

THESE DE DOCTORAT DE

NANTES UNIVERSITE

ECOLE DOCTORALE N° 603

Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique

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

Par

Maxime ROBIN

Analyse de la production de puissance maximale au cours du sprint final en cyclisme sur route

Apports de l'étude du comportement muscle-tendon

Thèse présentée et soutenue à Nantes, le 23 novembre 2022

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

Rapporteurs avant soutenance :

Gaël GUILHEM Directeur de Laboratoire, HDR, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance
Jean-Benoît MORIN Professeur des Universités, Université Jean Monnet, Saint-Etienne

Composition du Jury :

Président :

Examineurs : Caroline NICOL Maître de conférence HDR, Université d'Aix Marseille
Olivier SEYNNES Full Professor, Norwegian School of Sport Sciences

Dir. de thèse : Sylvain DOREL Maître de conférence HDR, Nantes Université
Co-dir. de thèse : Antoine NORDEZ Professeur des Universités, Nantes Université

Invité(s)

Benoît GENAUZEAU Directeur du sport, TotalEnergies Pro Cycling Team
Pierre SAMOZINO Maître de conférence, Université Savoie Mont Blanc

Avant-Propos

L'ensemble des travaux présentés dans cette thèse a été réalisé au sein du laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (UR 4334) de l'Université de Nantes et de l'équipe cycliste professionnelle *TotalEnergies* dans le cadre d'un dispositif CIFRE. Ce manuscrit est le fruit de nombreux échanges et collaborations au cours de ces (*multiples*) années de thèse. A travers ces quelques lignes, je souhaite remercier ici toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Je remercie en premier lieu le Dr **Gaël Guilhem** et le Pr **Jean-Benoît Morin** d'avoir accepté de rapporter cette thèse, ainsi que le Dr **Caroline Nicol** et le Pr **Olivier Seynnes** d'avoir accepté de l'examiner. Je remercie également le Dr **Pierre Samozino** d'avoir accepté d'être présent à la soutenance en tant que membre invité. C'est un réel honneur pour moi de vous avoir réunis comme membres du jury.

J'ai eu le privilège de mener ce projet de recherche directement sur le terrain ! Grâce à cela, cette thèse a été d'une immense richesse aussi bien scientifiquement qu'humainement. Ainsi, les remerciements qui suivent vont bien au-delà des connaissances scientifiques acquises au cours de ces années de thèse.

Côté théorie,

Je remercie bien évidemment mes deux directeurs de thèse : Sylvain Dorel et Antoine Nordez, qui m'ont permis de réaliser cette thèse dans d'excellentes conditions. Je reconnais la chance que j'ai eu d'avoir cet encadrement.

Sylvain, étant cycliste, c'était difficile pour moi d'échapper à un stage sous ta direction. J'ai résisté un peu en 3^{ème} année, mais en 4^{ème} année c'était parti ! A ce moment-là, je ne le savais pas encore, mais c'était le début d'une sacrée aventure. Ce projet de thèse, on l'a écrit ensemble, et je te remercie une nouvelle fois de la confiance que tu m'as accordé ! Si j'en suis là aujourd'hui, c'est en partie grâce à toi ! Merci pour ta disponibilité, ta bonne humeur, et tous ces longs échanges au cours desquels tu m'as transmis une partie de ton expertise scientifique.

Antoine, je te remercie d'avoir pris part à ce projet de thèse ! Tes qualités humaines, ta rigueur, et tes valeurs scientifiques m'ont beaucoup apporté. Et grâce à ta principale réforme depuis que tu es devenu directeur du labo, je sais quand vous retrouvez à l'avenir pour boire un coup et parler un peu de sciences. Ce n'est pas faute d'avoir essayé, parfois au détriment de quelques péripéties... mais j'espère un jour, avoir l'honneur de boire une bière chez toi !

François, Giuseppe, je vous remercie d'avoir accepté d'être membre de mon CSI. Vos conseils et vos retours d'expérience m'ont également beaucoup apporté au cours de cette thèse.

Je tiens à remercier l'ensemble des membres du laboratoire MIP des sites nantais et manceaux, pour la bonne ambiance qui règne au labo. C'était vraiment agréable de travailler à vos côtés ! Merci **Marc**, de m'avoir permis de donner mes premiers cours aux L3 ES à l'UFR STAPS. **Véro**, merci pour l'ensemble du travail administratif réalisé au cours de cette thèse. Merci également à vous **Valentin** et **Julien**, pour vos aides précieuses sur Matlab.

Place à ceux qui ont fait que cette thèse a été un réel plaisir au quotidien, merci à vous les doctorants ! C'est d'ailleurs la principale raison pour laquelle j'ai voulu jouer les prolongations. Vous n'êtes pas encore tous des experts du cyclisme, mais j'avoue que ça s'améliore. **Iris**, tu resteras la première lauréate de la *Compétition des chefs*, mais aussi la première de nous deux à avoir soutenu ta thèse, Bravo à toi ! (*je prendrai ma revanche un jour*). **Rossatard**, malgré ta persévérance... tu resteras meilleur programmeur que joueur (*je ne pense pas avoir besoin de mentionner le nom de ce jeu*), et encore merci pour tous ces cookies ! **Jean**, je ne sais pas ce qui te caractérise le mieux entre excellent rouleur (*sur le vélo*) ou excellent descendeur (*en soirée*), toujours est-il qu'à ton niveau de pratique, les poils aux pattes ce n'est plus possible ! **Raph**, content que tu aies pu découvrir après 2 ans de thèse qu'il y avait des salles d'expérimentation au labo. Tu as mis beaucoup moins de temps à trouver les bars, mais fais attention à toi, ils t'ont déjà coûté quelques retours de manivelles... et de bâtons. **Antoine**, nous avons toujours eu besoin d'un kiné en salle des doctorants, et ce n'est pas *R.H* qui dira le contraire... mais ta principale mission à l'avenir sera de faire en sorte que le bureau 201 reste bien un PMU, où l'on peut jouer au basket et aux fléchettes, et a minima, pouvoir regarder *Roland Garros* et le *Tour de France* ! Merci à tous les autres doctorants que j'ai pu croiser au cours de ces années de thèse, **Marine, Emilie, Julian, Éric, Alison, Mathieu, Marion, Ricardo, Guillaume, Poulard**. Et bon courage aux suivants, la thèse est une belle aventure ! Mention spéciale à toi **Tristan**, merci pour ton aide sur l'ensemble de nos (*longues*) expérimentations ! Rien ne peut t'arrêter maintenant.

Comment ne pas penser aux "**Copains d'abord**" en écrivant ces remerciements. Tout a commencé avec vous en amphi Paganel il y a 12 ans déjà ! Et oui... le temps passe ! Ces deux premières années universitaires à vos côtés resteront pour moi des années exceptionnelles, encore pleines de souvenirs : GG, dessins incongrus, bombes à eau, matelas, professeurs de biomécanique, McCain, MPG, La Rochelle... la liste est bien trop longue !

Côté pratique,

Je tiens à remercier chaleureusement **Jean-René Bernaudeau** et **Benoît Genauzeau** de m'avoir fait confiance il y a 6 ans maintenant pour lancer ce projet de thèse. Si je boucle ce manuscrit aujourd'hui, vous y êtes pour beaucoup, et je vous en suis très reconnaissant !

Je remercie bien évidemment tous ceux qui ont contribué à ma formation sur le terrain. Si cette thèse a été d'une immense richesse, c'est en grande partie grâce à vous ! Ce que j'ai appris à vos côtés, n'est marqué dans aucun livre. Pour cela, je souhaite sincèrement vous remercier ; les directeurs sportifs : **Dominique, Lylian, Thibaut, Ján**, les assistantes sportifs : les **Alexandre, Blaise, Fabrice, Marosz, Mathieu, Rony, Tomasz, Valentin, Yannick**, les mécaniciens : **Arnaud, Kévin, Mindaugas**, les **Nicolas**, les **Olivier**, les **Vincent**, le pôle médical, paramédical et nutrition : **Louis, Hubert, Thibaud, Marc, Claude, François, Thierry, Victor, Valentin**, l'administration : **Antoine, Charline, Corinne, Hervé, Ludivine, Myriam, Nathalie, Gabriele**, et le Vendée U, avec qui tout a commencé, **Morgan, Hervé, Damien, Baptiste, Marvin, Julien, Éric, Franck**. Mention spéciale à mes deux collègues entraîneurs qui m'ont permis de pouvoir avancer de temps en temps sur ce projet de thèse ! J'ai également beaucoup appris à vos côtés. Merci pour votre patience, on va maintenant pouvoir lancer de nouveaux projets ! **Alexis**, je te remercie une dernière fois pour cette nuit (*supplémentaire*) passée à Madrid un certain hiver 2019... et je te rappelle par la même occasion que tu restes toujours en tête de ce classement. **Jens**, je serai quand même curieux de savoir si tu t'es enfilé une Triple Karmeliet à 8h47 un dimanche matin pour fêter le retour du maillot arc-en-ciel dans le plat pays. Et je sais que tu en es capable ! Merci à vous tous !

Ce projet de thèse n'a de sens que s'il permet d'optimiser la performance des coureurs. Ainsi, je tiens à remercier l'ensemble des coureurs du *Team TotalEnergies*, du *Vendée U* et du *CREF*, et tous ceux avec qui j'ai travaillé de près ou de loin au cours de ces six premières années dans l'équipe. Un Merci supplémentaire à tous ceux qui sont venus au laboratoire (*2 fois pour certains*), et qui m'ont permis de mener à bien ce projet de recherche. Comme pour le staff, j'ai hésité à écrire tous vos prénoms, mais ce n'était pas très lisible et un peu trop simple à la fois, alors j'ai préféré faire une figure... parce que c'est aussi ça le quotidien d'un étudiant en thèse, passer une demi-journée à faire une figure alors qu'il y a pleins de choses plus importantes et plus urgentes à faire. Merci à vous pour tous ces moments de bonheur et d'émotions que vous m'avez fait vivre (*et ce n'est que le début*), c'est entre autres pour ces moments-là que j'ai choisi de faire ce métier !



Et côté sud Vendée...

Je remercie du fond du cœur mes amis d'enfance, *les mallacéens* ! Sachez que vous comptez beaucoup pour moi, et que vous avez énormément contribué à la réussite de ce travail de thèse. Je pense notamment à tous ces week-ends quand la thèse devenait pesante, où j'ai pris ma voiture pour vous retrouver en ayant la certitude de passer une sacrée soirée et pouvoir faire mon *cul de plomb* ! Merci à vous ! 😊

Merci infiniment à mes parents, à mon frère et à ma sœur pour tout ce que vous avez fait et sacrifié pour que je puisse en arriver là, et plus largement pour que je puisse m'épanouir dans la vie de tous les jours ! Je ne vous en remercierai jamais assez !

Enfin, ces derniers mots sont pour toi Adeline, finalement tu vois c'est déjà fini... ce n'est pas si long que ça une thèse. Merci pour ta patience, ton soutien et ton amour au quotidien !

Publications et communications associées à ce travail de thèse

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

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2022). Analysis of elite road-cycling sprints in relation to maximal power-velocity-endurance profile: a longitudinal one-case study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 32(3), 598-611.

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

Robin, M., Dorel, S., Hauraix, H., Nordez, A. Muscle-specific fascicle-tendon behavior during sprint cycling: effect of the force-velocity condition.

Robin, M., Nordez, A., Tallio, T., Doguet, V., Sachet, I., Dorel, S. Fascicle behavior during sprint cycling: new insights regarding the gain in maximal power in standing compared to seating position.

Abstract publié dans des revues internationales à comité de lecture :

Robin, M., Hauraix, H., Nordez, A., Dorel, S. Muscle-tendon behaviour during sprint in road cyclists: effect of the force-velocity condition. *Journal of Science and Cycling*, 7(2), 40-42.

Communications orales dans des congrès internationaux :

Robin, M., Hauraix, H., Nordez, A., Dorel, S. (2018). Muscle-tendon behaviour during sprint in road cyclists : effect of the force-velocity condition. *Science&Cycling Congress*, july 2018, Nantes, France.

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2019). Profil force-vitesse et analyse du final de course chez un sprinteur professionnel en cyclisme sur route. *18^{ème} Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive (ACAPS)*, Octobre 2019, Paris, France.

Communications orales dans des congrès nationaux :

Robin, M., Genauzeau, B., Nordez, A., Dorel, S. (2018). La CIFRE au service du cyclisme : retour d'expérience d'une thèse en cours en collaboration avec le Team TotalEnergies. *7^{ème} Colloque Sport et Recherche en Pays de la Loire (SRPDL)*. Octobre 2018, Nantes, France.

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2019). Optimisation de la performance en sprint en cyclisme sur route : du laboratoire au terrain. *Séminaire Sport et Innovation : Les sciences au service de la performance sportive*. Avril 2019. Comité National Olympique et Sportif Français (CNOSF), Paris, France.

Communications orales dans des congrès à visée technique :

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2020). Optimisation de la production de puissance maximale en fonction de la relation puissance-vitesse-endurance du coureur. Etude de cas chez un sprinteur professionnel, conseils d'entraînement et stratégie de compétition. *Webinaire FFC*. Novembre 2020, Paris, France.

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2021). Relation entre sciences et performances : exemple du Team TotalEnergies. *Webinaire À la recherche de la performance, vers un modèle français d'accompagnement scientifique de la performance sportive ?* Mars 2021, INSEP, Paris, France.

Liste des Abréviations

ANOVA	Analyse de variance
AT	Coureur « tout terrain » (<i>coureur de classement général</i>)
DEM	Délai électromécanique
EMGs	Electromyographie de surface
F_{eff}	Force efficace
F_i	Force inefficace
F-L	Force-longueur
FLAT	Course de relief plat
F_{max}	Force maximale
F_{opt}	Force optimale
FT	Coureur « rouleur »
F_{tot}	Force totale
F-V	Force-vitesse (à l'échelle musculaire)
F-v	Force-vitesse (au niveau du pédalage)
GAS	<i>Gastrocnemii</i>
GL	<i>Gastrocnemius Lateralis</i>
GM	<i>Gastrocnemius Medialis</i>
IE	Indice d'efficacité
IF	Indice de fatigue
L_{begin}	Longueur (MTU ou faisceau) au début de la période d'analyse
L_{end}	Longueur (MTU ou faisceau) à la fin de la période d'analyse
L_{mean}	Longueur moyenne (MTU ou faisceau) pendant la période d'analyse
L_{mid}	Longueur (MTU ou faisceau) entre les phases 1 et 2
L_{opt}	Longueur optimale
M-L	Moment-longueur
MT	Course de relief montagneux
MTU	Muscle-tendon unit
MVC	Contraction maximale volontaire
PCSA	Section physiologique transverse du muscle
PMA	Puissance maximale aérobie
P_{max}	Puissance maximale (i.e. apex de la relation puissance-vitesse)
P_{max(v)}	Puissance maximale à la cadence de pédalage utilisée

$P_{max}(v, duration)$	Puissance maximale à la cadence de pédalage utilisée et sur la durée du sprint
P_{mean}	Puissance moyenne pendant le sprint
P_{peak}	Puissance pic pendant le sprint
P-E	Puissance-endurance
P-v	Puissance-vitesse (au niveau du pédalage)
P-v-E	Puissance-vitesse-endurance
RFD	Rate of force development
Rpm	Revolution per minute
SMT	Course de relief semi-montagneux
SOL	<i>Soleus</i>
SP	Coureur « sprinteur »
T_{opt}	Torque optimale
T_{max}	Torque maximale
TT	Contre-la-montre
UCI	Union Cycliste Internationale
UH	Coureur « grimpeur »
VL	<i>Vastus Lateralis</i>
v_{max}	Vitesse (ou cadence) maximale
V_{mean}	Vitesse moyenne de raccourcissement
v_{opt}	Vitesse (ou cadence) optimale (i.e. cadence de pédalage optimale)
$v_{opt}(duration)$	Vitesse (ou cadence) optimale sur l'ensemble de la durée du sprint
V_{peak}	Vitesse maximale de raccourcissement
vP_{peak}	Vitesse (ou cadence) moyenne sur l'ensemble du sprint
vP_{mean}	Vitesse (ou cadence) associée à la P_{peak}

Liste des figures

Figure 1. Photo du sprint final de la 3 ^{ème} étape du Tour de France 2022.....	2
Figure 2. Nombre de publications scientifiques référencées sur PubMed.	8
Figure 3. Illustration du positionnement du sprinteur au sein du peloton à l’approche du sprint final lors des sprints gagnés et lors des sprints perdus.	14
Figure 4. Comparaison de la puissance développée dans l’approche du sprint final entre deux stratégies d’équipe.....	15
Figure 5. Exemple de données de puissance et de vitesse recueillies lors d’un final de course en cyclisme sur route.....	16
Figure 6. Compilation des données de puissances pics et moyennes développées au cours du sprint final en cyclisme sur route rapportées dans la littérature	18
Figure 7. Analyse des variations de puissance au cours des 5 dernières minutes avant le sprint final chez des sprinteurs professionnels.	21
Figure 8. Effet de l’accumulation des jours de course sur la production de puissance maximale lors du sprint final.	23
Figure 9. Exemple de relations force-vitesse et puissance-vitesse.....	27
Figure 10. Exemple de l’évolution de la puissance instantanée lors d’un effort all-out en condition isocinétique.	32
Figure 11. Relation puissance-endurance pour trois cadences de pédalage.....	34
Figure 12. Relations entre l’indice de fatigue et la cadence de pédalage.....	35
Figure 13. Les différentes phases du cycle de pédalage côté droit.	39
Figure 14. Représentation des différentes forces appliquées à la pédale.	40
Figure 15. Exemple de force totale et de force efficace exercées au cours du cycle de pédalage.	40
Figure 16. Indice d’efficacité lors de sprints réalisés à différentes cadences de pédalage.....	41
Figure 17. Variations d’angle et vitesses angulaires des trois articulations du membre inférieur lors d’une condition maximale de force-vitesse.....	43
Figure 18. Puissances nettes produites au niveau des différentes articulations du membre inférieur lors d’une condition de sprint.	44
Figure 19. Contribution relative des différentes articulations à la production de puissance musculaire totale.	45
Figure 20. Contributions relatives des trois articulations du membre inférieur à la puissance musculaire totale.	46

Figure 21. Timing d'activité de 11 muscles du membre inférieur impliqués au cours du sprint	47
Figure 22. Représentation du modèle musculaire de Hill.	49
Figure 23. Représentation architecturale du muscle squelettique	50
Figure 24. Relation force-vitesse du vastus lateralis.	52
Figure 25. Représentation architecturale du muscle.	53
Figure 26. Comportement du vastus lateralis au cours du mouvement de pédalage.....	55
Figure 27. Caractérisation de la longueur du faisceau du vastus lateralis au cours du mouvement de pédalage au regard de la relation force-longueur.	56
Figure 28. Vitesses de raccourcissement de la MTU et des faisceaux musculaires lors d'une tâche de pédalage réalisée à différentes cadences	57
Figure 29. Influence des différentes positions du cycliste sur la résistance aérodynamique. .	61
Figure 30. Patterns EMGs au cours d'un sprint réalisé en position assise et debout.	64
Figure 31. Dispositif expérimental pour évaluer les relations force-longueur du gastrocnemius medialis et du vastus lateralis à partir de contractions maximales volontaires isométriques au cours de l'étude #3.	74
Figure 32. Méthodes expérimentales pour mesurer la longueur des faisceaux musculaires...	81
Figure 33. Modèle de l'ensemble muscle-tendon utilisé pour estimer les changements de longueurs des tendons.	82
Figure 34. Méthodologie pour déterminer la relation moment-longueur active du muscle...	83
Figure 35. Exemple de détermination des différentes périodes d'analyse pour les études #2 et #3 de ce travail de thèse.	87
Figure 36. Puissances pics développées au cours du sprint final au regard des caractéristiques puissance-vitesse..	182
Figure 37. Évolution de la puissance, de la cadence et de la vitesse lors d'un sprint réalisé en compétition.....	183
Figure 38. Représentation 3D du profil puissance-vitesse-endurance et d'un sprint final en cyclisme sur route.....	185
Figure 39. Relations force-vitesse et puissance-vitesse avant et après un exercice fatigant.	187
Figure 40. Comparaison du comportement musculaire du vastus lateralis et de l'angle du genou entre les études #2 et #3..	193
Figure 41. Exemple de traitement d'images échographiques du vastus lateralis selon les deux méthodes utilisées.	195

Figure 42. Comparaison du comportement musculaire des gastrocnemii et de l'angle de la cheville entre les études #2 et #3.....	197
Figure 43. Vitesses pics de raccourcissement du faisceau musculaire du vastus lateralis et du gastrocnemius lateralis lors des différentes conditions de pédalage de l'étude #2 au regard des relation force-vitesse.	199

Liste des tableaux

Tableau 1 - Caractéristiques générales des quatre grandes catégories d'étapes (FLAT, SMT, MT et TT) au cours des Grands Tours. 9 coureurs ont participé à cette étude pour un total de 165 étapes. Adaptée de Sanders & Heijboer (2019) et Sanders & Van Erp (2020)..... **10**

Tableau 2 – Extension et flexion maximales de la hanche, du genou et de la cheville au cours d'une condition de pédalage réalisée à $10,74 \text{ W.kg}^{-1}$ et 120 rpm, en position assise et debout. Wilkinson et al., (2020)..... **63**

Tableau 3 - Caractéristiques des cyclistes ayant participé aux études (Moyenne \pm écart type).
..... **72**

Tableau 4 - Fréquences d'acquisition et de filtre pour l'ensemble des conditions de pédalage des études #2 et #3. **77**

Table des matières

Introduction générale.....	1
Cadre théorique.....	7
Partie 1 : La performance en sprint en cyclisme sur route.....	8
1. Généralités sur la discipline du cyclisme sur route.....	9
1.1 Les différentes catégories de courses	9
1.2 Les différentes catégories de coureurs.....	10
2. Les principaux déterminants de la performance lors du sprint final.....	12
2.1 Définition.....	12
2.2 L'aérodynamisme	13
2.3 La stratégie d'équipe.....	13
2.4 La capacité de production de puissance maximale.....	15
2.4.1 Les puissances pics développées au cours du sprint final	16
2.4.2 Les puissances moyennes développées au cours du sprint final	18
2.5 Un effort réalisé dans un potentiel état de fatigue préalable	19
2.5.1 Effet de l'ensemble de la course sur la production de puissance maximale.....	20
2.5.2 Effet de l'accumulation des jours de course sur la production de puissance maximale	22
Partie 2 : Évaluation des qualités neuromusculaires des membres inférieurs chez le cycliste	25
1. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse en cyclisme.....	25
1.1 Modélisation et extraction des différents indices issus de ces deux relations	25
1.2 Principes méthodologiques d'évaluation de ces relations	27
1.3 Interprétation des différents indices.....	28
1.3.1 La vitesse optimale et la vitesse maximale.....	28
1.3.2 La force optimale et la force maximale	29
1.3.3 La puissance maximale.....	30
1.4 Intérêt pour le coureur et son entraîneur.....	30
2. La production de puissance maximale au cours du temps : notion d'endurance de puissance maximale.....	31
2.1 Mise en évidence de la fatigue au cours du sprint	31
2.2 Influence de la cadence de pédalage sur l'endurance de puissance maximale.....	33
Partie 3 : Biomécanique et comportement muscle-tendon lors du sprint en pédalage .	38
1. Analyse du mouvement de sprint en pédalage.....	38

1.1	Biomécanique d'application de la force à la pédale au cours du cycle de pédalage	38
1.2	Cinématique du membre inférieur et puissances articulaires	42
1.3	Activité musculaire et comportement de l'ensemble muscle-tendon	46
2.	Propriétés musculaires et interactions muscle-tendon au cours du mouvement de pédalage	49
2.1	Modélisation de l'ensemble muscle-tendon	49
2.2	Propriétés contractiles du muscle	51
2.2.1	La relation force-longueur	51
2.2.2	La relation force-vitesse	51
2.2.3	La typologie musculaire	52
2.2.4	L'architecture musculaire	53
2.3	Apport de l'échographie dans l'analyse du mouvement.....	54
2.3.1	Comportement muscle-tendon lors du mouvement de pédalage.....	54
2.3.1.1	Le vastus lateralis.....	54
2.3.1.2	Le triceps sural.....	57
	Partie 4 : Influence de la position assise vs. debout en pédalage	60
1.	Différences de production de puissance	60
2.	Différences en lien avec l'aérodynamisme	61
3.	Adaptations cinématiques et neuromusculaires	62
	Objectifs de la thèse.....	67
	Méthodologie générale	71
1.	Caractéristiques des participants aux études.....	72
2.	Ergométrie	73
2.1	Lode Excalibur.....	73
2.2	Con-trex	73
2.3	Système optoélectronique.....	74
2.4	Electromyographie de surface	75
2.5	Échographie	76
3.	Traitement des données	77
3.1	Calcul de la longueur et de la vitesse de l'ensemble muscle-tendon.....	78
3.2	Calcul de la longueur et de la vitesse du faisceau musculaire	79
3.3	Calcul de la longueur des tendons	82
3.4	Traitement des données EMGs.....	82
3.5	Détermination de la relation moment-longueur.....	82

4. Analyse des données	85
Contributions expérimentales	89
Étude #1	91
Étude #2	111
Étude #3	143
Discussion générale	179
1. Analyse des sprints réalisés en compétition	180
1.1 Limites inhérentes à une étude de cas et généralisation des principaux résultats .	180
1.2 Création d'un rapport à l'intention des entraîneurs et des coureurs	182
1.3 Perspectives	185
2. Analyse du comportement musculaire lors du sprint en cyclisme.....	189
2.1 Considérations méthodologiques.....	189
2.1.1 Un seul muscle étudié par groupe musculaire	189
2.1.2 Influence du délai électromécanique	191
2.2 Analyses supplémentaires sur le comportement musculaire au cours du sprint....	192
2.2.1 Comparaison et discussion des différences de longueur des faisceaux du VL obtenues entre les études #2 et #3	192
2.2.2 Différences de comportement entre les gastrocnémiens lors du sprint	196
2.2.3 Caractérisation des vitesses pics de raccourcissement au regard des relations force-vitesse.....	198
2.3 Applications pratiques	200
Conclusion générale	205
Bibliographie.....	209
Annexe	233

Introduction générale

Lors des compétitions de cyclisme sur route, le sprint détermine souvent le classement final. Ces trois dernières années, 62 % des courses de l'UCI WorldTour¹ se sont conclues par un sprint. 35 % d'entre elles se sont finies par un sprint massif (i.e. un sprint avec au minimum 20 coureurs), et 27 % d'entre elles se sont terminées par un sprint entre 2 et 19 coureurs². Lors de ce sprint final, la distance séparant le vainqueur de son dauphin est régulièrement inférieure à la longueur d'une roue avant (**Figure 1**). Ces statistiques mettent en évidence l'intérêt d'investiguer et d'optimiser cet effort maximal. Étonnamment, très peu d'études se sont intéressées au sprint final en cyclisme sur route. À l'issue de ce sprint, le classement résulte d'une multitude de déterminants parmi lesquels nous retrouvons les caractéristiques physiologiques, neuromusculaires, biomécaniques et psychologiques du coureur, ses habiletés techniques, ou encore la stratégie mise en place par l'équipe. Au sein de ces différentes caractéristiques, la capacité de production de puissance maximale représente un déterminant majeur de la performance en sprint.



Figure 1. Photo du sprint final de la 3^{ème} étape du Tour de France 2022. Quatre coureurs se présentent côte à côte au moment de franchir la ligne d'arrivée, et la victoire se joue à quelques centimètres près. Crédit photo : SprintCycling.

Dès lors, plusieurs études ont rapporté les valeurs de puissances pics (i.e. sur la durée d'une seconde (P_{peak})) et moyennes (i.e. sur l'ensemble de la durée du sprint (P_{mean})) développées par les sprinteurs professionnels au cours du sprint final lors de courses UCI. Ces études fournissent

¹ 35 courses composent l'UCI WorldTour (Union Cycliste Internationale). Nous retrouvons notamment les courses les plus prestigieuses du calendrier telles que les 3 Grands Tours (Giro, Tour, Vuelta) et les 5 monuments (Milan-San Remo, Paris-Roubaix, Tour des Flandres, Liège-Bastogne-Liège et le Tour de Lombardie).

² Statistiques rapportées via *Fuoriclass.com*, spécialiste dans l'analyse des résultats en cyclisme sur route.

de précieuses informations sur les capacités de production de puissance maximale nécessaires, afin de se classer dans les premières positions de ce sprint. Elles mettent également en évidence les différences de puissances développées entre un sprint gagné et un sprint perdu. Cependant, la capacité de production de puissance maximale est directement dépendante de la vitesse de la manivelle. D'un point de vue pratique, cela signifie que la capacité du coureur à atteindre des hauts niveaux de puissance pendant le sprint, dépend étroitement du braquet³ utilisé. Malgré cela, les cadences de pédalage utilisées par les sprinteurs ont très peu été mentionnées dans la littérature. Pourtant, il serait particulièrement intéressant d'investiguer les cadences de pédalage adoptées lors du sprint final, afin de déterminer si le braquet utilisé permet d'optimiser la production de puissance maximale.

Pour un sprinteur, l'augmentation de cette capacité de production de puissance maximale est un enjeu essentiel de sa préparation physique. Ainsi, il semble important de mieux comprendre le comportement musculaire au cours de cet effort maximal. Bien que le mouvement de pédalage semble assez simple à première vue, la nécessité de simultanément développer une force maximale et de l'orienter efficacement sur la pédale, rend cette tâche poly-articulaire relativement complexe. La gestuelle du sprint en pédalage requiert en effet une coordination très spécifique. Depuis de nombreuses années, plusieurs études se sont intéressées à l'activité électromyographique (EMGs) des principaux muscles impliqués au cours du pédalage. Plus récemment, de nouvelles études ont contribué à l'amélioration des connaissances sur ce mouvement, en investiguant le comportement de l'unité muscle-tendon (MTU, pour *Muscle-Tendon Unit*). Depuis une vingtaine d'années, l'utilisation de l'imagerie par échographie lors du pédalage, a permis de franchir un nouveau cap dans la compréhension des interactions muscle-tendon. Toutefois, les quelques études présentes dans la littérature se sont principalement intéressées aux conditions de pédalage sous-maximales. Pourtant, il serait pertinent d'étudier les interactions muscle-tendon et les régimes de contractions musculaires dans les conditions d'un sprint final en cyclisme sur route, afin de mettre en place des contenus d'entraînement plus spécifiques.

Dans ce contexte, un projet de thèse CIFRE (Convention Industrielle de Formation par la Recherche) a été mis en place au sein de l'équipe cycliste professionnelle *TotalEnergies* en collaboration avec le laboratoire *Motricité, Interactions, Performance* (MIP) de l'Université de

³ Facilement modifiable par le coureur au cours de la compétition en cyclisme sur route, il fait référence à la distance (en m) parcouru au cours d'un cycle complet de pédalage.

Nantes. En s'appuyant sur les connaissances actuelles présentes dans la littérature, le premier objectif de cette thèse était de proposer une méthode innovante d'analyse des sprints réalisés en compétition, dans le but d'améliorer l'interprétation des données de puissances développées et des cadences de pédalage associées. Le deuxième objectif de cette thèse était d'investiguer le comportement musculo-tendineux au cours du sprint, dans le but de mieux comprendre les modalités de contractions musculaires. Plus généralement, en combinant différentes études menées sur le terrain et en laboratoire, cette thèse visait à apporter de nouvelles connaissances à la fois fondamentales et pratiques, dans le but d'optimiser et d'augmenter la capacité de production de puissance maximale au cours du sprint final.

Ce manuscrit se décompose en quatre grandes parties. La première partie « **Cadre théorique** » dressera un état de la littérature sur la performance en sprint en cyclisme sur route, et plus particulièrement sur la production de puissance maximale. Cette partie exposera ensuite les connaissances actuelles relatives au comportement musculo-tendineux lors du mouvement de pédalage. La deuxième partie « **Méthodologie générale** » présentera les différentes méthodes utilisées au cours des travaux expérimentaux. La troisième partie « **Contributions expérimentales** » exposera les trois études menées au cours de ce travail de thèse. Enfin, la quatrième partie « **Discussion générale** » visera principalement à proposer des applications pratiques et des perspectives de recherche, tout en discutant de certaines considérations méthodologiques.

Cadre théorique

Partie 1 : La performance en sprint en cyclisme sur route

Cette première partie du cadre théorique vise à présenter le contexte d'une course en cyclisme sur route, et plus précisément celui du sprint final, afin de mieux appréhender l'environnement dans lequel intervient cet effort maximal. Depuis les années 2000, les publications scientifiques sur le sprint en cyclisme ont considérablement augmenté avec la multiplication des cellules de recherche et des « sport scientists » au sein des structures professionnelles et fédérales (**Figure 2**). À ce jour, la plupart des études sur le sprint en cyclisme concerne le cyclisme sur piste (Capelli et al., 1998; Craig et al., 1993; Craig & Norton, 2001; Dorel et al., 2005; Gardner et al., 2009; McLean & Parker, 1989; Phillips & Hopkins, 2019; Schumacher et al., 2001). En effet, bien que le cyclisme sur route ait été le support de nombreuses publications scientifiques depuis le début des années 80, la plupart de ces études, principalement menées en laboratoire, se sont avant tout intéressées aux aspects bioénergétiques et biomécaniques de la performance lors d'exercices sous-maximaux (Atkinson et al., 2003; Bini & Carpes, 2014; Coyle, 1999; Crouch et al., 2017; Di Prampero et al., 1979; Fonda & Sarabon, 2010; Grappe, 2009; Jeukendrup et al., 2000; Kautz et al., 1991; Korff et al., 2007; Lucia et al., 1998, 1999; Minetti, 2011, 2011; Mujika & Padilla, 2001; Olds et al., 1995). C'est seulement depuis une dizaine d'années que certains chercheurs et entraîneurs étudient plus précisément le sprint en cyclisme sur route (Menaspà et al., 2013a, 2013b, 2015a, 2015b; Merkes et al., 2020; Peiffer et al., 2018; Van Erp et al., 2021a, 2021b). Ainsi, certaines données caractérisant le sprint final lors des courses amateurs et professionnelles sont devenues plus accessibles. Pour autant, nous verrons que certaines informations essentielles restent encore méconnues dans la littérature.

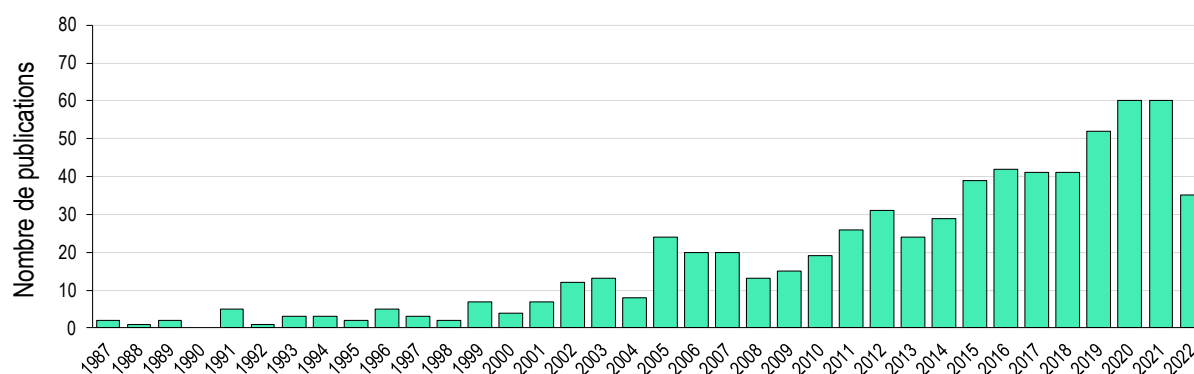


Figure 2. Nombre de publications scientifiques référencées sur PubMed. Augmentation exponentielle du nombre de publications référencées depuis 1987 comprenant « Cycling », « Sprint » et « Power » dans le titre ou le résumé. À noter que l'année 2022 est en cours.

1. Généralités sur la discipline du cyclisme sur route

Une compétition de cyclisme sur route se déroule sous forme de mass-start, où 176 coureurs maximum⁴ prennent le départ avec l'objectif d'avoir en son équipe, le coureur qui franchira la ligne d'arrivée en premier. Ainsi, bien que cette discipline puisse sembler individuelle, le classement final d'une course en cyclisme sur route, et plus particulièrement lorsqu'elle se conclue par un sprint massif, dépend étroitement du travail collectif (Menaspà et al., 2013a; Van Erp et al., 2021b).

1.1 Les différentes catégories de courses

Plusieurs études ont rapporté les exigences physiques d'une compétition en cyclisme sur route (Fernández-García et al., 2000; Lucia et al., 2001; Padilla et al., 2001; Sanders & Heijboer, 2019; Sanders & van Erp, 2020; Van Erp, Kittel, et al., 2021a; Van Erp & Sanders, 2021; Vogt, Schumacher, Blum, et al., 2007). Dans la plupart de ces études, les auteurs dissocient les courses selon leur relief. Ainsi, nous retrouvons généralement quatre grandes catégories de courses: les courses plates (FLAT pour *flat*), les courses de moyenne montagne (SMT pour *semi-mountainous*), les courses de haute montagne (MT pour *mountain*) et les contre-la-montre (TT pour *time trials*) (Sanders & Heijboer, 2019; Sanders & van Erp, 2020; Van Erp et al., 2021a, 2021c; Vogt et al., 2007a, 2007b). Bien que les courses FLAT soient naturellement plus susceptibles de se terminer par un sprint (92 %⁵), il reste courant d'observer un sprint final sur l'ensemble des catégories de courses en peloton (FLAT, SMT, MT). Lors des travaux menés au cours de cette thèse, et plus particulièrement lors de l'étude #1, nous nous sommes principalement focalisés sur l'analyse du sprint final lors des courses FLAT. Néanmoins, la majorité des analyses et des résultats présentés dans ce travail de recherche sont transférables à n'importe quel sprint, et ce, quelle que soit la catégorie de la course. Toutefois, quelques différences notables ont été mises en évidence par Sanders & Heijboer, (2019) entre ces catégories de courses (**Tableau 1**). Ils ont montré, lors de plusieurs Grands Tours, que les étapes FLAT sont en moyenne plus courtes (en durée), et moins intenses, au regard des puissances moyennes brutes et relatives, comparées aux autres étapes courues en peloton (SMT et MT).

⁴ Le règlement de l'UCI limite le nombre de partant à 176 coureurs par course, sauf pour les championnats nationaux et internationaux, ainsi que pour les Jeux Olympiques où 200 coureurs peuvent prendre le départ.

⁵ Depuis 2019, 92 % des courses de l'UCI WorldTour référencées comme courses FLAT se sont terminées par un sprint (statistique *Fuoriclass.com*).

Comparées aux étapes MT, les étapes FLAT présentent une distance plus élevée, une vitesse plus élevée et une perception de l'effort plus faible.

Tableau 1 - Caractéristiques générales des quatre grandes catégories d'étapes (FLAT, SMT, MT et TT) au cours des Grands Tours. 9 coureurs ont participé à cette étude pour un total de 165 étapes. *Adaptée de Sanders & Heijboer (2019) et Sanders & Van Erp (2020).*

	FLAT (n=45)	SMT (n=44)	MT (n=55)	TT (n=21)
Duration (min)	277±21	311±35 ^a	311±66 ^a	38±24 ^{a,b,c}
Distance (km)	189±15	214±23 ^a	167±33 ^{a,b}	21±15 ^{a,b,c}
Speed (km.h ⁻¹)	40.5±1.26	40.6±1.9	32.1±3.4 ^{a,b}	36.5±12.9 ^{a,b,c}
Elevation gain (m)	849±684	1772±784 ^a	3814±996 ^{a,b}	377±388 ^{a,b,c}
RPE	5.8±1.9	6.5±1.3	7.8±1.5 ^{a,b}	6.8±2.1 ^{a,b}
HR (beats.min ⁻¹)	125±9	128±4	141±10 ^{a,b}	177±10 ^{a,b,c}
%HR _{max}	67±5	67±2	76±5	97±2
HR _{peak} (beats.min ⁻¹)	177±10	173±4	177±11	184±12
PO (W)	196±29	217±20 ^a	254±19 ^{a,b}	371±47 ^{a,b,c}
PO (W.kg ⁻¹)	2.68±0.32	2.99±0.27 ^a	3.50±0.31 ^{a,b}	5.14±0.79 ^{a,b,c}
Typical decisive specialty	Sprinters or "flat specialists"	Punchers or climbers	Climbers	TT and GC specialists
Key performance indicators	High absolute 1- to 30-s PO	High absolute and relative 30-s to 10-min PO	High relative 20- to 60-min PO	High 10- to 60-min absolute PO relative to aerodynamics

FLAT, étape plate ; SMT, étape semi-montagneuse ; MT, étape de montagne ; TT, contre-la-montre ; RPE, évaluation de l'effort perçu ; HR, fréquence cardiaque ; HR_{max}, fréquence cardiaque maximale ; HR_{peak}, pic de fréquence cardiaque atteint pendant la course ; PO, puissance. Moyenne ± écart-type. ^a significativement différent des courses FLAT, ^b significativement différent des courses SMT, ^c significativement différent des courses MT.

1.2 Les différentes catégories de coureurs

De manière similaire aux différentes catégories de courses, quatre grandes catégories de coureurs sont classiquement répertoriées dans la littérature scientifique : les grimpeurs (UH pour *uphill*), les rouleurs (FT pour *flat terrain*), les tout-terrain (AT pour *all terrain*) et les sprinteurs (SP pour *sprint*) (Menaspà et al., 2012; Sallet et al., 2006). Ainsi, sur chacune des courses du calendrier, les équipes sont composées d'un leader issu de l'une de ces catégories et de plusieurs équipiers qui ont pour rôle de lui apporter une aide aérodynamique (Belloli et al., 2016; Blocken, van Druenen, et al., 2018) et mentale (Ouvrard et al., 2018) afin qu'il réalise la meilleure performance possible. Il est donc tout à fait logique de voir évoluer des coureurs aux

caractéristiques anthropométriques et neurophysiologiques totalement différentes sur une même course (Padilla et al., 1999; Lucia et al., 2000, 2001; Mujika & Padilla, 2001; Sallet et al., 2006; Impellizzeri et al., 2008; Pinot & Grappe, 2011; Menaspà et al., 2012; Lippi & Mattiuzzi, 2020). Naturellement, c'est la catégorie des SP qui comptabilise le plus de sprints réalisés sur une saison complète. Pour autant, n'importe quel coureur peut être amené à réaliser un sprint final au cours de la saison. Lors de l'étude #1 de ce travail de recherche, nous nous sommes uniquement intéressés à la catégorie des SP, contrairement aux études #2 et #3 où l'ensemble des catégories de coureurs a été intégré (SP, UH, FT, AT).

Concernant les données anthropométriques, Sallet et al., (2006) ont montré qu'il n'y avait pas de différence de masse et de taille entre les SP et les autres catégories de coureurs. Néanmoins, plus récemment, Lippi & Mattiuzzi, (2020) ont quant à eux montré, que les vainqueurs du classement par point⁶ du *Tour de France* entre les années 1980 et 2008 avaient une masse (SP : 73 kg, UH : 65 kg, AT : 68 kg) et un indice de masse corporelle (SP : 22,9 kg.m⁻², UH : 20,8 kg.m⁻², AT : 21,3 kg.m⁻²) supérieurs aux vainqueurs du classement de la montagne et à celui du classement général. Concernant les qualités neuromusculaires, Sallet et al., (2006) ont montré que les SP étaient supérieurs aux autres catégories de coureurs en terme de P_{peak} (SP : 19,0±1,1 W.kg⁻¹, n=4, vs. FT : 16,7±1,5 W.kg⁻¹, n=32, UH : 15,5±1,5 W.kg⁻¹, n=24, AT : 15,7±1,8 W.kg⁻¹, n=11) lors d'un test all-out de 30 s. Plus récemment, une étude de Pinot & Grappe (2011) a confirmé une partie de ces résultats en rapportant une capacité de production de puissance maximale relative à la masse corporelle sur 1 s et sur 5 s plus élevée chez les SP comparée aux FT et aux UH (e.g. SP : 20,2 W.kg⁻¹, n=5, vs. FT : 19,3 W.kg⁻¹, n=7, UH : 18,2 W.kg⁻¹, n=5 sur 1 s). Concernant les qualités aérobies, cette même étude de Pinot & Grappe (2011) a montré que les valeurs de puissances records relatives à la masse corporelle allant de 5 minutes jusqu'à 4 heures, étaient inférieures chez les SP comparés aux UH. Ces résultats peuvent en partie être expliqués par un VO_{2max} inférieur chez les SP (SP : 71,8±4,7 mL.min⁻¹.kg⁻¹ vs. UH : 78,2±5,5 mL.min⁻¹.kg⁻¹, Sallet et al., 2006). Des résultats similaires ont été observés chez des juniors de niveau national (Menaspà et al., 2012). Ainsi, les sprinteurs ont des caractéristiques anthropométriques, physiologiques et neuromusculaires bien spécifiques, et différentes des autres catégories de coureurs, dans l'objectif d'atteindre la vitesse la plus élevée possible lors du sprint final.

⁶ Le classement général par point (e.g. maillot vert sur le *Tour de France*) est établi à partir du cumul de points récoltés sur l'ensemble des arrivées d'une course à étapes. Il vient récompenser le coureur le plus régulier en termes de place. Le vainqueur est très souvent un sprinteur.

