A., & Wakeling, J. M.** (2021). Task-dependent recruitment across ankle extensor muscles and between mechanical demands is driven by the metabolic cost of muscle contraction. *Journal of The Royal Society Interface*, 18(174), 20200765. <https://doi.org/10.1098/rsif.2020.0765>
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U. D., & Cappozzo, A.** (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 21(2), 212-225. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>
- Leary, B. K.** (2020). Differences in joint power distribution in high and low lactate threshold cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 8.
- Li, L., & Baum, B. S.** (2004). Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 647-652. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.04.004>
- Li, L., & Caldwell, G. E.** (1998). Muscle coordination in cycling: Effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, 85(3), 927-934. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.3.927>
- Lucia, A., San Juan, A. F., Montilla, M., CaNete, S., Santalla, A., Earnest, C., & Perez, M.** (2004). In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 1048-1054. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128249.10305.8A>
- Lucia, A., Sanchez, O., Carvajal, A., & Chicharro, J. L.** (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine*, 33(3), 178-185. <https://doi.org/10.1136/bjsm.33.3.178>
- Lucia, A., Vaquero, A. F., Pérez, M., Sánchez, O., Chicharro, J. L., Sánchez, V., & Gómez, M. A.** (1997). Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients. *Chest*, 111(6), 1571-1576. <https://doi.org/10.1378/chest.111.6.1571>
- MacIntosh, B. R., Neptune, R. R., & Horton, J. F.** (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(7), 1281-1287. <https://doi.org/10.1097/00005768-200007000-00015>
- Maffiuletti, N., & Lepers, R.** (2003). Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. *Medicine and science in sports and exercise*, 35, 1511-1516. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93>

- Maganaris, C. N.** (2001). Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 172(4), 279-285. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.2001.00799.x>
- Marsh, A. P., & Martin, P. E.** (1995). The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(2), 217-225.
- Martin, J. C., & Brown, N. A.** (2009). Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *Journal of Biomechanics*, 42(4), 474-479. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.015>
- Martin, J. C., Gardner, A. S., Barras, M., & Martin, D. T.** (2006). Modeling sprint cycling using field-derived parameters and forward integration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(3), 592.
- Martin, J. C., & Spirduso, W. W.** (2001). Determinants of maximal cycling power: Crank length, pedaling rate and pedal speed. *European Journal of Applied Physiology*, 84(5), 413-418. <https://doi.org/10.1007/s004210100400>
- Martin, J. C., Wagner, B., & Coyle, E. F.** (1997). Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(11), 1505-1512.
- Martin, J., Milliken, D., Cobb, J., McFadden, K., & Coggan, A.** (1998). Validation of a mathematical model for road cycling power. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 276-291. <https://doi.org/10.1123/jab.14.3.276>
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J., & Jones, N. L.** (1983). Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*, 55(1), 218-224. <https://doi.org/10.1152/jappl.1983.55.1.218>
- McDaniel, J., Behjani, N. S., Elmer, S. J., Brown, N. A., & Martin, J. C.** (2014). Joint-specific power-pedaling rate relationships during maximal cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(3), 423-430. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0246>
- Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., & Lacouture, P.** (2018). Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling. *Sports Biomechanics*, 19(2), 245-257. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1466906>
- Menaspà, P.** (2015). *Analysis of road sprint cycling performance*. 132.
- Menaspà, P., Abbiss, C. R., & Martin, D. T.** (2013). Performance analysis of a world-class sprinter during cycling grand tours. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(3), 336-340. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.3.336>
- Menaspà, P., Sias, M., Bates, G., & La Torre, A.** (2017). Demands of world cup competitions in elite women's road cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(10), 1293-1296. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0588>
- Millet, G. P., Tronche, C., Fuster, N., & Candau, R.** (2002). Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(10), 1645-1652. <https://doi.org/10.1097/00005768-200210000-00017>
- Mornieux, G., Guenette, J. A., Sheel, A. W., & Sanderson, D. J.** (2007). Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 102(1), 11-18. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0555-z>
- Mukaka, M. M.** (2012). Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal*, 24(3), 69-71.