2. Les principaux déterminants de la performance lors du sprint final

2.1 Définition

En cyclisme sur route, le sprint final est défini comme la dernière phase de la course durant laquelle les coureurs produisent un effort maximal afin de franchir la ligne d'arrivée avant les autres concurrents (Menaspà et al., 2015a). Les coureurs doivent alors atteindre le plus rapidement possible la vitesse la plus élevée possible, puis résister jusqu'au franchissement de la ligne d'arrivée. La majorité des sprints sont réalisés en position debout (ou position danseuse). Les quelques études présentes dans la littérature ont rapporté une durée moyenne de sprint de 13 s lors des courses professionnelles UCI (Martin et al., 2007; Menaspà et al., 2015a; P. Merkes et al., 2020; Van Erp et al., 2021b). Une durée de sprint similaire a été rapportée dans la catégorie U23 (12,8 s, Menaspà et al., 2013b). Toutefois, une large variabilité a été observée entre les sprints au sein même de ces études, allant par exemple de 7 à 17 s dans celle de Van Erp et al., (2021b), ou bien de 9 à 17 s dans celle de Menaspà et al., (2015a). Nous pouvons également observer des sprints intermédiaires lors des courses de cyclisme sur route. Principalement présents sur les courses à étapes, ces sprints permettent de cumuler des points pour les classements annexes, tels que le classement du meilleur sprinteur ou celui du meilleur grimpeur. Bien que la majorité des éléments abordés au cours de ce travail de recherche soit tout à fait applicable aux sprints intermédiaires, les travaux menés au cours de cette thèse se sont uniquement intéressés au sprint final.

Sanders & van Erp (2020) précise que le *Key performance indicator* des courses se finissant par un sprint, est la capacité de production de puissance maximale de 1 à 30 secondes (**Tableau 1**). Pour autant, le classement final à l'issue d'un sprint ne peut pas se limiter à la seule performance physique lors des dernières secondes d'effort. Il existe plusieurs autres principaux déterminants de la performance déjà grandement étudiés dans la littérature, tels que le rapport puissance-aérodynamisme du coureur, son placement à l'approche de la ligne d'arrivée ou encore la stratégie mise en place par l'équipe. D'autres déterminants tels que les habiletés techniques du coureur, ou sa capacité à s'engager pleinement dans un final de course parfois dangereux (dimension psychologique de la performance) sont également à prendre en considération dans une analyse systémique de la performance lors du sprint final. À notre connaissance, ces derniers déterminants n'ont fait l'objet d'aucune publication scientifique à ce jour.

2.2 L'aérodynamisme

Lors du sprint final, les coureurs peuvent atteindre des vitesses supérieures à 70 km.h⁻¹ (Menaspà et al., 2013b, 2015b; Van Erp et al., 2021b). À ces niveaux de vitesse, la recherche de gains supplémentaires nécessite indéniablement de minimiser les résistances aérodynamiques (Martin et al., 2006). L'aérodynamisme d'un coureur (SC_x) est défini à la fois par sa surface frontale (S) et le coefficient de pénétration dans l'air (C_x) (Di Prampero et al., 1979). En ce sens, Dorel et al., (2005) ont ainsi mis en évidence chez des cyclistes sur piste de niveau mondial, que la vitesse maximale atteinte sur un 200m lancé était significativement corrélée à la puissance maximale normalisée par la surface frontale (exprimé en W.m⁻²). Par conséquent, un des objectifs majeurs du coureur au moment de réaliser cet effort maximal, est d'être théoriquement le plus aérodynamique possible afin d'atteindre un niveau de vitesse le plus élevé possible pour un même niveau de puissance développée.

2.3 La stratégie d'équipe

De façon intéressante, Van Erp et al., (2021b) ont montré qu'il n'y avait pas de différence significative de vitesse moyenne lors d'un sprint gagné (65,2±6,2 km.h⁻¹, n=14) en comparaison à un sprint perdu (66,3±6,4 km.h⁻¹, n=5), lors de différentes étapes du *Tour du France* se terminant par un sprint massif. Bien qu'il existe potentiellement une légère différence de pente de la route au moment du sprint final entre les sprints gagnés et les sprints, ce résultat suggère tout de même, que l'atteinte d'une vitesse la plus élevée possible ne suffit pas pour gagner ce sprint. Le positionnement du sprinteur au sein du peloton (i.e. sa place par rapport à la tête du peloton) au moment de réaliser ce dernier effort maximal, est également un déterminant essentiel du classement final. Menaspà et al., (2013) ont montré que le sprinteur était positionné en 6^{ème}±2, 3^{ème}±1 et 2^{ème}±0 position à 60 s, 30 s et 15 s de la ligne d'arrivée lors des sprints gagnés (n=19), contre 9^{ème}±5, 8^{ème}±5 et 5^{ème}±4 position lors des sprints perdus (n=12) (**Figure 3**). Dès lors, la plupart des équipes ayant un sprinteur, sont également composées d'un train⁷ dans l'objectif de maximiser les possibilités de victoire. Ce dispositif mis en place autour du sprinteur a pour rôle de le positionner (ou le repositionner) à l'avant du peloton, tout en lui proposant une aide aérodynamique (Blocken et al., 2018a, 2018b). Menaspà et al., (2013) ont montré que le nombre d'équipiers au côté du sprinteur au cours de ces mêmes phases précédant le sprint, avait également une influence sur le classement final (2±1, 1±1, 1±1 équipiers pour

⁷ Le train est le nom donné à l'ensemble des équipiers du sprinteur qui se mettent les uns derrière les autres à l'approche du sprint final afin de placer (ou replacer) le sprinteur dans les meilleures conditions.

les sprints gagnés, vs. 0 ± 1 1 ± 1 et 0 ± 1 équipier pour les sprints perdus, à 60 s, 30 s et 15 s de la ligne d'arrivée). Ces deux résultats sont naturellement liés puisque ce sont les équipiers qui vont permettre au sprinteur d'être placé dans les premières positions du peloton.

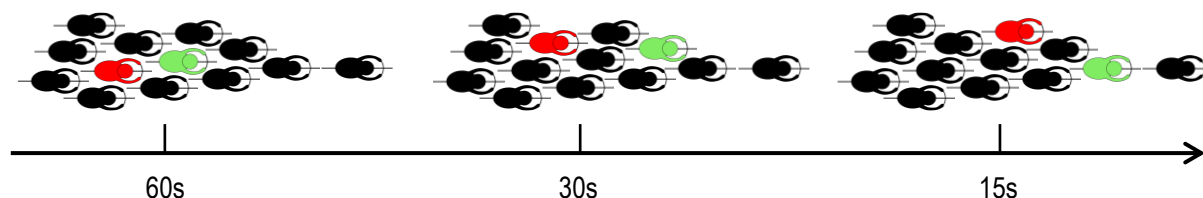


Figure 3. Illustration du positionnement du sprinteur au sein du peloton à l'approche du sprint final lors des sprints gagnés et lors des sprints perdus. Lors des sprints gagnés (vert, $n=19$), le sprinteur était placé en $6^{\text{ème}} \pm 2$, $3^{\text{ème}} \pm 1$ et $2^{\text{ème}} \pm 0$ position à 60 s, 30 s et 15s de la ligne d'arrivée, vs. $9^{\text{ème}} \pm 5$, $8^{\text{ème}} \pm 5$ et $5^{\text{ème}} \pm 4$ position lors des sprints perdus (rouge, $n=12$). Adaptée de Menaspà et al., (2013).

Plus récemment, une seconde étude a contrebalancé ces résultats en ne rapportant aucune différence significative du positionnement du sprinteur à l'approche de la ligne d'arrivée et du nombre d'équipiers entre un sprint gagné et un sprint perdu (Van Erp et al., 2021b). Néanmoins, ces résultats peuvent en partie être expliqués par le contexte de leur étude. Les sprints analysés proviennent de deux équipes différentes ayant deux stratégies diamétralement opposées au cours des 5 derniers kilomètres de la course, à la fois sur le positionnement du sprinteur et sur le nombre d'équipiers dédiés à cette tâche. La stratégie de la première équipe (*Team Shimano*) était de rouler en tête du peloton avec 5 ou 6 équipiers afin que le coureur soit le mieux placé possible avant le sprint final, alors que celle de la seconde équipe (*Team Quick-Step*) était de rester placé entre la $10^{\text{ème}}$ et la $20^{\text{ème}}$ position avec 2 ou 3 équipiers seulement, puis de remonter à l'avant du peloton seulement lors des 30 dernières secondes avant la ligne d'arrivée. Puisque le sprinteur a gagné et perdu une multitude de sprints dans ces deux conditions, il est logiquement attendu qu'aucune différence significative ne soit observée entre les sprints gagnés et les sprints perdus. Néanmoins, les auteurs ont précisé que la stratégie du *Team Shimano* a permis 80 % de victoires contre 55 % pour la stratégie du *Team Quick-Step*. D'un point de vue neurophysiologique, la stratégie du *Team Shimano* était plus exigeante jusqu'à 30 s de la ligne d'arrivée, due à une prise au vent plus importante en tête de peloton en comparaison à un

coureur situé en milieu du peloton (Blocken et al., 2018a, 2018b), alors que la stratégie du *Team Quick-Step* était plus exigeante lors des 30 dernières secondes avant le sprint final (**Figure 4**). Par conséquent, les stratégies mises en place par les équipes peuvent être différentes, mais elles doivent principalement s'appuyer sur les caractéristiques physiques du sprinteur.

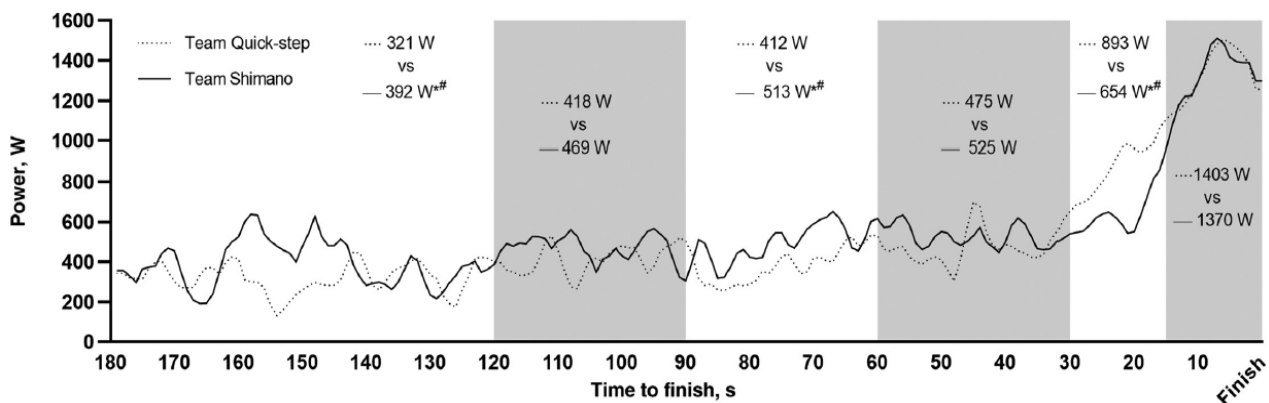


Figure 4. Comparaison de la puissance développée dans l'approche du sprint final entre deux stratégies d'équipe. Représentation de la puissance développée par le sprinteur au cours des 3 dernières minutes de la course avec le Team Shimano (trait plein, $n=10$) et avec le Team Quick-Step (trait pointillé, $n=11$). Les puissances affichées sur le graphique correspondent à la moyenne de la période correspondante. *Différence significative entre les deux équipes ($P<0.05$). Récupérée de Van Erp et al., (2021b).

2.4 La capacité de production de puissance maximale

En cyclisme, la vitesse du coureur résulte de l'équilibre dynamique entre sa production de puissance et la puissance nécessaire pour surmonter les différents facteurs externes tels que la résistance aérodynamique, la résistance et le frottement des roulements, la variation d'énergie cinétique, et la variation d'énergie potentielle (Jeukendrup & Martin, 2001). Dès lors, Martin et al., (1998) ont proposé un modèle mathématique permettant d'examiner dans quelle mesure la modification de l'un de ces facteurs influencerait la vitesse du cycliste. Au cours du sprint final, le coureur doit accélérer son centre de masse malgré une vitesse déjà très élevée (~ 50 km.h⁻¹, Menaspà et al., 2013b) (**Figure 5**). Dans ce contexte, la résistance aérodynamique, et dans une moindre mesure la variation d'énergie cinétique, consomment la majeure partie de la puissance produite (Martin et al., 2006, 2007). En revanche, lorsque la pente de la route s'élève à l'approche du sprint final, et donc que la vitesse du coureur est moins élevée, la variation d'énergie cinétique et la variation d'énergie potentielle contribuent de manière plus importante

à la consommation de la puissance produite par le coureur. La capacité de production de puissance maximale (exprimée en W ou $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$) est donc un facteur clé de la performance en sprint (Dorel et al., 2005; Kordi et al., 2020). Pour autant, avant les années 2010, seulement deux études ont rapporté les valeurs de puissances développées au cours du sprint final en cyclisme sur route (Ebert et al., 2005 ; Martin et al., 2007). Depuis, le nombre de publications scientifiques rapportant des données de puissances issues de ce sprint s'est multiplié (Menaspà et al., 2013, 2015, 2017; Peiffer et al., 2018; Van Erp et al., 2021, 2021b). Généralement, deux types de valeurs de puissances sont rapportés dans la littérature : la puissance pic (P_{peak}) et la puissance moyenne (P_{mean}) (**Figure 5**).

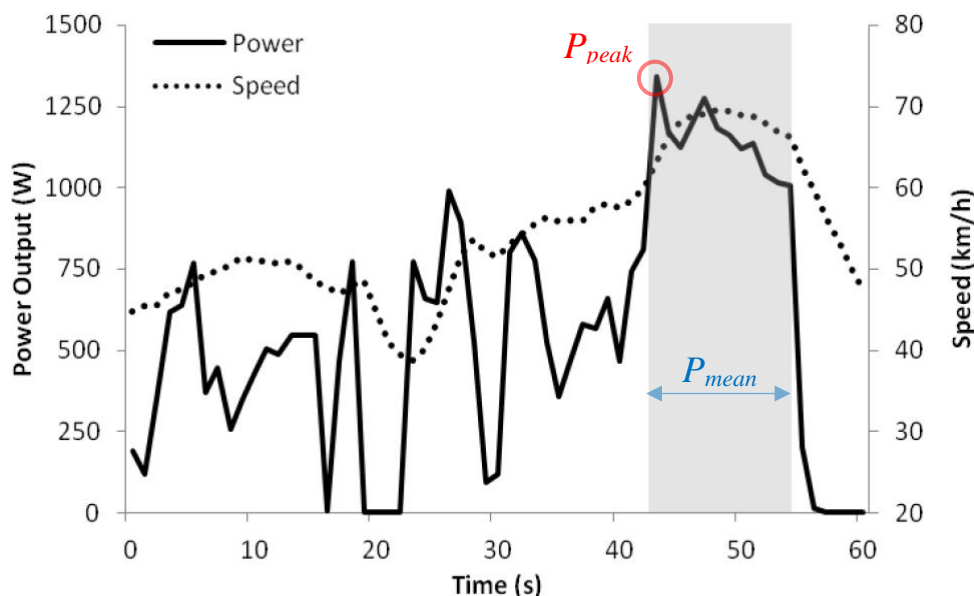


Figure 5. Exemple de données de puissance et de vitesse recueillies lors d'un final de course en cyclisme sur route. Évolution de la vitesse (ligne pointillée) et de la puissance (ligne pleine) atteintes par un sprinteur au cours de la dernière minute d'une course se terminant par un sprint. L'ensemble du sprint est représenté par la zone grisée. La puissance pic (P_{peak} , en rouge), et la puissance moyenne (P_{mean} , en bleu) sont représentées sur le graphique. Récupérée de Menaspà et al., (2013a).

2.4.1 Les puissances pics développées au cours du sprint final

Bien que dans certaines études, la P_{peak} correspond à la puissance maximale atteinte sur quelques degrés seulement lors de la phase de poussée (Beelen & Sargeant, 1991), dans cette partie du cadre théorique et plus largement dans le cadre de la thèse, la P_{peak} correspond à la puissance moyenne maximale développée sur la durée d'une seconde. Cela s'explique par les

systèmes d'acquisition utilisés sur le terrain qui enregistre les données à 1 Hz (Bertucci, al., 2005). Martin et al., (2007) ont été les premiers auteurs à publier la P_{peak} développée par un coureur professionnel lors d'une course UCI sur route. Ils ont ainsi rapporté une valeur de 1097 W (soit $13,7 \text{ W.kg}^{-1}$) au cours d'un sprint victorieux. Néanmoins, cette première valeur est relativement faible, et ne semble pas être représentative des dernières données rapportées dans la littérature. Menaspà et ses collaborateurs ont en effet rapporté dans une première étude de cas sur un sprinteur professionnel (Menaspà et al., 2013b), puis dans une seconde étude regroupant 6 sprinteurs professionnels (Menaspà et al., 2015b), une P_{peak} de $1370 \pm 51 \text{ W}$ (soit $19,1 \pm 0,7 \text{ W.kg}^{-1}$, $n=4$) puis de $1248 \pm 122 \text{ W}$ (soit $17,4 \pm 1,7 \text{ W.kg}^{-1}$, $n=17$) au cours des sprints aboutissant à un top-5 au classement final. Plus récemment, Van Erp et al., (2021b) ont quant à eux montré chez un sprinteur de classe mondiale, que la P_{peak} développée au cours de quatorze sprints victorieux sur le *Tour de France* était de $1736 \pm 104 \text{ W}$ (soit $19,5 \pm 1,2 \text{ W.kg}^{-1}$). Chez les femmes, Ebert et al., (2005) ont montré sur 27 coupes du monde de l'UCI WorldTour, que la P_{peak} lors des sprints aboutissant à un top-20 au classement final était d'environ 14 W.kg^{-1} . Depuis, ce résultat a été appuyé par deux nouvelles études. Peiffer et al., (2018) ont montré chez sept cyclistes professionnelles ayant finies dans le top-5 de courses UCI, une P_{peak} de $886 \pm 91 \text{ W}$ (soit $13,9 \pm 1,3 \text{ W.kg}^{-1}$, $n=31$). Menaspà et al., (2017) ont quant à eux montré chez sept autres cyclistes professionnelles ayant finies dans le top-10 de coupe du monde, une P_{peak} de $14,3 \pm 1,1 \text{ W.kg}^{-1}$ ($n=25$). L'ensemble des données de P_{peak} sont représentées dans la partie grisée de la **Figure 6**. D'un point de vue pratique, les P_{peak} rapportées dans ces études fournissent des informations intéressantes, et peuvent servir de référence aux sprinteurs professionnels et amateurs, qui voudraient interpréter leur propre capacité de production de puissance maximale.

Étonnamment, très peu d'auteurs ont mentionné la cadence de pédalage associée à cette P_{peak} , i.e., la cadence de pédalage correspondant à l'atteinte de la P_{peak} ($v_{P_{peak}}$). Seuls Menaspà et al., (2015b) ont rapporté une $v_{P_{peak}}$ de $114 \pm 5 \text{ rpm}$. En outre, la $v_{P_{peak}}$ proposée dans cette étude n'est pas clairement définie par les auteurs. Nous ne savons pas si elle correspond à la $v_{P_{peak}}$ telle que nous l'avons définie précédemment, ou si elle correspond à la cadence de pédalage maximale atteinte pendant le sprint. Or, nous verrons que la capacité de production de puissance maximale dépend étroitement de la cadence de pédalage utilisée. Connaître la $v_{P_{peak}}$ pourrait donc permettre d'expliquer en partie certaines différences de P_{peak} entre ces études.

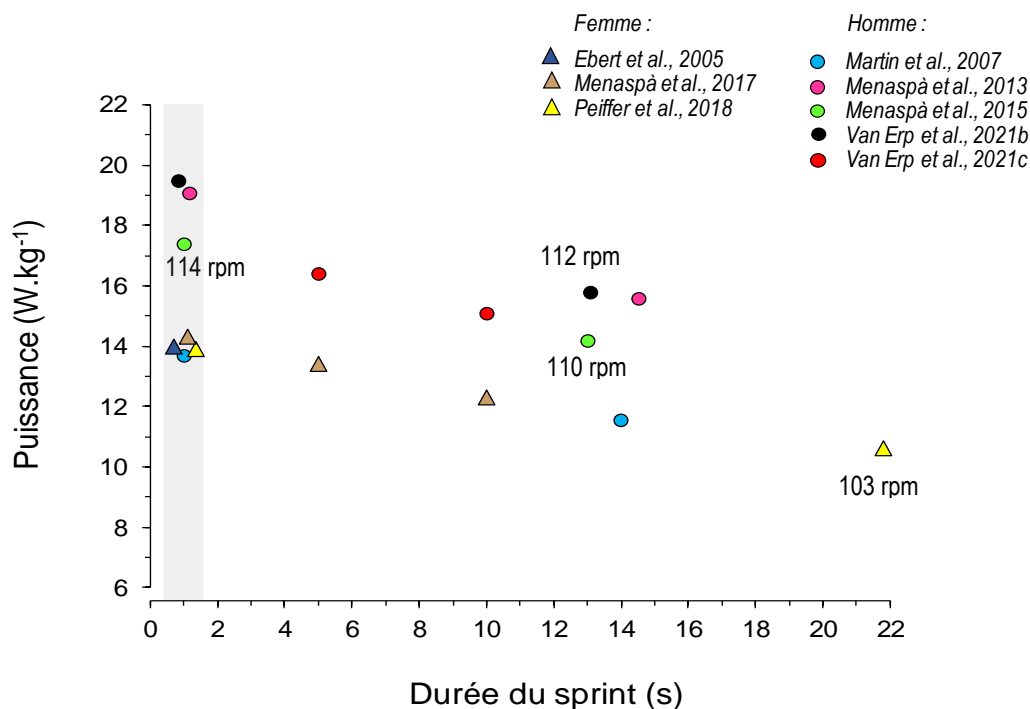


Figure 6. Compilation des données de puissances pics et moyennes développées au cours du sprint final en cyclisme sur route rapportées dans la littérature. Les données des femmes sont représentées par des triangles, et les données des hommes sont représentées par des ronds. Pour une meilleure visibilité entre les études, les P_{peak} (1 s) ont été légèrement espacées les unes des autres sur l'axe des abscisses (zone grisée). Les P_{mean} sont représentées en fonction de la durée du sprint. Les données de puissance sur 5 s et 10 s (rouge et marron), sont des valeurs records intermédiaires atteintes pendant le sprint, elles ne correspondent pas exactement à la durée du sprint. Les valeurs de cadences de pédalage associées aux valeurs de puissances sont précisées sur le graphique lorsqu'elles ont été mentionnées.

2.4.2 Les puissances moyennes développées au cours du sprint final

La P_{mean} correspond à la puissance moyenne développée sur l'ensemble de la durée du sprint. Comparée à la P_{peak} , elle est plus représentative de l'effort fourni par le sprinteur au cours du sprint, et témoigne des qualités d'endurance de puissance maximale. Au même titre que pour la P_{peak} , Martin et al. (2007) ont été les premiers auteurs à publier la P_{mean} développée lors d'un sprint victorieux au cours d'une course professionnelle UCI. Ils ont rapporté une valeur de 926 W (soit 11,6 W.kg⁻¹) sur une durée de 14 s. Cette valeur de P_{mean} est également largement inférieure aux données récemment rapportées dans la littérature. Depuis, Menaspà et ses collaborateurs ont rapporté dans une étude de cas sur un sprinteur professionnel, une P_{mean} de 1120±33 W (soit 15,6±0,4 W.kg⁻¹, n=4) pour une durée moyenne de 14,5 s (Menaspà et al.,

2013b), puis dans une seconde étude regroupant 6 sprinteurs professionnels une P_{mean} de 1020 ± 77 W (soit $14,2 \pm 1,1$ W.kg⁻¹, n=15) pour une durée moyenne de 13 s (Menaspà et al., 2015b). Dernièrement, Van Erp et al. (2021b) ont rapporté chez un sprinteur de classe mondiale une P_{mean} de 1411 ± 117 W (soit $15,8 \pm 1,3$ W.kg⁻¹, n=19) pour une durée de 13,1 s lors de sprints réalisés sur le *Tour de France*. Au regard du palmarès de ce sprinteur, les résultats de cette étude mettent clairement en évidence que la P_{mean} brute (i.e. exprimée en W) est un critère majeur de la performance en sprint. De plus, ils ont montré que la P_{mean} était supérieure lors des sprints victorieux (1441 ± 71 W, soit $16,1 \pm 0,8$ W.kg⁻¹, n=14) en comparaison aux sprints perdus (1326 ± 181 W, soit $14,8 \pm 2,0$ W.kg⁻¹, n=5), tout en ne rapportant aucune différence significative de la durée du sprint (13,2±2,5 s vs. 12,6±2,3 s, respectivement). Une seconde étude de Van Erp et al., (2021) a montré sur 84 arrivées au sprint lors des courses FLAT, que les coureurs développaient une puissance moyenne record intermédiaire sur 5 s et 10 s de 1371 ± 211 W (soit $16,4 \pm 1,9$ W.kg⁻¹) et 1259 ± 216 W (soit $15,1 \pm 2,1$ W.kg⁻¹), respectivement. Chez les femmes, seules deux études ont rapporté des données de puissances moyennes au cours du sprint final. La première étude a rapporté une P_{mean} de 679 ± 101 W (soit $10,6 \pm 1,5$ W.kg⁻¹) sur 21,8 s de sprint (Peiffer et al., 2018). La deuxième étude a rapporté des puissances moyennes records intermédiaires sur 5 s et 10 s de $13,4 \pm 1,3$ W.kg⁻¹ et $12,3 \pm 1,4$ W.kg⁻¹, respectivement (Menaspà et al., 2017). L'ensemble des données de P_{mean} sont également représentées sur la **Figure 6** en fonction de la durée du sprint. Ces études fournissent de précieuses informations sur les capacités de production de puissance moyenne maximale nécessaires, afin de se classer dans les premières positions du sprint final en cyclisme sur route.

De la même manière que pour les v_{Ppeak} , les cadences de pédalage moyennes pendant le sprint (v_{mean}) ne sont pas toujours rapportées par les auteurs dans ces études. Chez les hommes, Van Erp et al., (2021b) et Menaspà et al. (2015b) ont rapporté une v_{mean} relativement similaire soit 112 ± 5 rpm et 110 ± 5 rpm, respectivement. Chez les femmes, Peiffer et al., (2018) ont rapporté une v_{mean} de 103 ± 8 rpm. Pourtant, nous verrons également que la cadence de pédalage a une influence sur la capacité à maintenir une puissance maximale élevée tout au long du sprint.

2.5 Un effort réalisé dans un potentiel état de fatigue préalable

Le sprint final en cyclisme sur route présente la spécificité de ponctuer la course après plusieurs heures d'effort (Van Erp & Sanders, 2021), et lors des courses à étapes, après plusieurs jours de course (Sanders & Heijboer, 2019). Par conséquent, ces deux facteurs peuvent potentiellement induire une fatigue préalable au sprint. Dans cette partie, et plus largement dans

le cadre de la thèse, la fatigue est définie comme une diminution transitoire des capacités de force maximale (Enoka & Duchateau, 2008, 2016). Par exemple, Van Erp et al., (2021) ont récemment montré que les puissances moyennes records intermédiaires sur 5 s et 10 s lors de 84 sprints réalisés en compétition, correspondaient approximativement à 80 % de leur potentiel maximal. Ainsi, la différence de 20 % observée dans cette étude, met en évidence une fatigue préalable au sprint. Ainsi, cette partie vise à présenter les connaissances actuelles sur l'influence de ces deux facteurs sur les capacités de production de puissance maximale au cours du sprint final.

2.5.1 Effet de l'ensemble de la course sur la production de puissance maximale

Plusieurs études ont calculé le travail total réalisé par les coureurs professionnels lors des courses en cyclisme sur route (Van Erp et al., 2020, 2021a). Exprimé en Joule, le travail correspond à la multiplication de la durée de la course (en s) par la puissance moyenne (en W). Sur les courses FLAT (i.e. se terminant généralement par un sprint massif), Van Erp et al., (2021a) ont montré que les coureurs produisaient 3496 kJ en moyenne et pouvaient atteindre jusqu'à 4668 kJ sur une étape. Au-delà de cette valeur de travail total (ou de puissance moyenne fournie), des études récentes ont mis en évidence une augmentation considérable de la puissance développée par le sprinteur à l'approche de la ligne d'arrivée, soit $4,2 \pm 0,4$, $4,6 \pm 0,5$ et $6,1 \pm 1,0$ W.kg⁻¹ lors des 10, 5 et 1 minute avant le début du sprint final (Menaspà et al., 2015a). Des résultats similaires ont été observés dans l'étude de Van Erp et al., (2021b) (**Figure 4**). Afin de mieux comprendre le type d'efforts réalisés par les sprinteurs au cours de cette phase, Menaspà et al., (2015a) ont utilisé l'*Exposure Variation Analysis* (ce qui correspond pour leur étude, à l'analyse de la variation de puissance) (Abbiss et al., 2010; Passfield et al., 2013). Cet outil permet de décomposer l'effort produit par le coureur en différentes zones de puissance et de temps de maintien de cette dernière (**Figure 7**). En appliquant cette méthode aux 5 dernières minutes avant le sprint, ils ont ainsi montré une alternance de phases d'intensité sous-maximale et de phase d'intensité très élevée toutes les 2 à 4 secondes en moyenne. L'ensemble de ces résultats mettent en évidence les exigences physiques de l'approche du sprint final en cyclisme sur route. Pour autant, à notre connaissance, aucune étude n'a directement fait le lien entre les niveaux de puissance développés, ou le temps passé à haute intensité, au cours des différentes phases de la course (et notamment cette dernière phase précédent le sprint) et la capacité de production de puissance maximale lors du sprint final.

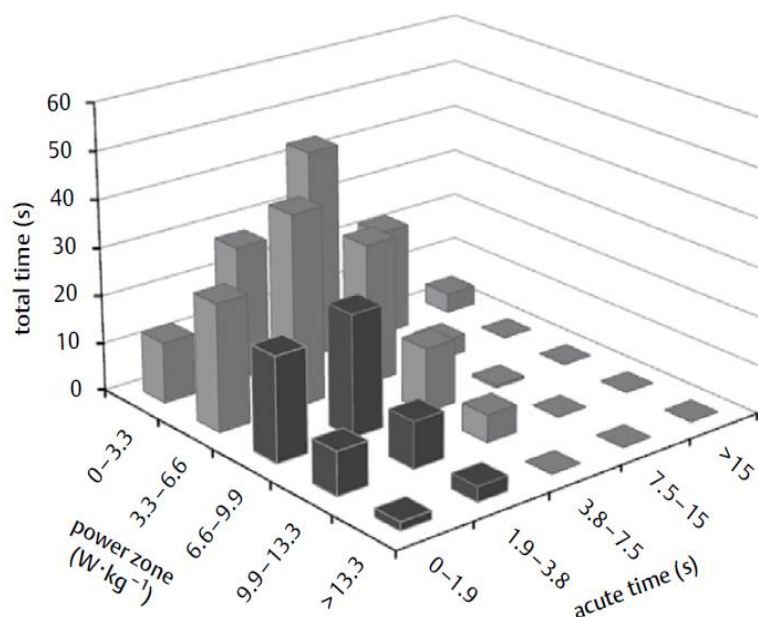


Figure 7. Analyse des variations de puissance au cours des 5 dernières minutes avant le sprint final chez des sprinteurs professionnels. « Power zone » représente les zones de puissance (en $W.kg^{-1}$), « acute time » représente le temps de maintien (en s) lorsque le sprinteur entre dans la zone de puissance correspondante, et « total time » représente le temps total passé à la fois dans la zone de puissance et dans la zone de temps de maintien. Récupérée de Menaspà et al., (2015a).

Néanmoins, plusieurs auteurs ont mené des études en condition de laboratoire dans le but de simuler l'effet d'une fin de course sur la capacité de production de puissance maximale au cours d'un sprint. C'est ainsi que Menaspà et al., (2015) ont mis en place un protocole sur ergomètre de 10 minutes composé d'une augmentation progressive de la puissance de 3 à 4 $W.kg^{-1}$ pendant 9 minutes suivie d'une dernière minute à $\sim 5 W.kg^{-1}$. Ils n'ont démontré aucune différence significative de P_{peak} et de P_{mean} (sur 12 s) entre le sprint réalisé avant et après ce protocole chez des sprinteurs de niveau international. Lors d'un deuxième protocole de simulation ayant pour objectif d'être encore plus proche des conditions d'une approche de sprint (i.e. le même protocole que le précédent, en rajoutant des accélérations de 3 tours de pédale à 80 % de la P_{peak} toutes les 30 secondes pour reproduire les variations de puissance), de nouveau aucune différence n'a été observée. Ces résultats montrent que les sprinteurs présents dans cette étude ne diminuent pas leur capacité de production de puissance maximale après ce type de simulation de course. Toutefois, ces observations ont été nuancées par d'autres études présentes dans la littérature (Etxebarria et al., 2019; McIntyre et al., 2012; Merkes et al., 2020). Theurel et al., (2012) ont par exemple, montré chez 9 sportifs qui s'entraînaient régulièrement en cyclisme ou en triathlon, qu'un protocole linéaire de 45 minutes à 75 % de la puissance maximale aérobie

induisait une perte de la P_{peak} de l'ordre de 15 ± 9 %. Beelen & Sargeant, (1991) ont montré chez 6 sujets non spécialistes du cyclisme, une perte de 25 % de P_{peak} et 33 % de P_{mean} lors d'un sprint de 25 s à 120 rpm après un effort de 6 minutes réalisé à 90 % de VO_{2max} . Ainsi, les résultats présents dans la littérature divergent donc les uns des autres. Logiquement, l'apparition d'un état de fatigue ou pas dépend à la fois du niveau d'expertise du coureur et des caractéristiques du protocole. D'un point de vue pratique, il existerait pour chaque coureur un niveau de puissance associé à une durée d'effort, ou un nombre de répétitions d'effort, au-delà duquel, il commencerait à perdre une partie de ses capacités de production de puissance maximale.

2.5.2 Effet de l'accumulation des jours de course sur la production de puissance maximale

À notre connaissance, une seule étude récemment publiée par Van Erp et al., (2021b) s'est focalisée sur l'effet de l'accumulation des jours de course sur les capacités de production de puissance maximale au cours du sprint final. Ces auteurs ont mis en relation les puissances moyennes records sur 5, 10 et 15 s développées par un sprinteur de classe mondiale au cours de 19 sprints du *Tour de France* et le numéro de l'étape au cours de laquelle le sprint a été réalisé (i.e. de 1 à 21). Ils n'ont ainsi montré aucun effet significatif du numéro de l'étape sur les capacités de production de puissance maximale lors du sprint final (**Figure 8**). Néanmoins, seulement deux sprints ont été réalisés au cours de la troisième semaine de course. De plus, les puissances moyennes records sur 5, 10 et 15 s ne sont pas complètement représentatives de la performance réalisée au cours du sprint final. Au regard des éléments abordés précédemment, ni la durée du sprint ni la cadence de pédalage utilisée ne sont prises en considération dans cette étude. Enfin, il semble difficile d'isoler la potentielle fatigue induite par l'accumulation des jours de course de la potentielle fatigue induite par la course elle-même. Les exigences physiques n'étant pas les mêmes d'une étape à l'autre, nous retrouvons donc un cumul de ces deux facteurs au moment de réaliser le sprint final.

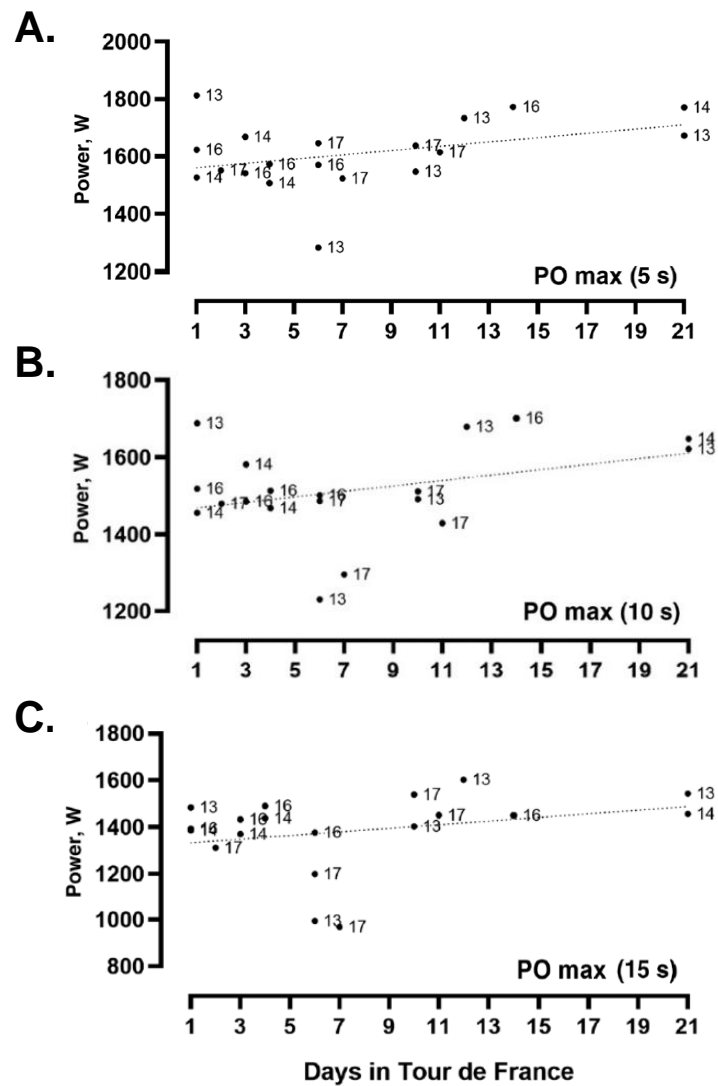


Figure 8. Effet de l'accumulation des jours de course sur la production de puissance maximale lors du sprint final. Les puissances moyennes maximales sur 5 s (A), 10 s (B) et 15 s (C) sont représentées en fonction du numéro de l'étape (de 1 à 21), pour l'ensemble des 19 sprints réalisés. Les nombres affichés sur les différents panels représentent l'année de la course (2013, 2014, 2016 et 2017). Aucun effet significatif n'a été rapporté par les auteurs. Récupérée de Van Erp et al., (2021b).

Partie 1 – Synthèse

Une course de cyclisme sur route se déroule sous forme de mass-start où 176 coureurs maximum prennent le départ, avec l'objectif d'avoir en son équipe le coureur qui franchira la ligne d'arrivée en premier. Les courses sont composées en moyenne de 180 kilomètres pour une durée totale d'environ 4,5 heures. Il existe quatre grandes catégories de coureurs : les sprinteurs, les rouleurs, les grimpeurs et les tout-terrain. Les sprinteurs, dont les caractéristiques anthropométriques et les qualités neuromusculaires sont plus élevées comparées aux autres catégories de coureurs, sont naturellement ceux qui réalisent le plus de sprints au cours d'une saison.

Le sprint final est un effort maximal de 13 s en moyenne, dont l'un des déterminants majeurs de la performance est la capacité de production de puissance maximale. Puisqu'il ponctue la course après plusieurs heures d'effort, le sprint final est potentiellement réalisé avec un état de fatigue préalable. Les puissances pics et moyennes des sprinteurs professionnels hommes rapportées dans la littérature sont respectivement de l'ordre de 1200 à 1800 W (soit 17 à 20 W.kg⁻¹) et de 1100 à 1400 W (soit 14 à 17 W.kg⁻¹). Très peu d'études ont mentionnées les cadences de pédalage utilisées par les sprinteurs. Or, nous verrons qu'existe une relation étroite entre la production de puissance maximale et la cadence de pédalage utilisée. Par conséquent, la connaissance des seules données de puissance ne permet pas d'analyser finement les sprints réalisés lors des compétitions.

Partie 2 : Évaluation des qualités neuromusculaires des membres inférieurs chez le cycliste

Lors d'un mouvement, la production de puissance maximale témoigne des qualités de force et de vitesse des principaux muscles impliqués (Driss & Vandewalle, 2013). Cependant, ces deux qualités sont reliées par une relation fondamentale, puisque la capacité à produire une force maximale dépend étroitement de la vitesse à laquelle cette force est produite. Il est maintenant connu depuis longtemps qu'il existe une relation linéaire inverse entre la production de force maximale et la vitesse d'exécution lors de différents mouvements poly-articulaires. Lors des vingt dernières années, cette relation linéaire a été déterminée au cours de différentes gestuelles telles que la course à pied (Baumgart et al., 2018 ; Jiménez-Reyes et al., 2018, 2020; Morin & Samozino, 2016), le saut (Jiménez-Reyes et al., 2018; Yamauchi & Ishii, 2007) ou encore le squat (Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001). En cyclisme, c'est principalement au cours des années 80 que différents chercheurs ont mis en évidence cette relation linéaire (McCartney et al., 1983; Sargeant et al., 1981; Vandewalle et al., 1987). Depuis, le test *force-vitesse* (appelé également test *puissance-vitesse*) est classiquement utilisé afin d'évaluer les qualités neuromusculaires des membres inférieurs du cycliste. Ainsi, cette deuxième partie du cadre théorique vise à décrire ces deux relations (i.e. $F-v$ et $P-v$), expliquer les différentes méthodes qui permettent de les déterminer, et présenter les indices qu'on en ressort. De plus, la partie précédente du cadre théorique a montré que le sprint en cyclisme sur route dure un peu plus d'une dizaine de secondes en moyenne. Ainsi, cette partie vise également à exposer les connaissances actuelles présentes dans la littérature sur la relation puissance-temps (ou puissance-endurance). Nous verrons que l'investigation de cette notion d'endurance de puissance maximale est indispensable pour mieux comprendre l'ensemble de l'effort fourni par le sprinteur lors du sprint final.

1. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse en cyclisme

1.1 Modélisation et extraction des différents indices issus de ces deux relations

En cyclisme, les deux composantes de la relation $F-v$ correspondent respectivement à la force efficace (exprimée en N, voir *Partie 3* pour plus de détails) et à la cadence de pédalage (exprimé en tour par minute, rpm). La relation linéaire entre la force et la vitesse permet d'extrapoler les valeurs théoriques de force maximale (F_{max}) et de vitesse maximale (v_{max}) (également appelée F_0 et v_0 dans la littérature), correspondant respectivement à la force maximale théorique

développée pour une vitesse nulle, et à la vitesse maximale théorique atteinte pour une force nulle (**Figure 9.A**). Exprimée au niveau de l'axe de rotation du pédalier, la puissance est le produit du moment de force (exprimé en N.m) par la vitesse de rotation de la manivelle (exprimée en rad.s^{-1}) (équation 1). Dans cette équation, le moment de force correspond au produit de la force (exprimée en N) par la longueur de la manivelle (exprimée en m) (équation 2) (Dorel, 2018).

$$P = T \cdot v \quad (1)$$

$$T = l \cdot F \quad (2)$$

Où P représente la puissance (en W), T représente le moment de force (en N.m), v représente la vitesse de rotation (en rad.s^{-1}), l représente la longueur de la manivelle (en m), et F représente la force (en N).

Ainsi, il est possible de déterminer la relation parabolique P-v (**Figure 9.B**). La puissance atteint sa valeur maximale (P_{max}) pour un moment de force et une vitesse intermédiaires appelés respectivement moment de force optimale (T_{opt}) et vitesse optimale (v_{opt}) (équation 3). Mathématiquement, la vitesse et le moment de force optimales correspondent respectivement à la moitié de v_{max} et à la moitié de F_{max} (équation 4) (Dorel, 2018; Driss et al., 2002).

$$P_{max} = T_{opt} \cdot v_{opt} \quad (3)$$

$$P_{max} = \frac{1}{2} \cdot T_{max} \cdot \frac{1}{2} \cdot v_{max} \quad (4)$$

Où T_{opt} et v_{opt} représentent respectivement le moment de force optimale (en N.m), et la vitesse optimale (en rad.s^{-1}), et où T_{max} et v_{max} représentent respectivement le moment de force maximale (en N.m), et la vitesse maximale (en rad.s^{-1}).

Puisque le modèle utilisé pour tracer la relation P-v est un polynôme du second degré, il est ainsi possible de déterminer la puissance maximale associée à n'importe quelle cadence de pédalage ($P_{max}(v)$) en utilisant l'équation 5 (Dorel, 2018).

$$P_{max}(v) = av^2 + bv + c \quad (5)$$

Où P représente la puissance (en W), v représente la cadence de pédalage (en rpm) et a , b et c sont des constantes.

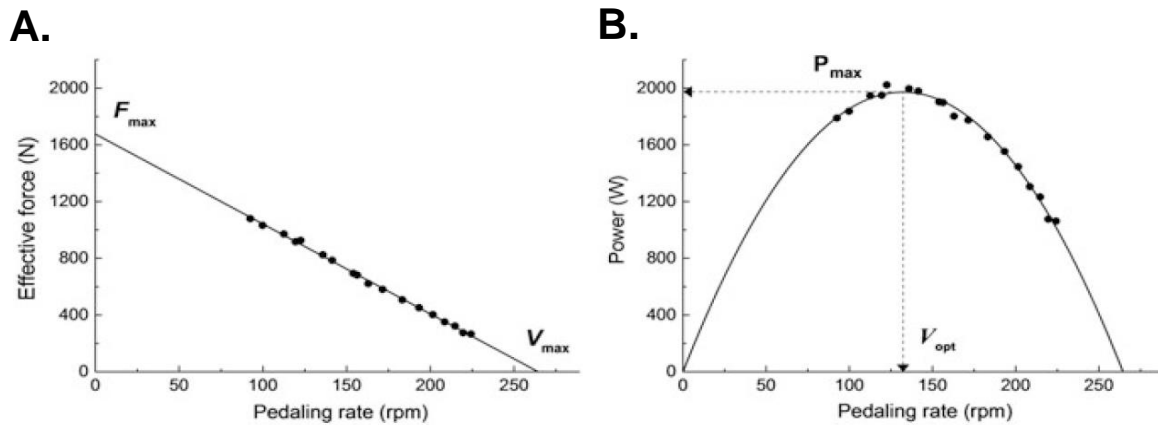


Figure 9. Exemple de relations force-vitesse et puissance-vitesse. La relation F - v (A) est modélisée par une droite permettant d'extrapoler les valeurs de F_{max} et v_{max} . La relation P - v (B) est quant à elle modélisée par un polynôme du second degré permettant de déterminer les valeurs de P_{max} et de v_{opt} . Récupérée de Dorel, (2018).

1.2 Principes méthodologiques d'évaluation de ces relations

Dès lors, différentes méthodes ont été proposées dans la littérature pour déterminer les relations F - v et P - v (Vandewalle et al., 1987; Hautier et al., 1996; Hintzy et al., 1999; Dorel et al., 2005, 2010; Seck et al., 1995; Driss et al., 2002; Martin et al., 1997; Driss & Vandewalle, 2013; Arzac et al., 1996). Quelques principes fondamentaux sont à respecter pour obtenir une relation F - v valide et utilisable. Premièrement, le modèle linéaire doit être tracé à partir de quatre à cinq valeurs minimum (Dorel, 2018). Deuxièmement, certaines de ces valeurs doivent être le plus proche possible des deux extrémités de la relation (i.e. de la F_{max} et de la v_{max}). Ceci permet d'avoir un large spectre de vitesse et donc de force, pour ainsi éviter de mauvaises extrapolations (Dorel, 2018).

Deux méthodes sont classiquement utilisées dans la littérature pour imposer un large spectre de contraintes force-vitesse. La méthode isocinétique consiste à développer le maximum de force à une cadence de pédalage fixée et imposée par un ergomètre (McCartney et al., 1983; Sargeant et al., 1981). L'inconvénient de cette méthode est principalement lié au nombre de sprints à réaliser. Il faut répéter autant de sprints que de points voulus sur la relation F - v (i.e. un minimum de quatre à cinq sprints). Le principal avantage est de pouvoir choisir la cadence de pédalage, et donc de pouvoir facilement se rapprocher des extrémités de la relation. La méthode isoinertielle consiste à développer le maximum de force et de vitesse contre une résistance constante (Arzac et al., 1996; Dorel et al., 2005; Hautier et al., 1996; Martin et al., 1997;

Nakamura et al., 1985; Vandewalle et al., 1987). Cette méthode a l'avantage d'obtenir plusieurs valeurs pour un seul sprint, et donc d'obtenir une relation F- v relativement complète à partir de 3 sprints à différentes résistances. Les résistances couramment utilisées sont 0, 0.5-0.8 et 1-1.8 N.m.kg⁻¹ (Dorel, 2018). L'inconvénient de cette méthode est de devoir anticiper les résistances, qui doivent prendre en considération à la fois la masse du coureur et ses capacités de production de puissance maximale (Krüger et al., 2020). D'autres auteurs ont proposé de tracer la relation F- v à partir d'un seul sprint isoinertiel (Martin et al., 1997; Seck et al., 1995). Cette méthode est temporellement moins contraignante, mais elle ne permet pas systématiquement d'avoir une relation F- v valide. Elle nécessite inévitablement de réaliser un sprint de plus longue durée afin d'obtenir un nombre de valeurs suffisamment important, ce qui peut induire un effet de fatigue au cours même de l'effort. Par conséquent, les valeurs de force maximale en fin de sprint peuvent être sous-estimées.

1.3 Interprétation des différents indices

Dans un autre sport que le cyclisme, une récente étude de Jiménez-Reyes et al., (2020) a montré l'intérêt de répéter ce type d'évaluation au cours des différentes phases de la saison, afin de suivre l'évolution des caractéristiques F- v pour chacun des athlètes. Dans le même esprit, Lahti et al., (2020) se sont intéressés à observer l'évolution des caractéristiques F- v des athlètes selon le type de travail réalisé à l'entraînement. Pour un cycliste, le suivi longitudinal de ses caractéristiques F- v et P- v pourrait être très intéressant afin d'orienter son entraînement, à la fois sur le vélo et en salle de musculation. Pour cela, il est nécessaire de maîtriser la définition des différents indices issus de ces deux relations, mais également de connaître les déterminants neuromusculaires et biomécaniques sous-jacents.

1.3.1 La vitesse optimale et la vitesse maximale

La v_{opt} et la v_{max} renseignent directement sur les qualités globales de vitesse maximale des membres inférieurs. v_{max} étant une extrapolation de la relation linéaire F- v jusqu'à l'axe des abscisses (**Figure 9.A**), elle doit être interprétée comme la vitesse maximale théorique que peut atteindre le coureur sans aucune force de résistance. La v_{opt} est directement liée à la v_{max} (i.e. $0,5.v_{max}$) et correspond à la cadence de pédalage permettant d'atteindre la P_{max} . En dessous et au-dessus de v_{opt} , les capacités de production de puissance maximale diminuent. Cette diminution peut-être plus ou moins importante selon les coureurs. Dans la littérature, les valeurs de v_{opt} sont comprises entre 110 et 120 rpm chez des cyclistes d'endurance (Buttelli et al., 1996;

Hautier et al., 1996; Vandewalle et al., 1987) et peuvent atteindre jusqu'à 130-135 rpm chez des spécialistes du sprint sur piste (Dorel et al., 2005; Gardner et al., 2007). Ces qualités de vitesse sont principalement dues à la typologie musculaire des membres inférieurs. Plusieurs études ont montré une corrélation entre le pourcentage de fibres de type II et la v_{opt} (Hautier et al., 1996; Tihanyi et al., 1982). Liée à la typologie musculaire, la capacité d'activation et de désactivation à l'échelle musculaire, influence également les valeurs de v_{opt} et de v_{max} (Caiozzo & Baldwin, 1997; Samozino et al., 2007; Van Soest & Casius, 2000). Plus la cadence de pédalage augmente, plus les vitesses de contraction et de relâchement musculaire doivent être élevées.

1.3.2 La force optimale et la force maximale

La F_{opt} et la F_{max} témoignent des qualités globales de force maximale des extenseurs des membres inférieurs (Dorel, 2018; Driss et al., 2002). F_{max} étant une extrapolation de la relation linéaire F-v jusqu'à l'axe des ordonnées (**Figure 9.A**), cette valeur doit être interprétée avec précaution comme la force dynamique maximale théorique que les membres inférieurs seraient capables de produire à vitesse nulle. En d'autres termes, elle correspond à la moyenne des forces isométriques réalisées tout au long du cycle de pédalage. Dans la littérature, les valeurs de F_{max} s'étendent de 900 à 1200 N chez les coureurs d'endurance, et peuvent atteindre jusqu'à 1600-1800 N chez des cyclistes sur piste de niveau mondial (Dorel, 2018). Plusieurs études ont clairement mis en évidence une relation importante entre les capacités de force maximale au cours d'un sprint et les capacités de force maximale isométrique ou dynamique des extenseurs du membre inférieur, et plus particulièrement des extenseurs du genou et de la hanche (Driss et al., 2002; Kordi et al., 2017; Sachet et al., 2022). McCartney et al., (1983) ont montré que les qualités de F_{max} étaient également liées au volume musculaire. Enfin, il n'existe pas de corrélation entre F_{max} et v_{max} (Yamauchi & Ishii, 2007). Toutefois, il convient de rappeler que les données de force utilisées pour tracer la relation F-v du coureur se basent uniquement sur les valeurs de forces efficaces (F_{eff}), et ne reflète donc pas complètement les capacités de production de force maximale des membres inférieurs. D'une part, la F_{eff} inclut dans son calcul la capacité du coureur à orienter efficacement la force sur la pédale. D'autre part, elle inclut également des forces non musculaires liées aux variations des énergies segmentaires (e.g. le poids de la jambe).

1.3.3 La puissance maximale

La P_{max} correspond à l'apex de la relation P- v et doit être interprétée comme la puissance maximale théorique que peut produire le coureur lorsque la cadence de pédalage utilisée est optimale (**Figure 9.B**). Les données présentes dans la littérature scientifique rapportent des niveaux de puissance maximale allant de 800 W à 2100 W, soit 12,5 W.kg⁻¹ à 22 W.kg⁻¹ (Dorel et al., 2005 ; Gardner et al., 2007 ; Vandewalle, Peres, Heller, et al., 1987) chez des cyclistes sur route, et pouvant atteindre jusqu'à 25-26 W.kg⁻¹ chez des pilotes de BMX (Gross & Gross, 2019) ou des cyclistes sur piste de niveau international (Dorel, 2018). Bien que la P_{max} dépende à la fois des qualités de force et de vitesse des membres inférieurs, il semblerait que les différences de P_{max} observées entre les coureurs soient essentiellement dues à des différences en terme de F_{max} (Dorel et al., 2005, $r=0,91$; Driss et al., 2002; Martin et al., 1997). En ce sens, Kordi et al., (2020) ont montré une corrélation significative entre la P_{max} et le volume musculaire du quadriceps ($r=0,81$) et des *ischio-jambiers* ($r=0,72$) chez des cyclistes sur piste de haut niveau.

1.4 Intérêt pour le coureur et son entraîneur

Pédagogiquement, la forme de la relation P- v permet d'expliquer facilement le principe de la v_{opt} à un coureur ou à un entraîneur. D'un point de vue pratique, déterminer la v_{opt} d'un sprinteur semble indispensable afin qu'il puisse optimiser sa production de puissance maximale lors du sprint final. Il est à noter que la v_{opt} ne dépend pas des conditions environnementales telles que le vent ou la pente de la route au moment du sprint final. Néanmoins, ces conditions environnementales vont influencer la nature et l'amplitude des résistances externes contre lesquelles le coureur devra lutter. Par conséquent, le coureur devra adapter son braquet afin de maintenir une cadence de pédalage proche de v_{opt} . De plus, l'équation de la relation P- v permet de déterminer la puissance maximale théorique que le coureur est capable de développer pour n'importe quelle cadence de pédalage utilisée ($P_{max}(v)$). A partir de cette équation, tous les sprints réalisés (i.e. à l'entraînement comme en compétition) pourront être analysés au regard des propres caractéristiques P- v du coureur. Ainsi, la puissance développée pourra être exprimée en pourcentage de $P_{max}(v)$. Or, sur la plupart des plateformes d'entraînement actuellement proposée pour analyser les données de P_{peak} au cours du sprint, ces valeurs sont classées et comparées avec toutes les autres données de P_{peak} , sans prendre en considération la cadence de pédalage utilisée. Pour finir, la détermination des relations F- v et P- v permet également d'orienter l'entraînement (Samozino et al., 2012). En effet, selon l'inclinaison de la

pende de la relation linéaire F-v, certains coureurs vont devoir privilégier un entraînement en vitesse alors que d'autres vont devoir privilégier un entraînement en force (Morin & Samozino, 2016).

Toutefois, il a été rapporté dans la partie précédente que le sprint final en cyclisme sur route dure plus d'une dizaine de secondes en moyenne (Martin et al., 2007; Menaspà et al., 2015a; P. Merkes et al., 2020; Van Erp et al., 2021b). Afin d'étendre cette analyse à l'ensemble de la durée du sprint, et ainsi pouvoir exprimer de la même manière, la P_{mean} en pourcentage de la puissance moyenne maximale théorique à la cadence de pédalage utilisée et en fonction de la durée du sprint ($\%P_{max}(v, duration)$), il est nécessaire de connaître l'évolution des capacités de production de puissance maximale en fonction de la durée du sprint (i.e. la relation puissance-temps).

2. La production de puissance maximale au cours du temps : notion d'endurance de puissance maximale

2.1 Mise en évidence de la fatigue au cours du sprint

Le sprint étant un effort maximal d'une durée moyenne de 13 s (Martin et al., 2007; Menaspà et al., 2015a; Merkes et al., 2020; Van Erp et al., 2021b), il induit naturellement une fatigue au cours de l'effort lui-même. Plusieurs études ont mis en évidence une décroissance linéaire de la puissance instantanée au cours d'un effort all-out de 30 s réalisé contre une résistance constante (Dotan & Inbar, 1977; Driss & Vandewalle, 2013; Jaafar et al., 2016; Vandewalle et al., 1987). Cependant, lors de ce type de protocoles réalisés en condition isoinertielle, la perte de puissance instantanée est expliquée par une diminution des capacités de production de force maximale, mais également par la modification de la cadence de pédalage au fur et à mesure de la durée du sprint. Par conséquent, il n'est pas tout à fait correct d'associer la perte de puissance instantanée à la fatigue induite par le sprint. Pour pallier à cela, et ainsi pouvoir isoler l'effet de la durée du sprint sur les capacités de production de force maximale, il est possible d'utiliser des protocoles isocinétiques (Douglas et al., 2021; MacIntosh et al., 2004). Lors de ce type de protocole, la représentation graphique de la puissance instantanée en fonction de la durée du sprint, permet cette fois-ci, de mettre visuellement en évidence la fatigue induite par le sprint (**Figure 10**).

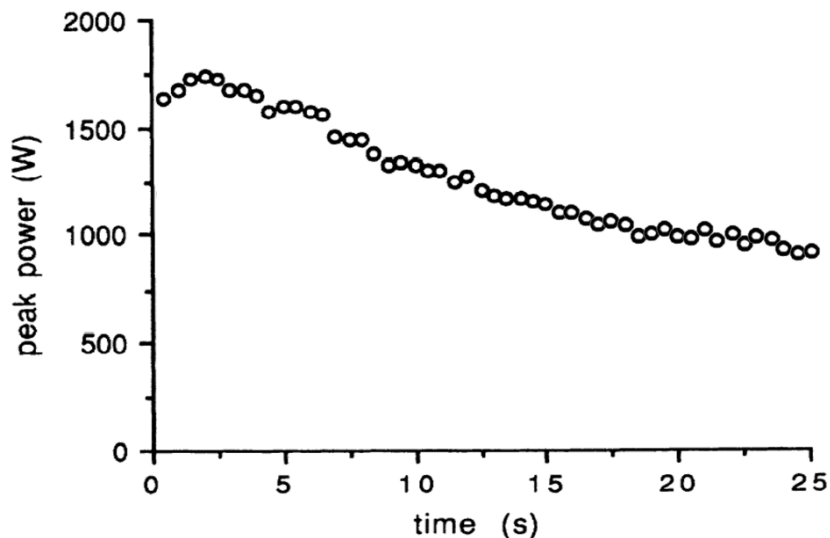


Figure 10. Exemple de l'évolution de la puissance instantanée lors d'un effort all-out en condition isocinétique. Puissance développée par un seul sujet au cours d'un sprint all-out de 25 s à 120 rpm. Adaptée de Beelen & Sargeant, (1991).

Mathématiquement, il est possible de calculer un indice de fatigue (IF) au cours d'un sprint isocinétique de longue durée. Il correspond à la différence entre la puissance initiale et la puissance finale divisée par la puissance initiale et multipliée par 100. Il permet de mettre en évidence les qualités d'endurance de P_{max} du coureur (équation 6) (McCartney et al., 1983).

$$IF = \frac{IP - FP}{IP} \cdot 100 \quad (6)$$

Où IF est l'indice de fatigue (en %), IP est la puissance initiale (en W) et FP est la puissance finale (en W).

Il est également possible d'exprimer l' IF en perte de puissance par seconde ($W \cdot s^{-1}$) pour comparer plus facilement différentes durées de sprint (équation 7) (Beelen & Sargeant, 1991).

$$IF = \frac{IP - FP}{\text{Durée du sprint}} \quad (7)$$

Où IF est l'indice de fatigue (en $W \cdot s^{-1}$), IP est la puissance initiale (en W), et FP est la puissance finale (en W) et la durée du sprint (en s).

Si la relation puissance-temps est linéaire, l' IF correspond donc au coefficient directeur de la droite modélisant cette relation (i.e. la pente de la relation). Dans ce cas, l' IF peut également être exprimé en valeur négative (e.g. $-20 W \cdot s^{-1}$).

À l'aide de ces équations, McCartney et al., (1983) ont par exemple, calculé un IF de $45,7 \pm 8,0$ % au cours d'un sprint all-out de 30 s réalisé à une cadence de pédalage de 100 rpm chez un groupe d'étudiants, correspondant à une perte de puissance instantanée de $24,5 \pm 5,4$ $W \cdot s^{-1}$.

D'une autre manière, il est possible d'exprimer simplement, pour n'importe quelle durée de sprint, la P_{mean} en pourcentage de la P_{peak} (équation 8).

$$IP_{mean} = \frac{P_{mean}}{P_{peak}} \cdot 100 \quad (8)$$

Où IP_{mean} est l'indice de la puissance moyenne (en % P_{peak}), P_{mean} est la puissance moyenne (en W), et P_{peak} est la puissance pic (en W).

En reprenant les données du sprinteur de classe mondiale rapportées dans l'étude de Van Erp et al., (2021b), la P_{mean} est égale à 83 % de la P_{peak} lors des sprints gagnés sur le *Tour de France*. Ce calcul permet également de mettre en évidence cette notion d'endurance de P_{max} . Toutefois, l'ensemble de ces calculs sous-entend que le sprint ait été réalisé sans gestion d'effort, i.e. dans des conditions dites « all-out ».

L'endurance de P_{max} (ou l' IF) représente une composante importante de la P_{mean} développée par les sprinteurs au cours du sprint final, et constitue un déterminant majeur de la performance en sprint en cyclisme sur route. Pour autant, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué l' IF chez des sprinteurs professionnels en cyclisme sur route.

2.2 Influence de la cadence de pédalage sur l'endurance de puissance maximale

Plusieurs auteurs ont montré que cette décroissance linéaire de la puissance était affectée par la cadence de pédalage utilisée (Beelen & Sargeant, 1991; McCartney et al., 1983). McCartney et al., (1983) ont montré qu'une faible cadence de pédalage permettait de réduire l' IF comparée à une cadence de pédalage élevée (**Figure 11**). Ainsi, ces auteurs ont rapporté des IF de $23,6 \pm 5,7$ %, $45,7 \pm 8,0$ % et $59,3 \pm 6,2$ % lors d'un effort all-out de 30 s à 60 rpm, 100 rpm et 140 rpm, respectivement, ce qui correspond à une perte de puissance de $11,6 \pm 4,1$ $W \cdot s^{-1}$, $24,5 \pm 5,4$ $W \cdot s^{-1}$ et $32,4 \pm 7,5$ $W \cdot s^{-1}$. En se référant à la **Figure 11**, bien que la cadence de pédalage la plus élevée (140 rpm) permet de développer une P_{peak} supérieure en début de sprint, c'est la cadence de pédalage la plus faible (60 rpm) qui permet de produire une P_{mean} supérieure sur l'ensemble des 20 premières secondes d'effort. De cette façon, MacIntosh et al., (2004) ont montré que la

v_{opt} diminuait de $109,6 \pm 2,5$ à $73,4 \pm 2,4$ rpm entre le début et la fin d'un effort all-out de 30 s chez des sportifs non spécialistes de la discipline. Tomas et al., (2010) ont démontré que l'augmentation de l' IF aux fortes cadences de pédalage était expliquée par une diminution du temps disponible pour réaliser le cycle contraction-relaxation à l'échelle musculaire (e.g. la phase de poussée dure 0,25 s à 120 rpm, vs. 0,50 s à 60 rpm).

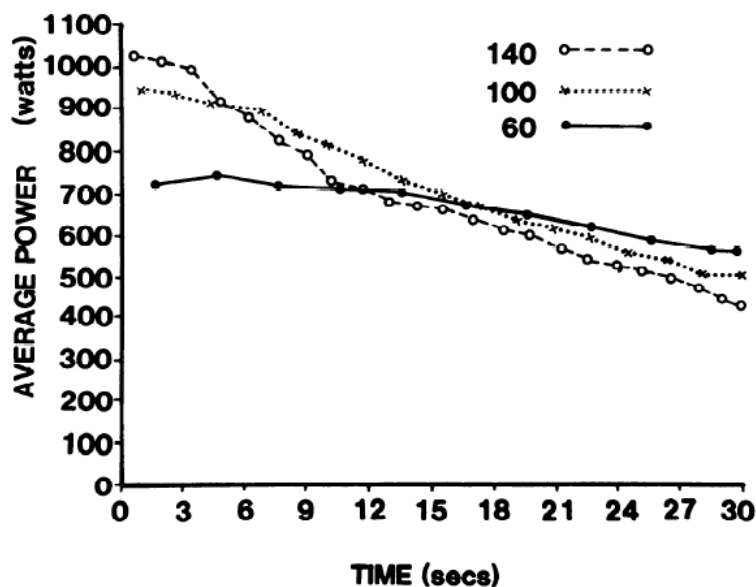


Figure 11. Relation puissance-endurance pour trois cadences de pédalage. Puissance moyenne exprimée en fonction de la durée lors de trois sprints de 30-s réalisés en isocinétique à trois cadences de pédalage (60, 100 et 140 rpm). Récupérée de McCartney et al., (1983).

Dans ce sens, McCartney et al., (1983) ont montré qu'il existait une relation linéaire entre l' IF et la cadence de pédalage utilisée. En d'autres termes, pour un même coureur, la pente de la décroissance linéaire au cours d'un sprint de longue durée augmente linéairement avec l'augmentation de la cadence de pédalage. Ces résultats ont été confirmés quelques années plus tard par Beelen & Sargeant, (1991) (**Figure 12**). Par extrapolation de ces résultats au-delà de v_{opt} , cela signifie qu'en comparant deux sprints isocinétiques de longues durées à des cadences de pédalage supérieures à v_{opt} , il est tout à fait possible d'observer un IF plus élevée malgré une $P_{max}(v)$ inférieure. Sur la **Figure 12**, les différences d' IF entre ces deux études pour une même cadence de pédalage, montrent une nouvelle fois que l' IF est une qualité neuromusculaire à prendre en considération chez les sprinteurs professionnels et amateurs.

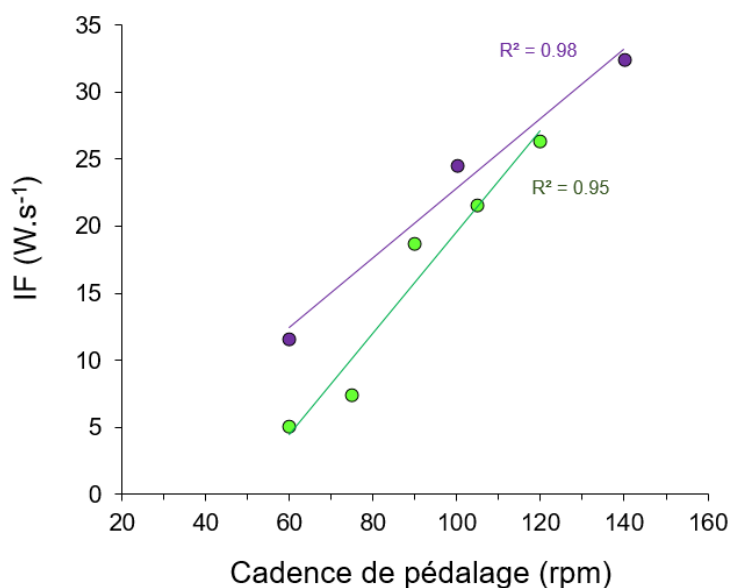


Figure 12. Relations entre l'indice de fatigue et la cadence de pédalage. Les études de Beelen et al., 1991 (vert) et McCartney et al., 1983 (violet), ont toutes les deux mis en évidence une relation linéaire entre l'IF et la cadence de pédalage lors de sprints de longue durée réalisés sans fatigue préalable (25 s et 30 s, respectivement). Ils ont déterminé des R^2 de 0,95 et 0,98.

D'un point de vue pratique, il existerait donc une cadence de pédalage optimale pour chaque durée de sprint ($v_{opt}(duration)$), qui serait un compromis entre la production de puissance au début du sprint ($P_{max}(v)$) et la perte de puissance tout au long du sprint (IF), afin de maximiser la production de puissance moyenne sur l'ensemble du sprint ($P_{max}(duration)$). Malgré la connaissance des deux relations linéaires puissance-temps caractérisant les qualités de puissance-endurance, et IF -cadence de pédalage caractérisant l'influence de la cadence de pédalage sur la perte de puissance instantanée depuis plus de 30 ans, aucune méthode de référence n'existe actuellement dans la littérature pour déterminer un profil global puissance-vitesse-temps (ou puissance-vitesse-endurance, P-v-E) prenant en considération l'interdépendance de ces variables. La détermination d'un profil P-v-E du sprinteur permettrait de connaître les capacités de production de puissance maximale et la cadence de pédalage associée pour chaque durée de sprint. Il permettrait ainsi en amont de la course, de pouvoir apporter des recommandations au sprinteur sur les cadences de pédalage à cibler selon la durée du sprint envisagée, puis en aval de la course, de pouvoir débriefer sur l'ensemble du sprint réalisé.

Partie 2 – Synthèse

Le test *force-vitesse* ou *puissance-vitesse* est classiquement utilisé pour évaluer les qualités neuromusculaires des membres inférieurs chez le cycliste. Il existe une relation linéaire inverse entre la force maximale et la cadence de pédalage, et une relation parabolique entre la puissance maximale et la cadence de pédalage. Ces deux relations permettent de déterminer les valeurs de F_{max} , v_{max} , P_{max} et v_{opt} . Ces indices témoignent de différentes caractéristiques neuromusculaires, telles que la typologie musculaire, le volume musculaire ou encore la capacité du muscle à s'activer et à se désactiver rapidement. D'un point de vue pratique, la détermination de la relation P-v semble indispensable pour un sprinteur, afin qu'il connaisse la cadence de pédalage à utiliser pour maximiser la production de puissance lors de la première partie du sprint final. De plus, cette relation permet d'analyser les P_{peak} développées sur le terrain (i.e. à l'entraînement et en compétition), en se référant à une valeur maximale théorique pour n'importe quelle cadence de pédalage utilisée.

Néanmoins, le sprint final en cyclisme sur route dure 13 secondes en moyenne, et peut durer jusqu'à 20 s. Par conséquent, la seule relation P-v ne permet pas d'analyser le sprint dans sa globalité. Dès lors, il serait intéressant de déterminer un profil puissance-vitesse-temps (ou *puissance-vitesse-endurance*) du coureur. Ce profil en trois dimensions permettrait de connaître l'évolution de la relation P-v sous l'effet de la durée du sprint. Bien que certaines études aient déjà mis en évidence les relations linéaires puissance-temps et *IF*-cadence de pédalage, étonnamment, ce profil en trois dimensions n'a pour autant jamais été intégralement représenté dans la littérature. D'un point de vue pratique, il existerait donc une cadence de pédalage optimale pour chaque durée de sprint, qui serait un compromis entre la production de puissance au début du sprint, et la perte de puissance tout au long du sprint, afin de maximiser la production de puissance moyenne sur l'ensemble du sprint.

Les deux premières parties du cadre théorique visaient à décrire la performance en sprint en cyclisme sur route, puis à présenter l'intérêt d'évaluer les relations puissance-vitesse et puissance-temps chez un sprinteur. Ces deux parties ont permis de mettre en évidence que l'utilisation d'un profil global puissance-vitesse-endurance, permettrait de franchir un cap dans l'analyse des données de puissance et de cadence recueillies lors du sprint final. Après s'être intéressé aux principes d'optimisation de la capacité de production de puissance maximale au cours du sprint, il semble important de mieux comprendre cette gestuelle poly-articulaire, afin de proposer des contenus d'entraînement plus spécifiques. Pour cela, les deux parties suivantes du cadre théorique visent à faire un état de la littérature sur le mouvement de pédalage en condition de sprint, et plus particulièrement sur les modalités de contractions et les interactions muscle-tendon des principaux groupes musculaires impliqués.

Partie 3 : Biomécanique et comportement muscle-tendon lors du sprint en pédalage

Dans l'objectif d'augmenter la capacité de production de puissance maximale du cycliste, une meilleure compréhension biomécanique et neuromusculaire de cet effort maximal semble indispensable. Lors du sprint, la production d'une puissance maximale nécessite conjointement de développer une force la plus importante (Driss et al., 2002; Elmer et al., 2010; McDaniel et al., 2014) et de l'orienter efficacement sur la pédale (Dorel et al., 2010; Kautz et al., 1991). Faisant intervenir simultanément les articulations de la hanche, du genou et de la cheville, des muscles mono et bi-articulaires, ce mouvement cyclique requiert une coordination très spécifique. Ainsi, cette troisième partie du cadre théorique vise à faire un état de la littérature sur cette gestuelle, lorsqu'elle est réalisée en condition maximale. Pour cela, nous commencerons par présenter les différentes forces appliquées à la pédale, puis nous poursuivrons en détaillant les connaissances actuelles sur les coordinations musculaires et le comportement musculo-tendineux des principaux muscles impliqués lors du pédalage. Puisque le sprint final peut être réalisé à différentes cadences de pédalage, cette partie vise également à mettre en évidence les adaptations neuromusculaires et biomécaniques liées à l'effet de la cadence de pédalage. D'un point de vue pratique, l'apport de nouvelles connaissances fondamentales permettrait de proposer des contenus d'entraînement plus spécifiques, et donc plus adaptés aux besoins du coureur.

1. Analyse du mouvement de sprint en pédalage

1.1 Biomécanique d'application de la force à la pédale au cours du cycle de pédalage

Le cycle de pédalage est une rotation complète de la manivelle. Il est classiquement représenté par un cercle autour de l'axe de rotation de la manivelle (de 0° à 360°), dont l'origine se situe au point le plus haut (Kautz et al., 1991). Dans la littérature, le cycle de pédalage est majoritairement décomposé en deux ou en quatre phases. Dans le premier cas, nous retrouvons une première phase dite de poussée de 0 à 180° par rapport à l'axe de rotation de la manivelle, et une seconde phase dite de traction de 180 à 360° (**Figure 13**) (Bernard, 2015). Dans le deuxième cas, les auteurs ont ajouté une phase de transition basse et une phase de transition haute. Bien que différentes valeurs d'angle de la manivelle soient utilisées pour déterminer ces quatre phases dans la littérature (Dorel et al., 2010; Grappe, 2009), nous retrouvons généralement une phase de poussée entre 30 et 150° du cycle de pédalage, une phase de

transition basse entre 150 et 210° du cycle de pédalage, caractérisée par le passage de l'extension à la flexion de la jambe, une phase de traction entre 210 et 330° du cycle de pédalage, et enfin une phase de transition haute entre 330 et 30° du cycle de pédalage, caractérisée par le passage de la flexion à l'extension de la jambe.

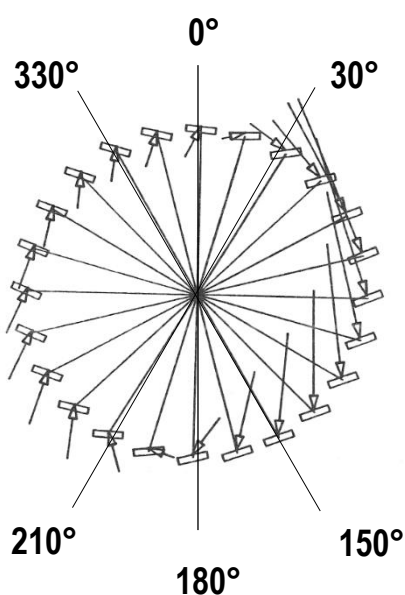


Figure 13. Les différentes phases du cycle de pédalage côté droit. Le cycle de pédalage peut être décomposé en deux phases (0-180° et 180-360°) ou en quatre phases (30-150°, 150-210°, 210-330° et 330-30°). Les flèches représentent la force totale exercée sur la pédale droite tout au long du cycle de pédalage, lors d'un effort maximal. Adaptée de Kautz et al., (1991) et Dorel et al., (2010).

A l'aide de différents outils tels que des pédales instrumentées (Drouet et al., 2008) ou des ergocycles scientifiques (Earnest et al., 2005), il est possible de mesurer la force totale (F_{tot}) appliquée à la pédale dans le plan sagittal, ainsi que ses composantes horizontales et verticales (**Figure 13 et 14**). En mesurant l'angle de la pédale par rapport à la manivelle, cette force totale peut être décomposée en deux forces distinctes : la force efficace (F_{eff}) et la force inefficace (F_i). F_{eff} , est la composante perpendiculaire à l'axe de la manivelle de la F_{tot} , et donc positive lorsqu'elle est dirigée dans le sens de rotation de la manivelle. F_i , est la composante parallèle à l'axe de la manivelle de la F_{tot} (M. F. Bobbert et al., 2016; Dorel, 2018; Ericson & Nisell, 1988; Hug et al., 2008; Mornieux et al., 2006) (**Figure 14**).

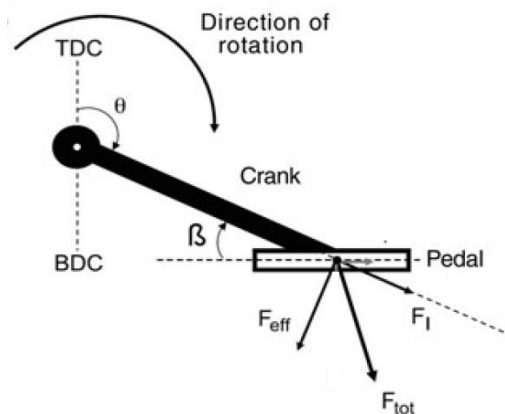


Figure 14. Représentation des différentes forces appliquées à la pédale. La force totale (F_{tot}) est la force appliquée par le coureur sur la pédale. La force efficace (F_{eff}) est la composante perpendiculaire à la manivelle de la F_{tot} , et la force inefficace (F_i) est la composante parallèle à la manivelle de la F_{tot} . Adaptée de Dorel (2018).

La représentation graphique de la F_{tot} et de la F_{eff} en fonction du cycle de pédalage au cours du sprint, permet de mettre visuellement en évidence les phases du cycle de pédalage où la production de force est importante (**Figure 15**).

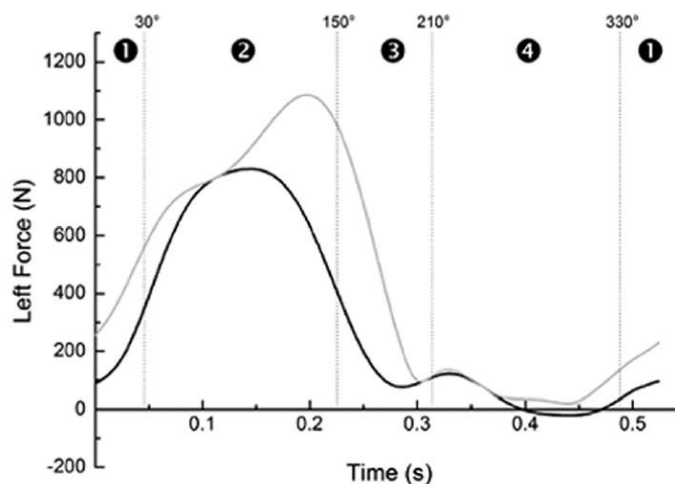


Figure 15. Exemple de force totale et de force efficace exercées au cours du cycle de pédalage. Au cours d'un sprint réalisé à 117 rpm, F_{tot} (gris) et F_{eff} (noir) sont exprimées en fonction du cycle de pédalage. Les numéros situés sur le graphique représentent les différentes phases du cycle de pédalage : 1, phase de transition haute ; 2, phase de poussée ; 3, phase de transition basse ; 4, phase de traction. Récupérée de Dorel et al., (2010).

Ainsi, lors d'un sprint réalisé à une cadence de pédalage proche de v_{opt} (i.e. 117 rpm), Dorel et al., (2010) ont montré que la phase de poussée (de 30 à 150°) contribuait à hauteur de 74 % à la puissance totale produite (phase 2, **Figure 15**). Dans le sens de rotation de la manivelle, les phases de transition basse, de traction et de transition haute contribuaient ensuite à hauteur de

11 %, 8 % et 7 % à la puissance totale enregistrée au niveau de la pédale. Ces résultats mettent en évidence que la phase de poussée est la principale période de production de puissance à la pédale lors du sprint.

La connaissance de la F_{tot} et de la F_{eff} permet de calculer un indice d'efficacité (IE) (R. Bini et al., 2013; Coleman & Hale, 1998; Ericson & Nisell, 1988; Korff et al., 2007; Sanderson, 1991; Zameziati et al., 2006). Compris entre 0 et 1, cet indice correspond au ratio de la F_{eff} par la F_{tot} (équation 9) (Dorel et al., 2010). En multipliant le résultat par 100, l' IE peut également être exprimé en pourcentage.

$$IE = \frac{F_{eff}}{F_{tot}} \quad (9)$$

Où IE représente l'indice d'efficacité, F_{eff} et F_{tot} (en N) représentent respectivement la force efficace et la force totale appliquées à la pédale.

Lors d'une condition de pédalage maximale réalisée à 50 % de v_{max} (i.e. ~120 rpm), Dorel et al., (2010) ont rapporté un IE de 73 ± 5 % (**Figure 16**). Largement supérieur à ce qui a pu être précédemment observé en condition de pédalage sous-maximale (27 % à 100 W, et 45 % à 235 W, Sanderson, 1991), ce résultat démontre que l'atteinte d'une puissance maximale est associée à une optimisation de l'orientation de la F_{tot} appliquée sur la pédale.

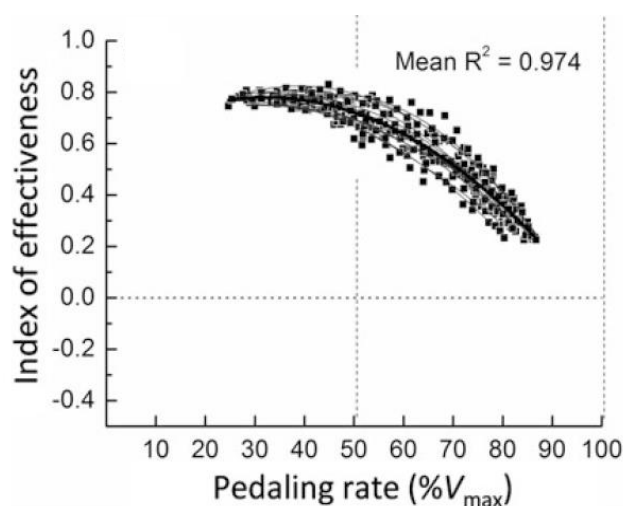


Figure 16. *Indice d'efficacité lors de sprints réalisés à différentes cadences de pédalage. Représentation graphique de l' IE moyen sur l'ensemble du cycle de pédalage en fonction de la cadence de pédalage (exprimée en pourcentage de la cadence de pédalage maximale) lors d'un test force-vitesse chez 14 sujets. Récupérée de Dorel et al., (2010).*

Dans cette étude, les auteurs ont également montré que l'augmentation de la cadence de pédalage induisait une diminution importante de l'*IE* (35 % à 190 rpm, **Figure 16**). Cette difficulté à orienter efficacement la force sur la pédale aux cadences de pédalage élevées, serait en partie expliquée par une diminution du temps disponible pour la contraction à l'échelle musculaire (Ettema et al., 2009). La modification des variations d'énergie segmentaire est également un élément pouvant expliquer cette diminution de l'*IE* aux fortes cadences de pédalage (Dorel et al., 2010). Enfin, la forte variabilité interindividuelle observée sur la **Figure 16**, montre que l'*IE* est clairement une qualité neuromusculaire, qui permet de maximiser la production de puissance à la pédale. Malgré l'intérêt indéniable d'étudier l'*IE* chez les sprinteurs en cyclisme sur route, ce travail de thèse n'a pas investigué plus en détail cette qualité neuromusculaire.

1.2 Cinématique du membre inférieur et puissances articulaires

Le pédalage est un mouvement contraint par les différents points d'appui entre le coureur et le vélo, et par la trajectoire cyclique de la pédale. Ainsi, il est relativement facile de caractériser la cinématique des membres inférieurs. Malgré cela, les articulations de la hanche, du genou et de la cheville ont très peu été étudiées en condition de pédalage maximale dans la littérature. À notre connaissance, une seule étude menée par McDaniel et al., (2014) a décrit à la fois les amplitudes angulaires et les vitesses articulaires au cours du sprint. Lors d'une condition de pédalage maximale réalisée à 120 rpm, ces auteurs ont montré que l'articulation de la hanche présentait une variation d'angle (ou amplitude) de $\sim 47^\circ$ entre sa position maximale de flexion et sa position maximale d'extension, contre $\sim 73^\circ$ pour l'articulation du genou, et $\sim 30^\circ$ pour l'articulation de la cheville (**Figure 17.A**). Ces résultats suggèrent d'importantes variations de longueur à l'échelle de la MTU pour les muscles croisant l'articulation du genou. Une récente étude de Wilkinson et al., (2020) réalisée en condition de pédalage sous-maximale, mais relativement proche des conditions d'un sprint final ($10,74 \text{ W.kg}^{-1}$, soit $\sim 70\%$ de P_{max} et 120 rpm) permet de détailler un peu plus ces résultats. Dans cette étude, l'angle de la hanche oscillait de $42 \pm 5^\circ$ en position maximale d'extension à $92 \pm 5^\circ$ en position maximale de flexion, pour une variation totale de 50° (0° étant le segment cuisse dans l'axe vertical, et les valeurs positives correspondent à de la flexion de hanche), l'angle du genou oscillait de $33 \pm 6^\circ$ en position maximale d'extension à $114 \pm 2^\circ$ en position maximale de flexion, pour une variation totale de 81° (0° étant le segment jambe dans le prolongement du segment cuisse, et les valeurs positives correspondent à de la flexion de genou), et l'angle de la cheville oscillait de $-20 \pm 8^\circ$ en position

maximale de flexion plantaire à $11 \pm 6^\circ$ en position maximale de flexion dorsale, pour une variation totale de 31° (0° étant le segment pied perpendiculaire au segment jambe, et les valeurs positives correspondent à de la flexion dorsale). Les variations d'angle observées dans cette étude sont relativement proches de celles rapportées par McDaniel et al., (2014).

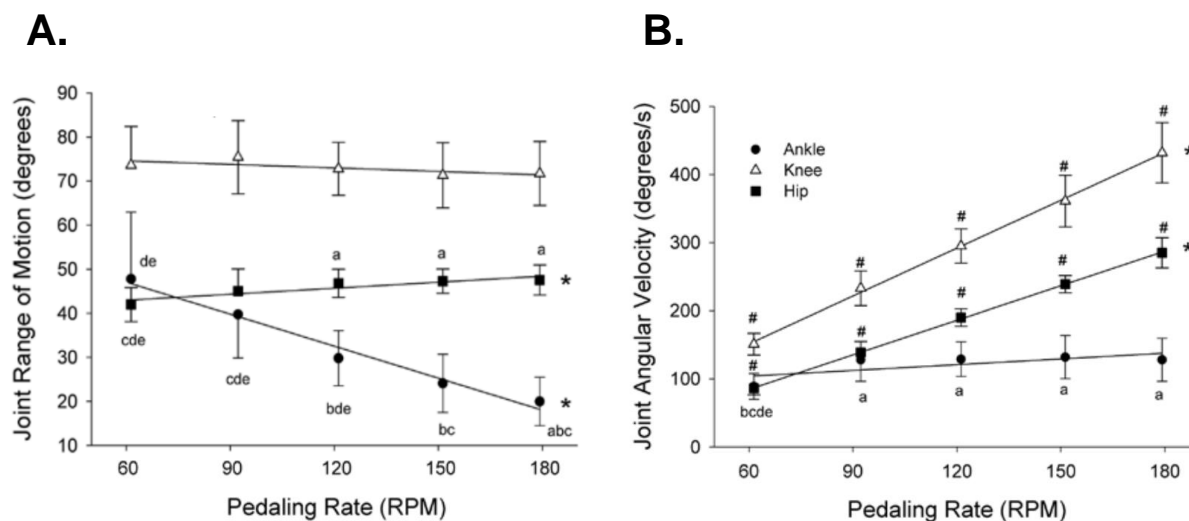


Figure 17. Variations d'angle et vitesses angulaires des trois articulations du membre inférieur lors d'une condition maximale de force-vitesse. Les variations d'angle (A) et les vitesses articulaires (B) de la hanche, du genou et de la cheville sont représentées en fonction de la cadence de pédalage (60, 90, 120, 150 et 180 rpm). L'augmentation de la cadence de pédalage induit une augmentation importante de la vitesse angulaire du genou et de la hanche. En revanche, la stabilité de la vitesse angulaire de la cheville est expliquée par une diminution de sa variation d'angle. Récupérée de McDaniel et al., (2014).

Concernant les vitesses articulaires, McDaniel et al., (2014) ont calculé des vitesses moyennes d'extension de $\sim 190^\circ \cdot s^{-1}$ pour la hanche, $\sim 300^\circ \cdot s^{-1}$ pour le genou, et $\sim 130^\circ \cdot s^{-1}$ pour la cheville, lors de la condition à 120 rpm (**Figure 17.B**). De plus, ces auteurs ont montré que l'augmentation de la cadence de pédalage (entre 60 et 180 rpm) induisait une augmentation importante de la vitesse angulaire de la hanche et du genou. Concernant l'articulation de la cheville, la stabilité de la vitesse angulaire malgré l'augmentation de la cadence de pédalage, était expliquée par une diminution importante de la variation d'angle, passant de $\sim 48^\circ$ pour 60 rpm à $\sim 22^\circ$ pour 180 rpm (McDaniel et al., 2014) (**Figure 17.A**). Cette adaptation au niveau de la cheville peut être une stratégie adoptée par les coureurs afin de limiter les cycles étirement-détente des muscles croisant cette articulation. De manière générale, les importantes différences d'adaptation observées entre ces trois articulations du membre inférieur sous l'effet de l'augmentation de la cadence de pédalage, suggèrent également d'importantes différences à l'échelle musculaire.