- Muraoka, T., Kawakami, Y., Tachi, M., & Fukunaga, T.** (2001). Muscle fiber and tendon length changes in the human vastus lateralis during slow pedaling. *Journal of Applied Physiology*, 91(5), 2035-2040. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.5.2035>
- Murphy, A. J., & Wilson, G. J.** (1996). Poor correlations between isometric tests and dynamic performance : Relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(3), 353-357.
- Neptune, R. R., & Herzog, W.** (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1021-1026. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00100-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00100-1)
- Neptune, R. R., & Hull, M. L.** (1995). Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 28(4), 423-437.
- Neptune, R. R., & Hull, M. L.** (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 409-415. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00182-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00182-1)
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Hull, M. L.** (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30(10), 1051-1058. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00071-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00071-7)
- Neptune, R. R., & van den Bogert, A. J.** (1997). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 31(3), 239-245. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00129-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00129-2)
- Neptune, R. R., Wright, I. C., & van den Bogert, A. J.** (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(2), 294-302. <https://doi.org/10.1097/00005768-199902000-00014>
- Novak, A. R., & Dascombe, B. J.** (2014). *Physiological and performance characteristics of road, mountain bike and BMX cyclists*. 3, 8.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., & Maganaris, C. N.** (2009). Strong relationships exist between muscle volume, joint power and whole-body external mechanical power in adults and children : Development of joint and external mechanical power with adolescence. *Experimental Physiology*, 94(6), 731-738. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2008.045062>
- O'Bryan, S. J., Brown, N. A. T., Billaut, F., & Rouffet, D. M.** (2014). Changes in muscle coordination and power output during sprint cycling. *Neuroscience Letters*, 576, 11-16. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.05.023>
- Pataky, T. C.** (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1976-1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A.** (2015). Zero- vs. One-dimensional, parametric vs. Non-parametric, and confidence interval vs. Hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1277-1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Pataky, T., Vanrenterghem, J., & Robinson, M.** (2017). *Statistical Parametric Mapping*. 71.

- Peveler, W. W., Shew, B., Johnson, S., & Palmer, T. G.** (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3004-3009. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318243fdb>
- Poirier, E., Do, M., & Watier, B.** (2007). Le passage de la posture classique à la posture en danseuse par le cycliste répond-il à une recherche de minimisation de l'effort musculaire? *Science & Sports*, 22(5), 190-195. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2007.08.002>
- Prilutsky, B. I.** (2000). Coordination of two- and one-joint muscles: Functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, 4(1), 1-44. <https://doi.org/10.1123/mcj.4.1.1>
- Prilutsky, B. I., & Gregor, R. J.** (2000). Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(3), 362-370. <https://doi.org/10.1109/86.867878>
- Raasch, C. C., & Zajac, F. E.** (1999). Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology*, 82(2), 515-525. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.2.515>
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., & Levine, W. S.** (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 595-602. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00188-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00188-1)
- Rankin, J., & Neptune, R.** (2010). The Influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling: A simulation study. *Journal of applied biomechanics*, 26, 493-500. <https://doi.org/10.1123/jab.26.4.493>
- Reiser, R., Maines, J., Eisenmann, J., & Wilkinson, J.** (2002). Standing and seated wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 152-157. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0694-1>
- Ricard, M. D., Hills-Meyer, P., Miller, M. G., & Michael, T. J.** (2006). The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a wingate anaerobic test. *Journal of Sport Science and Medicine*, 8.
- Robinson, M. A., Vanrenterghem, J., & Pataky, T. C.** (2015). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1), 14-19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.018>
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A.** (2007). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 866-878. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.008>
- Rugg, S., & Gregor, R. J.** (1987). The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling. *Journal of Biomechanics*.
- Rylands, L., & Roberts, S. J.** (2014). Relationship between starting and finishing position in World Cup BMX racing. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 14(1), 14-23. <https://doi.org/10.1080/24748668.2014.11868699>
- Samozino, P., Horvais, N., & Hintzy, F.** (2007). Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(4), 680-687. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3180315246>