La connaissance de la cinématique des membres inférieurs et des forces appliquées à la pédale, a permis de mieux comprendre l'organisation de la production de puissance maximale au sein des membres inférieurs au cours du sprint en pédalage (Barratt et al., 2011; Elmer et al., 2010; Martin & Brown, 2009; McDaniel et al., 2014). En se basant sur un modèle biomécanique (longueur, masse et moment d'inertie des segments) et sur les équations de la dynamique, l'utilisation de la méthode de dynamique inverse permet en effet d'estimer les forces, les moments de force et les puissances nets produits au niveau des différentes articulations. Martin & Brown, (2009) ont ainsi représenté les patterns de puissances nettes produites au niveau de la hanche, du genou et de la cheville lors d'un sprint réalisé à 120 rpm en position assise (**Figure 18**).

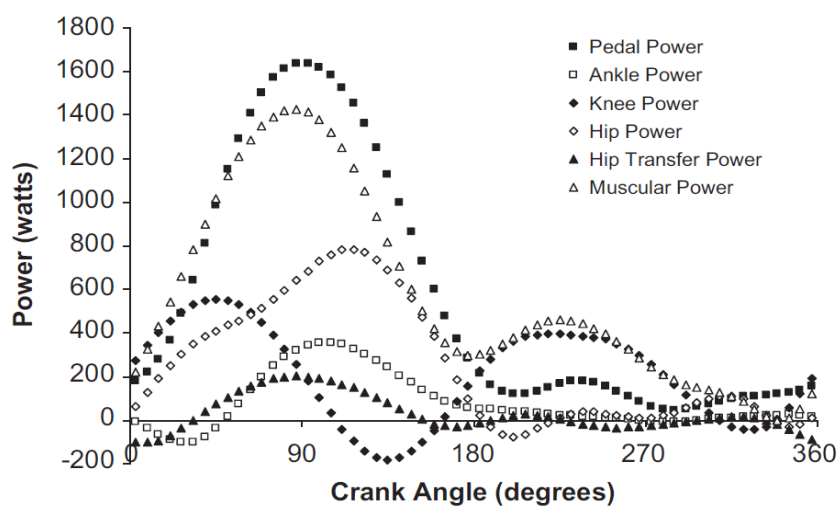


Figure 18. Puissances nettes produites au niveau des différentes articulations du membre inférieur lors d'une condition de sprint. Représentation des puissances produites au niveau de la pédale, de la hanche, du genou et de la cheville en fonction du cycle de pédalage (0° correspond au point le plus haut de la manivelle) lors d'un sprint réalisé à 120 rpm en position assise. La puissance musculaire (i.e. la somme des puissances articulaires), a également été représentée sur le graphique. Récupérée de Martin & Brown, (2009).

En se référant à la phase de poussée (i.e. de 0 à 180°), le genou est la première articulation à produire une puissance nette lors du sprint (pic de puissance à ~45°), suivie par l'articulation de la hanche (pic de puissance à ~120°), et celle de la cheville (pic de puissance à ~100°). Sur la phase de traction (i.e. de 180 à 360°), le genou est la principale articulation à produire une puissance nette importante (**Figure 18**). Dès lors, Martin & Brown, (2009) ont calculé la contribution relative de chaque articulation au regard de la production de puissance musculaire totale, i.e. la somme de toutes les puissances articulaires (Hoshikawa et al., 2007). La hanche contribuait pour 42 % sur sa phase d'extension et pour 2,5 % sur sa phase flexion, le genou

contribuait pour 22 % sur sa phase d'extension et pour 21 % sur sa phase de flexion, et la cheville contribuait pour 15 % sur sa phase d'extension et pour -2 % sur sa phase de flexion (**Figure 19**). En cumulant les puissances nettes des différentes articulations sur leurs phases respectives d'extension et de flexion, la phase d'extension du membre inférieur contribue à hauteur de ~80 % à la puissance musculaire totale contre ~20 % pour la phase de flexion.

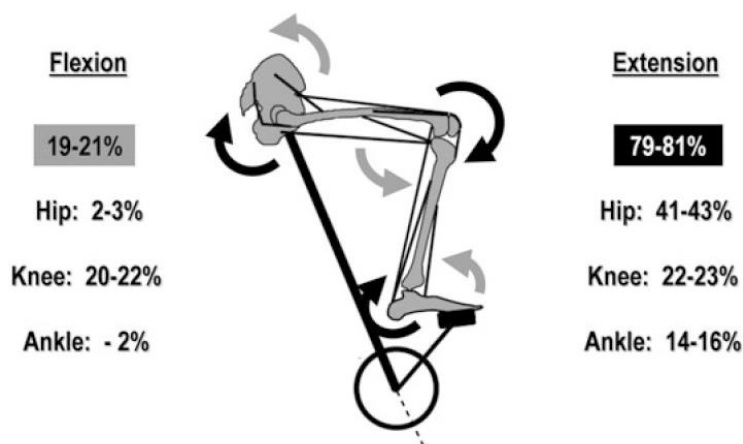


Figure 19. Contribution relative des différentes articulations à la production de puissance musculaire totale. Les contributions des articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont présentées en pourcentage au cours de leurs phases respectives d'extension et de flexion, lors d'un sprint réalisé à 120 rpm. Récupérée de Dorel, (2018).

D'un point de vue pratique, on pourrait en déduire que les extenseurs de la hanche, et dans une moindre mesure, les fléchisseurs du genou, les extenseurs du genou et les fléchisseurs plantaires, sont les principaux groupes musculaires producteurs de puissance au cours du sprint. Cependant, le calcul des puissances nettes est basé sur le produit du moment de force net par la vitesse angulaire, au niveau de chacune des articulations. Le résultat obtenu n'est donc pas représentatif de la puissance produite par chacun des groupes musculaires agonistes et antagonistes impliqués. Concrètement, une puissance nette relativement faible à l'échelle d'une articulation, ne signifie pas forcément que les groupes musculaires croisant cette articulation produisent très peu de puissance, et encore moins qu'ils ne contribuent pas à la production de puissance totale enregistrée au niveau de la pédale.

Sur l'ensemble du cycle de pédalage, McDaniel et al., (2014) ont mis en évidence que la contribution relative de la cheville diminuait significativement avec l'augmentation de la cadence de pédalage, alors que les contributions relatives de la hanche et du genou avaient tendance à augmenter légèrement, sans qu'elles ne soient significatives. Néanmoins, en dissociant les phases d'extension et de flexion pour chacune de ces trois articulations, la

contribution relative hanche présentait une augmentation importante lors de l'extension et une diminution lors de la flexion sous l'augmentation de la cadence de pédalage (**Figure 20**). La contribution relative du genou présentait aucune différence lors de l'extension, et une légère augmentation lors de la flexion. Quant à la cheville, sa contribution relative diminuait lors de la flexion plantaire et restait relativement stable lors de la flexion dorsale. Ces résultats confirment une certaine réorganisation articulaire lorsque la cadence de pédalage est modifiée.

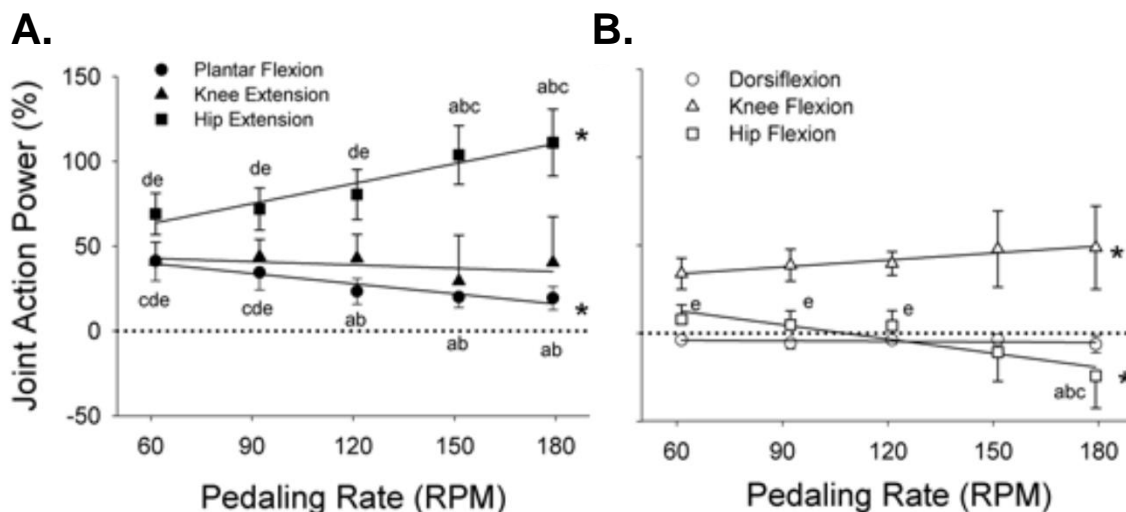


Figure 20. Contributions relatives des trois articulations du membre inférieur à la puissance musculaire totale. Représentation des contributions relatives de la hanche, du genou et de la cheville au cours de leur phase d'extension (A), et au cours de leur phase de flexion (B). Récupérée de McDaniel et al., (2014).

1.3 Activité musculaire et comportement de l'ensemble muscle-tendon

Houtz & Fischer, (1959) ont été les premiers auteurs à enregistrer l'électromyographie de surface (EMGs) au cours du mouvement de pédalage. L'analyse EMGs fournit deux éléments essentiels dans la compréhension de l'activité musculaire : les périodes d'activité, i.e. les moments où le muscle s'active puis se désactive, et les niveaux d'activité, i.e. l'intensité du signal recueilli (Dorel et al., 2012; Hug & Dorel, 2009). Depuis, différentes études ont enregistré l'activité EMGs des membres inférieurs en condition de pédalage sous-maximale (Li & Caldwell, 1998; Neptune et al., 1997; Raasch et al., 1997; Raasch & Zajac, 1999; Ryan & Gregor, 1992). Étonnamment, peu d'études ont investigué l'activité musculaire au cours de l'effort maximal (Dorel et al., 2012; Hug et al., 2011). Parmi ces quelques études présentes dans

la littérature, Dorel et al., (2012) ont présenté les patterns EMGs de 11 muscles lors d'un sprint réalisé à 80 % de v_{opt} en position assise (**Figure 21**).

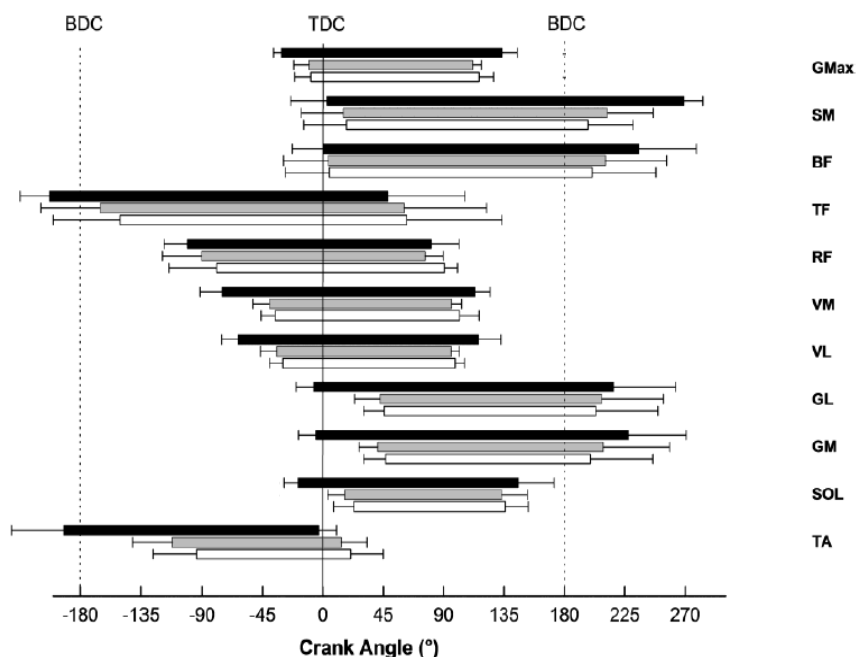


Figure 21. Timing d'activité de 11 muscles du membre inférieur impliqués au cours du sprint. Les timings d'activité au cours du sprint (noir) sont représentés en fonction de l'angle de la manivelle (0° : passage au point haut de la manivelle). Les autres couleurs représentent des conditions de pédalage sous-maximales (150 W, blanc ; Seuil 2, gris). T, tibialis anterior ; SOL, soleus ; GL, gastrocnemius lateralis ; GM, gastrocnemius medialis ; VL, vastus lateralis ; VM, vastus medialis ; RF, rectus femoris ; TF, tensor fascia latae ; BF, biceps femoris ; SM, semimembranosus ; GMax, gluteus maximus. Récupérée de Dorel et al., (2012).

Concernant les timings d'activité, ils ont remarqué que les extenseurs du genou (RF, VM, VL) étaient le premier groupe musculaire à amorcer la phase d'extension du membre inférieur (entre 270 et 120° du cycle de pédalage), suivi de près par les extenseurs de la hanche (entre 330 et 130° pour le GMax, et entre 0 et 250° pour les SM et BF) et les fléchisseurs plantaires (entre 340 et 140° pour le SOL, et entre 340 et 220° pour les GM et GL) (**Figure 21**). Les SM, BF, GM et GL se désactivent plus tard parce qu'ils participent également à la flexion du genou. Lors de la phase de flexion du membre inférieur, les fléchisseurs de la hanche (TF) et les fléchisseurs dorsaux (TA) s'activaient juste avant le passage de la manivelle au point bas (150 et 170° , respectivement), et se désactivaient proche du passage de la manivelle au point haut (0 et 40° , respectivement). Concernant les niveaux d'activité, la majorité de ces 11 muscles étaient activés à plus de 80 % de leur EMGs max normalisée par une contraction maximale volontaire isométrique. Seuls les TA, BF, SM et GMax étaient activés à moins de 80 % de l'EMGs max.

En parallèle des investigations menées sur l'activité musculaire, plusieurs auteurs ont proposé d'utiliser des modèles anthropométriques couplés à de l'analyse cinématique pour estimer la longueur de la MTU, afin de mieux comprendre le comportement des différents muscles impliqués lors du mouvement (Grieve et al., 1978; Hawkins & Hull, 1990; Retailleau, 2019; Visser et al., 1990). Associée à l'analyse EMGs, la connaissance des variations de longueur de la MTU lors du pédalage permet de mettre en évidence les différentes modalités de contraction (i.e. excentrique, concentrique ou isométrique). Pour autant, à notre connaissance, aucune étude n'a investigué le comportement de la MTU en condition de sprint. Toutefois, certains travaux réalisés en condition de pédalage sous-maximale fournissent de premières informations intéressantes sur le comportement musculaire global au cours du mouvement de pédalage. Deux principaux groupes musculaires ont été examinés dans ces études : le quadriceps (extenseurs du genou) et le *triceps sural* (fléchisseur plantaire et fléchisseur du genou). Ainsi, Muraoka et al., (2001) ont mis en évidence un comportement concentrique de la MTU du muscle mono-articulaire *vastus lateralis* (VL) lors d'une condition de pédalage réalisée à 98 W et 40 rpm, i.e. une unique phase de raccourcissement de la MTU pendant la période d'activité musculaire. Brennan et al., (2018) ont quant à eux logiquement montré qu'une augmentation de la cadence de pédalage induisait une augmentation de la vitesse de raccourcissement de la MTU (vitesse moyenne : $6,6 \pm 0,7$ cm.s⁻¹, $9,4 \pm 1,3$ cm.s⁻¹, $13,3 \pm 1,2$ cm.s⁻¹ et $16,0 \pm 2,4$ cm.s⁻¹; vitesse pic : $10,1 \pm 1,1$ cm.s⁻¹, $15,2 \pm 1,6$ cm.s⁻¹, $20,1 \pm 2,1$ cm.s⁻¹ et $24,6 \pm 2,5$ cm.s⁻¹, pour des cadences de 40, 60, 80 et 100 rpm). En revanche, concernant le *triceps sural*, Sanderson et al., (2006) ont observé un comportement bi-phasique pour le SOL et les GAS lors d'une condition de pédalage à 200 W, à savoir une première petite phase excentrique en début d'activité musculaire, suivie d'une principale phase concentrique. Malgré une diminution de la variation de longueur de la MTU avec l'augmentation de la cadence de pédalage (Sanderson et al., 2006), Wakeling et al., (2006) ont tout de même remarqué une augmentation de la vitesse pic de raccourcissement du SOL et des GAS.

D'un point de vue pratique, la connaissance des niveaux de puissance (produits à la pédale et aux différentes articulations), de la cinématique (i.e. les angles et vitesses articulaires), de l'activité musculaire (i.e. les périodes et niveaux d'activité) et du comportement de la MTU (i.e. les modalités de contraction) tout au long du cycle de pédalage, permet déjà de proposer des exercices spécifiques au sprint en cyclisme sur route lors des séances de force réalisées en salle de musculation. Pour autant, ces informations ne renseignent pas des modalités de contraction à l'échelle de la fibre musculaire.

2. Propriétés musculaires et interactions muscle-tendon au cours du mouvement de pédalage

Le muscle squelettique est l'un des éléments essentiels du mouvement humain. Sa fonction principale est de générer une force (Frontera & Ochala, 2015). D'un point de vue architectural, il est constitué de différentes structures contractiles et élastiques, dont l'ensemble représente la MTU. Après avoir présenté les différentes composantes du muscle squelettique, puis exposé ses propriétés contractiles fondamentales, nous verrons qu'il est maintenant possible de dissocier le comportement des faisceaux musculaires de celui des structures tendineuses, afin de déterminer les modalités de contraction des faisceaux, et ainsi mieux comprendre les interactions muscle-tendon au cours du mouvement de pédalage.

2.1 Modélisation de l'ensemble muscle-tendon

Depuis de nombreuses années, certains auteurs ont modélisé la MTU afin de pouvoir étudier *in vivo* son comportement au cours de différentes tâches (Zajac, 1989). Classiquement utilisé, le modèle de Hill décompose la MTU en trois éléments : une composante contractile (appelée CC ou CE), une composante élastique série (appelée CES ou SEE), qui représente les tendons, et une composante élastique parallèle (appelée CEP ou PPE), qui représente les tissus conjonctifs (**Figure 22**) (Hill, 1938).

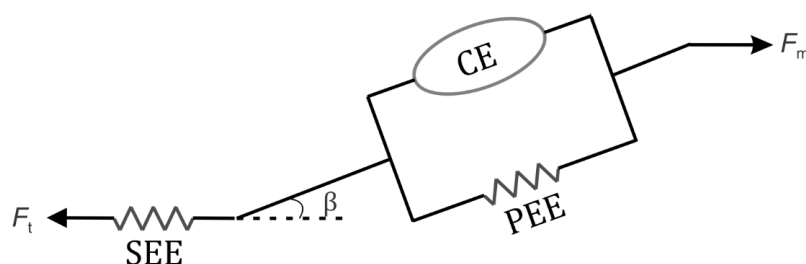


Figure 22. Représentation du modèle musculaire de Hill. CE représente la composante contractile, PEE représente la composante élastique parallèle, et SEE représente la composante élastique série. β représente l'angle de pennation, i.e. l'angle formé entre les fibres musculaires et l'axe de la production de la force. Récupérée de Dick, (2016).

Les structures contractiles sont innervées et contrôlées par le système nerveux central (T. J. M. Dick, 2016; Winter, 2009). De l'élément le plus volumineux vers l'élément le plus microscopique, nous retrouvons le faisceau musculaire, la fibre musculaire, les myofibrilles et

enfin des sarcomères (**Figure 23**). Ces derniers représentent les unités responsables de la contraction musculaire. Ils sont constitués de filaments d'actine et de myosine qui se chevauchent à l'aide de différentes réactions chimiques afin de raccourcir la longueur du muscle (Huxley, 1965). Le nombre de sarcomères présent en série constitue la longueur de la fibre musculaire (Close, 1972). L'angle formé entre le faisceau musculaire et l'axe de production de la force est appelé angle de pennation (Maganaris et al., 1998).

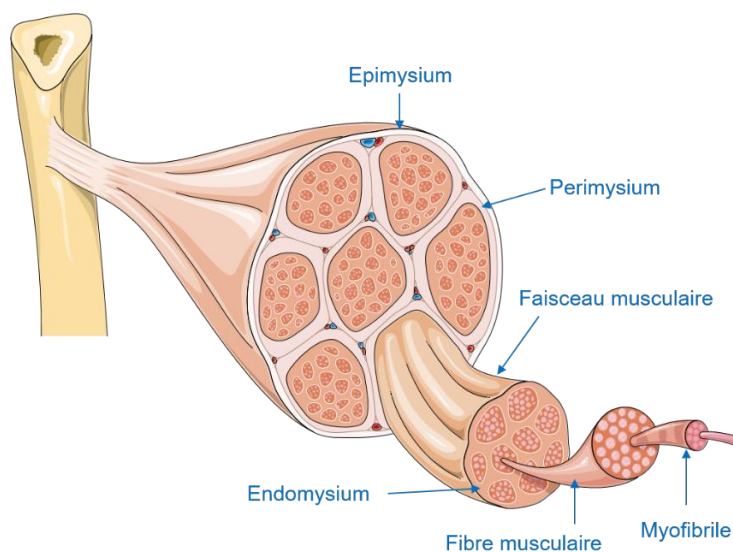


Figure 23. Représentation architecturale du muscle squelettique. Le faisceau musculaire, la fibre musculaire et la myofibrille représentent différentes structures contractiles, alors que l'épimysium, le perimysium et l'endomysium représentent différentes hiérarchies des tissus conjonctifs (Servier Medical Art).

Les structures élastiques se divisent donc en deux catégories différentes. D'une part, il y a les tendons. Ils permettent aux muscles de s'attacher sur une structure osseuse via une jonction myotendineuse, et ont pour rôle principal de transmettre la force créée par les structures contractiles (Roberts, 2002). Les tendons possèdent une certaine élasticité qui leur permet de réduire le travail musculaire (Roberts, 2002), en stockant de l'énergie pendant la contraction pour ensuite la restituer (Ishikawa et al., 2006). De plus, les tendons peuvent permettre à la composante contractile de se situer dans une configuration force-longueur et force-vitesse plus favorable pour créer de la force (Roberts, 2002). D'autre part, il y a les tissus conjonctifs intramusculaires. Ils se décomposent en différentes hiérarchies : l'épimysium, le perimysium et l'endomysium (**Figure 23**), et possèdent des propriétés mécaniques similaires aux tendons (Arampatzis et al., 2005).

2.2 Propriétés contractiles du muscle

La capacité du muscle à produire une force maximale dépend de la longueur à laquelle il se trouve (i.e. relation force-longueur, F-L) et de la vitesse de contraction (i.e. relation force-vitesse, F-V). Ces deux relations fondamentales ont déjà été représentées dans la littérature, à l'échelle de différents muscles. De plus, la typologie et l'architecture musculaires font également parties des propriétés musculaires déterminantes dans la capacité de production de force maximale musculaire.

2.2.1 La relation force-longueur

Il existe pour chaque muscle, une relation entre la production de force musculaire et la longueur des faisceaux, dont l'apex permet de déterminer la capacité de production de force maximale du muscle (ou du groupe musculaire) et la longueur optimale associée (L_{opt}) (De Brito Fontana & Herzog, 2016; Rassier et al., 1999). La forme de la relation F-L diffère selon le muscle étudié (Brennan et al., 2018; Hager et al., 2020). Au sein de cette relation globale, la force totale produite par le muscle se décompose en une force active et une force passive (Hoffman et al., 2012). La force active est directement liée au nombre de ponts actine-myosine créés au sein du sarcomère. La L_{opt} correspond ainsi à la longueur musculaire où le nombre de ponts actine-myosine créés au sein du sarcomère est maximal. En dessous et au-dessus de cette longueur optimale, la réduction du nombre de ponts actine-myosine induit une diminution des capacités de production de force maximale (Gordon et al., 1966; Hager et al., 2020; Huxley, 1965; Lieber & Ward, 2011; Maganaris, 2001, 2003). La force passive, est liée à la raideur des structures élastiques. Plus les structures élastiques présentent une raideur importante, et plus la force passive sera élevée pendant l'étirement musculaire.

2.2.2 La relation force-vitesse

Fenn & Marsh, (1935) ont été les premiers auteurs à mettre en évidence *in vitro* que la capacité de production de force du muscle dépendait de la vitesse de la contraction. Ils ont observé une relation hyperbolique inverse entre la capacité de production de force maximale et la vitesse de contraction, à partir de la stimulation électrique d'une fibre musculaire isolée (1935; Hill, 1938; Katz, 1939). Plus récemment, à partir de contractions maximales volontaires réalisées sur un ergomètre isocinétique, plusieurs études ont confirmé la forme hyperbolique inverse de la relation F-V du muscle en condition *in vivo* (Hauraix et al., 2015, 2017; Thom et al., 2007; Tihanyi et al., 1982) (**Figure 24**). Cette forme hyperbolique est due à la cinétique des

interactions entre les ponts d'actine et de myosine lors du couplage excitation-contraction (Piazzesi et al., 2007; Seow, 2013).

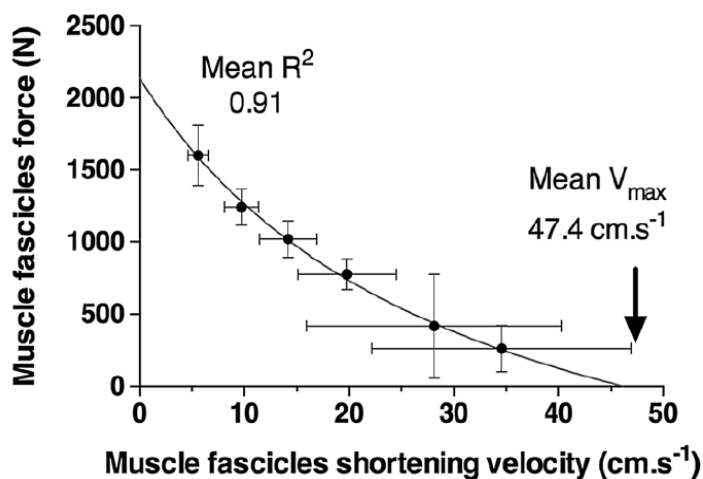


Figure 24. Relation force-vitesse du vastus lateralis. Les données de force et de vitesse ont été moyennées entre 50° et 80° de flexion de genou (0° étant la jambe tendue) lors d'extensions maximales du genou réalisées à différentes vitesses. La relation force-vitesse a ensuite été déterminée en utilisant un modèle hyperbolique. Hauraix et al., (2017).

2.2.3 La typologie musculaire

La capacité du muscle à créer une force élevée dépend également de la typologie musculaire. Il existe différents types de fibres musculaires au sein d'un même muscle (Brooke & Kaiser, 1970). Elles sont généralement classées en 3 catégories, les fibres de type I, les fibres de type IIa et les fibres de type IIb (Scott et al., 2001). Les fibres de type I sont des fibres lentes et peu fatigables. Les fibres de types IIb sont des fibres rapides, productrices de forces importantes et très fatigables. Les fibres de types IIa sont des fibres intermédiaires, relativement proches des fibres de type IIb (Bottinelli et al., 1996; Pette & Staron, 2000). Ainsi, chaque muscle possède une proportion différente de ces trois types de fibres (Johnson et al., 1973). Néanmoins, il existe une large variabilité interindividuelle pour un même muscle. À cet égard, plusieurs auteurs ont mis en évidence une corrélation significative entre le pourcentage de fibres de type II et les capacités de production de force maximale, de puissance maximale ou de vitesse maximale (Hautier et al., 1996; MacIntosh et al., 1993; Sargeant, 1994). Chez une population de cyclistes de très haut niveau, Lievens et al., (2021) ont montré que les sprinteurs ont une typologie musculaire plus rapide (i.e. plus de fibre de type II) en comparaison aux coureurs d'endurance.

2.2.4 L'architecture musculaire

L'architecture musculaire conditionne les capacités de production de force maximale et la vitesse maximale de contractions musculaires (Wickiewicz et al., 1984). La section physiologique transversale du muscle (PCSA pour *physiological cross-sectional area*), i.e. la surface musculaire perpendiculaire à l'orientation des fibres, est un indicateur majeur des capacités de production de force maximale du muscle (Maughan et al., 1984; Shoepe et al., 2003). Kordi et al., (2019) ont montré que les sprinteurs avaient un volume musculaire supérieur aux coureurs d'endurance. De plus, pour un volume musculaire identique, l'augmentation de l'angle de pennation induit une augmentation du nombre de sarcomères en parallèle et donc une augmentation de la PCSA (**Figure 25**) (Lieber & Fridén, 2000). Ainsi, l'angle de pennation, qui peut évoluer sous l'effet d'un entraînement en force (Kawakami et al., 1993, 1995), influence également les capacités de production de force maximale (Ward et al., 2009). La vitesse maximale de contraction est quant à elle influencée par la longueur des fibres musculaires. Plus le muscle présente de ponts actine-myosine placés en série et plus la vitesse de contraction sera élevée (Piazzesi et al., 2007).

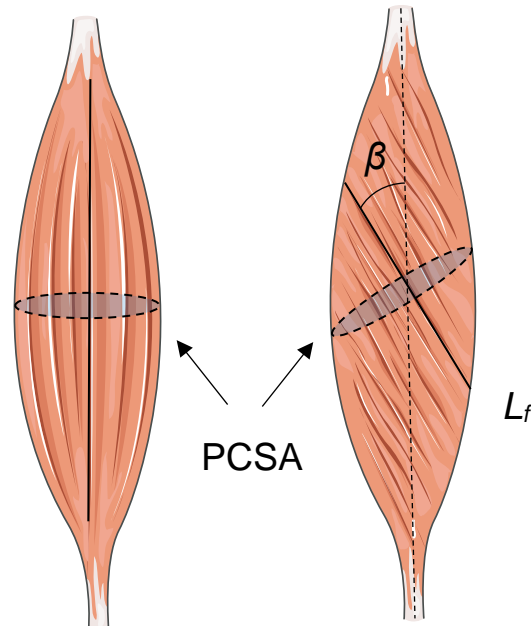


Figure 25. Représentation architecturale du muscle. La PCSA, la longueur du faisceau musculaire (L_f), et de l'angle de pennation (β) sont représentés sur un muscle fusiforme et sur un muscle unipenné (Servier Medical Art).

2.3 Apport de l'échographie dans l'analyse du mouvement

Depuis le début des années 2000, l'utilisation de l'échographie a permis de franchir un cap dans la compréhension du comportement musculaire au cours de différentes gestuelles sportives (Ando et al., 2014; Arampatzis et al., 2006; Brennan et al., 2018; Cronin et al., 2011; Finni et al., 2003; Fukunaga et al., 2001a; Hamard et al., 2021; Ichinose et al., 2000; Ishikawa et al., 2003, 2005; Kawakami et al., 2002; Kubo et al., 2000). L'imagerie par échographie permet d'obtenir en temps réel l'architecture musculaire sous-cutanée grâce à la propagation d'ondes ultrasonores qui se réfléchissent pour former une image. La succession d'images échographiques permet ensuite d'observer les modifications de l'architecture musculaire. Ainsi, il est possible de mesurer les variations de longueur des faisceaux musculaires au cours d'un mouvement. Dès lors, plusieurs études ont mis en évidence *in vivo* lors de différentes gestuelles, que les faisceaux musculaires ne présentaient pas souvent le même comportement que la MTU (Fukunaga et al., 2001b; Ishikawa et al., 2005, 2007; Kurokawa et al., 2001).

2.3.1 Comportement muscle-tendon lors du mouvement de pédalage

En 2001, Muraoka et ses collaborateurs ont été les premiers à poser une sonde échographique sur un muscle des membres inférieurs au cours d'une tâche de pédalage sous-maximale, pour étudier le comportement des faisceaux musculaires. Depuis, à notre connaissance, seulement quatre études ont utilisé l'imagerie par échographie afin d'apporter de nouvelles informations sur le comportement des faisceaux au cours du mouvement de pédalage (Austin et al., 2010; Brennan et al., 2018; Dick & Wakeling, 2017; Wakeling et al., 2006). Deux groupes musculaires ont été investigués dans ces études, le quadriceps, par l'intermédiaire du *vastus lateralis* (Austin et al., 2010; Brennan et al., 2018; Muraoka et al., 2001), et le triceps sural, par l'intermédiaire de ses trois chefs : le *gastrocnemius medialis*, le *gastrocnemius lateralis* et le *soleus* (Dick & Wakeling, 2017; Wakeling et al., 2006).

2.3.1.1 Le vastus lateralis

Muraoka et al., (2001) ont montré un raccourcissement des faisceaux pendant l'activité musculaire lors d'une condition de pédalage sous-maximale (**Figure 26**). Ce comportement concentrique des faisceaux est donc similaire à celui précédemment démontré pour la MTU. Néanmoins, le raccourcissement des faisceaux en début de période d'activité musculaire était plus important que celui de la MTU. Ainsi, malgré les limites du modèle utilisé (Fukunaga et

al., 2001b), les auteurs ont décrit un étirement important des structures tendineuses sur la première partie de la contraction musculaire, suivi d'un raccourcissement (**Figure 26**).

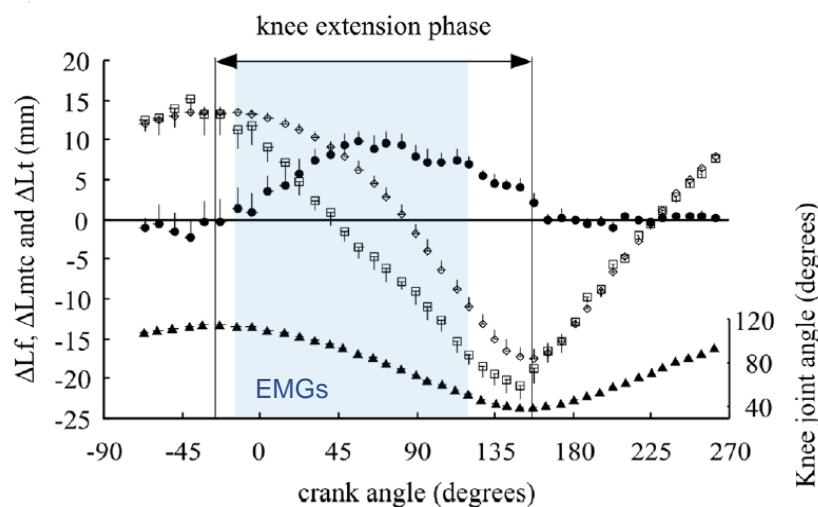


Figure 26. Comportement du vastus lateralis au cours du mouvement de pédalage. Variations de longueur de la MTU (losange blanc), du faisceau musculaire (carré blanc), des structures tendineuses (rond noir) et de l'angle du genou (triangle noir) en fonction de l'angle de la manivelle (0° correspond à la manivelle au point haut), au cours d'une tâche de pédalage réalisée à 98 W et 40 rpm. A titre indicatif, la période d'activité musculaire du VL ($>20\%$ EMG_{max}) rapportée dans cette étude a également été représentée en bleu sur le graphique. Récupérée de Muraoka et al., (2001).

Le comportement concentrique des faisceaux musculaires du VL a ensuite été confirmé par deux autres études réalisées en condition de pédalage sous-maximale et maximale (Austin et al., 2010; Brennan et al., 2018). En plus, Austin et al., (2010) ont caractérisé la longueur des faisceaux musculaires lors de la phase de poussée (i.e. de 0° à 180° du cycle de pédalage), au regard de la relation F-L. Lors d'une condition de pédalage maximale (750 W et 80 rpm), la longueur des faisceaux oscillait de 124 % de L_{opt} (à 0°) à 90 % de L_{opt} (à 180°). Des résultats similaires ont plus récemment été observés par Brennan et al., (2018) en condition de pédalage sous-maximale ($2,5 \text{ W.kg}^{-1}$). Cependant, dans ces deux études, les auteurs se sont focalisés sur l'intégralité de la phase de poussée. Or, cette phase de poussée ne correspond exactement à la période d'activité du VL (entre 300° et 120° du cycle de pédalage, Dorel et al., 2012). Ainsi, en juxtaposant la longueur des faisceaux observée par Austin et al., (2010) et la période d'activité musculaire rapportée par Dorel et al., (2012), les longueurs de fonctionnement des faisceaux musculaires exprimées en pourcentage de la L_{opt} correspondraient plutôt à la phase descendante de la relation F-L (de 124 à 104 % de la L_{opt}). A puissance constante, Brennan et al., (2018) ont démontré qu'une diminution de la cadence de pédalage induisait un raccourcissement plus

important des faisceaux, lui permettant de fonctionner à des longueurs plus optimales (**Figure 27**). Ce résultat peut être expliqué par l'augmentation du niveau de force développée aux faibles cadences de pédalage (Austin et al., 2010). À ce jour, aucune étude ne s'est intéressée à caractériser la longueur de fonctionnement des faisceaux du VL lors du sprint au regard de la relation F-L. Méthodologiquement, l'utilisation de l'EMGs semble indispensable afin de se focaliser spécifiquement la période d'activité musculaire.

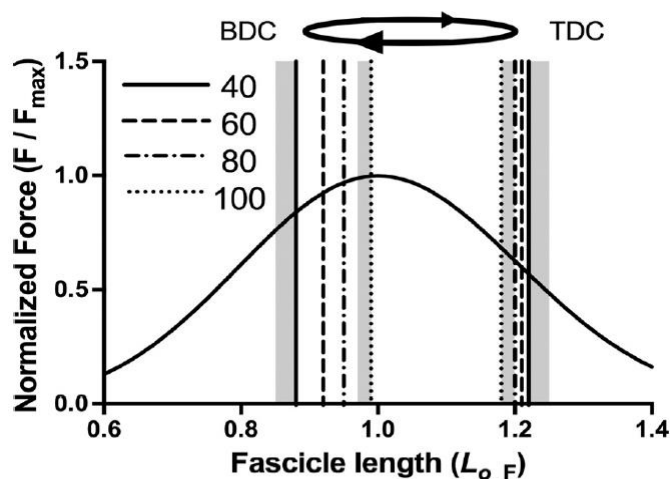


Figure 27. Caractérisation de la longueur du faisceau du vastus lateralis au cours du mouvement de pédalage au regard de la relation force-longueur. Les lignes verticales représentent la longueur des faisceaux du VL à 0° (TDC) et à 180° (BDC) du cycle de pédalage pour toutes les cadences de pédalage testées (40, 60, 80 et 100 rpm). La puissance était constante pour toutes les conditions ($2,5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$). La ligne noire représente la relation force-longueur du VL. Récupérée de Brennan et al., (2018).

Concernant les vitesses de raccourcissement, Muraoka et al., (2001) ont montré que le pic de vitesse de raccourcissement des faisceaux ($6,2\pm 0,6 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ à 66° du cycle de pédalage) précédait et était inférieur au pic de raccourcissement de la MTU ($8,0\pm 0,8 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ à 105° du cycle de pédalage) à une cadence de 40 rpm. La diminution de l'activité EMGs du VL à partir de $60\text{-}70^\circ$ du cycle de pédalage pourrait expliquer cette diminution de la vitesse de raccourcissement des faisceaux, alors même que la vitesse de raccourcissement de la MTU continue d'augmenter dû à l'extension du genou. De plus, le cycle étirement-raccourcissement des structures tendineuses évoqué précédemment, peut également être une explication à cette différence de vitesse pic de raccourcissement et de timing associé entre les faisceaux et la MTU. Au même titre que pour la MTU, Brennan et al., (2018) ont montré un effet considérable de la cadence de pédalage sur les vitesses de raccourcissement des faisceaux (vitesse moyenne :

$5,2\pm 0,9 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, $7,6\pm 1,7 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, $8,6\pm 2,7 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ et $8,5\pm 2,1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$; vitesse pic : $12,0\pm 2,7 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, $15,3\pm 3,6 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, $17,5\pm 4,9 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ et $18,2\pm 5,3 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, **Figure 28**). Dans cette étude, les vitesses pics et moyennes de raccourcissement des faisceaux étaient également moins élevées que celles de la MTU. L'ensemble de ces résultats permet de mieux comprendre le comportement musculaire du VL au cours du mouvement de pédalage, et plus particulièrement celui des faisceaux. Pour autant, les variations de longueur et les vitesses de raccourcissement des faisceaux lors du sprint en pédalage restent inconnu dans la littérature.

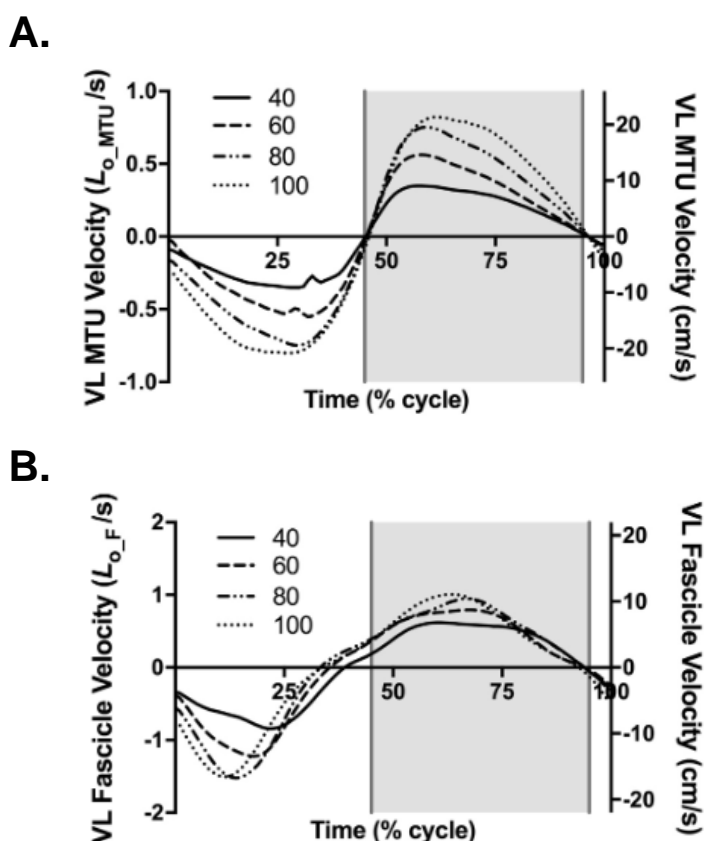


Figure 28. Vitesses de raccourcissement de la MTU (A) et des faisceaux musculaires (B) lors d'une tâche de pédalage réalisée à différentes cadences. Les vitesses de raccourcissement (exprimées en $L_0 \cdot s^{-1}$ et en $cm \cdot s^{-1}$) sont représentées en fonction du cycle de pédalage (exprimé en % du cycle complet) pour chacune des quatre cadences de pédalage testées (40, 60, 80 et 100 rpm). La zone grisée représente la phase de flexion du genou. Récupérée de Brennan et al., (2018).

2.3.1.2 Le triceps sural

Contrairement au VL, le comportement des faisceaux musculaires du *triceps sural* au cours du mouvement de pédalage a été moins étudié dans la littérature. Wakeling et al., (2006) ont montré lors d'une condition de pédalage sous-maximale à 207 W et 60 rpm, que le

comportement musculaire du *SOL* était composé d'une première petite phase quasi-isométrique, suivie d'une principale phase concentrique pendant l'EMGs max (**Figure 29**). Les variations de longueur des faisceaux (représentées par une ligne continue noire, **Figure 29**) semblent relativement similaires à celles de la MTU (représentées par une ligne pointillée grise, **Figure 29**) pour ce muscle mono-articulaire. Plus récemment, Dick & Wakeling, (2017) ont retrouvé ce même comportement bi-phasique pour le *GM* lors d'une tâche de pédalage à 368 W et 80 rpm. Concernant les vitesses de raccourcissement, Wakeling et al., (2006) ont montré qu'une augmentation de la cadence de pédalage induisait une augmentation des vitesses de raccourcissement des faisceaux du *SOL* et des *GAS*. Les vitesses de raccourcissement des faisceaux semblent similaires à celles de la MTU (Wakeling et al., 2006). Bien que les interactions muscle-tendon des *GAS* lors de la marche et de la course à pied ont fait l'objet de nombreuses publications scientifiques (Fukunaga et al., 2001a; Ishikawa et al., 2005, 2006, 2007), à ce jour, aucune étude ne les a réellement mis en évidence lors d'une tâche de pédalage.

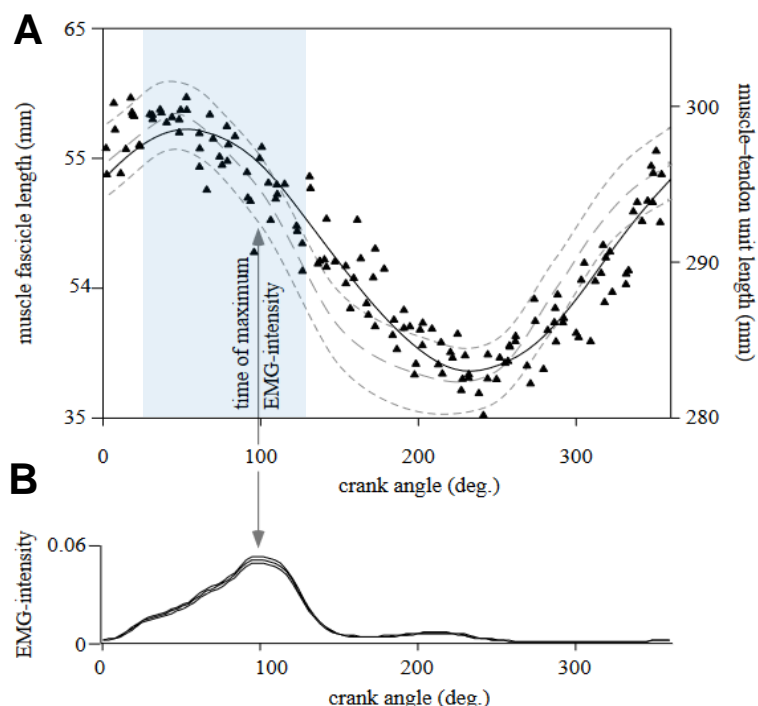


Figure 29. Longueurs musculaires et activité EMG du soleus pendant le mouvement de pédalage. La longueur des faisceaux (noir) et la longueur de la MTU (gris, pointillé large) du *SOL* sont représentées en fonction du cycle de pédalage (exprimé en °) lors d'une tâche de pédalage à 60 rpm et 207 W (A). Activité EMGs du *SOL* en fonction du cycle de pédalage (B). Pour plus de clarté, la période d'activité EMG a été représentée en bleu sur le panel A. Récupérée de Wakeling et al., (2006).

Partie 3 – Synthèse

Le pédalage est un mouvement cyclique dont la phase de poussée (30-150°) est la principale période de production de puissance à la pédale au cours du sprint (74 % de la puissance totale). L'analyse EMGs des principaux muscles impliqués au cours du mouvement de pédalage a révélé une activité importante des extenseurs du membre inférieur (i.e. *Gmax*, *vastii*, *gastrocnemii*). Ce résultat concorde avec les données issues de la dynamique inverse, qui montrent que, les extenseurs de la hanche et dans une moindre mesure, les extenseurs du genou, les fléchisseurs du genou, et les fléchisseurs plantaires, sont les principaux groupes musculaires producteurs de puissance au cours du sprint. L'utilisation de modèles anthropométriques couplés à de l'analyse cinématique, a permis de fournir des informations intéressantes sur le comportement musculaire global au cours du pédalage. Ainsi, le *vastus lateralis* présente un comportement concentrique de la MTU pendant l'activité musculaire, alors que les *gastrocnemii* et le *soleus* présentent un comportement bi-phasique de la MTU, à savoir avec un allongement en début de période d'activité, suivi d'un raccourcissement.

L'utilisation de l'imagerie par échographie a permis de franchir un cap dans la compréhension du comportement musculaire au cours du mouvement humain. Par cette technologie, il est maintenant possible de dissocier le comportement des faisceaux de celui de la MTU. Malgré cela, très peu d'études ont investigué le comportement des faisceaux au cours du pédalage, et principalement en condition sous-maximale. Les premiers résultats rapportés dans la littérature ont montré une bonne correspondance du comportement des faisceaux avec celui de la MTU, à savoir un comportement concentrique pour le *vastus lateralis* et un comportement bi-phasique pour les *gastrocnemii* et le *soleus*. Néanmoins, alors que le sprint exige des capacités musculaires bien spécifiques, à ce jour, aucune étude n'a investigué le comportement des faisceaux musculaires dans les conditions du sprint final.

Partie 4 : Influence de la position assise vs. debout en pédalage

Comme mentionné en début de cadre théorique, les sprints en cyclisme sur route sont quasi-exclusivement réalisés en position debout (Merkes et al., 2020). Au moment du sprint final, les coureurs passent naturellement de la position assise à la position debout afin d'augmenter leur capacité de production de puissance maximale (Reiser et al., 2002; Sachet et al., 2022). Les dernières revues de littérature sur le sujet ont décrit un gain de puissance maximale pouvant aller jusqu'à 18 % (Dorel, 2018; Merkes et al., 2020). Pour autant, les mécanismes explicatifs de ce gain de puissance en position debout restent encore méconnus dans la littérature. Ainsi, cette dernière partie du cadre théorique vise à faire un état des connaissances actuelles liées à ce changement de position, notamment en termes de gain de puissance associée, et d'adaptations biomécaniques et neuromusculaires. D'un point de vue pratique, une meilleure compréhension du mouvement de pédalage lors du sprint en position debout, pourrait permettre d'ajuster certains contenus d'entraînement.

1. Différences de production de puissance

En condition sous-maximale, Costes et al., (2016) ont montré lors d'un protocole incrémental, entrecoupé de temps de récupération, que des étudiants non-spécialistes de la discipline basculaient spontanément de la position assise à la position debout à 562 ± 94 W (soit $7,9 \pm 1,5$ W.kg⁻¹), afin de poursuivre la tâche demandée. Ce premier résultat suggère que la position debout serait plus favorable lorsque la tâche devient très exigeante (i.e. lorsque le niveau de puissance demandée est élevé). En condition maximale, les études présentes dans la littérature ont mis en évidence un gain de puissance maximale de ~10 % en moyenne en position debout, en comparaison à la position assise (Bertucci et al., 2005; Dwyer et al., 2022; Hug et al., 2011; McLester et al., 2004; Rohsler et al., 2020; Sachet et al., 2022; Vandewalle et al., 1988). Historiquement, Vandewalle et al., (1988) ont été les premiers à démontrer que la position debout permettait un gain de puissance maximale de 15 %. Dernièrement, les études rapportent un gain de puissance allant de 6 à 12 % en moyenne (Dwyer et al., 2022; P. F. Merkes et al., 2020; Rohsler et al., 2020; Sachet et al., 2022). Ces résultats mettent en évidence l'intérêt de privilégier la position debout lors du sprint final. Cependant, cette large variabilité observée entre les études, suggère également une importante variabilité interindividuelle, qui n'a pour autant jamais été investiguée dans la littérature. Or, sur la base de données personnelles recueillies lors de tests F-v, nous avons remarqué des gains de P_{max} en position debout allant de 5 à 22 % chez des cyclistes élites et professionnels. D'un point de vue pratique, la connaissance

de la différence de puissance entre les deux positions semble indispensable, afin de déterminer la stratégie à adopter lors des compétitions, mais également pour individualiser les séances d'entraînement en sprint.

2. Différences en lien avec l'aérodynamisme

Néanmoins, sur le plan biomécanique, la position debout influence négativement la surface frontale (S) et le coefficient de pénétration dans l'air (C_x). Par modélisation numérique, Blocken et al., (2019) ont montré une augmentation de la résistance aérodynamique de l'ordre de 18 % en position debout en comparaison à la position assise (**Figure 30**). Ainsi, sachant que l'objectif du sprinteur n'est pas de créer le plus de puissance possible, mais d'atteindre la vitesse la plus élevée possible au cours du sprint, il convient de vérifier pour chaque coureur, que l'avantage lié au gain de production de puissance à la pédale ne soit pas dépassé par l'augmentation de la résistance aérodynamique.

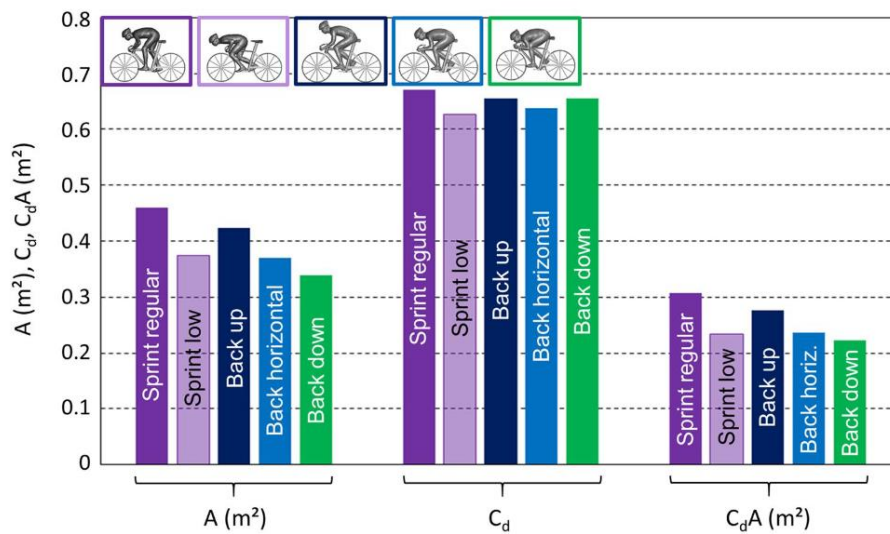


Figure 29. Influence des différentes positions du cycliste sur la résistance aérodynamique. 5 positions ont été comparées (sprint debout, sprint debout vers l'avant, assis, assis avec les coudes fléchis et descente) selon leur surface frontale (A), coefficient de pénétration dans l'air (C_d) et résistance aérodynamique (C_dA). Bien que la position de « sprint assis » n'ait pas été spécifiquement investiguée dans cette étude, elle correspondrait à une valeur intermédiaire entre les deux positions assises (bleu foncé et bleu clair sur le graphique). Récupérée de Blocken et al., (2019).

Par ailleurs, ces auteurs ont investigué pour la première fois dans la littérature, la position « debout vers l'avant », i.e. avec le buste quasiment posé sur le cintre du vélo, utilisée par

certaines sprinteurs professionnels depuis quelques années (violet clair, **Figure 30**). Cette nouvelle position permettrait de réduire la résistance aérodynamique de 24 % par rapport à la position debout traditionnelle (Blocken et al., 2019). Sur le plan aérodynamique, elle serait donc même plus intéressante que la position assise. Merkes et al., (2020) ont montré que cette nouvelle position permettait de conserver le bénéfice de puissance maximale de la position debout. Ainsi, cette position permettrait d'atteindre une vitesse maximale 15 % plus élevée lors du sprint final (Blocken et al., 2019). Toutefois, à noter que cette position exceptionnelle nécessite de bonnes habiletés techniques de la part du sprinteur, afin d'être capable de réaliser un effort maximal dans cette posture.

3. Adaptations cinématiques et neuromusculaires

Le passage de la position assise à la position debout provoque un basculement du corps vers l'avant (par rapport à l'axe de rotation de la manivelle), qui engendre inévitablement différentes adaptations au niveau articulaire et neuromusculaire. Étonnamment, à notre connaissance, aucune publication scientifique n'a investigué les différences d'angles et de puissances articulaires entre les positions assise et debout lors du sprint en pédalage. Néanmoins, Wilkinson et al., (2020) ont récemment étudié ces deux positions dans une condition de pédalage à intensité très élevée ($10,74 \text{ W.kg}^{-1}$ et 120 rpm). Concernant les angles articulaires, ils ont observé un décalage temporel (i.e. à des angles de manivelle plus importants) en position debout pour les trois articulations du membre inférieur, en comparaison à la position assise. Bien qu'aucune statistique n'ait été réalisée sur ce décalage temporel, nous avons remarqué visuellement une variation d'une vingtaine de degrés en moyenne. De plus, la position debout engendre des angles moins fléchis de la hanche, du genou et de la cheville en positions maximales d'extension et de flexion (**Tableau 2**). Les auteurs n'ont pas calculé les amplitudes articulaires dans ces deux positions. Néanmoins, sur la base de calculs personnels réalisés à partir des données d'extension et de flexion maximales rapportées dans cette étude, il semblerait que la position debout induise une augmentation de l'amplitude articulaire du genou (**Tableau 2**). L'ensemble de ces résultats met en évidence que les articulations de la hanche, du genou et de la cheville fonctionnent sur des plages angulaires différentes entre ces deux positions. Pour autant, aucune étude ne s'est intéressée à déterminer si le gain de puissance maximale observé en position debout, pouvait en partie être expliqué par une configuration moment de force-angle plus favorable à l'échelle de ces trois articulations. De plus, ces adaptations cinématiques en position debout suggèrent des modifications du comportement de la MTU et des faisceaux

musculaires. Pour autant, les interactions muscle-tendon lors du pédalage en position debout n'ont jamais été étudiées dans la littérature.

Tableau 2 – Extension et flexion maximales de la hanche, du genou et de la cheville au cours d'une condition de pédalage réalisée à 10,74 W.kg⁻¹ et 120 rpm, en position assise et debout. Wilkinson et al., (2020)

		Assise	Debout
Hanche	Extension	42±5	32±5*
	Flexion	92±5	84±4*
	Variation	50	52
Genou	Extension	33±6	21±5*
	Flexion	114±2	109±3*
	Variation	81	88
Cheville	Flex. Plan	-20±8	-26±7*
	Flex. Dors	11±6	9±4
	Variation	31	35

*Les valeurs positives représentent de la flexion pour la hanche et le genou, et de la flexion dorsale pour la cheville. Moyenne ± écart-type. * significativement différent de la position assise. À noter que les variations d'angle n'ont pas été rapportées dans cette étude, nous les avons calculés à partir des données d'extension et de flexion.*

Wilkinson et al., (2020) ont montré que le changement de position engendrait une redistribution des puissances articulaires relatives au sein du membre inférieur (Wilkinson et al., 2020). En effet, la position debout induit une diminution de la contribution relative du genou de 15 %, compensée par une augmentation de la contribution relative de la hanche de 12 % et de la cheville de 3 %. Ainsi, les auteurs suggèrent que cette nouvelle stratégie de coordination intermusculaire serait liée à une augmentation des capacités de production de force des extenseurs de la hanche et des fléchisseurs plantaires en position debout. Ils expliquent également que le déplacement et les oscillations du centre de masse au-dessus de l'axe du pédalier en position debout, contribuent à l'augmentation du pic de puissance observé pendant la phase de poussée, par rapport à la position assise (Wilkinson et al., 2019b). De plus, à puissance constante, ces oscillations du centre de masse permettent de réduire la contribution musculaire requise.

Concernant l'activité musculaire, à notre connaissance, l'étude de Hug et al., (2011) est la seule à avoir comparé l'EMGs des muscles du membre inférieur lors d'une condition de pédalage maximale entre ces deux positions. Lors de sprints réalisés à v_{opt} , les patterns moyens

d'activité EMGs présentait la même forme dans les deux positions, mais la position debout induisait un décalage temporel d'une douzaine de degrés (**Figure 32**). Les auteurs n'ont pas indiqué si les niveaux d'activité étaient modifiés. Par conséquent, aucune étude ne s'est intéressée à déterminer si le gain de puissance maximale observé en position debout, pouvait être expliqué par une augmentation du niveau d'activité musculaire. Dans ce sens, plusieurs études ont montré lors d'une condition de pédalage sous-maximale, que la position debout induisait une activité EMGs plus importante des muscles du haut du corps (Turpin et al., 2017), afin de maintenir une bonne stabilité du tronc, et ainsi mieux transférer la puissance à la pédale (Costes et al., 2016; Duc et al., 2008).

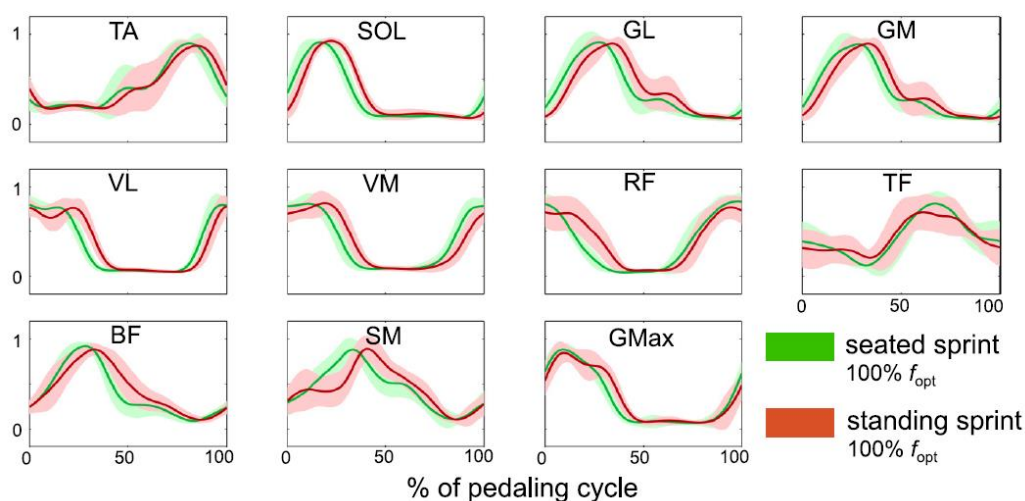


Figure 30. Patterns EMGs au cours d'un sprint réalisé en position assise et debout. L'activité EMG de 11 muscles a été représentée en rouge pour la position debout et en vert pour la position assise en fonction du cycle de pédalage. Sur l'axe des abscisses, 0 % et 100 % correspondent à la manivelle en haut, et 50% correspond à la manivelle en bas. TA : tibialis anterior ; SOL, soleus ; GL, gastrocnemius lateralis ; GM, gastrocnemius medialis ; VL, vastus lateralis ; VM, vastus medialis ; RF, rectus femoris ; TF, tensor fascia latae ; BF, biceps femoris ; SM, semimembranosus ; GMax, gluteus maximus. Récupérée de Hug et al., (2011).

Pour conclure, le sprint en pédalage en position debout a très peu été investigué dans la littérature. Bien que l'analyse descriptive des adaptations cinématiques et neuromusculaires induites par la position debout à une puissance sous-maximale donnée apporte de premières informations intéressantes, elle ne permet pas de mettre en évidence les réels bénéfices neuromusculaires à utiliser cette position pour maximiser la production de puissance. Ainsi, seule une analyse des adaptations biomécaniques et neuromusculaires en condition de sprint permettrait de fournir une explication au gain de puissance observé en position debout.

Partie 4 – Synthèse

La position debout est celle qui est quasi-exclusivement utilisée lors des sprints en cyclisme sur route. Cette position permet un gain de puissance maximale pouvant aller jusqu'à 18 %, en comparaison à la position assise. Néanmoins, la position debout influence négativement la surface frontale et le coefficient de pénétration dans l'air. Par conséquent, il convient de vérifier à l'échelle individuelle, que l'avantage lié au gain de production de puissance à la pédale ne soit pas dépassé par l'augmentation de la résistance aérodynamique. Depuis peu, une nouvelle position « *debout vers l'avant* » utilisée par les cyclistes professionnels serait encore plus avantageuse. Elle permettrait de réduire la résistance aérodynamique tout en maintenant le bénéfice de puissance maximale de la position debout traditionnelle.

Très peu d'études ont comparé la position debout et la position assise d'un point de vue biomécanique et neuromusculaire lors du sprint. L'une des seules études présentent dans la littérature (Hug et al., 2011) montre un décalage temporel des patterns EMGs d'une douzaine de degrés vers l'avant (par rapport à l'angle de la manivelle) en position debout, mais n'a pas indiqué si les niveaux d'activité étaient modifiés. En se basant sur les études réalisées en condition sous-maximale à intensité élevée, un décalage similaire a été rapporté pour les angles et les puissances articulaires. La position debout engendre des angles moins fléchis de la hanche, du genou et de la cheville en positions maximales d'extension et de flexion. Ces adaptations cinématiques du membre inférieur induisent une redistribution des puissances articulaires relatives au sein du membre inférieur. Par conséquent, aucune étude présente dans la littérature ne permet d'expliquer le gain de puissance à la pédale rapporté en position debout lors du sprint en pédalage.

Objectifs de la thèse

Les deux premières parties du cadre théorique ont mis en évidence que la simple description des P_{peak} et P_{mean} développées pendant le sprint final d'une course professionnelle présente des limites importantes pour interpréter finement l'effort réalisé par le coureur, et lui fournir des recommandations qui pourraient lui permettre d'optimiser sa production de puissance. En effet, en se basant sur la relation puissance-vitesse, la cadence de pédalage utilisée influence directement la capacité de production de puissance maximale au cours du sprint. Classiquement utilisé dans l'évaluation des capacités musculaires des membres inférieurs, le test *puissance-vitesse* pourrait être particulièrement pertinent pour analyser les P_{peak} atteintes pendant le sprint. De plus, la cadence de pédalage influençant également la perte de puissance au cours d'un sprint de longue durée, il apparaît donc important de prendre en compte l'effet de la durée du sprint sur la détérioration des qualités puissance-vitesse. Ainsi, le premier objectif de ce travail de thèse était de déterminer un profil global puissance-vitesse-endurance du sprinteur, dans le but de caractériser les P_{peak} et les P_{mean} , mais également les $v_{P_{peak}}$ et les v_{mean} produites lors du sprint final de courses professionnelles en cyclisme sur route.

La troisième partie du cadre théorique a permis de mettre en lumière des questionnements sur la nature du comportement musculaire lors du sprint en cyclisme, notamment concernant le comportement muscle-tendon des principaux muscles responsables de la production de puissance à la pédale dans la phase de poussée. La majorité des études ayant investiguées le comportement musculaire au cours du mouvement de pédalage se sont uniquement intéressées à des conditions sous-maximales. Dans le but d'augmenter les capacités de production de puissance maximale du coureur, il est intéressant de mieux comprendre le comportement musculaire au cours de cette tâche pluri-segmentaire en condition maximale. Ainsi, le deuxième objectif de ce travail de thèse a été d'étudier le comportement muscle-tendon (MTU et faisceau) de deux principaux muscles lors du sprint en cyclisme (le *vastus lateralis* et le *gastrocnemius lateralis*). De plus, puisque le sprint final peut être réalisé à différentes cadences de pédalage, cette étude s'est intéressée aux modifications du comportement muscle-tendon sous l'effet d'une contrainte force-vitesse maximale.

Enfin, en cyclisme sur route, la position debout est quasi-exclusivement utilisée par les coureurs lors des sprints réalisés en compétition. Cela s'explique par un gain de P_{peak} et de P_{mean} pouvant aller jusqu'à 18 % en comparaison à la position assise. Pour autant, la dernière partie du cadre théorique a mis en évidence qu'une seule étude s'est attachée à comparer l'activité EMGs entre la position debout et la position assise en condition de sprint, et à notre

connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à investiguer les adaptations biomécaniques engendrées par cette position couramment utilisée sur le terrain. Ainsi, le troisième objectif de ce travail de thèse visait à comparer le comportement muscle-tendon (MTU et faisceau) du *vastus lateralis* et du *gastrocnemius medialis* lors de sprints réalisés en position assise et en position debout à une cadence de pédalage proche de celles utilisées en compétition, afin de tenter d'expliquer les gains de puissance observés en position debout.

Plus généralement, l'ensemble de ce travail de thèse ambitionne d'apporter de nouvelles connaissances scientifiques tout en proposant des applications pratiques à l'intention des coureurs et des entraîneurs, à des fins d'optimisation de la production de puissance maximale au cours du sprint en cyclisme sur route.

Méthodologie générale

Les méthodes expérimentales utilisées pour les études #1, #2 et #3 de ce travail de thèse se divisent en deux parties distinctes. D'une part, l'étude #1, qui visait à caractériser les niveaux de puissances développées et les cadences de pédalage associées lors du sprint final, a été conduite sur la base d'un seul test P-v-E effectué en laboratoire. Les données de puissances et de cadences de pédalage étaient ensuite directement issues des compétitions officielles de cyclisme sur route. Le protocole expérimental adopté pour déterminer le profil P-v-E du sprinteur, et la méthodologie utilisée pour analyser les sprints étant déjà bien détaillés dans la partie "2. Methods" de l'étude #1, nous avons choisi de ne pas répéter exactement les mêmes informations dans cette partie *Méthodologie générale*. D'autre part, les études #2 et #3, qui visaient à déterminer le comportement musculaire des membres inférieurs lors du sprint en cyclisme selon la cadence de pédalage utilisée (#2) et selon la position adoptée (#3), ont quant à elles été très proches sur le plan expérimental. Ainsi, hormis le paragraphe 1 qui présente les caractéristiques des participants à l'ensemble des trois études (#1, #2 et #3), seulement les méthodes expérimentales des études #2 et #3 ont été évoquées dans cette partie de la thèse.

1. Caractéristiques des participants aux études

1, 11 et 12 cyclistes, tous masculins, ont participé aux études #1, #2 et #3 de ce travail de thèse (**Tableau 3**). Cependant, lors de l'étude #3, un cycliste a présenté des images échographiques de mauvaise qualité au cours du mouvement de pédalage, ce qui ne permettait pas de déterminer correctement la longueur des faisceaux musculaires (voir *paragraphe 3.2* pour plus de détails). Par conséquent, l'étude #3 a finalement été réalisée sur 11 participants. Tous les cyclistes étaient informés du but et du déroulement des études avant d'y participer. Ces études respectaient les principes éthiques de la déclaration d'Helsinki.

Tableau 3 - Caractéristiques des cyclistes ayant participé aux études (Moyenne \pm écart type).

Etude	Nombre de participants	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)	Niveau cycliste
#1	1	24	176.0	71.0	Professionnel
#2	11	21.9 \pm 4.5	177.5 \pm 4.7	67.3 \pm 4.6	Régional / National
#3	11	23.0 \pm 3.7	178.8 \pm 3.8	67.8 \pm 3.0	Professionnel / National

2. Ergométrie

2.1 Lode Excalibur

Au cours des études #2 et #3, l'ensemble des exercices de pédalage ont été réalisés sur un ergomètre Lode (Excalibur Sport, Lode, The Netherlands). Ce vélo ergomètre a été validé scientifiquement, et permet aux coureurs d'être dans des conditions relativement proches du terrain (Earnest et al., 2005; M. Reiser et al., 2000). L'ergomètre Lode était équipé de manivelles standards (170 mm). Des pédales automatiques (Look) ont été utilisées lors de l'étude #2, alors que des pédales instrumentées (groupe VélUS ; Département de génie mécanique, Université de Sherbrooke, Canada) ont été utilisées lors de l'étude #3. Ces dernières mesurent en deux dimensions la force appliquée sur la pédale tout au long du cycle de pédalage. Lors des études #2 et #3, les positions de la selle et du guidon ont été ajustées de façon à ce que les coureurs aient la même position que sur leur vélo de route traditionnel. De plus, l'ergomètre Lode était équipé d'un aimant sur la manivelle droite et d'un capteur fixé sur le carénage afin de détecter l'ensemble des passages de la manivelle au point le plus haut (i.e. 0° du cycle de pédalage). Ce système nous a permis de déclencher les acquisitions échographiques. Piloté informatiquement par un ordinateur, cet ergomètre nous a permis d'imposer aux participants une puissance constante (mode palier) ou une cadence de pédalage constante (mode isocinétique). Chaque participant réalisait les conditions de pédalage propres à chacune des deux études (#2 et #3). Le moment de force exercé sur les manivelles droite et gauche a été mesuré par des jauges de contrainte placées dans les deux manivelles (une valeur moyenne tous les 2° de rotation de manivelle), puis exporté via Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, WA, USA). L'ensemble des passages de la manivelle au point le plus haut a été externalisé à 20 kHz dans le logiciel LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia).

2.2 Con-trex

Lors de l'étude #3, les relations F-L du VL et du GM ont été réalisées sur un ergomètre isocinétique Con-Trex (Con-Trex, CMV AG, Dübendorf, Switzerland) à partir de contractions maximales volontaires isométriques. Piloté par un ordinateur, le Con-trex nous a permis de réaliser des efforts maximaux en conditions isométrique ou isocinétique. Deux supports différents ont été placés au niveau de l'axe de rotation du moteur pour servir d'appui à la flexion plantaire puis à l'extension du genou. Pour la relation F-L du GM, les participants ont été placés et attachés en position couchée sur le ventre (0° de flexion de hanche) avec l'axe de rotation de

la cheville droite aligné avec l'axe du moteur. Pour la relation F-L du VL, les participants ont été placés et attachés en position assise avec un angle de hanche de 80° et l'axe de rotation du genou droit aligné avec l'axe du moteur (**Figure 31**). De plus, dans chacune des deux positions, la jambe a été fixée à l'aide d'une sangle ajustable afin d'éviter toutes compensations musculaires. Chaque participant réalisait les conditions isométriques et isocinétiques propres à l'étude #3. Le moment de force a ensuite été enregistré puis externalisé à 20 kHz dans le logiciel LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia).

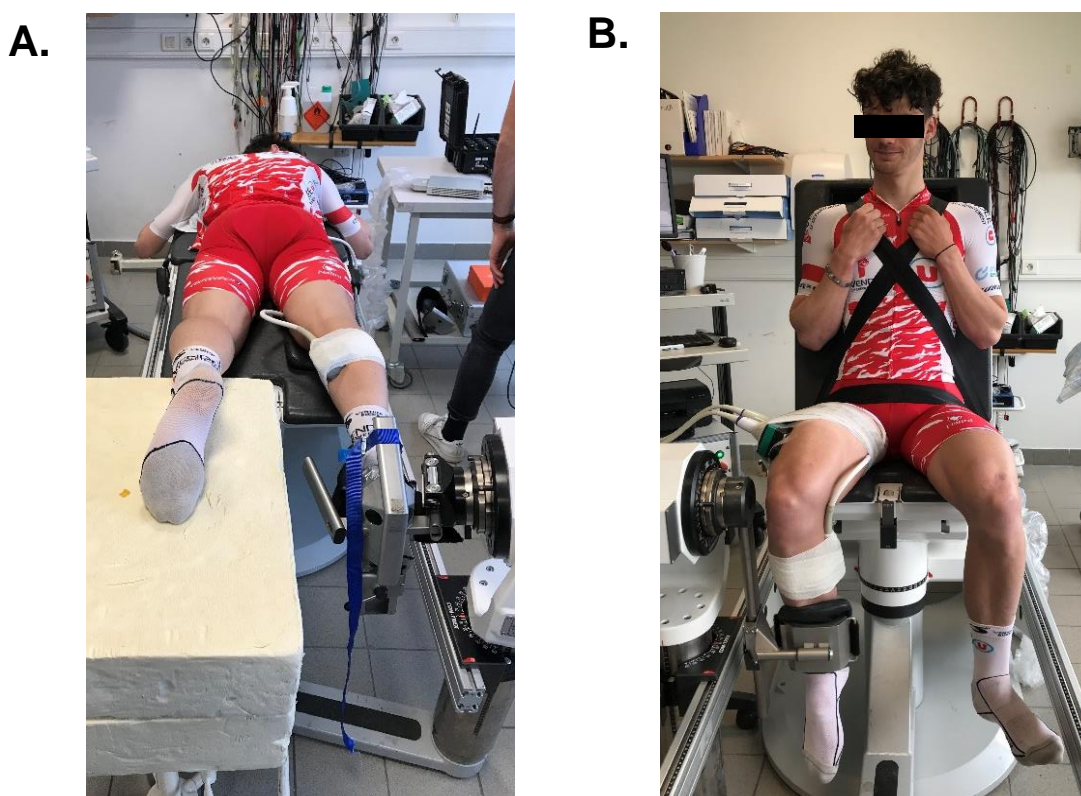


Figure 31. Dispositif expérimental pour évaluer les relations force-longueur du gastrocnemius medialis et du vastus lateralis à partir de contractions maximales volontaires isométriques au cours de l'étude #3. Concernant le GM, les cyclistes étaient allongés sur le ventre avec l'axe de rotation de la cheville droite aligné avec l'axe du moteur (A). Concernant le VL, les cyclistes étaient assis avec un angle de la hanche de 80° et l'axe de rotation du genou aligné avec l'axe du moteur (B).

2.3 Système optoélectronique

Un système d'analyse du mouvement (Flex 13, 1,3 Mpx, OptiTrack, Natural Point, Corvallis, OR, USA) a été utilisé pour déterminer les positions 3D (à 120 Hz) de différents marqueurs passifs réfléchissants (diamètre : 10 mm) à 120 Hz. Les caméras envoient un signal lumineux

infrarouge, qui va être réfléchi par l'ensemble des marqueurs présents dans le champ de vision de la caméra, puis de nouveau capté par ces mêmes caméras. Dès lors qu'un marqueur est visible par au moins deux caméras, il est alors possible de déterminer sa position dans l'espace. Lors de l'étude #2, cinq marqueurs ont été fixés sur la peau du membre inférieur droit au niveau des repères anatomiques suivants : le grand trochanter, le condyle fémoral latéral, la malléole latérale, le calcanéum et le 5e métatarsien (Brennan et al, 2018). Les deux derniers marqueurs représentaient le segment pied. Le grand trochanter et le condyle fémoral latéral représentaient le segment cuisse, et le condyle fémoral latéral et la malléole latérale représentaient le segment jambe. Ainsi, les angles de la cheville et du genou étaient respectivement définis par les intersections 3D entre les segments jambe-pied et cuisse-jambe. Lors de l'étude #3, le modèle biomécanique utilisé pour calculer les puissances articulaires était composé d'un plus grand nombre de marqueurs. Ainsi, trente-huit marqueurs ont été placés. Huit marqueurs ont été positionnés sur l'ergomètre cyclique afin de déterminer la position du vélo (4), le centre de rotation des deux manivelles (2) et le centre de rotation des deux pédales (2). Trente marqueurs ont été fixés bilatéralement sur la peau aux repères anatomiques suivants : épine iliaque postéro-supérieure, épine iliaque antéro-supérieure, 5 cm sous l'épine iliaque antéro-supérieure, grand trochanter, 5 cm au-dessus de la rotule, condyles fémoraux médial et latéral, tubérosité tibiale, 10 cm au-dessus des malléoles, malléoles médiales et latérales, calcanéus, premier et cinquième métatarsiens, bout de pied (Ehrig et al., 2006; Leardini et al., 2005; Wu et al., 2002). Pour finir, des mesures statiques et dynamiques ont été effectuées par les participants pour déterminer les centres de rotation de la hanche, des genoux et des chevilles (Begon et al., 2007). La position des 38 marqueurs a été enregistrée à 120 Hz et synchronisée avec les autres outils à l'aide du logiciel LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia).

2.4 Electromyographie de surface

L'électromyographie de surface (EMGs) a été utilisée afin de déterminer les timings et les niveaux d'activité du *GM* et du *VL* lors des sprints réalisés en position assise et debout lors de l'étude #3. Après rasage et nettoyage de la peau, deux électrodes (Trigno Delsys Inc., Natick, MA, USA ; distance inter-électrodes de 10 mm) ont été placées sur chacun des deux muscles le plus proche possible des sondes échographiques, dans le même plan que les faisceaux musculaires. Puisque les sondes échographiques étaient prioritairement placées sur le ventre musculaire, les deux électrodes EMGs n'étaient pas exactement placées aux endroits indiqués par les recommandations SENIAM (Hermens et al., 2000). Les deux électrodes ont ensuite été

scotchées sur la peau pour éviter tout déplacement pendant le mouvement de pédalage. Après chaque essai, les données EMGs ont été externalisées à 20 kHz dans le logiciel LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia).

2.5 Échographie

L'imagerie par échographie a été utilisée pour analyser le comportement des faisceaux musculaires du *VL* et du *GL* lors de l'étude #2, et du *VL* et du *GM* lors de l'étude #3, du membre inférieur droit. Au cours de l'étude #2, un seul échographe ultrarapide (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) équipé d'une sonde échographique (15-4 MHz, 55 mm, Vermon, Tours, France) a été utilisé pour visualiser le comportement des faisceaux de ces deux muscles dans un ordre aléatoire. Le même matériel a donc successivement été utilisé pour les deux muscles. Pour le *GL*, la sonde échographique était placée à 30 % de la distance entre le pli poplité et le centre de la malléole latérale, alors que pour le *VL*, la sonde était positionnée à égale distance entre le grand trochanter et le condyle fémoral latéral. Au cours de l'étude #3, un échographe équipé d'une sonde linéaire plate (5-8 MHz, champ de vision de 60 mm, LV8-5L60N-2, ArtUS, Teleded, Vilnius, Lituanie) a été utilisé pour observer le comportement musculaire du *GM*. Au même titre que pour le *GL*, la sonde était placée à environ 30 % de la distance entre le pli poplité et le centre de la malléole latérale. Pour le *VL*, le comportement musculaire a été observé à l'aide de deux sondes échographiques positionnées en série (5-12 MHz, 55 mm, Vermon, Tours, France), provenant de deux échographes ultrarapides (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France). Les deux sondes ont été fixées entre elles dans le même plan à l'aide d'un support fabriqué sur mesure par une imprimante 3D. Le système bi-sonde a ensuite été placé à égale distance entre le grand trochanter et le condyle fémoral latéral. Pour l'ensemble des muscles analysés dans les études #2 et #3, les sondes échographiques ont été placées dans un équipement sur mesure en polystyrène fait par nos soins, puis positionnées et fixées à la surface de la peau à l'aide de bandes élastiques dans le même plan que les faisceaux musculaires (Bolsterlee et al., 2016). Concernant les fréquences d'échantillonnages lors des conditions de pédalage, la sonde échographique plate (5-8 MHz, champ de vision de 60 mm, LV8-5L60N-2, ArtUS, Teleded, Vilnius, Lituanie) enregistre systématiquement les images à 137 Hz. En revanche, puisque l'échographe ultrarapide (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) était limité à 1000 images d'enregistrement, la fréquence d'échantillonnage était adaptée selon la cadence de pédalage utilisée. Afin d'obtenir le plus d'images possible tout en respectant la durée d'un cycle de pédalage, les fréquences d'échantillonnages étaient donc

de 500, 1000, 1000, 1000 et 2000 Hz pour les cadences de pédalage de 60, 90, 110, 120 et 160 rpm, respectivement (**Tableau 4**). De plus, afin d'être certain d'enregistrer l'ensemble d'un cycle complet de pédalage, l'acquisition échographique était déclenchée par l'aimant positionné sur l'ergomètre Lode au point le plus haut du cycle de pédalage. Le troisième ou le quatrième cycle était systématiquement choisi par l'expérimentateur pour lancer l'acquisition échographique. Nous avons choisi ces deux cycles de pédalage afin que le participant soit à la cadence de pédalage cible (ce qui n'était pas toujours le cas dans les deux premiers cycles) sans avoir accumulé trop de fatigue (ce qui commence à être le cas dans les cycles de pédalage suivants). Concernant la fréquence d'échantillonnage lors des contractions maximales volontaires isométriques de l'étude #3, elle était de 500 Hz pour l'ensemble des conditions afin d'avoir 2 s d'enregistrement. Afin de synchroniser la longueur des faisceaux musculaires avec les autres données expérimentales lors des conditions de pédalage, et avec les angles articulaires lors des contractions maximales volontaires, les déclenchements des acquisitions échographiques étaient externalisés et enregistrés à 20 kHz dans LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia).

Tableau 4 - Fréquences d'acquisition et de filtre pour l'ensemble des conditions de pédalage des études #2 et #3.

Etude	Muscle étudié	Cadence de pédalage (rpm)	Fréquence d'acquisition (Hz)	Fréquence du filtre (Hz)
#2	VL / GL	60	500	5
	VL / GL	90	1000	6.5
	VL / GL	120	1000	8
	VL / GL	160	2000	10
#3	VL	110	1000	10
	GM	110	137	10

3. Traitement des données

L'ensemble des données des études #2 et #3 a été traité avec le logiciel de programmation Matlab (The MathWorks, Natick, MA). Ensuite, les tableaux et les figures présents dans ce manuscrit de thèse ont majoritairement été réalisés avec Microsoft Excel, PowerPoint (Microsoft, Redmond, WA, USA) et Matlab.

3.1 Calcul de la longueur et de la vitesse de l'ensemble muscle-tendon

Afin de pouvoir comparer le comportement de la MTU avec celui des faisceaux musculaires, le même cycle de pédalage a été traité pour ces deux composantes musculaires au cours des études #2 et #3. Lors de l'étude #2, les angles du genou et de la cheville ont été filtrés à 5, 6,5, 8 et 10 Hz (filtre Butterworth passe-bas du second ordre à phase nulle) pour les cadences de pédalage de 60, 90, 120 et 160 rpm, respectivement (ces filtres sont les mêmes que ceux utilisés pour les images échographiques) (Tableau 4). Lors de l'étude #3, le filtre a été ajusté à 10 Hz. Ensuite, lors des études #2 et #3, la longueur de la MTU du VL a été calculée en utilisant le modèle « *vastus lateralis medial part* » de Visser et al., (1990). Sur la base de mesures cadavériques, ces auteurs ont mis au point une équation permettant d'estimer la longueur de la MTU du VL à l'aide de la longueur du fémur et de l'angle du genou (équation 10).

$$L_{VL} = L_{ref} + (A1 + A2. \alpha g + A3. \alpha g^2). \frac{L_{ref}}{100} \quad (10)$$

Où, L_{VL} est la longueur du *vastus lateralis* (en cm), L_{ref} est la longueur de référence de la cuisse (i.e. la distance entre le grand trochanter et le condyle latéral du fémur, en cm), et αg est l'angle du genou (en °). Les constantes $A1$, $A2$ et $A3$ sont respectivement -0.50954, 0.24677 et -0.00082.

Lors des études #2 et #3, le même modèle anthropométrique de Grieve et al., (1978) a été utilisé pour estimer les longueurs de la MTU du *GL* et du *GM* (équation 11).

$$L_{GAS} = L_{ref} + (A1 + A2. \alpha c + A3. \alpha c^2 + B1 + B2. \alpha g + B3. \alpha g^2). \frac{L_s}{100} \quad (11)$$

Où, L_{GAS} est la longueur des *gastrocnemii* (en cm), L_{ref} est la longueur de référence de la jambe (i.e. la distance entre l'épicondyle médial du fémur et la malléole médiale, en cm), L_s est la longueur entre les centres de rotation du genou et de la cheville (en cm). αc est l'angle de la cheville (en °), et αg est l'angle du genou (en °). Les constantes $A1$, $A2$ et $A3$ sont respectivement -22.18468, 0.30141 et -0.00061, et les constantes $B1$, $B2$ et $B3$ sont respectivement 6.46251, -0.07987 et 0.00011.

Dans les études #2 et #3, les vitesses d'allongement et de raccourcissement de la MTU ont été calculées à partir de la dérivée de la longueur. Le même filtre a de nouveau été appliqué sur les données de vitesse (Tableau 4). Enfin, dès lors que deux essais étaient réalisés dans une même condition expérimentale de pédalage, la moyenne des deux essais a été calculée.

3.2 Calcul de la longueur et de la vitesse du faisceau musculaire

Depuis une dizaine d'années, les techniques permettant de mesurer la longueur du faisceau musculaire lors d'une tâche dynamique se sont multipliées dans la littérature, et ont fortement évolué au fur et à mesure du temps (Brennan et al., 2017; Cronin & Lichtwark, 2013; Rana et al., 2009; Seynnes & Cronin, 2020). Le traitement des images échographiques peut se diviser en deux étapes distinctes : la première étape consiste à représenter sur la première image, les trois composantes musculaires qui permettront de déterminer la longueur du faisceau musculaire (i.e. les aponévroses superficielle et profonde et le faisceau musculaire). La seconde étape consiste ensuite à dupliquer ce processus sur l'ensemble des images échographiques afin d'observer les modifications architecturales. Concernant la première étape, bien que Rana et al., (2009) ont rapidement développé une méthode utilisant les différences de couleur sur l'image échographique pour définir automatiquement l'orientation du faisceau musculaire, dans la plupart des études, la représentation des trois composantes musculaires sur la première image se faisait manuellement. Dès lors, certains auteurs ont privilégié une représentation linéaire (Austin et al., 2010; Brennan et al., 2018; Wakeling et al., 2006) ou une représentation curvilinéaire (Fukunaga et al., 2008; Muramatsu et al., 2002) du faisceau musculaire. Cette dernière est plus représentative de la forme du faisceau musculaire lors de la contraction (Darby et al., 2013; Wang et al., 2009). Quelle que soit la forme de la représentation du faisceau, la longueur du faisceau musculaire est ensuite calculée par extrapolation du faisceau jusqu'à l'intersection des deux aponévroses, parfois même en dehors de l'image échographiques. En effet, il n'est pas toujours possible d'avoir l'ensemble du faisceau musculaire visible à l'image, notamment pour les muscles qui possèdent un volume important (e.g. le VL) (Blazevich et al., 2006; Hauraix et al., 2013). Pour pallier à une extrapolation trop importante (e.g. supérieur à 50 % de la longueur du faisceau), certains auteurs ont proposé de positionner deux sondes échographiques en série afin d'avoir une visibilité sur l'ensemble de la longueur du faisceau musculaire (Bolsterlee et al., 2015; Brennan et al., 2018; Herbert et al., 2011). Concernant la seconde étape, avant les années 2010, le suivi des différentes composantes musculaires se faisait souvent manuellement sur chacune des images échographiques (Muraoka et al., 2001; Wakeling et al., 2006). Depuis, une équipe de chercheurs australiens a développé un algorithme permettant de suivre automatiquement la représentation des différentes composantes musculaires sur l'ensemble des images d'un enregistrement (Cronin et al., 2011). Ce programme automatique a ensuite été validé (Gillett et al., 2013), puis amélioré au fil des années (Cronin & Lichtwark, 2013; Farris & Lichtwark, 2016). Plus récemment, plusieurs auteurs ont

proposé de nouvelles méthodes complètement automatiques, dans le but de rendre le traitement le plus objectif et le moins chronophage possible (Drazan et al., 2019; Seynnes & Cronin, 2020; Van Der Zee & Kuo, 2022).