- Sanderson, D. J.** (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 9(2), 191-203. <https://doi.org/10.1080/02640419108729880>
- Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T.** (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e465-e471. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.011>
- Sanderson, D. J., & Black, A.** (2003). The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences*, 21(3), 191-199. <https://doi.org/10.1080/0264041031000071010>
- Sargeant, A. J.** (1994). Human power output and muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, 15(3), 116-121. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021031>
- Sargeant, A. J., Hoinville, E., & Young, A.** (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51(5), 1175-1182. <https://doi.org/10.1152/jappl.1981.51.5.1175>
- Sarre, G., & Lepers, R.** (2007). Cycling exercise and the determination of electromechanical delay. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 617-621. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.07.005>
- Sarre, G., Lepers, R., Maffioletti, N., Millet, G., & Martin, A.** (2003). Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88(4), 476-479. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0738-6>
- Savelberg, H. H. C. M., Van de Port, I. G. L., & Willems, P. J. B.** (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 310-324. <https://doi.org/10.1123/jab.19.4.310>
- Skovereng, K., Aasvold, L. O., & Ettema, G.** (2020). On the effect of changing handgrip position on joint specific power and cycling kinematics in recreational and professional cyclists. *PLOS ONE*, 15(8), e0237768. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237768>
- Skovereng, K., Ettema, G., & van Beekvelt, M. C. P.** (2016). Oxygenation, local muscle oxygen consumption and joint specific power in cycling : The effect of cadence at a constant external work rate. *European Journal of Applied Physiology*, 116(6), 1207-1217. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3379-x>
- Stapelfeldt, B., Schwirtz, A., Schumacher, Y. O., & Hillebrecht, M.** (2004). Workload Demands in Mountain Bike Racing. *International Journal of Sports Medicine*, 25(4), 294-300. <https://doi.org/10.1055/s-2004-819937>
- Stone, C., & Hull, M. L.** (1993). Rider/bicycle interaction loads during standing treadmill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(3), 202-218. <https://doi.org/10.1123/jab.9.3.202>
- Stone, M. H., Sands, W. A., Carlock, J., Callan, S., Dickie, D., Daigle, K., Cotton, J., Smith, S. L., & Hartman, M.** (2004). *The importance of isometric maximum strength and peak rate-of-force development in sprint cycling*. 7.
- Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T., & Moritani, T.** (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(3),

442-449. <https://doi.org/10.13182/FST90-A39890>

Tanaka, H., Bassett Jr., D. R., Best, S. K., & Baker Jr., K. R. (1996). Seated versus standing cycling in competitive road cyclists: Uphill climbing and maximal oxygen uptake. *Canadian Journal of Applied Physiology*, *21*(2), 149-154. <https://doi.org/10.1139/h96-013>

Taylor, W. R., Ehrig, R. M., Duda, G. N., Schell, H., Seebeck, P., & Heller, M. O. (2005). On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *Journal of Orthopaedic Research*, *23*(4), 726-734. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2005.02.006>

Teng, H.-L., & Powers, C. M. (2016). Hip-Extensor Strength, Trunk Posture, and Use of the Knee-Extensor Muscles During Running. *Journal of Athletic Training*, *51*(7), 519-524. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.8.05>

Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, *125*(1), 70-77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>

Too, D., & Landwer, G. E. (2000). The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry. *Journal of Sports Sciences*, *18*(3), 153-161. <https://doi.org/10.1080/026404100365054>

Tresch, M. C., & Jarc, A. (2009). The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*, *19*(6), 601-607. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2009.09.002>

Turpin, N. A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2016). Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports Sciences*, *35*(6), 557-564. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1179777>

Turpin, N. A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2017). Can muscle coordination explain the advantage of using the standing position during intense cycling? *Journal of Science and Medicine in Sport*, *20*(6), 611-616. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.10.019>

Valero-Cuevas, F. J., Hoffmann, H., Kurse, M. U., Kutch, J. J., & Theodorou, E. A. (2009). Computational models for neuromuscular function. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, *2*, 110-135. <https://doi.org/10.1109/RBME.2009.2034981>

van den Bogert, A. J., & de Koning, J. J. (1996). On optimal filtering for inverse dynamics analysis. *Proceedings of the IXth biennial conference of the Canadian society for biomechanics*, 214-215.

Van Soest, A. J., Knoek, & Casius, L. J. R. (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(11), 1927-1934. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00017>

Vandewalle, H., & Driss, T. (2015). Friction-loaded cycle ergometers: Past, present and future. *Cogent Engineering*, *2*(1). <https://doi.org/10.1080/23311916.2015.1029237>

Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *56*(6), 650-656. <https://doi.org/10.1007/BF00424805>

van Erp, T., Kittel, M., & Lamberts, R. P. (2021). Demands of the Tour de France: A case study of a world-class sprinter (Part I). *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *16*(9),

1363-1370.

<https://doi.org/10.1123/ijsspp.2020-0700>

van Ingen Schenau, G. J. (1989). From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Human Movement Science*, 8(4), 301-337. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(89\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0167-9457(89)90037-7)

van Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F., & Rozendal, R. H. (1987). *The unique action of bi-articular muscles in complex movements*. 5.

van Ingen Schenau, G. J., Boots, P. J. M., de Groot, G., Snackers, R. J., & van Woensel, W. W. L. M. (1992). The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*, 46(1), 197-207. [https://doi.org/10.1016/0306-4522\(92\)90019-X](https://doi.org/10.1016/0306-4522(92)90019-X)

van Ingen Schenau, G. J., Dorssers, W. M., Welter, T. G., Beelen, A., de Groot, G., & Jacobs, R. (1995). The control of mono-articular muscles in multijoint leg extensions in man. *The Journal of Physiology*, 484(1), 247-254. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020662>

van Ingen Schenau, G. J., van Woensel, W. W. L. M., Boots, P. J. M., Snackers, R. W., & de Groot, G. (1990). Determination and interpretation of mechanical power in human movement: Application to ergometer cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1-2), 11-19. <https://doi.org/10.1007/BF00236687>

Wakeling, J. M., Blake, O. M., & Chan, H. K. (2010). Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements. *Journal of Experimental Biology*, 213(3), 487-492. <https://doi.org/10.1242/jeb.036236>

Wakeling, J. M., & Horn, T. (2009). Neuromechanics of muscle synergies during cycling. *Journal of Neurophysiology*, 101(2), 843-854. <https://doi.org/10.1152/jn.90679.2008>

Watier, B., Costes, A., & Turpin, N. A. (2017). Modification of the spontaneous seat-to-stand transition in cycling with bodyweight and cadence variations. *Journal of Biomechanics*, 63, 61-66. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.003>

Watsford, M., Ditroilo, M., Fernández-Peña, E., D'Amen, G., & Lucertini, F. (2010). Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(7), 1324-1332. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ce509d>

Wilkinson, R. D., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2020a). Riders use their body mass to amplify crank power during nonseated ergometer cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(12), 2599-2607. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000002408>

Wilkinson, R. D., Lichtwark, G. A., & Cresswell, A. G. (2020b). The mechanics of seated and nonseated cycling at very-high-power output: A joint-level analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(7), 1585-1594.