Au cours de ce travail de thèse, différentes techniques ont été utilisées pour mesurer la longueur du faisceau musculaire au cours du mouvement de pédalage, principalement dues aux matériels que nous avons à disposition. Concernant la première étape du traitement, lors de l'étude #2, nous avons utilisé un modèle linéaire pour les deux aponévroses et le faisceau musculaire, que ce soit pour le VL ou le GL. Ayant la possibilité de n'avoir qu'une seule sonde échographique pour cette étude, le modèle linéaire semblait représentatif de la forme du faisceau musculaire (**Figure 32.A** et **32.B**). Néanmoins, l'extrapolation de la longueur du faisceau à plus de 45 % pour le VL, associée à l'acquisition d'un deuxième échographe ultrarapide, nous a convaincus de faire différemment dans l'étude suivante. Lors de l'étude #3, la méthode curvilinéaire à double sonde a donc été utilisée pour mesurer la longueur des faisceaux du VL (**Figure 32.D**). Réalisé par nos soins, un programme Matlab a été utilisé pour concaténer les deux images échographiques avec un écart de 13 mm. Les aponévroses superficielle et profonde étaient représentées par deux segments linéaires, et le faisceau était représenté par une forme curviligne à sept segments. Si besoin, le premier segment et le septième segment étaient extrapolés jusqu'aux aponévroses superficielle et profonde. La longueur du faisceau était ensuite définie comme la somme des sept segments. Pour le GM, la même méthode de traitement que l'étude #2 a été utilisée (**Figure 32.C**). En plus, un deuxième faisceau musculaire a été tracé pour plus de robustesse (Herbert et al., 2011). L'acquisition d'un échographe à sonde plate nous a permis de placer les trois échographes simultanément lors de l'étude #3. Concernant la deuxième étape, un programme de suivi automatique des faisceaux musculaires a été utilisé pour les études #2 et #3 (Farris & Lichtwark, 2016). Bien que le suivi soit automatique, nous avons dû replacer manuellement et régulièrement les aponévroses et les faisceaux musculaires lorsque les segments dessinés étaient visuellement hors de l'orientation observée sur l'image. La longueur des faisceaux a ensuite été filtrée de la même manière que la longueur de la MTU (**Tableau 4**). La dérivée de la longueur nous a ensuite permis d'obtenir les vitesses d'allongement et de raccourcissement du faisceau musculaire. Puis le même filtre a de nouveau été appliqué. Enfin, dès lors qu'il y avait deux essais réalisés dans une même condition expérimentale de pédalage, alors la moyenne des deux essais a été calculée.

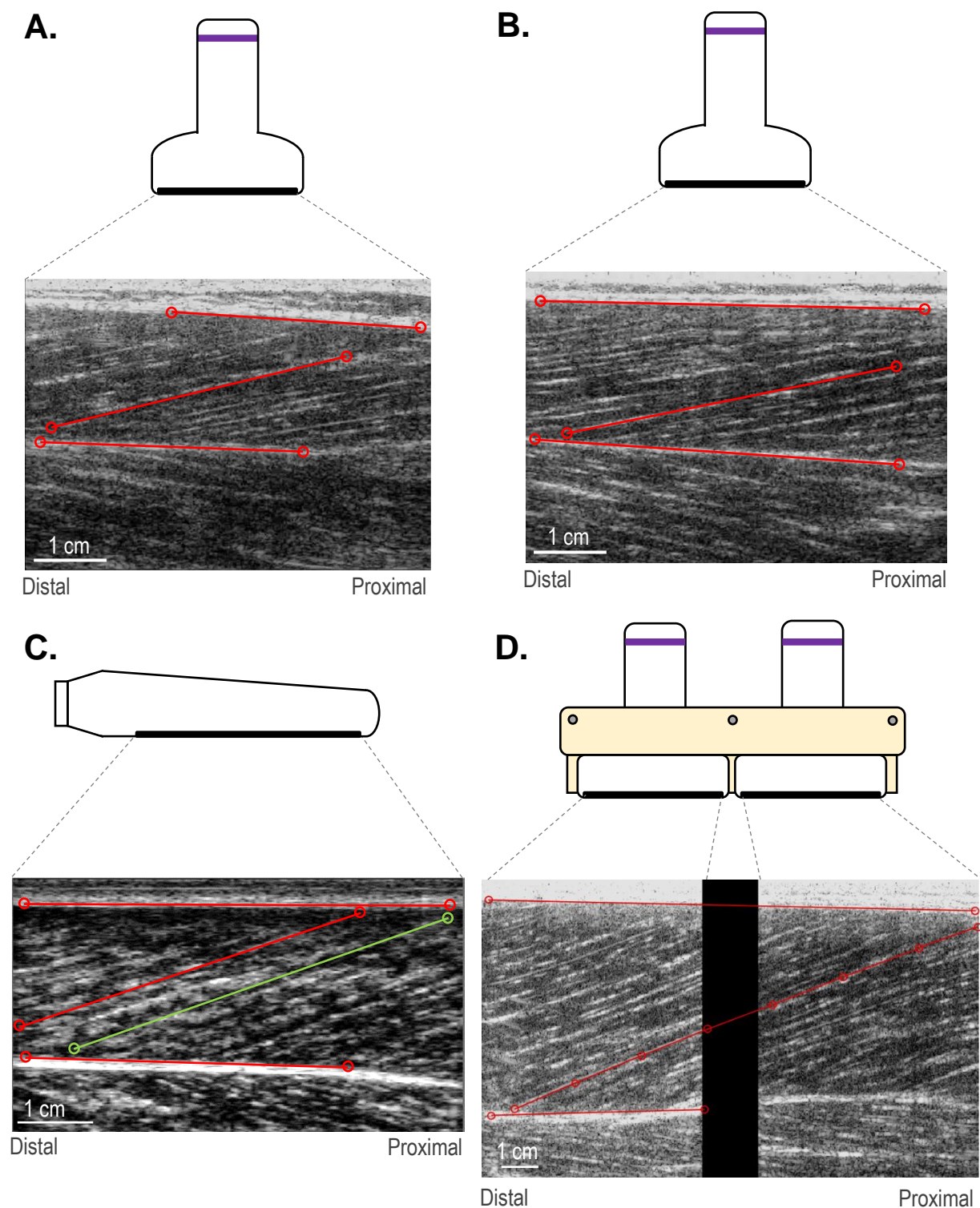


Figure 32. Méthodes expérimentales pour mesurer la longueur des faisceaux musculaires. Dans l'Etude #2, un modèle linéaire a été utilisé pour mesurer la longueur du faisceau musculaire du gastrocnemius lateralis (A) et du vastus lateralis (B). Dans l'Etude #3, deux modèles linéaires ont été tracés pour mesurer la longueur du faisceau musculaire du gastrocnemius medialis (C), et un modèle curvilinéaire à sept segments a été utilisé pour le vastus lateralis (D). Dans chacune des deux études, les aponévroses ont systématiquement été représentées par un modèle linéaire. A noter qu'un système bi-sonde a été confectionné par imprimante 3D lors de l'Etude #3

3.3 Calcul de la longueur des tendons

Dans l'étude #2, la longueur des tendons du VL et du GL a été estimée à partir du modèle de Fukunaga et al., (2001b). Mathématiquement, la longueur des tendons a été calculée comme la différence entre la longueur de la MTU et la longueur horizontale du faisceau musculaire (**Figure 33**). Auparavant, la longueur horizontale du faisceau musculaire a été calculée à partir de la longueur du faisceau musculaire (L_f) multipliée par le cosinus de l'angle de pennation (α).

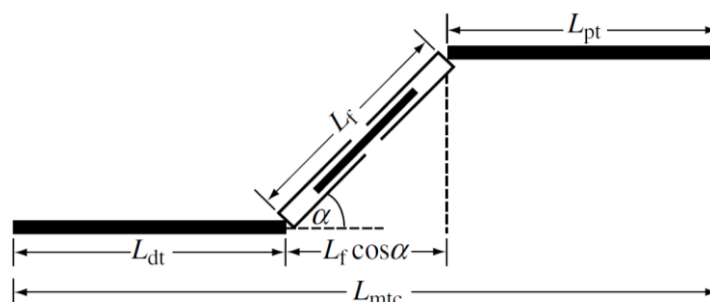


Figure 33. Modèle de l'ensemble muscle-tendon utilisé pour estimer les changements de longueurs des tendons. L_{mtc} représente l'ensemble muscle-tendon. L_f est la longueur du faisceau musculaire. α représente l'angle de pennation. L_{dt} et L_{pt} représentent le tendon distal et proximal. Les variations de longueur des tendons ($L_{dt} + L_{pt}$) sont calculées à partir de la longueur de l'ensemble muscle-tendon (L_{mtc}) moins la longueur horizontale du faisceau musculaire ($L_f \cdot \cos(\alpha)$). Récupérée de Fukunaga et al., (2001a).

3.4 Traitement des données EMGs

Dans l'étude #3, les signaux EMGs des deux muscles ont d'abord été filtrés avec un filtre Butterworth passe-bande du second ordre (20-400 Hz). Après un redressement des signaux, un second filtre de Butterworth du second ordre (20 Hz) a été appliqué. Lorsque deux essais ont été réalisés dans la même condition expérimentale, alors les patterns EMGs ont été moyennés. Enfin, les patterns moyens EMGs ont été normalisés par la valeur maximale EMGs atteinte au cours des deux conditions de sprint. Le début et la fin de l'activité EMGs ont été déterminés à 40 % de l'intensité maximale EMGs. Ce seuil a été choisi sur la base d'une analyse pilote pour se focaliser uniquement sur la période d'activité musculaire principale.

3.5 Détermination de la relation moment-longueur

Dans l'étude #3, les relations moment-longueur (M-L) des extenseurs du genou (via le VL) et des fléchisseurs plantaires (via le GM) ont été déterminées pour caractériser la longueur de fonctionnement des faisceaux musculaires au cours du sprint en position assise et debout.

Pour le *GM*, nous avons suivi les recommandations de l'étude d'Hoffman et al., (2012) en utilisant leur modèle (B), dans lequel ils assument que le moment de force passif diminue avec le raccourcissement des fibres musculaires pendant la contraction (Siebert et al., 2008) (**Figure 34**). Dans ce modèle, uniquement la composante élastique parallèle (PEE) se situe en parallèle de la composante contractile. Concrètement, cela signifie que pour une longueur de faisceau musculaire donnée, le moment de force actif est calculée à partir du moment de force total moins le moment de force passif exercée à cette même longueur de faisceau musculaire (Hoffman et al., 2012). L'angle n'étant pas pris en considération dans ce modèle, il a l'avantage de s'affranchir du potentiel léger décollement du talon par rapport au support lors de la contraction maximale volontaire isométrique.

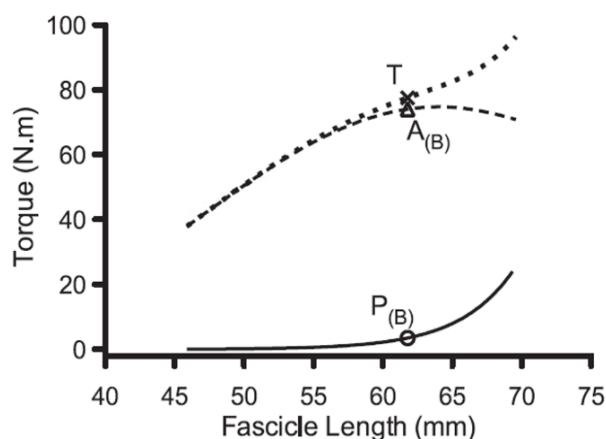


Figure 34. Méthodologie pour déterminer la relation moment-longueur active du muscle. La relation moment-longueur totale est représentée par des petits pointillés, la relation moment-longueur passive est représentée par un trait continu, et la relation moment-longueur active est représentée par des pointillés larges. Pour chaque longueur de faisceau musculaire, le moment de force actif correspond au moment de force total moins le moment de force passif à cette même longueur de faisceau. Adaptée de Hoffman et al., (2012).

Six séries de deux flexions plantaires maximales isométriques de 2 secondes ont été effectuées à -20° , -10° , 0° , 10° , 20° et 25° de flexion dorsale (0° étant le pied perpendiculaire à la jambe), dans un ordre aléatoire pour déterminer le moment de force total. Un repos de 2 minutes était pris entre chaque contraction. Le meilleur essai des deux était systématiquement conservé. Après avoir été filtré avec un filtre Butterworth passe-bas du second ordre à phase nulle (10 Hz), le moment de force total maximal a été calculé sur une période de 200 ms. Le moment de force passif a été déterminé à partir d'une condition complètement relâchée à une vitesse de $5^\circ \cdot s^{-1}$ entre -20 et 25° de dorsiflexion, et la relation M-L passive a ensuite été ajustée à l'aide de l'équation 12 (Hoffman et al., 2012).

$$Passive\ torque = Ae^{kL_f} \quad (12)$$

Où A est constant, k est la raideur de la courbe et L_f la longueur du faisceau musculaire.

Après la soustraction du moment de force passif au moment de force total pour chacune des contractions maximales, la relation M-L active a été ajustée à l'aide de l'équation 13 (Brennan et al., 2018; Hoffman et al., 2012).

$$T_{active} = e^{-|(L^b-1)/s|a} \quad (13)$$

Où T est le moment de force, L est la longueur du faisceau musculaire, a est la rondeur, b est l'asymétrie et s est la largeur de la courbe. Aucune contrainte n'a été utilisée, sauf si la courbe ajustée n'était pas physiologique.

Pour déterminer la relation M-L du VL, nous avons utilisé le modèle (A) de l'étude de Hoffman et al., (2012). Nous avons donc simplement soustrait la valeur de la ligne de base au moment de force total pour déterminer le moment de force actif lors de la contraction (Ichinose et al., 1997; Maganaris, 2003). Contrairement au GM, le poids de la jambe représentait l'essentiel du moment de force passif enregistré sur l'ergomètre pour ce muscle, et variait fortement selon l'angle du genou. Le moment de force passif ne correspondait donc pas au moment de force produite par la composante élastique parallèle du modèle musculaire. Le moment de force total a été déterminé à partir de six séries de deux contractions maximales isométriques de 2 secondes en extension du genou à 45°, 60°, 70°, 80°, 95° et 110° de flexion du genou (0° étant une extension complète de la jambe), dans un ordre aléatoire. Un repos de 2 minutes était pris entre chaque contraction. Le meilleur essai des deux était systématiquement conservé. Le même filtre (10 Hz), la même fenêtre temporelle (200 ms) et la même équation (équation 12) ont été utilisés pour déterminer la relation M-L active de ce muscle.

Pour finir, sur la base des relations M-L, nous avons pu déterminer pour chaque participant le moment de force maximal isométrique théorique (T_{max}) et la longueur de faisceau musculaire correspondante (L_{opt}) pour chacun des deux muscles. T_{max} correspond au moment de force maximal théorique de l'ensemble du groupe musculaire associé (i.e. des fléchisseurs plantaires pour le GM, et des extenseurs du genou pour le VL), et non pas uniquement au muscle étudié. Les différentes équations obtenues nous ont ensuite permis de connaître le moment de force maximale théorique pour chaque longueur de faisceau du VL et du GM. Ainsi, nous avons pu calculer pour chaque participant, chaque muscle, et chaque position, le moment de force

maximale théorique moyen correspondant à la période de contraction (>40 % de l'EMGs max). En d'autres termes, pour chaque longueur de faisceau musculaire obtenu au-delà de 40 % de l'EMGs max au cours du mouvement de pédalage, nous avons calculé le moment de force maximal théorique correspondant (à l'aide des équations des relations M-L), et nous en avons fait une moyenne.

4. Analyse des données

Deux méthodes différentes ont été utilisées dans les études #2 et #3 pour définir la période au cours de laquelle nous avons ensuite calculé les données de longueurs et de vitesses de la MTU et du faisceau musculaire. Dans l'étude #2, puisque nous n'avons pas utilisé l'EMGs, la période d'analyse, nommée « période d'intérêt », a été définie individuellement à partir de la longueur du faisceau musculaire pour chacun des deux muscles. Pour le VL, elle débutait lorsque le faisceau musculaire atteignait sa longueur maximale (321° du cycle de pédalage en moyenne, toutes conditions confondues), et se terminait lorsque le faisceau atteignait sa longueur minimale (159° du cycle de pédalage en moyenne, toutes conditions confondues). Le même principe a été effectué pour le GL (de 48° à 247° du cycle de pédalage en moyenne, toutes conditions confondues) (**Figure 35**). Dans l'étude #3, l'utilisation de l'EMGs nous a permis de nous focaliser uniquement sur la période d'activité musculaire. Ainsi, la période d'analyse, nommée « période de contraction » a été définie individuellement et pour chacun des deux muscles, comme la période durant laquelle le muscle était activé à au moins 40 % de son EMGs max. Pour le VL, cela correspondait en moyenne entre 313° et 90° du cycle de pédalage (toutes conditions confondues). Pour le GM, cela correspondait en moyenne entre 44° et 171° du cycle de pédalage (toutes conditions confondues) (**Figure 35**). Dans les études #2 et #3, pour chacun des deux muscles, les longueurs de la MTU et du faisceau musculaire en début et en fin de période d'analyse (période d'intérêt ou période de contraction) étaient respectivement nommées L_{begin} et L_{end} . Au cours de cette période, nous avons calculé la longueur moyenne (L_{mean}), le delta de longueur (ΔL), la vitesse moyenne (V_{mean}) et la vitesse pic (V_{peak}), pour la MTU et le faisceau musculaire.

Cependant, lors de l'étude #2, puisque la longueur de la MTU du GL présentait un comportement bi-phasique significatif pour les quatre conditions de pédalage (60, 90, 120 et 160 rpm) au sein même de la période d'intérêt (à savoir une première phase d'allongement suivie d'une seconde phase de raccourcissement), cette dernière a été divisée en deux sous phases différentes (*phase 1* et *phase 2*). La longueur maximale de la MTU représentait donc le

changement de phase. Les longueurs de la MTU et du faisceau musculaire à ce changement de phase nommées L_{mid} , et correspondaient en moyenne à 87° du cycle de pédalage. Ainsi, la *phase 1* du *GL* (pour la MTU et le faisceau) correspondait à la période entre L_{begin} et L_{mid} (i.e. entre 48° et 87° du cycle de pédalage), et la *phase 2* correspondait à la période entre L_{mid} et L_{end} (i.e. entre 87° et 247° du cycle de pédalage) (**Figure 35**). Puisque le *VL* ne présentait pas systématiquement un comportement bi-phasique de la MTU pendant le raccourcissement des faisceaux musculaires, nous n'avons pas divisé la période d'intérêt en deux phases pour ce muscle. Lors de l'étude **#3**, contrairement à l'étude précédente, les deux composantes musculaires (MTU et faisceau) présentaient un allongement puis un raccourcissement pendant la période de contraction. Cette période a donc été divisée en deux sous phases pour chacun des deux muscles et pour chacune des deux composantes (*phase 1* et *phase 2*). Les sous phases étaient donc différentes pour la MTU et pour le faisceau musculaire. Comme pour l'étude **#2**, la longueur maximale de la MTU et du faisceau représentait le changement de phase, et était nommée L_{mid} . Concernant le *VL*, la *phase 1* de la MTU était comprise entre 313° et 345° du cycle de pédalage et la *phase 2* entre 345° et 90° du cycle de pédalage. Pour le faisceau musculaire, la *phase 1* était comprise entre 313° et 325° et la *phase 2* entre 325° et 90° du cycle de pédalage. Concernant le *GM*, la *phase 1* de la MTU était comprise entre 44° et 74° du cycle de pédalage et la *phase 2* entre 74° et 171° du cycle de pédalage. Pour le faisceau musculaire, la *phase 1* était comprise entre 44° et 58° et la *phase 2* entre 58° et 171° du cycle de pédalage (**Figure 35**). Par conséquent, cette différence de période d'analyse entre les deux études est à prendre en considération dans la comparaison des résultats (**#2** et **#3**).

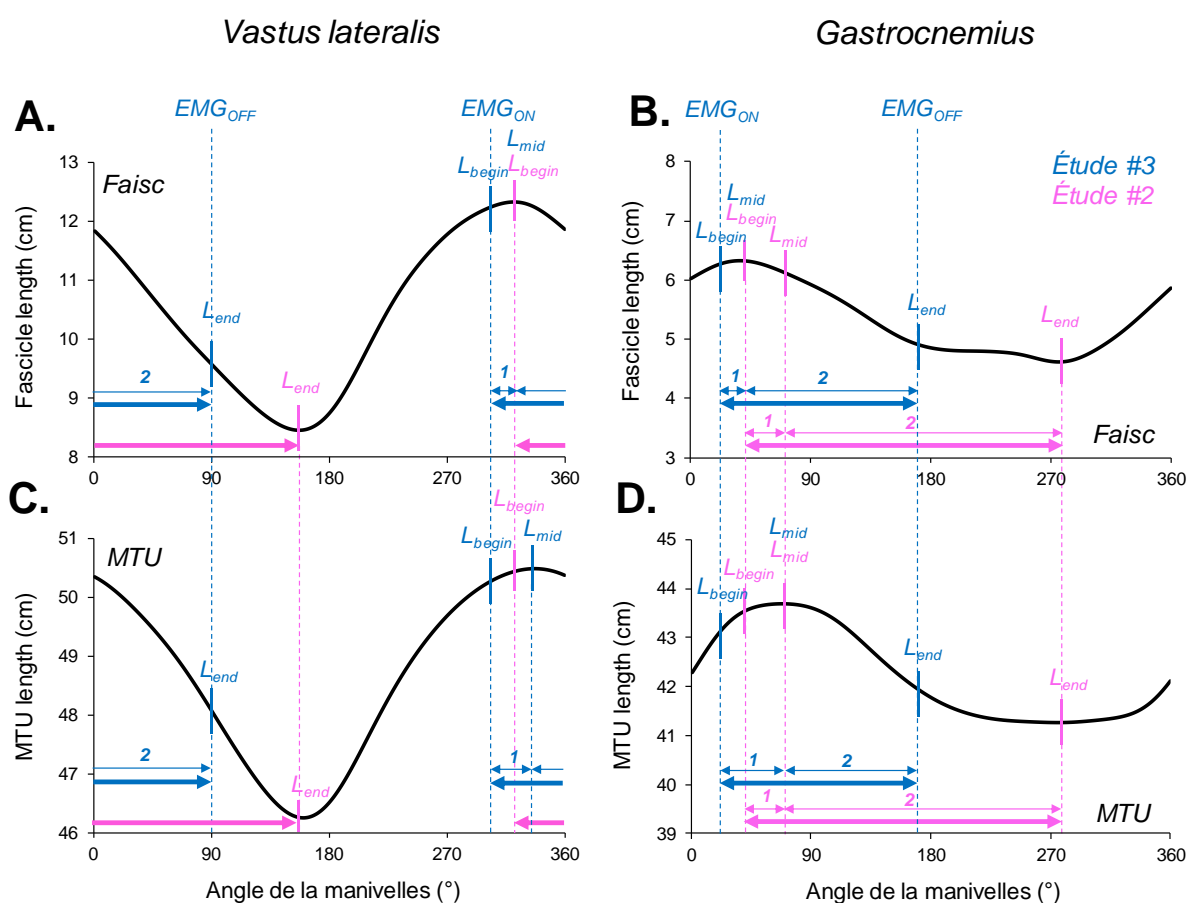


Figure 35. Exemple de détermination des différentes périodes d'analyse pour les études #2 et #3 de ce travail de thèse. Pour cet exemple, les mêmes patterns de longueur ont été utilisés pour le VL et le GM. Lors de l'étude #2 (rose), la période d'analyse, nommée "période d'intérêt", correspondait à la période entre la longueur maximale et la longueur minimale du faisceau musculaire, que ce soit pour l'analyse du faisceau ou de la MTU du VL (A : faisceau, C : MTUC) et du GL (B : faisceau, D : MTU). En plus, puisque le VL présentait une période d'allongement de la MTU en début de période d'intérêt (D), cette dernière a été divisée en deux sous phases (1 et 2, rose). Ces deux sous phases étaient identiques pour le faisceau (B) et la MTU (D). Lors de l'étude #3 (bleu), la période d'analyse, nommée "période de contraction", correspondait à la période durant laquelle le muscle était activé à au moins 40 % de l'EMGs max. Dans cette étude, puisque pour les deux muscles (VL et GM), la MTU et le faisceau musculaire présentaient une première phase d'allongement suivie d'une seconde phase de raccourcissement, la période de contraction était divisée en deux sous phases, propre à chacune des deux composantes.

Contributions expérimentales

Étude #1

Analyse des sprints en cyclisme sur route au regard du profil
puissance-vitesse-endurance maximal :
étude de cas longitudinale

Publication associée (publiée) :

Robin, M., Nordez, A., Dorel, S. (2022). Analysis of elite road-cycling sprints in relation to maximal power-velocity-endurance profile: a longitudinal one-case study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 32(3), 598-611.

Étude #1 – Résumé

Analyse des sprints en cyclisme sur route au regard du profil puissance-vitesse-endurance maximal : étude de cas longitudinale

Les objectifs de cette étude étaient de caractériser les données de puissances et de cadences développées lors des sprints en cyclisme sur route chez un sprinteur élite lors de compétitions internationales au regard de ses propres caractéristiques puissance-vitesse-endurance, et d'étudier le lien entre la performance réalisée lors du sprint et la puissance produite lors des différentes phases de la course. Le sprinteur a effectué des sprints courts et longs (5 à 15 s) sur un vélo ergomètre pour déterminer son profil puissance-vitesse-endurance maximal. Sur la base de onze courses, les niveaux de puissance développée tout au long de la course, les puissances pics et moyennes (P_{peak} et P_{mean}) et les cadences de pédalage associées ($v_{P_{peak}}$ et $v_{P_{mean}}$) lors du sprint final ont été analysés. Le profil puissance-vitesse-endurance du sprinter indiquait que sa puissance maximale moyenne théorique et sa cadence de pédalage optimale variaient de 20.0 W.kg⁻¹ (124 rpm) pour 1 s de sprint à 15.0 W.kg⁻¹ (109 rpm) pour 20 s de sprint. Les données de course ont montré que les sprints finaux en cyclisme sur route étaient principalement effectués sur la pente ascendante de la relation puissance-vitesse ($v_{P_{peak}}$, 104 ± 8 et $v_{P_{mean}}$, 101 ± 8 rpm). De plus, P_{peak} et P_{mean} étaient inférieures à la puissance maximale théorique déterminée à partir du profil puissance-vitesse-endurance (9,9 ± 7,0 % et 10,6 ± 9,8 %, respectivement), ce qui a mis en évidence un état de fatigue important induit par la course. Enfin, les puissances développées pendant le sprint final présentaient une grande variabilité entre les courses, qui était fortement liée au niveau de puissance produit au cours de la dernière minute avant le sprint. Ces résultats montrent l'importance de considérer à la fois les qualités de puissance-vitesse-endurance du sprinteur et les niveaux de puissances développées lors de la dernière phase avant le sprint afin d'optimiser la performance lors du sprint final.

Mots-clés : *fatigue, relation force-vitesse, courbe puissance-temps, profil de puissance record en sprint, exigence de puissance lors des courses sur route, performance de haut niveau.*

ORIGINAL ARTICLE

Analysis of elite road-cycling sprints in relation to maximal power-velocity-endurance profile: a longitudinal one-case study

Maxime Robin^{1,2} | Antoine Nordez^{1,3,4} | Sylvain Dorel¹ 

¹Université de Nantes, Movement - Interactions - Performance, MIP, Nantes, EA 4334, F-44000, France

²TotalEnergies Pro Cycling Team, Essarts-en-Bocage, France

³Faculty of Health and Environmental Sciences, Health and Rehabilitation Research Institute, Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

⁴Institut Universitaire de France (IUF)

Correspondence

Sylvain DOREL, PhD, University of Nantes, Laboratory "Movement, Interactions, Performance" (EA4334), 25 bis boulevard Guy Mollet, BP 72206, 44322 Nantes cedex 3, France.
Email: sylvain.dorel@univ-nantes.fr

Funding information

SA Vendée Cyclisme

Abstract

The aims of the present study were to characterize the mechanical output of final road sprints of an elite sprinter during international competitions in relation to his power-velocity-endurance characteristics and to investigate the relationship between this sprint performance and the power produced during preceding phases of the race. The sprinter performed a set of short and long sprints (5 to 15-s) on a cycle ergometer to determine his maximal power-velocity-endurance profile. Based on eleven races, the distribution of power throughout each race, peak and mean power (P_{peak} and P_{mean}) and associated pedaling rates ($v_{P_{peak}}$ and $v_{P_{mean}}$) during the final sprint were analyzed. The power-velocity-endurance profile of the sprinter indicated that his theoretical mean maximal power and corresponding optimal pedaling rate ranged from 20.0 W.kg⁻¹ (124 rpm) for a 1-s sprint to 15.0 W.kg⁻¹ (109 rpm) for 20 s. Race data showed that final road sprints were mainly performed on the ascending limb of the power-velocity relationship ($v_{P_{peak}}$, 104 ± 8 and $v_{P_{mean}}$, 101 ± 8 rpm). Additionally, P_{peak} and P_{mean} were lower than the theoretical maximal power determined from the power-velocity-endurance profile (9.9 ± 7.0% and 10.6 ± 9.8%, respectively), which highlighted a significant state of fatigue induced by the race. Finally, sprint power exhibited a high variability between races and was strongly related to the level of power produced during the last minute before the sprint. These findings show the importance of considering both the power-velocity-endurance qualities and the power demand of the last lead-up phase before the sprint in order to optimize final sprint performance.

KEYWORDS

fatigue, force-velocity relationship, power-time curve, record power profile in sprint cycling, road race power demand, top-level performance

1 | INTRODUCTION

In road-cycling competitions, the sprint is the last effort of the race and it often determines the final ranking. This effort aims to generate a high acceleration to reach the highest speed possible and cross the finish line first. It mainly depends on a cyclist's maximal power output capacity, and to a lesser extent to their mass and aerodynamic drag.¹⁻³ The power outputs produced during the final sprints of some top-level races were recently reported for a world-class sprinter⁴ (mean power output $\sim 15.8 \pm 1.3$ W.kg⁻¹) and for some other professional sprinters⁵ (mean power output 14.2 ± 1.1 W.kg⁻¹).

From physiological and neuromuscular points of view, the power output produced during this final sprint depends on three main groups of interrelated factors. First, it is well known that maximal power output depends on pedaling rate. Indeed, the maximal power-pedaling rate relationship has a parabolic shape, with a peak maximal value (P_{max}) reached at an optimal pedaling rate (v_{opt}).⁶⁻⁸ Practically, this means that the capacity of a sprinter to reach their actual maximal power output depends closely on the pedaling rate used, which can be adjusted by the gear ratio.⁹ Therefore, a power-velocity test can be used to characterize this power-velocity profile and determine P_{max} and v_{opt} .^{6,7,10-12} Nevertheless, to our knowledge, the maximal power output and pedaling rate attained during sprints performed at the end of actual top-level road-cycling races have never been studied in relation to these power-velocity characteristics.

Second, the duration of elite road-cycling sprints has been reported to range between 9 and 17s,^{1,4,5,13,14} meaning that fatigue inevitably occurs during the sprint and influences the power production over time.¹⁵⁻¹⁷ Thus, it is necessary to consider the maximal power-endurance quality of the sprinter, which characterizes their capacity to resist fatigue and maintain the highest power possible throughout the sprint duration. This quality can be evaluated as the change over time of the peak power output during a long-lasting all-out effort (eg, 15 to 30 s). From such effort, the mean power output can be calculated, as can a fatigue index that reflects the power decline with time.¹⁸ In addition, it is now well established that this decrease in power output during a long sprint also depends on the pedaling rate; lower pedaling rate minimizes the decrease of power output.^{15,19-21} Thus, while the optimal pedaling rate (v_{opt}) maximizes the power output during very short maximal efforts (ie, 1-3 s, fatigue-free conditions), the actual optimal pedaling rate that maximizes the mean power output during a long-lasting sprint necessarily differs from v_{opt} and depends directly on the sprint duration. This optimal pedaling rate represents the best trade-off between the maximal power-generating capacity

produced at the beginning of the sprint and the smallest decrease of this power with time depending on the sprint duration. To the best of our knowledge, the mean power output and corresponding pedaling rate produced during top-level road-racing sprints has never been related to these maximal power-velocity-endurance characteristics.

Third, under racing conditions in the field, sprints are performed after high power has already been produced during the whole race, particularly in the last part preceding this final effort (e.g. 4.4 ± 0.6 W.kg⁻¹, 5.1 ± 0.5 W.kg⁻¹, and 6.8 ± 0.8 W.kg⁻¹ during the 10-min, 5 min, and 1 min before the sprint, respectively)⁵ leading to a potential pre-fatigue state. The effect of this pre-fatigue state on sprint cycling performance remains largely unknown. It was shown that a 6 min pedaling task performed at 90% of maximal oxygen uptake just before a sprint induced a significant decrease in peak and mean power outputs, especially at high pedaling rates.¹⁹ In contrast, a more recent study showed that international cyclists maintained their peak and mean power outputs during a sprint after 10 min of cycling simulating a lead-up phase to the final sprint performed during a race.²² However, this simulation performed in a laboratory setting remained different from a race as it did not include the pre-fatigue caused by the rest of the race. More importantly, the last minute before the sprint was performed at a lower intensity (ie, ~ 5 W.kg⁻¹)²² than during an actual race (6.8 W.kg⁻¹ in Menaspas et al. and $5.3 - 9.9$ W.kg⁻¹ in Van Erp et al.).^{4,5} It, therefore, seems interesting to make a more detailed examination of how the power output produced during the race actually influences sprint performance in the field.

The first aim of this longitudinal study was, therefore, to characterize the power outputs and pedaling rates produced during the final sprint of top-elite road-cycling races and look at how these relate to maximal power-velocity and power-endurance capacities. For this purpose, a professional sprinter was followed over two seasons, and all of his sprints leading to a top 5 final ranking were analyzed with regard to his power-velocity-endurance characteristics evaluated on a cycle ergometer. We hypothesized that i) the peak and mean power outputs produced during the sprint would be lower than the cyclist's maximal power capacities due to the pre-fatigue induced by the race; and ii) these power outputs produced during the final sprint would show non-negligible variability between races. A secondary aim was then to determine whether the efforts during the race, particularly those during the lead-up phase to the sprint would be related to the power and pedaling rate during the final sprint. The present study will provide valuable information about the maximal sprint abilities in road cycling, and the proposed method could be very relevant for monitoring cyclists in elite and sub-elite racing teams.

2 | METHODS

2.1 | Participants

One voluntary professional sprinter participated in this longitudinal study over a two-year period (height, 176 cm; weight, 71 kg; age, 24 years; 5-min cycling mean power output record, 6.6 W.kg⁻¹). During both years he participated in the study, this cyclist competed on a pro cycling team and took part in the most prestigious races on the *Union Cycliste Internationale* calendar including the *Tour de France*. The experiment was explained to the participant and he gave his written consent. This study was carried out according to the procedures approved by the local ethics committee and in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.2 | Experimental design

This longitudinal study was conducted during the 2018 and 2019 road-cycling seasons. The high-level sprinter performed three power-velocity and power-velocity-endurance tests on a stationary cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, The Netherlands) over a period of seven months at the beginning of the 2018 season. Only the best test was conserved in this study to characterize the maximal power-velocity-endurance qualities (see supporting information for more detail). The power output during international competitions over two years was recorded using a power meter (FC-RC9100-P, Shimano, Sakia, Japan) fitted to his road bikes. The consistency between the data measured during sprint sessions in the field through both seasons (ie, with this power meter) and the maximal power output obtained from the power-velocity test on the cycle ergometer was checked in a pilot analysis (see supporting information). Then, an analysis of the road-cycling sprints was done by relating the power and pedaling rate data recorded during official competitions to the power-velocity-endurance profile.

2.3 | Maximal power-velocity test

This test was performed on an electronically braked cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, The Netherlands) equipped with standard cranks (length = 170 mm), and clipless pedals (Look). Positions of the saddle and handlebars were adjusted to ensure the cyclist's position was as usual. The torque exerted on the left and right cranks was measured by strain gauges placed in the crank arms of the cycle ergometer (one mean value every 2° of crank rotation). After a 15 min warm-up consisting of a progressive

increase in power output from 150 to 300 W followed by a first brief maximal sprint, the cyclist performed three maximal cycling sprints of 5-s duration, interspaced by 5 min rest periods. All sprints were carried out in a standing position matching that of racing conditions. Each sprint was performed against a specific resistance or mode allowing different ranges of pedaling rates (70 – 110, 100 – 140, and 120–180 rpm), in a randomized order. The two sprints with the lowest pedaling rates were performed using the isokinetic mode of the ergometer, with an increment of 10 rpm per second. This incremental every second protocol leads to a constant acceleration and the cyclist does not really feel the steps. For the sprint with the highest pedaling rates, the flywheel was already turning at 120 rpm, and the sprint was performed without resistance. This method is an equivalent of the classical isoinertial method that uses 3 sprints with different resistances.^{6,9} The great advantage of using this isokinetic mode compared to the isoinertial mode is the possibility to easily and robustly impose an effort in a target range of pedaling rate. The cyclist was encouraged throughout the 5-s to produce the highest power output possible. For data processing, power output was averaged for each crank revolution and four to eight crank revolutions were considered for each sprint (depending on the pedaling rate) to draw the power-velocity relationship. The power-velocity relationship was fitted with a second-order polynomial model⁶ (Figure 1, equation (1)), which made it possible to determine the maximal power output relative to the body mass (P_{max} , in W.kg⁻¹) and the corresponding optimal pedaling rate (v_{opt}). Then, theoretical maximal power output produced for each pedaling rate measured in the field ($P_{max}(v)$) was calculated using the second-order polynomial function (equation 1) fitted to the experimental data:

$$P_{max}(v) = av^2 + bv + c \quad (1)$$

where v is the measured pedaling rate (in rpm) and a , b , and c are the constants determined during the fitting of experimental data.

2.4 | Maximal power-endurance test and determination of the maximal power-velocity-endurance profile

After a 10 min rest period, the cyclist performed two 15-s isokinetic sprints at 100 and 130 rpm (in a randomized order) with a 15-min rest in between. He was asked to perform an all-out effort, which consisted of immediately attaining his maximal power output and maintaining it until the end of the 15-s countdown without any pacing strategy. In order to estimate the sprinter's maximal

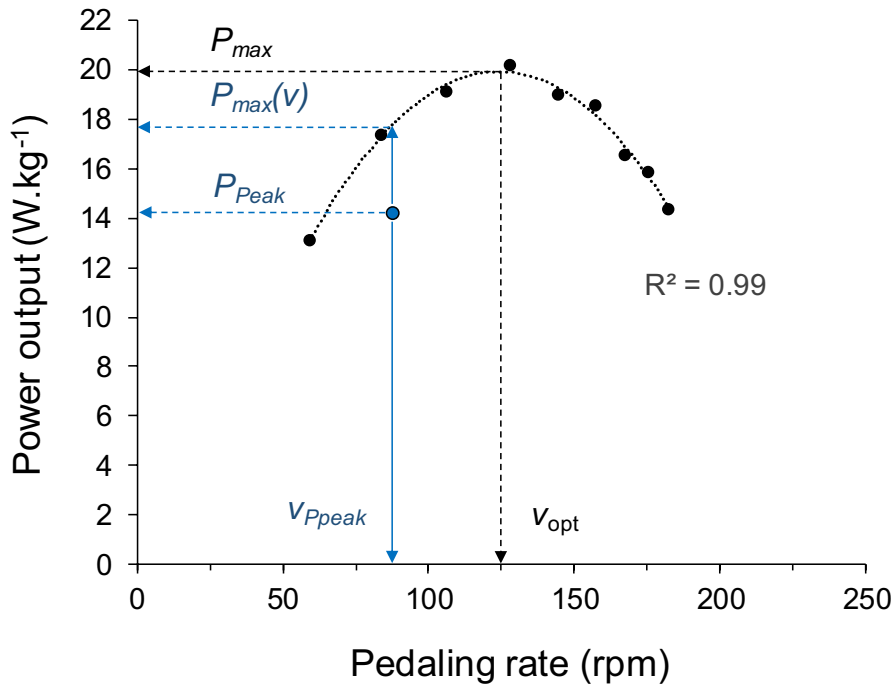


FIGURE 1 Power-velocity relationship of the sprinter fitted with a second-order polynomial model to determine the maximal power (P_{max}) and the corresponding optimal pedaling rate (v_{opt}). The blue point represents an example of peak power reached during a road-sprint (P_{Peak}) with the corresponding pedaling rate (v_{Ppeak}) and the theoretical maximal power at this pedaling rate ($P_{max}(v)$). Note that for data processing, v_{Ppeak} (in rpm) was also expressed in percentage of v_{opt} , and P_{Peak} (in $W.kg^{-1}$) was also expressed in percentage of P_{max} and $P_{max}(v)$

power output capacity for each sprint duration and for any pedaling rate ($P_{max}(v, duration)$), a model taking into account both the power-velocity test and these two power-endurance tests was used (Figure 2). First, for each of the two pedaling rates tested, the mean maximal power produced over the first 5-s, the first 10-s, and the entire 15-s of sprinting during the 15-s isokinetic sprints were calculated (Figure 2A). Second, using an additional point corresponding to the theoretical maximal power output during 1-s at the equivalent pedaling rate (ie, $P_{max}(v)$), the relationship between maximal mean power (in $W.kg^{-1}$) and sprint duration were drawn and fitted by linear regression (Figure 2B) for both 100 ($R^2 = 0.99$) and 130 rpm ($R^2 = 0.95$) conditions. The index of power decrease (S_p) was calculated for each pedaling rate ($S_p(100)$ and $S_p(130)$, in $W.kg^{-1}.s^{-1}$), it corresponded to the slope of these linear relationships. Since sprint duration could reach 20-s during road races, the model was extrapolated up to 20 s. Third, considering the difference in the index of power decrease between 100 and 130 rpm conditions, the index of power decrease at each intermediate pedaling rate ($S_p(v)$, in $W.kg^{-1}.s^{-1}$) was interpolated assuming a linear decrease of this index with the pedaling rate (ie, higher negative values at higher pedaling rates, Figure 2C) using the following equation 2:

$$S_p(v) = \alpha v + \beta \quad (2)$$

where v is the pedaling rate (in rpm) and α and β are constants.

Note that the values of 100 and 130 rpm were initially chosen to match the maximal and minimal pedaling rates reached during road-cycling sprints (personal data from a pilot analysis). As the actual lowest pedaling rate observed during a racing sprint was 85 rpm, S_p was finally slightly extrapolated for pedaling rates below the 100-rpm measured pedaling rate. Finally, the theoretical maximal mean power output for each pedaling rate and each sprint duration ($P_{max}(v, duration)$) was calculated with the following equations 3:

$$P_{max}(v, duration) = P_{max}(v) + [S_p(v) \cdot (duration - 1)] \quad (3)$$

Substituting (1) and (2) into (3) gives:

$$P_{max}(v, duration) = [av^2 + bv + c] + [(\alpha v + \beta) \cdot duration - 1] \quad (4)$$

where v is the pedaling rate (in rpm) and $duration$ is the duration of the sprint (in s).