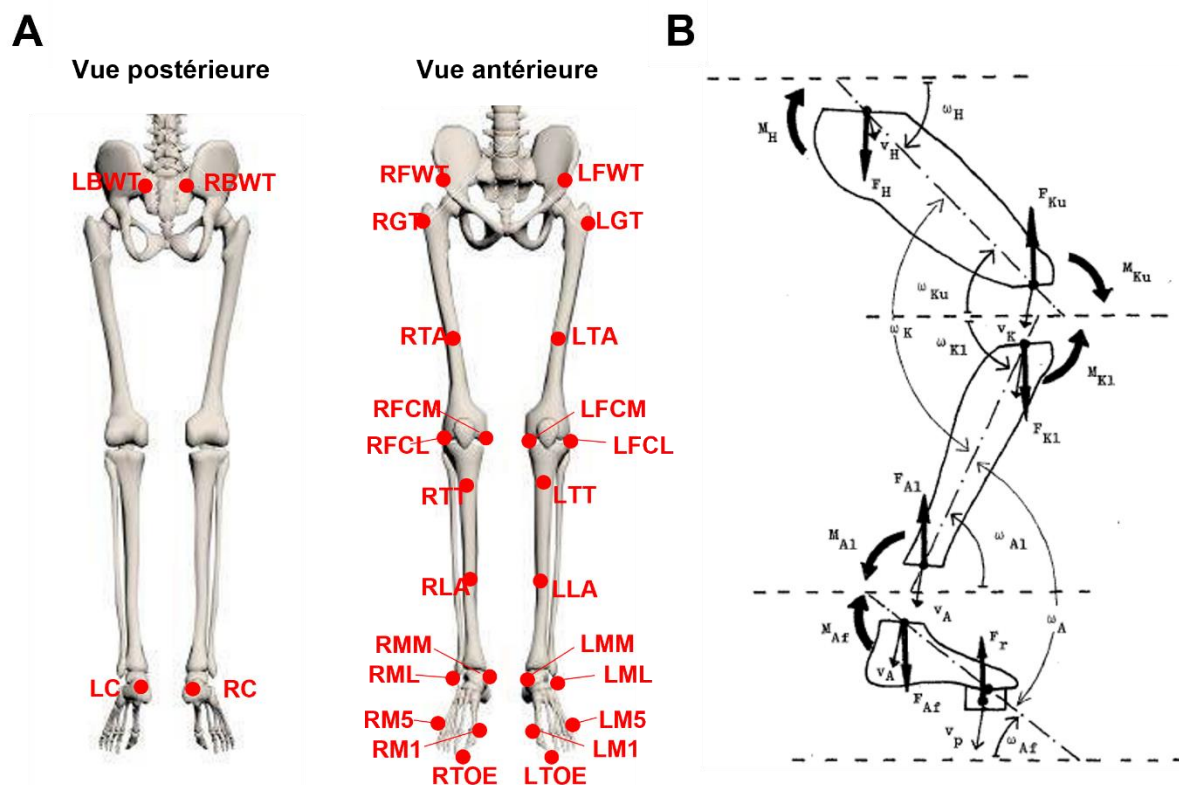
Wilkinson, R. D., & Kram, R. (2021). The influence of bicycle lean on maximal power output during sprint cycling. *Journal of Biomechanics*, 125, 110595. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110595>

Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1983). A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, 16(2), 115-128. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90035-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90035-0)

- Wilson, G. J., Murphy, A. J., & Pryor, J. F.** (1994). Musculotendinous stiffness : Its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology*, 76(6), 2714-2719. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.76.6.2714>
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., & Stokes, I.** (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: Ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)
- Zabala, M., Requena, B., Sánchez-Muñoz, C., González-Badillo, J. J., García, I., Ööpik, V., & Pääsuke, M.** (2008). Effects of sodium bicarbonate ingestion on performance and perceptual responses in a laboratory-simulated BMX cycling qualification series. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1645-1653. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181febe>
- Zajac, F. E.** (1989). Muscle and tendon : Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359-411.
- Zajac, F. E.** (1993). Muscle coordination of movement: A perspective. *Journal of Biomechanics*, 26, 109-124. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90083-Q](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90083-Q)
- Zajac, F. E.** (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics*, 35(8), 1011-1018. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00046-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00046-5)
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., & Belli, A.** (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*, 96(3), 274-281. <https://doi.org/10.1007/s00421-005-0077-5>
- Zatsiorsky, V. M.** (1990). *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. Contemporary Problems of Biomechanics.
- Zatsiorsky, V. M., & Seluyanov, V.** (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B*, 233-239.

Annexes

Annexe 1 - Positionnement des marqueurs (cf. Tableau 1) utilisés pour le modèle cinématique dans le cadre de la thèse. (B) Représentation schématique du membre inférieur découpé, composé en trois segments rigides (pied, jambe et cuisse) faisant apparaître les forces (flèches droites) et les moments intersegmentaires (flèches courbées) agissant sur les segments. *A partir de van Ingen Schenau et al. (1990)*



Annexe 2 - Liste des marqueurs utilisés pour le modèle cinématique adopté dans le cadre de la thèse

Segments	Acronyme du marqueur (côté droit / côté gauche)	Emplacement
Pied	RTOE / LTOE RM1 / LM1 RM5 / LM5 RC / LC	Face frontale premier métatarsien Face latérale du premier métatarsien Face latérale du cinquième métatarsien Face postérieure du calcanéum
Jambe	RML / LML RMM / LMM RLA / LLA RTT / LTT	Malléole externe Malléole interne Face antérieure du tibia Tubérosité tibiale
Cuisse	RFCL / LFCL RFCM / LFCM RTA / LTA RGT / LGT	Condyle latéral Condyle médial Face antérieure de la cuisse Grand trochanter
Pelvis	RFWT / LFWT RBWT / LBWT	Epine iliaque antéro-postérieure Epine iliaque postéro-supérieure

Annexe 3 – Analyse temporelle des modifications des coordinations : la méthode SPM

Historiquement, lorsque des comparaisons entre une condition A et une condition B doivent être effectuées, des moyennes ou valeurs de certains paramètres d'intérêt (e.g. force moyenne, EMG moyen sur une phase, EMG maximum, angle maximum) sont déterminées pour chaque condition et des tests de comparaison (e.g. T de Student, test de Wilcoxon, test de Fisher) sont utilisés pour déterminer si une différence significative est observée. Cependant, lorsqu'une moyenne est effectuée sur une série temporelle, à l'image d'une force à la pédale moyennée sur un cycle de pédalage complet, il se peut qu'aucune différence significative ne soit déterminée car la moyenne masque une diminution de la force dans la phase d'extension qui aurait été compensée par une augmentation dans la phase de flexion.

Pour s'affranchir de ces limites, Pataky (2010) a proposé une méthode appelée « *Statistical Parametric Mapping* » (SPM) permettant de comparer les dynamiques temporelles de tout type de variables. Cette méthode est depuis quelques années de plus en plus utilisée car elle permet de comparer des données tout au long d'une série temporelle sur une dimension (1D, par exemple 360 données au cours d'un cycle de pédalage) et non plus uniquement des valeurs discrètes comme les moyennes, les minimums ou les maximums (Pataky, 2010 ; Pataky et al., 2015, 2017 ; Robinson et al., 2015). Ce sont des statistiques inférentielles basées sur la théorie des champs aléatoires (Brett et al., 2003) selon laquelle les données sont définies sur un espace de n-dimensions. Les valeurs d'un champ aléatoire sont généralement spatialement corrélées ce qui signifie de façon assez simple que les valeurs adjacentes ne diffèrent pas beaucoup par rapport à celles qui en sont éloignées (i.e. la valeur de puissance à la pédale au 90^{ème} degré de manivelle doit être très corrélée au 91^{ème} degré mais pas nécessairement au 250^{ème} degré). Un seuil critique est établi pour chaque variable analysée (i.e. patterns de puissance à la manivelle, somme des puissances articulaires, patterns de vitesse, moment et puissance à chaque articulation, pattern EMG de chaque muscle). La valeur pour laquelle la différence est significative est basée sur la valeur *alpha* a priori ($\alpha = 0,05$) et le niveau de lissage des résidus. Le test statistique du T de Student est ensuite appliqué à chaque degré de manivelle pour évaluer les effets du changement de position sur l'ensemble des variables, produisant ainsi une courbe SPM{t}. Si la courbe SPM{t} excède le seuil critique (dans le positif ou le négatif), la variable d'intérêt à l'angle de manivelle en question est considérée comme significativement différente entre les positions assise et danseuse (Figure ci-dessous). Cela permet ensuite d'identifier des clusters sur la série temporelle qui sont significativement différents entre les deux conditions.