Ultimately, this equation was used to calculate the theoretical maximal mean power output for each sprint duration (from 1 to 20-s with an increment of 1-s) and for each pedaling rate (from 85 to 130 rpm with an increment of 1 rpm). Then, for each sprint duration, we detected the

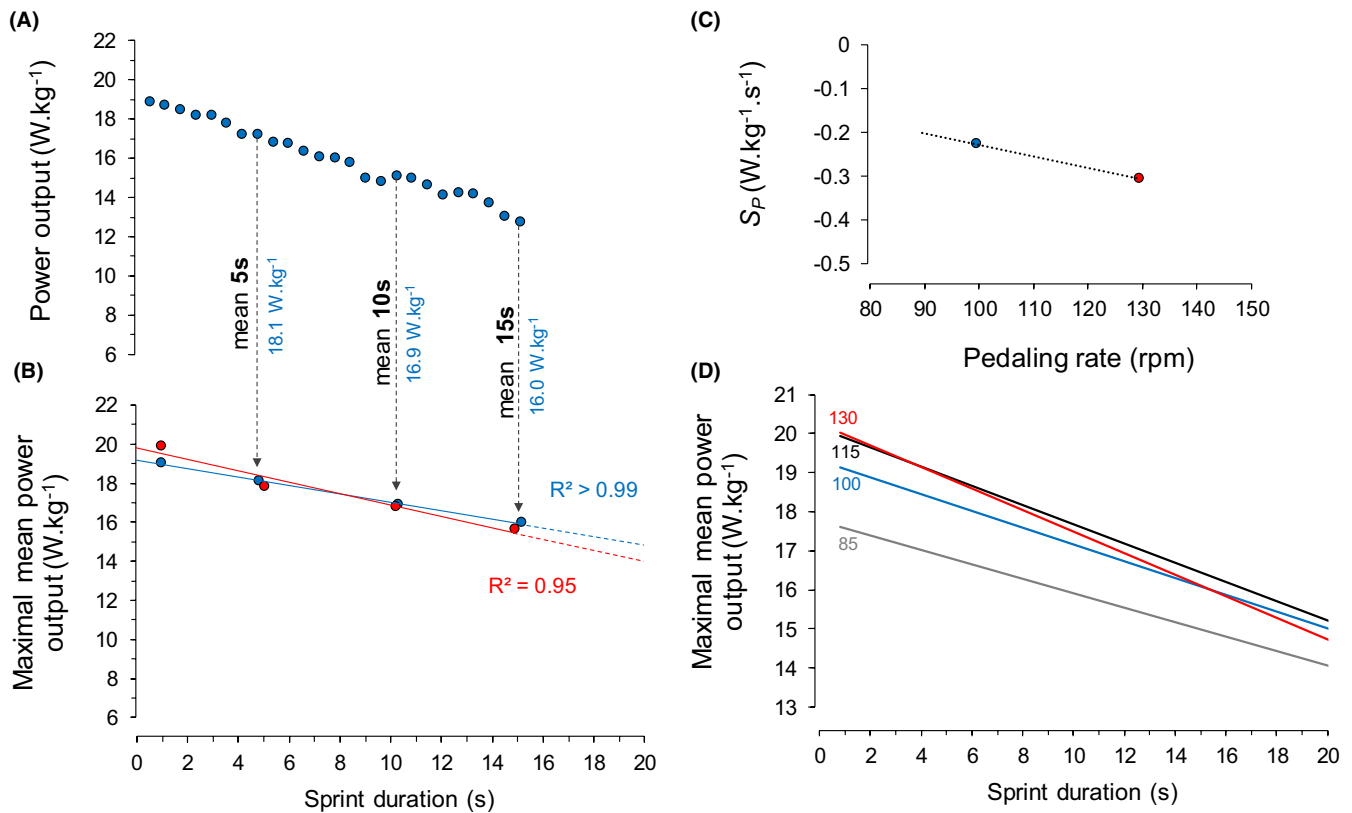


FIGURE 2 Maximal power-velocity-endurance model method. Example of power output (in $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$) produced during the 15-s isokinetic test at 100-rpm is shown in panel A. These data are used to determine the maximal mean power produced during 5-, 10-, and 15-s. Adding the maximal 1-s power produced at this pedaling rate (ie, $P_{\max}(100)$, determined from the power-velocity relationship), the relationship between maximal mean power and sprint duration was fitted by linear regression (panel B, $R^2 = 0.99$) allowing to determine a power decrease index (ie, the slope of this relationship ($S_P(100)$ in $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$). The same methodology was used for the second pedaling rate condition (130 rpm, with $P_{\max}(130)$, $R^2 = 0.95$, and $S_P(130)$, in red). Then, considering the values of this index at 100 and 130 rpm, the power decrease index at each adjacent pedaling rates from 85 to 130 rpm was estimated using a linear extrapolation (ie, the linear decrease of this index with pedaling rate, panel C). Finally, the maximal power produced in 1-s ($P_{\max}(v)$) and the decrease index ($S_P(v)$) allowed us to estimate the theoretical maximal mean power produced for each sprint duration from 1 to 20-s and for each pedaling rate ($P_{\max}(v, \text{duration})$). Only four models are depicted as examples in panel D: 85 (in gray), 100 (in blue), 115 (in black), and 130 (in red) rpm. For each sprint duration, we detected the highest value of mean power output ($P_{\max}(\text{duration})$) and the corresponding optimal pedaling rate ($v_{\text{opt}}(\text{duration})$). The final model is presented in Figure 4B

highest value of mean power output ($P_{\max}(\text{duration})$) and the corresponding optimal pedaling rate ($v_{\text{opt}}(\text{duration})$, Figure 2D).

2.5 | Analysis of sprints during road-cycling races

Power and pedaling rate data recorded during official competitions were collected over two entire cycling seasons. Only bunch sprints leading to a top 5 final ranking were included in this study. If the sprinter was hampered, trapped by other cyclists and/or unable to perform a maximal effort, the race was excluded from the analysis. Thus, eleven races met these selection criteria: three first places, two second, one third, three fourth, and two fifth in *Hors Catégorie* ($N = 1$) or *Catégorie 1*

($N = 10$) races. Each race has been given a specific color in all Figures and Table 1. The power meter recorded data at 1 Hz and its offset was checked before each training or competition. Race files were uploaded using the TrainingPeaks web service and WKO+4.0 software (Peakware LLC, Lafayette, CO, USA), and processed using custom MATLAB scripts (The MathWorks, Natick, MA). The beginning of the final sprint was determined as the time when the cyclist decided to initiate his maximal all-out final effort (ie, when the power output suddenly increased, Figure 3). For each sprint, the duration, peak power output (P_{peak}), mean power output (P_{mean}), and corresponding pedaling rates ($v_{P_{\text{peak}}}$ and $v_{P_{\text{mean}}}$, respectively) were determined (Table 1). For peak data, P_{peak} (in $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$) was also expressed relative to P_{\max} , determined by the power-velocity test (in $\%P_{\max}$) and relative to the theoretical maximal power at the

TABLE 1 Characteristics of the sprints performed by a professional sprinter during different races

Sprint duration s	Peak data during the sprint					Mean data during the sprint				
	P_{peak}		$v_{P_{peak}}$		P_{mean}	P_{mean}		$v_{P_{mean}}$		rpm
	$W \cdot kg^{-1}$	% P_{max}	% $P_{max}(v)$	rpm		% v_{opt}	$W \cdot kg^{-1}$	% P_{max}	% $P_{max}(v, duration)$	
13	17.3	86.3%	86.9%	116	93.2%	16.1	80.5%	97.5%	105	91.3%
20	14.2	70.8%	79.3%	88	70.7%	10.4	52.2%	74.9%	85	78.4%
16	17.3	86.3%	89.4%	104	83.6%	14.6	73.1%	93.0%	102	91.3%
7	17.0	84.9%	85.7%	114	91.6%	15.1	75.5%	82.8%	114	95.3%
15	19.0	94.9%	99.7%	100	80.4%	16.6	83.2%	104.9%	100	88.6%
4	17.4	86.8%	91.7%	99	79.6%	15.8	78.8%	87.0%	97	79.4%
19	18.5	92.4%	94.0%	110	88.4%	15.4	77.2%	102.4%	105	95.5%
15	14.9	74.5%	80.6%	94	75.6%	11.2	55.9%	74.0%	88	77.8%
9	20.3	101.5%	103.8%	108	86.8%	16.8	84.1%	95.2%	111	94.6%
10	17.2	85.9%	88.7%	105	84.4%	14.5	72.3%	84.6%	102	86.8%
15	17.7	88.4%	91.2%	105	84.4%	13.9	69.4%	86.6%	105	93.3%
13.0 (4.7)	17.3 (1.6)	86.6 (8.1)	90.1 (7.0)	104 (8)	83.5 (6.4)	14.6 (2.0)	72.9 (9.9)	89.4 (9.8)	101 (8)	88.4 (6.4)

Note: Peak power output produced during the sprint (P_{peak}) was expressed in power relative to the body mass ($W \cdot kg^{-1}$), in percentage of maximal power output ($\%P_{max}$) and in percentage of maximal power output at the pedaling rate used ($\%P_{max}(v)$). The pedaling rate associated to peak power output ($v_{P_{peak}}$) was expressed in revolution per minute (rpm) and in percentage of the optimal pedaling rate ($\%v_{opt}$). Mean power output during the sprint (P_{mean}) was expressed in power relative to the body mass ($W \cdot kg^{-1}$), in percentage of maximal power output ($\%P_{max}$), and in percentage of maximal power output on the duration and at the pedaling rate used ($\%P_{max}(v, duration)$). Mean pedaling rate during the sprint ($v_{P_{mean}}$) was expressed in revolution per minute (rpm) and in percentage of the optimal pedaling rate on the duration of the sprint ($\%v_{opt}(duration)$). Means (standard deviation) are given for each parameter.

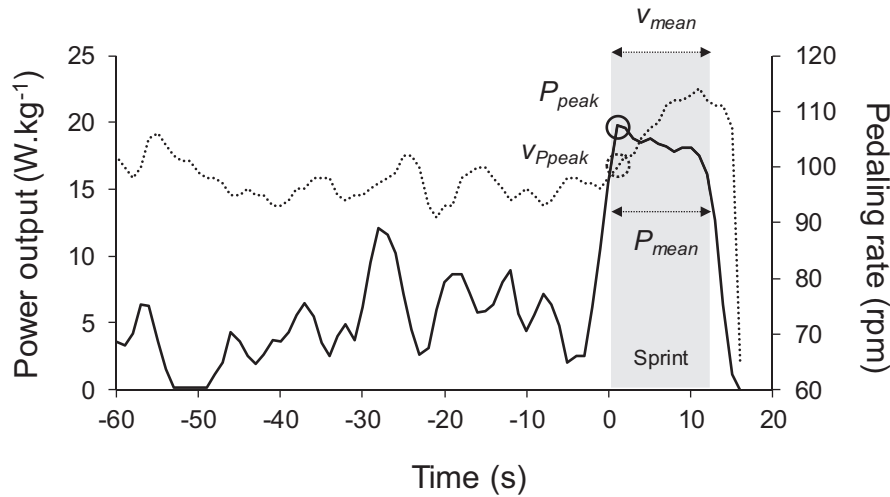


FIGURE 3 Typical example of power output (black line) and pedaling rate (dotted line) data recorded at 1 Hz at the end of a road race (including the final sprint and the preceding minute). The gray area represents the sprint, with the peak power output (P_{peak}) and the corresponding pedaling rate (v_{Ppeak}), and the mean power output (P_{mean}) produced during the whole sprint and the corresponding mean pedaling rate (v_{Pmean})

pedaling rate used (in $\%P_{max}(v)$). v_{Ppeak} (in rpm) was also expressed relative to the optimal pedaling rate (in $\%v_{opt}$). For mean data, P_{mean} (in $W.kg^{-1}$) was also expressed relative to P_{max} (in $\%P_{max}$) and relative to the theoretical maximal mean power at the pedaling rate used and over the corresponding duration (in $\%P_{max}(v,duration)$). v_{Pmean} (in rpm) was also expressed relative to the optimal pedaling rate for the corresponding duration (in $\%v_{opt}(duration)$). Finally, power output and pedaling rate data recorded during the entire race (ie, all data except those included in the final sprint) were analyzed to characterize the overall effort preceding this final sprint. Data were averaged over different time windows (ie, whole race, 60-, 10-, 5-, 4-, 3-, 2-, and 1-min before the sprint, Figure 5) in order to investigate whether the mean power produced over these different periods was related to the capacity to produce high power during the final sprint.

2.6 | Statistical analysis

Statistics were done using ORIGIN 2018 (Origin 8; OriginLab Corporation). Since the data consistently passed the normality test (Shapiro-Wilk's test), results were expressed as mean \pm SD. The regression models used for the power-velocity relationship and the power-velocity-endurance profile were described above in specific parts. Pearson's product-moment correlations (r) were used to determine whether, on all the races considered ($N = 11$), the cyclist's capacity to reach his maximal power output during the sprint was related to the

duration of the sprint and to the mean power output produced during the different phases of the race preceding this final effort (ie, whole race, 60-, 10-, 5-, 4-, 3-, 2-, and 1-min before the sprint). The threshold of significance was set at $p < 0.05$.

3 | RESULTS

3.1 | Maximal power-velocity relationship and power-velocity-endurance profile

The P_{max} and v_{opt} of the cyclist were $20.0 W.kg^{-1}$ and 124 rpm (Figure 1). During the 15-s isokinetic sprints, the mean maximal power outputs produced were $16.0 W.kg^{-1}$ (79.8% of P_{max}) and $15.6 W.kg^{-1}$ (78.2% of P_{max}) at 100 and 130 rpm, respectively. The index of the power decrease (S_p) was $-0.217 W.kg^{-1}.s^{-1}$ and $-0.297 W.kg^{-1}.s^{-1}$ at 100 and 130 rpm, respectively (Figure 2). Theoretical maximal mean power produced for each sprint duration ($P_{max}(duration)$, from 1 to 20 s) are shown in Figure 4B (with the corresponding optimal pedaling rate, $v_{opt}(duration)$, for 1, 5, 10, 15, and 20-s sprint duration). This provides an overview of the maximal power-velocity-endurance profile of the sprinter, characterizing his capacity to produce power in long-lasting sprints up to 20-s duration. For instance, for a 20-s sprint duration, his theoretical maximal mean power output ($P_{max}(20-s)$) amounted to $15.0 W.kg^{-1}$ with an optimal pedaling rate ($v_{opt}(20-s)$) of 109 rpm, representing 75.1% of P_{max} and 87.5% of v_{opt} , respectively.

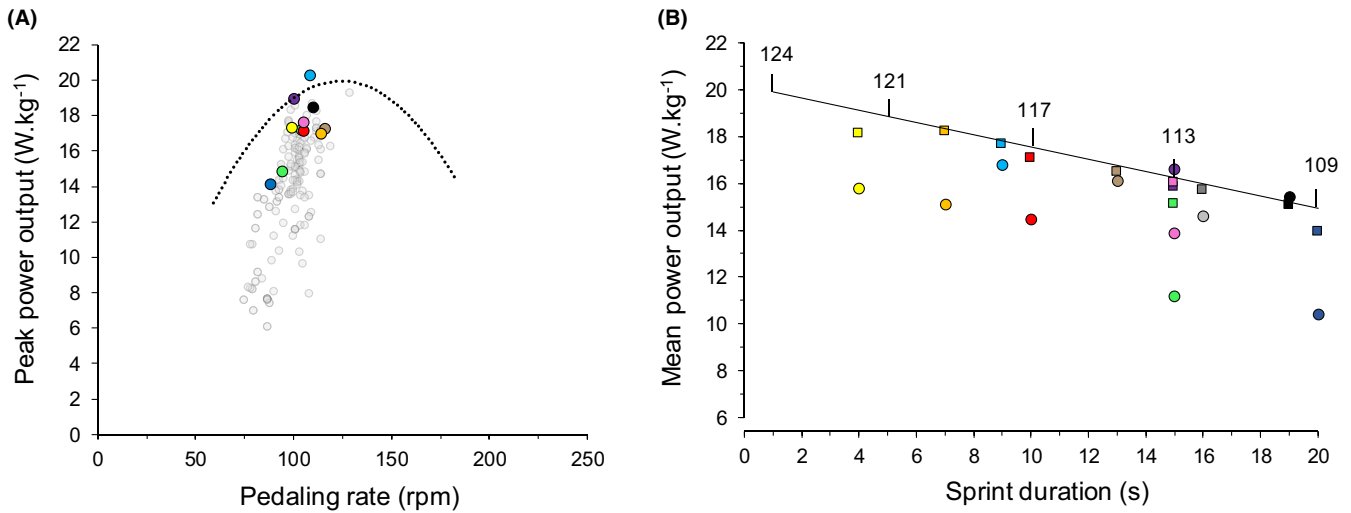


FIGURE 4 Power output and pedaling rate data recorded at 1 Hz during 11 road race sprints (in gray) and power-velocity relationship (dotted line) are represented in panel A. Colored circles represent the peak power output (P_{peak}) for each sprint (each represented by a different color, $N = 11$). Mean power output produced during the 11 sprints and maximal power-endurance profile measured on a cycle ergometer is shown in panel B. Theoretical relationship between maximal mean power output and sprint duration (black line) is represented with the corresponding optimal pedaling rates for 1-s, 5-s, 10-s, 15-s, and 20-s sprint durations. Colored circles represent the mean power outputs produced during road sprints, and colored squares represent the theoretical maximal mean power of the sprinter for the corresponding pedaling rate and sprint duration ($P_{max}(v, duration)$). As an example, for the orange sprint that lasted 7 s, P_{mean} was 15.1 W.kg^{-1} whereas $P_{max}(v, duration)$ was 18.2 W.kg^{-1} . Thus, the vertical difference in power output between the square and the circle of a same color represents the level of fatigue

3.2 | Road-racing sprints in relation to power-velocity relationship and power-velocity-endurance profile

Power output and pedaling rate recorded each second during all considered racing sprints are presented in Figure 4A together with the maximal power-velocity relationship. The peak and mean values obtained on each road-racing sprint are shown in Table 1. Sprints were mainly performed on the ascending limb of the power-velocity relationship. Considering all the sprints, mean $v_{P_{peak}}$ and $v_{P_{mean}}$ were $104 \pm 8 \text{ rpm}$ ($83.5 \pm 6.4\%$ of v_{opt}) and $101 \pm 8 \text{ rpm}$ ($88.4 \pm 6.4\%$ of $v_{opt}(duration)$), respectively. The mean P_{peak} and P_{mean} were $17.3 \pm 1.6 \text{ W.kg}^{-1}$ (representing $86.6 \pm 8.1\%$ of P_{max} and $90.1 \pm 7.0\%$ of $P_{max}(v)$) and $14.6 \pm 2.0 \text{ W.kg}^{-1}$ (representing $72.9 \pm 9.9\%$ of P_{max} and $89.4 \pm 9.8\%$ of $P_{max}(v, duration)$), respectively.

3.3 | Between-race sprint performance variability and relationship with power demand during races

We noticed a large between-race variability in sprint duration (from 4 to 20 s), for both P_{peak} (from 14.2 to 20.3 W.kg^{-1}), and P_{mean} (from 10.4 to 16.8 W.kg^{-1}). This between-race

variability was also observed for P_{peak} expressed relative to $P_{max}(v)$ (from 79.3 to 103.8%) and for P_{mean} expressed relative to $P_{max}(v, duration)$ (from 79.9 to 104.9%). P_{peak} (in W.kg^{-1} or in $\%P_{max}(v)$) and P_{mean} (in W.kg^{-1} and in $\%P_{max}(v, duration)$) were not significantly correlated with the sprint duration ($p = 0.357$, $p = 0.459$ and $p = 0.130$, $p = 0.862$, respectively). In addition, we observed a large variability in mean power output produced during the different phases of the races, especially during the last minute before the sprint (Figure 5). This mean power output produced during the last minute was significantly related to P_{peak} (in $\%P_{max}(v)$, $r = -0.75$, $p < 0.01$) and P_{mean} (in $\%P_{max}(v, duration)$, $r = -0.79$, $p < 0.01$, Figure 6). No significant correlations were found between P_{peak} or P_{mean} and the mean power produced during the other phases of the races (ie, whole race, 60-, 10-, 5-, 4-, 3-, and 2-min before the sprint).

4 | DISCUSSION

In accordance with our first hypothesis, the present study showed that the peak and mean powers produced and corresponding pedaling rates used by the sprinter during road-racing sprints were lower than his maximal power output capacities and his optimal pedaling rates determined by the power-velocity-endurance test. Thus, peak and mean power outputs expressed in percentages

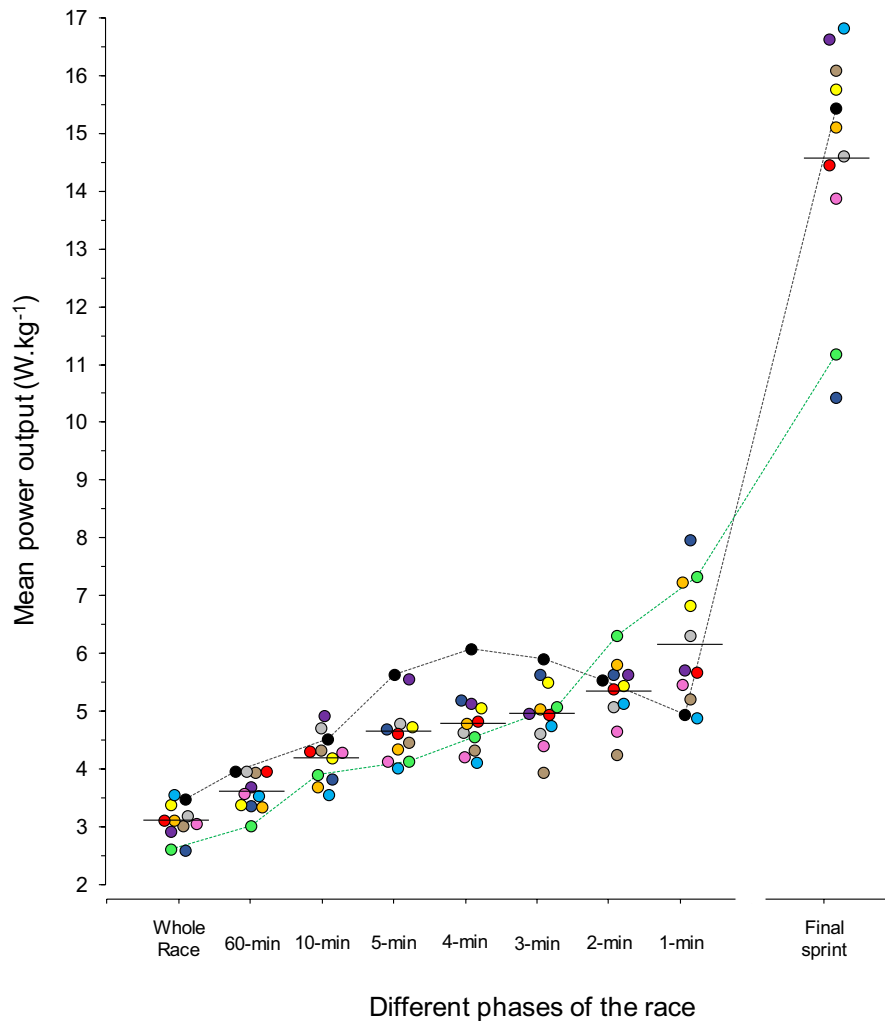


FIGURE 5 Mean power output data recorded during different phases of the race: the whole race, last 60-min, 10-min, 5-min, 4-min, 3-min, 2-min, and 1-min before the sprint and during the final sprint. Each colored circle represents a different race, and the horizontal black line represents the average value across all races for each phase. Green and black races are highlighted in the graph to illustrate the important effect of the power output produced during the last minute before the sprint on the sprint performance. The green race was one of the races with the lowest power output until two minutes before the sprint and one of the highest power output during the last minute before the sprint and was characterized by one of the lowest peak and mean power output during the sprint. Conversely, the black race was one of the most intense races (considering all the races), but associated with a low power output during the last minute before the sprint and then was characterized by one of the highest power output during the sprint

of theoretical maximal power outputs that accounted for both the pedaling rate and the duration of sprints, highlighted fatigue caused by the race. In accordance with our second hypothesis, a large between-race variability was found in power output during this final sprint, as well as during the different phases of the race. A strong negative correlation was observed between the mean power produced during the last minute before the sprint and the peak and mean power outputs during the final sprint. This result demonstrates that the pre-fatigue state, when the cyclist started his final sprint effort is more directly related to the power demand during the lead-up phase immediately preceding the sprint than to the race as a whole.

4.1 | Characteristics of road-racing sprints

Sprint durations observed in the present study (13.0 ± 4.7 -s) were in accordance with those reported in two recent studies (13.2 ± 2.3 s by Menaspa et al. and 13.1 ± 2.5 s by Van Erp et al.),^{4,5} despite having a slightly higher variability. Peak power output produced by our top-elite sprinter during final sprint (17.3 ± 1.6 W.kg⁻¹, $N = 11$) was in accordance with data previously reported for professional sprinters of a UCI World Tour team (17.4 ± 1.7 W.kg⁻¹, $N = 15$).⁵ Logically, the power output produced by the sprinter in our study was lower than that recently reported by Van Erp et al.⁴ from one of the

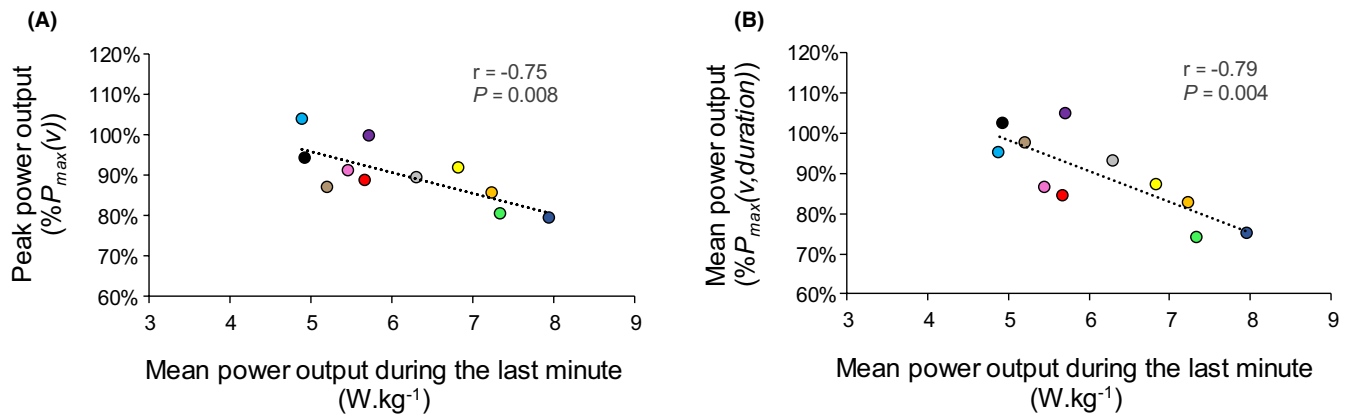


FIGURE 6 Relationships between power outputs produced during road sprints and the mean power output sustained during the last minute before the sprint. Peak power (P_{peak}) is expressed as the percentage of the theoretical maximal power at the pedaling rate (panel A). Mean power output (P_{mean}) is expressed as a percentage of the theoretical maximal mean power for the pedaling rate and duration (panel B)

best sprinters in the world ($\sim 19.5 \pm 1.1 W.kg^{-1}$) during winning sprints of the *Tour de France* stages ($N = 14$). The same trend was observed regarding the mean power produced over the whole sprint ($14.6 \pm 2.0 W.kg^{-1}$ in the present study versus $14.2 \pm 1.1 W.kg^{-1}$ in Menaspas et al.),⁵ but the difference from the data reported by Van Erp et al. was smaller ($\sim 15.8 \pm 1.3 W.kg^{-1}$).⁴ The originality of the current study is to relate the power outputs and pedaling rates produced during road-racing sprints to the sprinter's own power-velocity-endurance characteristics, and thus improve our interpretation of the efforts underlying performance.

4.2 | Power-velocity relationship and peak power output during road-racing sprints

Surprisingly, data on power-velocity characteristics of professional road sprinters are scarce in the literature. P_{max} of the current sprinter performed in a standing position ($20.0 W.kg^{-1}$) was close to the highest values previously reported in cyclists of different disciplines in either seated or standing positions ($12.5 W.kg^{-1}$ to $22 W.kg^{-1}$) while v_{opt} (124 rpm) was close to the average value (115 rpm up to 141 rpm).^{2,23,24} However, these values understandably remained lower than the highest values recorded on world-class BMX and track sprint cyclists (25 – $26 W.kg^{-1}$ with an optimal pedaling rate of 135 – 140 rpm).⁹

On all the road-racing sprints, results showed that the average peak power output (P_{peak}) was $13.4 \pm 8.1\%$ lower than P_{max} (Table 1). The fact that the pedaling rate at P_{peak} ($v_{P_{peak}}$) was on average 20 rpm lower than the optimal pedaling rate ($83.5 \pm 6.4\%$ of v_{opt}) should theoretically limit the maximal power output of the sprinter and may partly explain why P_{peak} was lower than P_{max} . However,

by relating this to the power-velocity relationship, it appears that the sprinter produced much less power than the theoretical maximal power he is able to produce at this pedaling rate ($90.1 \pm 7.0\%$ of $P_{max}(v)$). This discrepancy of $9.9 \pm 7.0\%$ demonstrated that the sprinter was not able to reach his theoretical maximal power, irrespective of the pedaling rate used. As the goal for the sprinter is to maximize power during the sprint, this finding strongly suggests a non-negligible state of fatigue induced by the efforts of the race before this final sprint. Although we cannot totally exclude a slight holding back of power (even unconscious) at the beginning of the effort during the long-lasting sprints (>15 s), it appears unlikely as the all-out strategy remains the best for maximizing sprint power output. Interestingly, the further analysis of the mean power output produced over the entire sprint made it possible to overcome this phenomenon.

4.3 | Power-velocity-endurance profile and mean power output during road-racing sprints

To the best of our knowledge, this study is the first to characterize a maximal power-velocity-endurance profile, moreover in a high-level road sprinter, which allowed us to determine the subject's capacity to produce maximal power output taking into consideration both the pedaling rate and duration of the sprint (from 1 to 20 s), (Figure 4B). In the absence of values from the literature, we compared our results with personal unpublished data obtained with the same method. The maximal mean power output during the 15-s sprint at 100-rpm was $16.3 W.kg^{-1}$ (81.5% of P_{max}) for the sprinter who participated in the present study compared with $14.8 \pm 1.5 W.kg^{-1}$ ($76.9 \pm 1.5\%$ of P_{max}) for a group of seven road-cycling elite sprinters. It

can be argued that the sprinter in the present study has good power-endurance qualities for long-duration sprints compared with other road sprinters. This highlights the relevance of such measurements for both sprinter evaluation and personalized training.

The mean power obtained in the two 15-s tests performed at 130 and 100-rpm confirmed the decrease in power is specific to pedaling rate.²¹ Modeling the maximal power-velocity-endurance profile, by assuming a linear evolution of the index of power decrease with pedaling rate, made it possible to determine the theoretical maximal mean power output for each sprint duration (from 1 to 20-s) and for each pedaling rate (from 85 to 130 rpm). This profile provided experimental evidence that the optimal pedaling rate maximizing the mean power output decreases with sprint duration. Indeed, the model predicted that the maximal mean power output during a sprint of 15-s was $16.3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, which corresponds to a decrease of 18.5% compared to P_{max} . In this example, this difference in mean power produced during 1-s (ie, P_{max}) and 15-s ($P_{max}(15\text{-s})$) is associated with (i) a decrease of the optimal pedaling rate from 124 rpm (v_{opt}) to 113 rpm ($v_{opt}(15\text{-s})$), which corresponds to a decrease of 9.2%, and (ii) a decrease of the optimal force from $9.0 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ (F_{opt}) to $8.1 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ ($F_{opt}(15\text{-s})$), which corresponds to a decrease of 10.2%. These findings are in agreement with the shift to the left and to the down of the power-velocity relationship with fatigue reported by MacIntosh et al. (2004) at the end of a 30-s Wingate test,²⁵ and highlighted a decrease in both force and velocity capacities after a fatigue exercise, while maintaining a linear force-velocity relationship.²⁶ Since the road-racing sprints had different durations and the pedaling rates used differed between races, this profile was used as a reference to interpret the mean power data produced during the different sprints. Considering the average results of the eleven road-racing sprints, we noticed that the mean power output during sprinting represented $89.4 \pm 9.8\%$ of the theoretical maximal mean power output for the corresponding pedaling rate and duration (Table 1). This is visually illustrated by the vertical distance between circles and squares for each sprint in figure 4B. Thus, in addition to peak power, discussed previously, this result provides evidence that the final sprint in professional races is performed in a significant pre-fatigue state.

4.4 | Between-race variability in sprint performance and relationship with power demand during a race

Beyond the analysis considering the eleven races together, we observed a high variability in peak and mean power

outputs during sprints among these races. Interestingly, although the variability in sprint duration should strongly influence the mean power output, no significant correlation was found between P_{mean} and the duration of the sprint. Thus, higher mean power was sometimes produced during longer sprints (eg, brown and purple sprints compared with the shorter yellow and orange sprints, Table 1 and Figure 4B). In addition, P_{mean} expressed relative to the theoretical maximal mean power output at the pedaling rate and duration was still highly variable, confirming that P_{mean} , and hence, sprint performance is strongly influenced by the level of pre-fatigue induced by previous effort throughout the race.

The mean power output during an entire race ($3.2 \pm 0.3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$) in the current study was slightly higher than previous data reported by Menaspa et al.⁵ ($2.8 \pm 0.4 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$) and Van Erp et al.²⁷ during flat stage of the *Tour de France* ($2.4 \pm 0.3 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$). The end of the race was associated with an increase in mean power output (Figure 5) that reached 4.2 ± 0.4 , 4.6 ± 0.5 , and $6.1 \pm 1.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ during the 10-min, 5-min, and 1-min preceding the final sprint, respectively. In addition, this increase in power output in the phases preceding the sprint was very variable depending on the race, particularly during the last minute (coefficient of variation of 16.4% in mean power output, range: 4.9 to $8.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$). Interestingly, in accordance with our second hypothesis, the mean power produced during the last minute before the sprint was significantly correlated with the sprinter's capacity to achieve his maximal power output during the final sprint. The case of the green race clearly illustrates this result. It was one of the races with the lowest power output until two minutes before the sprint and had one of the highest during the last minute before the sprint (Figure 5). It was characterized by one of the lowest peak and mean power output during the sprint (Figures 4, 5, and 6), whether power was expressed in absolute terms or relative to the theoretical maximal value determined from the power-velocity-endurance profile. Conversely, the black race was one of the most intense races, especially during the last 4 min, when the sprinter had a mean power of $6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, but a decrease in power output below the critical power of the sprinter during the last minute before the sprint allowed him to perform one of the highest power outputs throughout the sprint, despite its very long duration (19 s, Figure 6). This is in accordance with the W prime concept (which represents the work doable above the critical power),^{28,29} meaning that the power output level during the last minute before the sprint directly influences the amount of W' consumed. This last minute should therefore subsequently induce an alteration of the sprinter's maximal power output capacity during the final sprint.

4.5 | Practical application

The road-racing sprint analysis proposed in the current study could be very useful for coaches and elite sprinters wanting to maximize power output and hence sprint performance. First, this study provides the first published data on a maximal power-velocity-endurance profile of a professional sprinter and could serve as a reference for future and comparative studies as well as for coaches of elite cyclists. Second, the methodology used in this study can be applied to sprinters who would like to determine their power-velocity-endurance profile in order to better analyze their road-cycling sprints. Indeed, although most of the sprints in this study were performed in a pre-fatigue state, some of them exhibited peak and mean power output close to 100% of $P_{max}(v)$ and $P_{max}(v, duration)$ (Table 1). Thus, we can reasonably assume that they were performed with very low pre-fatigue and hence can be related to the power-velocity-endurance characteristics to determine whether the pedaling rates used were close to the optimal. This is the case for the purple race, where P_{peak} amounted to $19.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, 99.7% of $P_{max}(v)$, and 94.9% of P_{max} . Interestingly, the pedaling rate associated with P_{peak} (v_{Ppeak}) was 19.6% lower than the v_{opt} , which may limit power output and, therefore, explain the 5.1% loss of peak power output compared with P_{max} at the beginning of the sprint. From a performance point of view, it suggests that, in this specific final sprint, the sprinter could improve his peak power output at the start of the sprint by slightly decreasing his gear ratio in order to increase his pedaling rate and hence maximize power. Considering the difficulty of gaining a few percent of maximal power output in elite cyclists' training, this kind of optimization process is very important. Road bike theoretically allows the sprinter to change gear ratio in order to adjust the pedaling rate throughout the sprint and thus limit the power decrease and maximize the mean power output. However, in order to avoid to derail during the changing gear ratio, the cyclist must release chain tension by decreasing the crank torque and hence power. Therefore, in practice, sprinter is recommended to choose the appropriate gear ratio before the sprint and keep this gear ratio throughout the sprint. Nevertheless, in the particular case where the sprint is very long and the pedaling rate used becomes too far from the optimal, the sprinter can change gear ratio. Interestingly, our sprinter used this strategy of increasing the gear ratio for two long-lasting sprints (ie, the "brown" and the "black" of 13 and 19-s duration, respectively) which seems to be useful to bring the pedaling rate closer to the optimal value predicted by his power-velocity-endurance profile (Figure 4B).

When the level of pre-fatigue was greater, particularly related to the intensity of the effort in the last minute before

the sprint, the sprinter necessarily endured a decrease in both force and velocity capacities, and consequently in optimal pedaling rate.²⁵ Therefore, in such cases, it remains more complicated to provide precise recommendations about the pedaling rates to use. However, the lower pedaling rate used by the sprinter during road-racing sprints performed in a pre-fatigue state, compared with the fatigue-free optimal pedaling rates (for both maximal power, v_{opt} , and maximal mean power on the duration, $v_{opt}(duration)$) could be considered as a natural suitable adaptation to maintain a high power level. This is particularly the case for the two sprints with the lowest P_{peak} and P_{mean} compared with $P_{max}(v)$ and $P_{max}(v, duration)$, respectively (green and dark blue sprints, Figure 4), which were also the two sprints with the lowest v_{Ppeak} and v_{Pmean} .

From strategic point of view, the detrimental effect of producing very high power during the last minute on the final sprint performance highlights that the sprinter and his teammates should pay particular attention to this preparation phase. Indeed, in the current study, the sprinter lost ~20% of sprint mean power output when the mean power during this last minute was higher than his 5-min cycling mean power output record (ie, $6.6 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$). Consequently, this finding provides experimental confirmation that the sprinter must be well placed early in the front of the peloton during the phase preceding the sprint to avoid any supplementary effort.⁴ In addition, this tactic reduces the risks of crash and maximizes the possibility of a successful outcome.^{4,14}

Finally, these findings underline the interest for a sprinter to have good aerobic qualities to reduce the state of fatigue before the sprint and thus save the amount of 'W'. It also highlights the importance of performing sprints with a state a pre-fatigue during training to be close to competitive sprint conditions.

4.5.1 | Methodological considerations

Findings of the present work should be interpreted in view of the inherent limitations of a study design based on a single case. The elite sprinter participated in a good number of sprints but they were mainly performed during Category 1 races. Nevertheless, focusing on the power produced during different phases of the race, we observed only a few differences concerning the lead-up phase before the sprint, especially during the last minute, between the races considered here ($6.1 \pm 1.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$) and the World Tour level races previously analyzed ($6.8 \pm 0.8 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ in Menaspa et al.).⁵ Thus, our conclusion about the effect of pre-fatigue on sprint performance would certainly be emphasized during World Tour level races. Although only one power-velocity-endurance profile was presented in this study, it actually corresponds to the best of three tests performed over a period of seven

months (including the competition season), in order to represent the maximal power-velocity-endurance capacity of the sprinter. The between-test variability in power-velocity-endurance characteristics on this mature sprinter was slight and much smaller than the between-race variability in power outputs during the final sprint (see supporting information for more detail). Therefore, whereas we would advocate repeating this evaluation throughout the year so as to monitor performance in different races more precisely, we are confident that this variability does not interfere with the conclusions of the present study. Finally, it is important to note that our way of calculating the theoretical maximal mean power output and the corresponding optimal pedaling rate is clearly limited to efforts up to almost 20-s duration. Indeed, we do not claim it to be consistent beyond this duration, due to the non-linear shape of the relationship between record power and duration.³⁰

5 | CONCLUSION AND PERSPECTIVES

This study showed that road-racing sprints are mainly performed on the high portion of the ascending limb of the power-velocity relationship, and that both peak and mean power output reached during sprints are very variable. Even if this power is sometimes close to the sprinter's maximal power capacities evaluated in fatigue-free conditions by the power-velocity-endurance profile obtained on a cycle ergometer, the power produced during sprint is usually much lower than this maximal capacity. High between-race variability is observed in peak and mean power outputs during the final sprint, which are strongly related to the power output produced during the minute preceding this sprint. Overall, the methods proposed in the present study, consisting of characterizing the power and pedaling rate during the final sprints of road races, based on the individual power-velocity-endurance profile, would be very valuable for following top-elite sprint road cyclists. Further studies are needed to investigate how different one-minute pre-fatigue scenarios would influence the capacity of sprinters to express their maximal power-velocity-endurance capacities, and thus better determine the highest power output level over one minute that would allow a quasi-maximal potential to be kept for the final sprint.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was principally funded by SA Vendée Cyclisme. M. Robin was supported by the French Ministry of Research and Innovation and the National Association of Research and Technology (ANRT) via a CIFRE agreement with the TotalEnergies Pro Cycling Team. The authors are grateful to the sprinter for his participation in this longitudinal study.

CONFLICT OF INTEREST

The authors report no conflict of interest.

ORCID

Sylvain Dorel  <https://orcid.org/0000-0001-8033-9028>

REFERENCES

1. Martin JC, Davidson CJ, Pardyjak ER. Understanding sprint-cycling performance: the integration of muscle power, resistance, and modeling. *Int J Sports Physiol Perform*. 2007;2(1):5-21.
2. 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(09):739-746.
3. Merkes P, Mensapà P, Abbiss C. Sprinting in road cycling—literature review. *J Sci Cycl*. 2020;9(3):29-52.
4. Van Erp T, Kittel M, Lamberts RP. Sprint Tactics in the Tour de France: A Case Study of a World-Class Sprinter (Part II). *Int J Sports Physiol Perform*. 2021;16(9):1371-1377. doi:10.1123/ijsp.2020-0701
5. Menaspà P, Quod M, Martin DT, Peiffer JJ, Abbiss CR. Physical demands of sprinting in professional road cycling. *Int J Sports Med*. 2015;36(13):1058-1062.
6. Dorel S, Couturier A, Lacour J-R, 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):1174-1183.
7. Driss T, Vandewalle H, Chevalier J-ML, Monod H. Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Can J Appl Physiol*. 2002;27(3):250-262.
8. Martin JC, Wagner BM, Coyle EF. Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Med Sci Sports Exerc*. 1997;29(11):1505-1512.
9. Dorel S. Maximal force-velocity and power-velocity characteristics in cycling: Assessment and relevance. In: Morin J-B, Samozino P, eds. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods*. Cham: Springer; 2018:7-31.
10. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon J-D. Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol*. 1999;79(5):426-432.
11. Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol*. 1981;51(5):1175-1182.
12. 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):423-430.
13. Menaspà P, Quod M, Martin D, Victor J, Abbiss C. Physiological demands of road sprinting in professional and U23 cycling. A pilot study. *J Sci Cycl*. ; 2013.2(2):35-39.
14. Menaspà P, Abbiss CR, Martin DT. Performance analysis of a world-class sprinter during cycling grand tours. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013;8(3):336-340.
15. McCartney N, Heigenhauser GJ, Jones NL. Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *J Appl Physiol*. 1983;55(1):218-224.
16. Martin JC, Brown NA. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *J Biomech*. 2009;42(4):474-479.

17. O'Bryan SJ, Brown NA, Billaut F, Rouffet DM. Changes in muscle coordination and power output during sprint cycling. *Neurosci Lett*. 2014;576:11-16.
18. Jones NL, McCartney N, Graham T, et al. Muscle performance and metabolism in maximal isokinetic cycling at slow and fast speeds. *J Appl Physiol*. 1985;59(1):132-136.
19. Beelen A, Sargeant AJ. Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *J Appl Physiol*. 1991;71(6):2332-2337.
20. Gardner AS, Martin DT, Jenkins DG, et al. Velocity-specific fatigue: Quantifying fatigue during variable velocity cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(4):904-911.
21. Tomas A, Ross EZ, Martin JC. Fatigue during maximal sprint cycling: Unique role of cumulative contraction cycles. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(7):1364-1369.
22. Menaspà P, Martin DT, Victor J, Abbiss CR. Maximal sprint power in road cyclists after variable and nonvariable high-intensity exercise. *J Strength Cond Res*. 2015;29(11):3156-3161.
23. 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):287-292.
24. Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*. 1987;56(6):650-656.
25. MacIntosh BR, Svedahl K, Kim M. Fatigue and optimal conditions for short-term work capacity. *Eur J Appl Physiol*. 2004;92(4):369-375.
26. Krüger RL, Peyrard A, di Domenico H, Rupp T, Millet GY, Samozino P. Optimal load for a torque-velocity relationship test during cycling. *Eur J Appl Physiol*. 2020;120(11):2455-2466.
27. Van Erp T, Kittel M, Lamberts RP. Demands of the Tour de France: A Case Study of a World-Class Sprinter (Part I). *Int J Sports Physiol Perform*. 2021;1(aop):1-8.
28. Vanhatalo A, McNaughton LR, Siegler J, Jones AM. Effect of induced alkalosis on the power-duration relationship of "all-out" exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(3):563-570. doi:10.1249/MSS.0b013e3181b71a4a
29. Poole DC, Burnley M, Vanhatalo A, Rossiter HB, Jones AM. Critical power. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(11):2320.
30. Fukuba Y, Miura A, Endo M, Kan A, Yanagawa K, Whipp BJ. The curvature constant parameter of the power-duration curve for varied-power exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(8):1413-1418.

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information may be found in the online version of the article at the publisher's website.

How to cite this article: Robin M, Nordez A, Dorel S. Analysis of elite road-cycling sprints in relation to maximal power-velocity-endurance profile: a longitudinal one-case study. *Scand J Med Sci Sports*. 2021;00:1-14. doi:[10.1111/sms.14103](https://doi.org/10.1111/sms.14103)

Supporting Information / Supplementary Material

Within this study, we related power data recorded by a portable power meter (FC-RC9100-P, Shimano, Sakia, Japan) during two seasons of road competitions (2018 and 2019) to the best power-velocity-endurance test performed on a cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, The Netherlands) at the beginning of the 2018 season.

Comparison of the different power-velocity-endurance tests.

As mentioned in the method, although only one power-velocity-endurance profile was considered for further analyze in this study, it corresponds to the best of three tests performed over a period of seven months (including the competition season). This choice is justified by the fact it better represents the maximal power-velocity-endurance capacity of the sprinter. The three tests are represented in figure 1. For two of the three tests (in black and green in figure 1) we had the entire power-velocity-endurance profile, but for one test (in red) only the power-velocity test was performed by the cyclist. It was the first test and the whole protocol was still not determined. The best of these two entire tests (black) was then retained in this study.

Concerning the power-velocity characteristics, P_{max} of the “black” test was 0.5% lower than the “red” test and 3.0% higher than the “green” test, and v_{opt} was 0.7% lower than the red test and 2.9% higher than the green test. Concerning the power-velocity-endurance profile, P_{mean} of the “black” test was 3.1% higher, 2.3% higher, 1.0% higher, 0.4% lower and 1.8% lower for respectively 1-s, 5-s, 10-s, 15-s and 20-s of duration, compared to the “green” test, and the $v_{opt}(duration)$ of the black test was 3.1% higher, 2.2% higher, 0.9% higher, 0.4% lower and 1.7% lower for respectively 1-s, 5-s, 10-s, 15-s and 20-s of duration, compared to the “green” test. Note that most sprints (80%) lasted between 9 and 20 seconds, and that the difference between the two tests in this area of interest was lower than 2%, which corresponds to the measurement error claimed by the manufacturer. Therefore, although it could have been interesting to repeat this evaluation throughout the second year so as to monitor performance in different races more precisely, we are confident that this slight variability did not interfere with the conclusions of the present study.