Afin de réduire le risque potentiel d'erreur de type I avec l'utilisation du test T, certaines études considèrent un cluster significatif si sa durée dépasse un certain pourcentage de la série temporelle (Colyer et al., 2018 ; Bini et al., 2020). Dans le cadre de l'étude 3, nous avons décidé de considérer un cluster significatif pour des différences supérieures ou égales à 20 degrés de rotation de la manivelle. Le pédalage étant un mouvement cyclique, des différences significatives observées avant 360° et à partir de 0° d'angle de manivelle sont considérées comme un et même cluster. Les différences sont considérées significatives pour $P < 0,05$ pour l'ensemble des analyses.

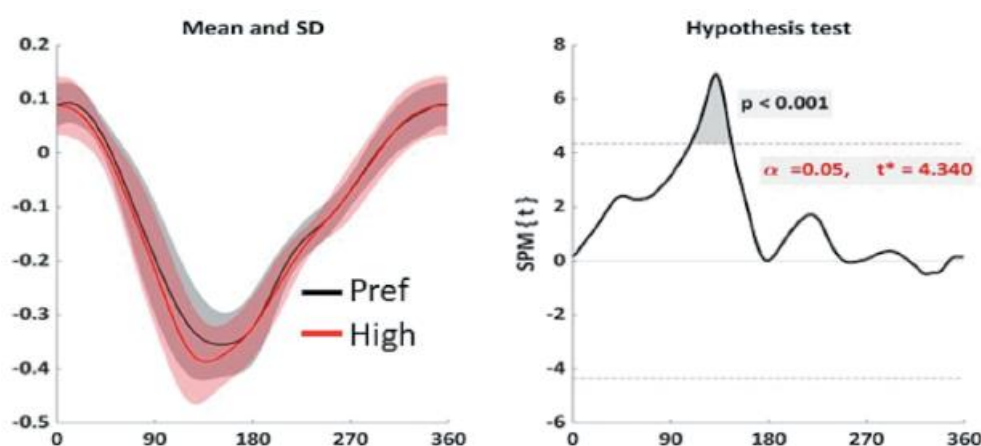


Figure – Exemple de la méthodologie SPM tiré de Bini et al. (2020) montrant les patterns temporels moyens (\pm SD) de moment au genou entre une condition de pédalage avec une hauteur de selle préférentielle (Pref, en noir) vs. Haute (High, en rouge) sur le panel gauche. Courbe SPM{t} sur le panel droit avec seuil critique (ligne rouge) et cluster significatif (aire grisée au-dessus du seuil) pour la comparaison entre les deux patterns.

Annexe 4 – Coefficients de variation (%) associés aux durées d'activité de 11 muscles du membre inférieur au cours d'un sprint réalisé en condition « Assis » et « Danseuse »

	Assis	Danseuse
TA	25	20
SOL	25	13
GM	16	15
GL	29	24
VL	9	7
VM	10	7
RF	14	14
BF	13	10
ST	21	29
GMAX	10	10
TFL	27	18

Annexe 5 – Corrélations entre la puissance maximale en sprint en cyclisme (P_{crank}) et les puissances articulaires absolues totales et sur les sous-phases de puissance positive

	P_{crank} – Puissance articulaire absolue			
	Totale		Positive	
	2J	1J	2J	1J
Ankle extension	0,81***	0,51*	0,81***	0,51*
Ankle flexion	-0,73**	-0,53*	0,03	0,08
Knee extension	0,25	0,44*	0,64**	0,71***
Knee flexion	0,88***	0,61**	0,90***	0,66**
Hip extension	0,75***	0,56**	0,75***	0,56*
Hip flexion	0,19	0,17	0,56**	0,67**
LM extension	0,95***	0,88***	0,95***	0,79***
LM flexion	0,93***	0,73***	0,91***	0,78***
LM total	0,98***	0,93***	0,96***	0,84***

* $P < 0,05$, ** $P < 0,01$, *** $P < 0,001$

Titre : Rôle des qualités et des coordinations musculaires dans l'optimisation de la puissance maximale en pédalage

Mots clés : capacités de force musculaire – distribution des puissances articulaires – performance de haut-niveau

Résumé : Le développement de la puissance représente le principal critère de performance en cyclisme, particulièrement dans les disciplines de sprint. Cette thèse s'intéresse au rôle des groupes musculaires, en lien avec leurs capacités de production de force et les coordinations musculaires, dans l'optimisation de la puissance maximale en pédalage. Trois études ont été menées sur des cyclistes de très-haut niveau en sprint. Les résultats ont montré que la production de puissance maximale peut être limitée par les propriétés de force des muscles distaux, particulièrement les fléchisseurs plantaires, diminuant le transfert de la force produite par les muscles proximaux (extenseurs du genou et de la hanche). Ce travail a également montré que la distribution des puissances entre les articulations n'est pas représentative de l'engagement des groupes

musculaires dans la tâche de pédalage, notamment en raison des co-activités et de l'action des muscles bi-articulaires générant des transferts de puissance entre les articulations. La capacité de production de puissance en sprint est également liée à la capacité à fixer la position de l'articulation proximale (la hanche) favorisant l'engagement des masses musculaires et le transfert de puissance à la pédale. La fixation du pelvis est assurée par la force transmise par le haut du corps ainsi que par la production d'une force de traction dans la phase de flexion controlatérale. Ce travail offre une meilleure visibilité sur les facteurs limitant la capacité de certains athlètes à améliorer leur puissance maximale, ou les difficultés qu'ils peuvent rencontrer à produire des forces élevées lors de certains efforts spécifiques (e.g. départ arrêté).

Title : Role of muscle qualities and muscle coordination for maximal power optimisation during pedalling

Keywords : muscle strength capacities – joint power distribution – top-level performance

Abstract : Power production is the main performance indicator in cycling, especially for sprint disciplines. This thesis examines the role of the various muscle groups including their force and power capabilities and the intermuscular coordination in optimizing maximal cycling power. Three studies were conducted on world-class sprint cyclists. The results revealed that maximal power could be limited by strength properties of distal muscles, especially plantar flexors, which decrease power transfer from more powerful proximal muscles (knee and hip extensors). This work also showed that joint power distribution is not representative of involvement of agonist muscle groups in the

task of pedalling because of the co-activities and the action of the bi-articular muscles generating between joint power transfer. Power production in sprint cycling is also related to the capacity to fix the proximal extremity of the lower-limb (hip joint) allowing the expression of muscle capacities and power transfer at the pedal. Pelvis fixation is ensured by the delivery of force from the upper-body as well as controlateral force production during flexion phase. This work helps understand factors limiting cyclists ability to improve their power production capability, or force production during specific efforts like sprint cycling starts.