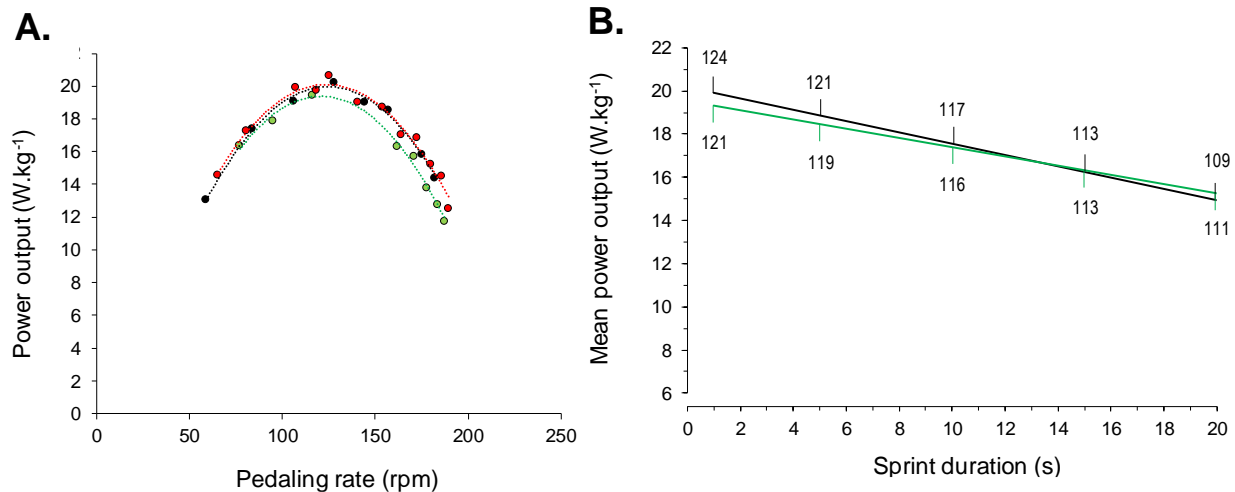


Figure 1. Power-velocity relationships of the three tests performed by the sprinter over a period of seven months (panel A) and then the two power-velocity-endurance profile (panel B). The best of the two entire power-velocity-endurance tests was the “black” test and it was retained as reference in this study.

Analysis of consistency between power recorded on the cycle ergometer and power recorded by the portable power-meter on the field

While the same low level of measurement error (2%) is reported by the manufacturers for both devices, there is a difference in the sampling frequency. The Lode ergometer recorded one mean value every 2° of crank rotation, from which we then calculated the mean value for each entire crank cycle, whereas the portable power meter recorded one mean value per second. In order to check the reliability of our approach, we decided to do further analyses considering additional measurements. For this purpose, we collected data recorded throughout all sprint training sessions over the 2-year period and assessed the maximal values of power output between 50 and 130 rpm. Indeed, this cyclist almost never did sprints at pedalling rates higher than 130 rpm during road training. We then used the highest values obtained (almost every 5 rpm when available) for each of the two seasons and compared them with the reference power-velocity relationship obtained on the ergometer (Figure 2). Visually, the data of the two systems matched fairly well, although we observed a small deviation at the apex of the power-velocity relationship (i.e. at P_{max}), with slightly higher peak power values obtained in the field for the 2019 season (21.8 W.kg⁻¹) compared with the highest value obtained during the power-velocity test on the ergometer (20.2 W.kg⁻¹). This could have induced a slight overestimation of P_{peak} and P_{mean} when expressed as a percentage of the sprinter’s maximal capacities and may partly

explain the fact that the sprinter produced one P_{peak} and one P_{mean} slightly higher than his theoretical maximal power output capacities. Nevertheless, it should be noted that this difference was not apparent when considering the field data obtained for the 2018 season ($20.9 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, i.e. lower than the error of measurement). Moreover, we observed a very good agreement on the ascending limb of the power–velocity relationship. Since sprints in the field were never performed at a pedalling rate higher than 130 rpm, we were unable to compare P_{max} and the corresponding v_{opt} determined by the second order polynomial model between these two measurements. However, considering the low sampling frequency of the field measurement and the fact that pedalling rates used during road-racing sprints always corresponded to the ascending limb of the power-velocity relationship, the validation at a low pedalling rate was more crucial. Therefore, these additional data lead us to be confident that the power-velocity and power-endurance tests performed on the stationary ergometer can be used to interpret road-cycling sprints.

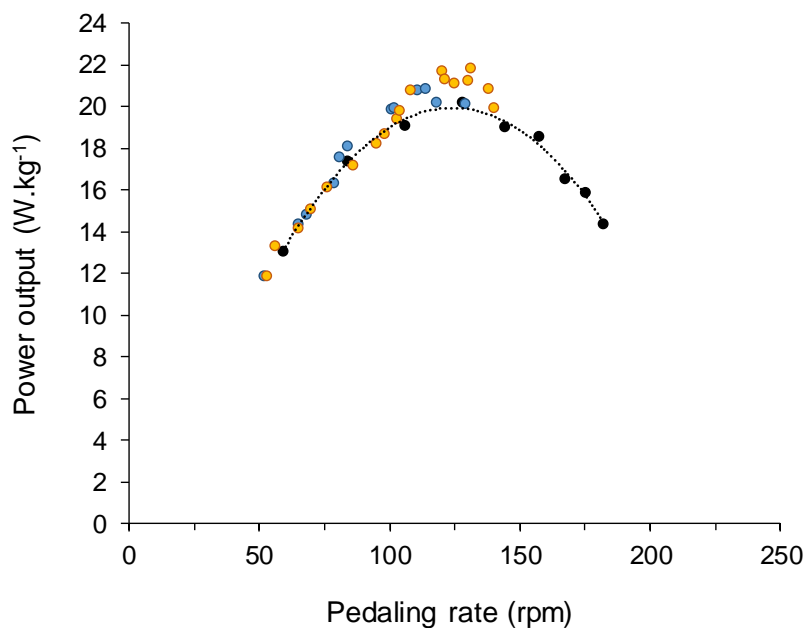


Figure 2. Power-velocity relationships of the sprinter established with a cycle ergometer test (black circles), and on the field during the 2018 (blue) and 2019 (orange) seasons. Power output obtained on the ergometer was averaged for each crank revolution and the relationship was fitted with a second order polynomial. The maximal power outputs produced at different pedalling rates (between 50 and 130 rpm) on the field were mean values over 1-s periods (1 Hz measurements).

Étude #2

Comportement faisceau-tendon lors du sprint en cyclisme :
effet de la condition force-vitesse

Publication associée (en préparation) :

Robin, M., Nordez, A., Hauraix, H., Dorel, S. Muscle-specific fascicle-tendon behavior during sprint cycling: effect of the force-velocity condition.

Étude #2 – Résumé

Comportement faisceau-tendon au cours du sprint en cyclisme : effet d'une condition force-vitesse

En cyclisme, le test force-vitesse est classiquement utilisé pour évaluer les propriétés mécaniques des muscles du membre inférieur. Cependant, on ne sait pas comment les comportements muscle-tendon sont influencés par les contraintes force-vitesse. Ainsi, le but de cette étude était d'analyser le comportement de la MTU et du faisceau des muscles *vastus lateralis* et *gastrocnemius lateralis* lors du sprint en pédalage à différentes cadences à l'aide d'un échographe ultrarapide. Onze cyclistes très entraînés ont réalisé deux séries de six sprints maximaux de 5 s en position assise à 60, 90, 120 et 160 tr/min. Le comportement du *vastus lateralis* est caractérisé par un raccourcissement simultané de la MTU et du faisceau musculaire avec une grande similitude dans leur pattern. L'augmentation de la fréquence de pédalage a induit une augmentation linéaire des vitesses de raccourcissement du faisceau musculaire et de la MTU (R^2 entre 0,90 et 0,95), ce qui suggère fortement que la capacité du coureur à augmenter la fréquence de pédalage peut être liée à la capacité d'augmenter la vitesse de raccourcissement des faisceaux. Le *gastrocnemius lateralis* présente une première phase caractérisée par un comportement quasi-isométrique des faisceaux musculaires et un allongement de la MTU, et une seconde phase où la MTU et les faisceaux se raccourcissent. La vitesse de raccourcissement des faisceaux musculaires était légèrement influencée par la condition force-vitesse et restait relativement faible. Grâce aux interactions fascicule-tendon et en raison de leur anatomie, les muscles mono-articulaires et bi-articulaires présentent différentes modalités de contraction lors de sprints effectués dans différentes contraintes force-vitesse. De manière générale, ces résultats fournissent une preuve expérimentale du rôle respectif de chaque muscle : générer un niveau élevé de puissance musculaire par la composante contractile pour le VL, et produire un niveau élevé de force à faible vitesse par les tissus actifs et passifs pour le GL afin d'assurer le transfert de cette force musculaire à la cheville et à la pédale.

Mots-clés : *vastus lateralis, gastrocnemius lateralis, cycliste élite sur route, comportement musculaire, vitesse de raccourcissement des faisceaux*

In preparation for submission to Medicine & Science in Sports & Exercise

**MUSCLE-SPECIFIC FASCICLE-TENDON BEHAVIOR DURING SPRINT
PEDALING: EFFECT OF THE FORCE-VELOCITY CONDITION**

Maxime ROBIN^{1,2*}, Sylvain DOREL^{1*}, Hugo HAURAIX¹, Antoine NORDEZ^{1,3}

¹ Nantes Université, Movement - Interactions - Performance, MIP, UR 4334 F44000, Nantes, France

² TotalEnergies Pro Cycling Team, Essarts-en-Bocage, France

³ Institut Universitaire de France (IUF)

* co-first authors who have worked together and contributed equally

Correspondence and reprints:

Sylvain DOREL, PhD
University of Nantes
Laboratory “Motricité, Interactions, Performance” (EA4334)
25 bis boulevard Guy Mollet
BP 72206
44322 Nantes cedex 3
France
Email: sylvain.dorel@univ-nantes.fr

Abstract

In cycling, the force-velocity test is classically used to evaluate the mechanical properties of lower limb muscles. However, it remains unclear how the muscle-tendon behaviors are influenced by force-velocity constraints. Thus, the aim of this study was to analyze the MTU and fascicle behaviors of *vastus lateralis* and *gastrocnemius lateralis* muscles during sprint pedaling on a wide range of pedaling rates using ultrafast ultrasound. Eleven highly trained cyclists performed two sets of six 5-s maximal sprints in seating position at 60, 90, 120 and 160 rpm. The *vastus lateralis* behavior is characterized by a simultaneous shortening of both MTU and muscle fascicle with a great similarity in these two patterns. The increase of pedaling rate induced a linear increase in both muscle fascicle and MTU shortening velocities (R^2 between 0.90 and 0.95), which strongly suggests that the ability to increase the pedaling rate may be related to the ability to increase the fascicle shortening velocity. The *gastrocnemius lateralis* displays a first phase characterized by a quasi-isometric behavior of muscle fascicles while MTU lengthen, and a second phase where both MTU and fascicles shorten. The shortening velocity of muscle fascicles was marginally influenced by the force-velocity condition and remained relatively low. Thanks to fascicle-tendon interaction and due to their anatomy monoarticular and biarticular muscles display different modalities of contraction during sprints performed in different force-velocity constraints. Overall, these findings provide experimental evidence of the respective role of each muscle: generate high level of muscle power by the contractile component for *VL* and produce high level of force at low velocity by both active and passive tissues for the *GL* to ensure the transfer of this muscle power to the ankle and the pedal.

Keywords: vastus lateralis, gastrocnemius lateralis, elite road-cyclist, muscle behavior, fascicle shortening velocity

Introduction

Sprint pedaling is one of the multi-joint movements (such as squat jumping and sprint running) extensively used in human to characterize the lower limb muscles function.^{1,2} This task is relevant because the force-velocity constraints can be easily manipulated by changing the resistance (force) or cadence (velocity) during maximal efforts (i.e. force-velocity test).³⁻⁵ Thus, the assessment of global force-velocity-power characteristics during this specific task allow to determine indexes such as maximal force, velocity, and power representing key factors of the performance in different explosive tasks,^{1,2,6} and are relevant macroscopic parameters to evaluate athletes and monitor general strength training effects.

Torque-pedaling rate and power-pedaling rate relationships obtained from the pedaling force-velocity test are typically considered to reflect the force-velocity properties of the main lower limb muscle extensor muscles, particularly the knee extensors.⁷⁻⁹ However, understanding of muscle mechanics during a multi-joint movement is a continuous challenge. First, pedaling is a multijoint task with biomechanical constraints (e.g., circular trajectory of the pedal) requiring specific coordination of several lower-limb muscles.^{7,10} Moreover, mainly due to the inherent interactions between the contractile and elastic structures, direct measurement of fascicle length *in vivo* by ultrasound showed that the behavior of a muscle can't be directly predicted from external kinematics and kinetics measurements in locomotion tasks.¹¹⁻¹⁴, particularly for the bi-functional muscles.^{15,16} Thus, the global force-velocity relationship obtained in sprint pedaling is probably not representative of each individual lower limb muscles involved in the task, and it is still unknown how the individual muscle behavior is changed when pedaling force-velocity constraints are manipulated.

Few studies have investigated the muscle-tendon behavior during submaximal cycling task. A good agreement between changes in length of the muscle-tendon unit (MTU, obtained from kinematic measurements) and in fascicle length was found for the *vastus lateralis* during cycling performed at very low power output and pedaling rate (i.e. 98 W and 40 rpm, respectively).¹⁷ Recent studies partly confirm these results in a range of pedaling rates from 40 to 100 rpm for the *vastus lateralis*¹⁸ and also for the *soleus*^{19,20} muscles. Dick et al. (2017) showed that the changes in fascicle length of the *gastrocnemii* display a different pattern than the ankle angle, suggesting that fascicle-tendon interactions play a more significant role for this biarticular muscle during pedaling. In these previous studies, the muscle-tendon behavior was investigated only in submaximal conditions on a limited range of pedaling rates and in

recreational athletes. To the best of our knowledge, only one study actually provided information on *vastus lateralis* fascicle shortening behavior during sprint cycling at 50 and 80 rpm,²¹ showing that fascicles operated at shorter length in maximal sprint compared to submaximal pedaling. However, no previous study analyzed how the fascicle shortening velocities of both *quadriceps* and *gastrocnemii* muscles change and how muscle-tendon interactions are altered with an increase of pedaling rate. Thus, it remains unknown whether force-velocity constraints influence the fascicle behavior of these two main muscle groups during pedaling at maximal intensity (i.e. maximal force-velocity pedaling task). Considering ~110-120 rpm is the classical value of the optimal pedaling rate for maximal power production in cyclists,^{2,22,23} it is essential to analyze a wide range of pedaling rate above and below this value.

Therefore, the aim of the current study was to analyze the fascicle and MTU behaviors (i.e. length and shortening velocities) of *vastus lateralis* (VL) and *gastrocnemius lateralis* (GL) muscles during sprint pedaling on a wide range of pedaling rates classically used to establish the cycling force-velocity relationship. As *vastus lateralis* is an important single joint muscle involved in power production, we hypothesized that the increase in pedaling rate would increase its shortening velocity. The *gastrocnemius lateralis* is a biarticular muscle playing an important role in between-joint energy transfer and in the orientation of the pedal force,^{15,16} and the ankle joint velocity and power display a specific profile (i.e. very limited change and decrease, respectively) with the increased pedaling rate.⁸ Therefore, we expected a lower influence of the pedaling force-velocity conditions on its shortening velocity compared to the *vastus lateralis*.

Materials and methods

Participants

Eleven highly trained cyclists volunteered to participate in this study (age 21.9±4.5 yr; weight 177.5±4.7 cm; height 67.3±4.6 kg). The study was carried out at the beginning of the racing season. All participants competed in regional or national road cycling and cycled 13 000±2 080 km (range 10 000 – 16 500 km) the year before the testing. They were already accustomed with sprint pedaling at various pedaling rates and they were carefully informed about the nature and the aim of this study before signing the consent form. This study was approved by the local ethics committee and performed in accordance with the Declaration of Helsinki.

Experimental protocol

Participants performed one session (2-h) consisting in different pedaling tasks. First, all measuring materials (ultrasound probe and reflective markers) were placed on the right lower limb, and participants were positioned on the cycle ergometer. The protocol was divided in two identical parts, where the ultrasound probe was successively placed on the *VL* and on the *GL* muscles (in a randomized order). After a 15-min standardized warm-up during which the power output increased from 150 to 400 W followed by a first brief maximal sprint, participants four all-out sprint exercises (5-s duration) in seating position in random order at 60, 90, 120 and 160 rpm (using the isokinetic mode), with 3-min of rest in between. Two additional trials (i.e. at two randomly selected velocities among the four) were repeated for reliability purpose. After a twenty minutes passive rest period during which the probe was moved to the other muscle (*VL* or *GL*), the same series of efforts were repeated (Figure 1).

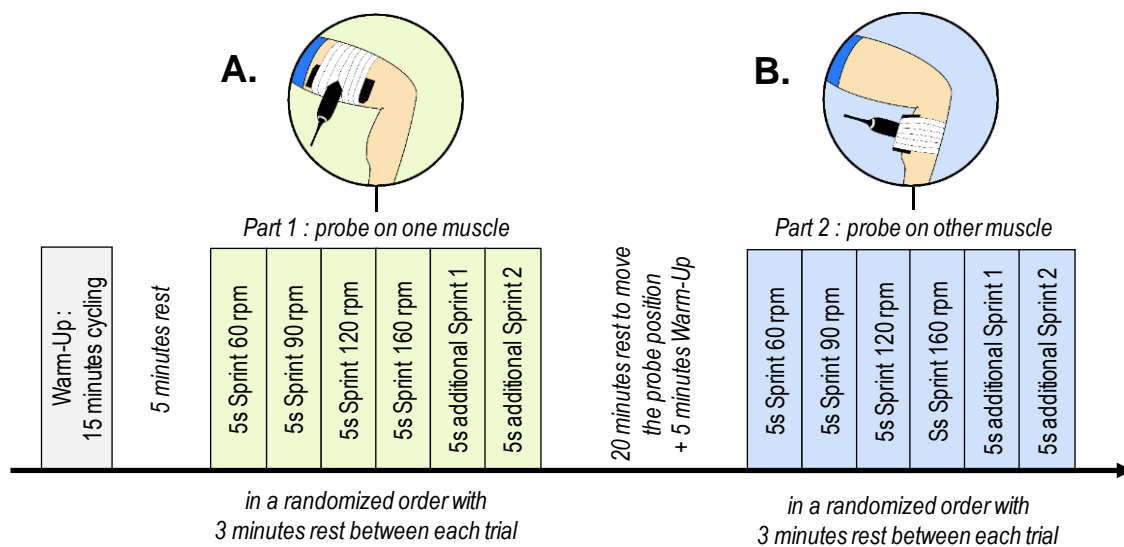


Figure 1. The experimental protocol was composed of a warm-up and two series of six 5-s all-out sprint at different constant pedaling rate (one for the four conditions: 60, 90, 120, 160 rpm, and two additional among the four conditions for reliability). The probe was randomly positioned on one muscle (e.g. *vastus lateralis*, A) for the first serie, and was moved to the other muscle for the second one (e.g. *gastrocnemius lateralis*, B). A twenty-minute passive rest period was implemented between the two allowing to change the probe position.

Materials and data collection

Cycle ergometer. Cycling exercises were performed using an electronically braked cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, The Netherlands) equipped with standard cranks (length =

170 mm), clipless pedals (Look) and a magnet for identifying the right top dead center (i.e. right crank in a vertical position - 0°). For each participant, positions of the saddle and handlebar were adjusted to ensure the usual cycling position of the participants. The torque exerted on the left and right cranks was measured by strain gauges placed in the crank arms of the cycle ergometer (one mean value every 2° of crank rotation).

Kinematic. A six-camera motion analysis system (Flex 13, 1.3 Mpx, OptiTrack, Natural Point, Corvallis, OR, USA) was used to track the 3D positions (at 120 Hz) of five retroreflective markers (diameter: 10 mm) attached on the right lower limb skin at the following anatomical landmarks: the great trochanter, the lateral femoral condyle, the lateral malleolus, the calcaneus and the 5th metatarsal.¹⁸ The last two markers were placed on the shoes and represent the foot segment. The great trochanter and the lateral femoral condyle markers represent the thigh segment, and the leg segment was represented by the lateral femoral condyle and the lateral malleolus. Ankle and knee angles were respectively defined by the 3D intersections between the leg-foot and thigh-leg segments.

Ultrasound. VL and GL muscle fascicles were observed using an ultrafast ultrasound scanner (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France). For the GL, the probe (15-4 MHz, 55 mm) was aligned in the same plane of the muscle fascicles, at 30% of the distance between the popliteal crease and the center of the lateral malleolus. The GL muscle was chosen because the participant can't pedal with this probe placed on the *gastrocnemius medialis* (GM) (see methodological discussion). For the VL, the probe was positioned at the center of the thigh at equal distance between the great trochanter and the lateral femoral condyle. For each muscle, the probe was very well secured using a custom-made equipment and strapping. Since the ultrafast ultrasound sequence was limited to 1000 images, the ultrasound frame rate was adapted to the pedaling rate in order to help the automatic tracking (see data processing). The ultrasound frame rate was respectively 500, 1000, 1000 and 2000 Hz for 60, 90, 120 and 160 rpm. In order to be sure to record an entire cycle, the ultrasound scan was triggered by a magnet positioned at the right top dead center (right crank in a vertical position - 0°). The third or fourth cycle was chosen by the experimenter to launch an ultrasound acquisition, to ensure that the cyclist has reached the targeted pedaling rate and that there was no acute fatigue effect. The passages of the pedal at the top dead center and the external triggers (ultrasound and kinematic) were recorded in LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia) and digitized at 20 kHz.

Data processing

All data were processed using custom MATLAB scripts (The MathWorks, Natick, MA). Given that the ultrasound scanner could only record one entire cycle for each cycling sprint, the same pedaling cycle was considered for kinematic and muscle-tendon unit length.

Fascicle length. The raw data obtained using the ultrafast ultrasound scanner were used to create B-mode image using conventional beamforming. An automatic fascicle tracking program was used to determine changes in fascicles length throughout one entire pedaling cycle.²⁴ For the two muscles, the superficial aponeurosis, the deep aponeurosis and one representative and highly visible fascicle were represented by three linear segments. When the fascicle was not fully visible on the image, a part of it was drawn and its length (L_F) was defined by the extrapolation of the fascicle until the two aponeurosis.²⁵ Although the tracking was automatic, we had to regularly manually realign the fascicle on the image (approximately every 25° of the pedaling cycle). The pennation angle corresponded to the angle between the fascicle and the deep aponeurosis. The horizontal fascicle length (L_{FH}) was calculated as L_F multiplied by the cosine of the pennation angle. These length data (L_F and L_{FH}) were filtered using a low-pass, zero-phase second-order Butterworth filter (cutoff frequencies: 5, 6.5, 8 and 10 Hz for 60, 90, 120 and 160 rpm conditions, respectively). These frequencies were set based on pilot analysis to optimize the filtering depending on the movement velocity and duration.^{25,26} The shortening and lengthening velocities were calculated by derivation, and then the same filters were applied on the velocity signal. Due to the poor quality of the images on the *VL* for two participants tracking was not possible. Therefore, *VL* results correspond to nine participants.

Kinematics and muscle-tendon unit length (MTU). Ankle and knee angles and velocity data were filtered in the same way than the muscle fascicle lengths. The muscle-tendon unit lengths (L_{MTU}) of the two muscles were estimated using these angle data and the anthropometric models proposed by Grieve et al. (1978) for the *GL*, and Visser et al. (1990) for the *VL* (using “VL medial part” coefficients). Finally, the tendinous tissues length (L_{TT}) was calculated as the difference between the MTU length and horizontal fascicle length.^{11,27,28} As for the fascicle, when two trials were performed at the same pedaling rate condition, the data were averaged.

Data analysis

The maximal angle (A_{max}), minimal angle (A_{min}) and the range of motion (ROM) was calculated for the knee and ankle joints. The mean and peak values of joint velocity on the knee

extension phase and plantar flexion phase was then calculated. For both muscles, fascicle and MTU lengths were analyzed within a period corresponding to the shortening of the muscle fascicle, that is the period between the maximal (at the beginning, L_{begin}) and minimal (at the end, L_{end}) lengths of the fascicle (Figure 2.A). Note that in absence of precise EMG activity, this period, that we will call “period of interest” in the next part of the manuscript, was chosen in accordance with previous study¹⁸ and also because it corresponds approximately to the main period of activity of each muscle during sprint pedaling.¹⁰ The total shortening (ΔL), the mean length (L_{mean}) and the mean and peak values of shortening velocities of both fascicle and MTU were calculated over this period of interest. For the *GL* specifically, since MTU behavior displayed a different pattern than the fascicles with two different phases, we added an intermediate value of length (L_{mid}) which corresponded to the value when maximal length of MTU was reached. Thus, two subphases and the associated value of change in length of fascicle and MTU (ΔL_{phase1} , ΔL_{phase2}) were determined (Figure 2.B).

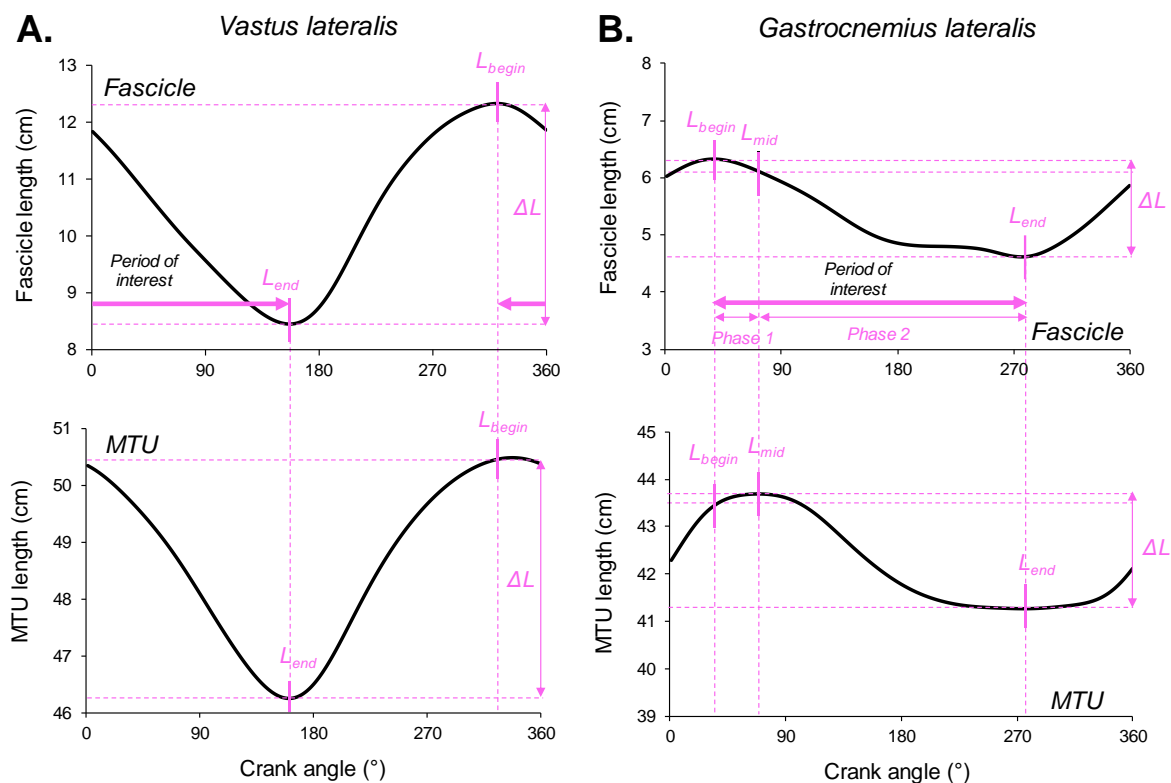


Figure 2. Methodology used to determine the “period of interest” and the different fascicle and MTU lengths (red) of the *vastus lateralis* (A) and the *gastrocnemius lateralis* (B) during sprint pedaling. For both muscle, the period of interest was determined between the maximal and minimal lengths of the fascicle (black circle). L_{begin} and L_{end} corresponded to the length (in cm) at the beginning and at the end of the period of interest. ΔL corresponded to the difference in



length over this period of interest. For the *GL*, since MTU exhibit a bi-phasic behavior during the period of interest, with a first phase of lengthening (*phase 1*) followed by a second phase of shortening (*phase 2*), L_{mid} corresponded to the value (in cm) when maximal length of MTU was reached.

Statistical analysis

All statistics were performed using ORIGIN 2018 (Origin 8; OriginLab Corporation). Firstly, the Shapiro-Wilk test was used to check the normal distribution of data. Since all the data were normally distributed, one-way ANOVAs with repeated measures were performed to determine the isolated effect of pedaling rate i) on the knee and ankle joint kinematic data (A_{max} , A_{min} , ROM , mean and peak values of joint velocity), ii) on the fascicle and MTU behaviors on the global period of interest for the *VL* and the *GL* (L_{begin} , L_{end} , ΔL , L_{mean} and mean and peak values of shortening velocities) and on the two subphases for the *GL* (L_{mid} , ΔL_{phase1} , ΔL_{phase2}). When a main effect was detected, Tukey's post hoc was carried out. The threshold of significance was $P < 0.05$.

Results

Pedaling force- and power-velocity relationships

Figure 3 represents the mean effective force- and power-velocity relationships obtained at the pedal level during the experiment. The total effective force and power (i.e. sum of both lower limbs) were 746.7 ± 61.6 N, 645.2 ± 50.2 N, 527.7 ± 47.3 N, 339.1 ± 39.9 N and 779.2 ± 60.1 W, 1031.8 ± 75.6 W, 1155.5 ± 103.1 W, 985.1 ± 118.8 W, for the 60, 90, 120 and 160 rpm conditions, respectively.

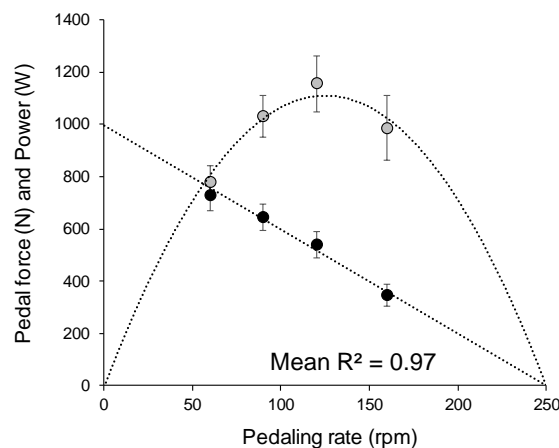


Figure 3. Mean group force-velocity (in black) and power-velocity (in grey) relationships (n=11). Effective force on the pedal in N, power in W and velocity corresponding to pedaling rate in rpm. These relationships were drawn from 4 isokinetic sprints at 60, 90, 120 and 160 rpm →

rpm. The mean of individuals R^2 (n=11) of the linear fit on the force-velocity relationship are mentioned on graph.

Joint angle, MTU and muscle fascicle behaviors

The joint excursion of the knee and ankle and the MTU and fascicle lengths of *VL* and *GL* for the four pedaling rates are depicted in Figure 4 (A,B). The global behaviors and patterns throughout the period of interest exhibited clear differences depending on joints and muscles.

Vastus lateralis and knee joint. The period of interest occurring almost over the pedal downstroke (i.e. from $321\pm 16^\circ$ to $159\pm 10^\circ$ of crank angle on average) is characterized by a decrease in knee angle, and a simultaneous shortening of both MTU and muscle fascicle with a great similarity in these three patterns (Figure 4.A,C,E). Thus, despite a very small lengthening of the tendinous tissues at the beginning, MTU and fascicles of *VL* mainly display a “concentric” behavior throughout the period (Figure 5.A,C). The increase in pedaling rate induced a significant increase of A_{min} of the knee (i.e. a lower extended position in 120 and 160 rpm compared to other conditions, Table 1) resulted in a decreased *ROM* at 160 rpm (i.e. -5.0° compared to 120 rpm to -8.8° compared to 90 rpm, $P<0.05$). This change was accompanied by slight but significant alterations in both MTU and fascicle changes in length. For MTU, a higher L_{end} was observed for the highest pedaling rates (120 and 160 rpm compared to 60 and 90 rpm, $P<0.05$) and the increase in pedaling rate induced a progressively higher mean operating length (i.e. $+0.3$ cm from 60 to 90 rpm to $+0.6$ cm from 60 to 160 rpm, $P<0.05$, Figure 4.C, Table 1). Similar results were obtained on muscle fascicles: a higher L_{end} for the highest pedaling rates (160 rpm compared to 60 and 90 rpm, $P<0.05$) and a progressively higher mean operating length with the increased pedaling rate (i.e. $+0.4$ cm from 60 to 90 rpm to $+0.7$ cm from 60 to 160 rpm, $P<0.05$, Figure 4.E, Table 1).

Gastrocnemius lateralis and ankle joint. The period of interest for *GL* occurred later and on over a longer portion in the crank cycle than *VL* (from $48\pm 16^\circ$ to $247\pm 45^\circ$ of crank angle on average). It can be characterized by two distinguishable subphases. During the first subphase (from L_{begin} to L_{mid} , i.e. $48\pm 16^\circ$ to $87\pm 25^\circ$ of crank angle), the concomitant ankle dorsiflexion and knee extension induced an increase in MTU length, while the fascicles started to contract at an almost constant length (Figure 5.B,D, Table 1). This “quasi-isometric” behavior of the fascicles associated with this MTU lengthening (i.e. “eccentric” behavior) induced stretching of the tendinous tissues. During the second subphase (from L_{mid} to L_{end}) the plantar flexion

occurred at the ankle level, the MTU length decreased rapidly which was accompanied by a more important shortening of muscle fascicles (Figure 5.B,D, Table 1). The increase in pedaling rate induced a significant decrease of the dorsiflexion angle in the first subphase (-24° for 160 rpm compared to 60 rpm, $P < 0,01$) and resulted in a large decrease in the ROM of plantarflexion during the second subphase (i.e. -20.8° between these two extreme pedaling rates, $P < 0,01$, Figure 4.B, Table 1). The MTU lengths in the different phases significantly decreased with the increased pedaling rates (i.e. up to -1.8 , -1.3 and -0.8 cm between 160 and 60 rpm for L_{begin} , L_{mid} and L_{end} respectively) leading to a progressively lower L_{mean} throughout the period of interest (from -0.2 cm between 60 and 90 rpm to -1 cm between 60 and 160 rpm, Figure 4.D, Table 1). Concerning the muscle fascicles, L_{begin} and L_{mid} significantly decreased with the increased pedaling rates (i.e. up to -0.6 cm, between 160 and 60 rpm, $P < 0.05$) while L_{end} was only slightly significantly lower at 160 rpm compared to 60 rpm (i.e. -0.1 cm) (Figure 4.F, Table 1). L_{mean} significantly decreased with the increased pedaling rate (i.e. -0.2 cm from 60 to 90 rpm to -0.5 cm from 60 to 160 rpm, $P < 0.05$). In contrast with the MTU for which ΔL in this second subphase was not significantly altered, ΔL of muscle fascicles was also decreased at the highest pedaling rate in the second subphase (i.e. to 1.2 cm at 160 rpm compared to 1.8 cm at 90 rpm, $P < 0.05$) (Table 1).

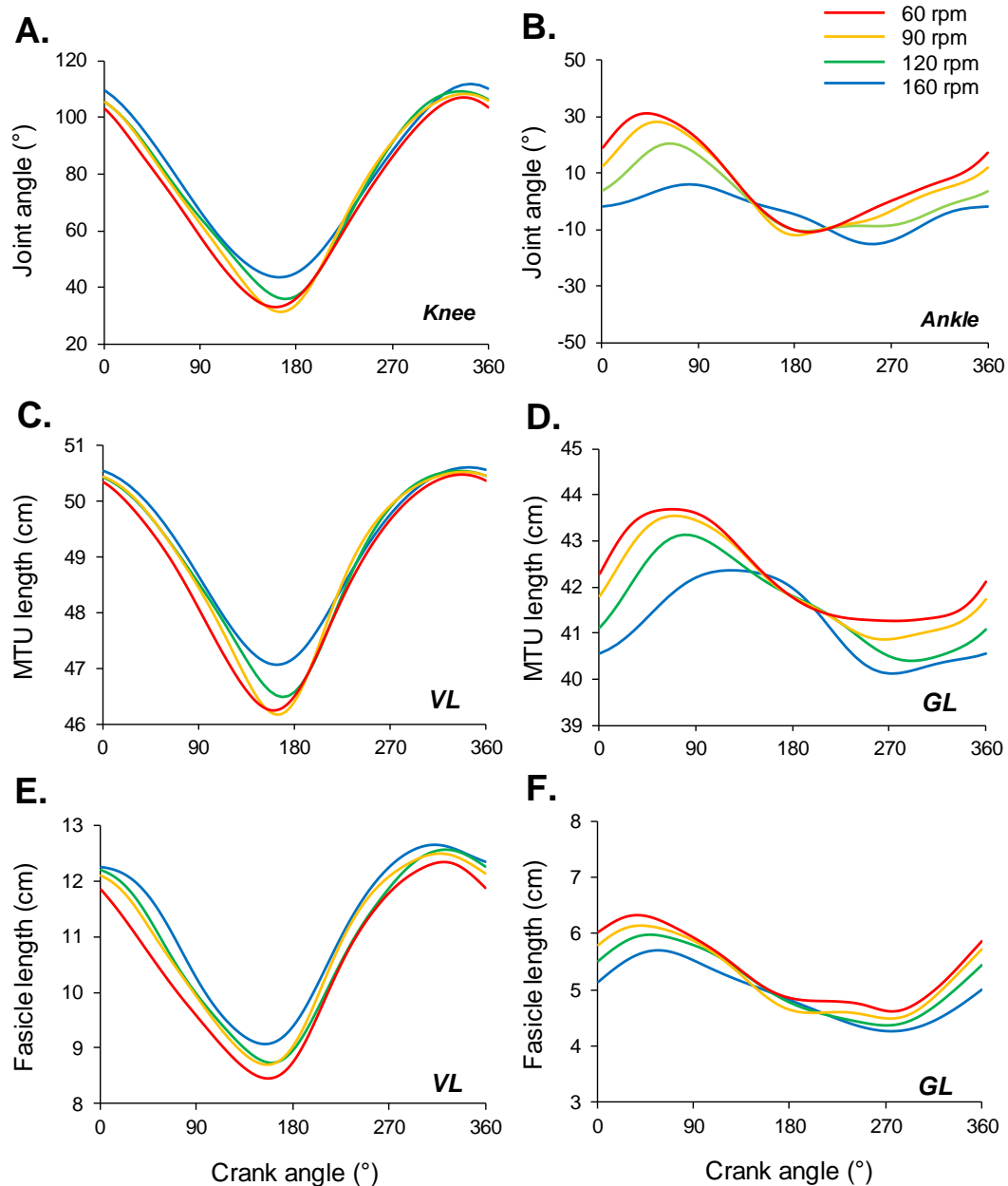


Figure 4. Mean patterns of knee (A) and ankle (B) angles, and muscle-tendon unit (MTU) and fascicle lengths of the *vastus lateralis* (VL, panels C and E) and the *gastrocnemius lateralis* (GL, panels D and F) during the sprint pedaling in the four force-velocity conditions (60 rpm in red, 90 rpm in orange, 120 rpm in green and 160 rpm in blue), expressed as a function of the crank position (0° = highest pedal position). For angle data, the knee is represented in flexion (0° = full extension), and the ankle is represented in dorsiflexion (0° = foot segment perpendicular to the leg, and positive values were in dorsiflexion).

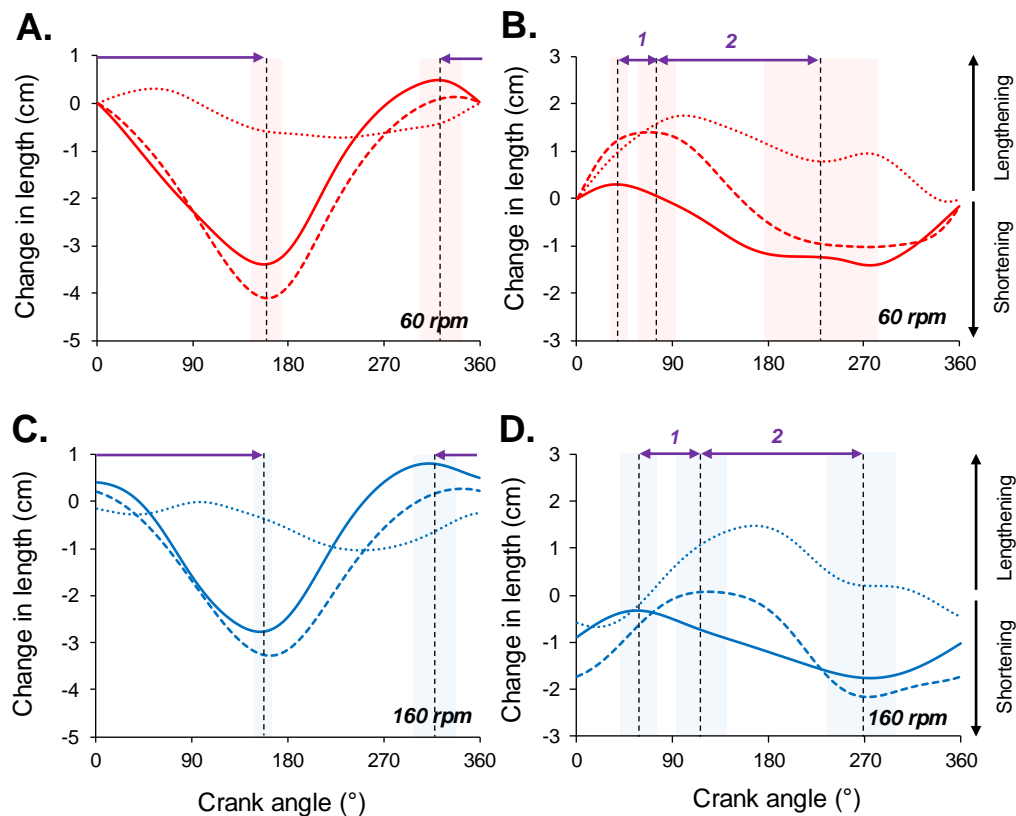


Figure 5. Mean changes in length of fascicle (solid line), MTU (wide dotted line) and the tendinous tissue (small dotted line) of the *vastus lateralis* and *gastrocnemius lateralis* as a function of the crank position during the sprint at 60 rpm (A and B, in red) and 160 rpm (C and D, in blue). For both pedaling rates, the length at 0° of crank angle during the 60 rpm condition was used as a zero in order to express and compare the change in length (shortening or lengthening) and to also visually observe the differences in length between condition 160 and 60 rpm conditions. Positive value is a lengthening and negative value is a shortening. The period of interest is represented with horizontal purple arrows and corresponding dotted vertical black lines (mean \pm SD) for the two pedaling rates and for both muscles. For the *gastrocnemius lateralis*, the period of interest was divided in two subphases (1 and 2).

TABLE 1. Knee and ankle range of motion, and changes in length of muscle-tendon unit and fascicles of the vastus lateralis and the gastrocnemius lateralis during the sprints performed in the different force-velocity conditions

Angle	Knee				Ankle						
	A_{max} (°)	A_{min} (°)	ROM (°)		A_{max} (°)	A_{min} (°)	ROM (°)				
Pedaling rate (rpm)											
60	107.3 (2.3) [#]	31.4 (5.3) [#]	75.9 (4.9) [#]		31.5 (6.0) ^{†#}	-13.2 (7.7)	44.7 (9.6) ^{†#}				
90	108.4 (3.7) [#]	31.0 (8.1) ^{†#}	77.4 (6.6) [#]		28.7 (6.7) ^{†#}	-13.0 (7.2)	41.7 (8.5) ^{†#}				
120	109.3 (2.6) [#]	35.7 (5.8) [#]	73.6 (4.9) [#]		21.1 (5.8) [#]	-14.0 (8.0)	35.1 (8.3) [#]				
160	112.0 (4.0)	43.4 (5.7)	68.6 (3.4)		7.5 (7.3)	-16.5 (8.0)	23.9 (4.7)				
MTU	Vastus Lateralis				Gastrocnemius Lateralis						
Pedaling rate (rpm)	L_{begin} (cm)	L_{end} (cm)	ΔL (cm)	L_{mean} (cm)	L_{begin} (cm)	L_{mid} (cm)	L_{end} (cm)	ΔL_{phase1} (cm)	ΔL_{phase2} (cm)	ΔL (cm)	L_{mean} (cm)
60	50.4 (3.4) [†]	46.2 (3.4) [#]	-4.3 (0.3) ^{†#}	48.7 (3.4) ^{†#}	43.5 (2.5) ^{†#}	43.8 (2.5) ^{†#}	41.2 (2.3) [#]	+0.3 (0.2)	-2.7 (0.5)	-2.7 (0.5)	42.7 (2.4) [#]
90	50.5 (3.4)	46.3 (3.4) ^{†#}	-4.3 (0.6) [#]	49.0 (3.4) [#]	43.1 (2.3) [#]	43.6 (2.4) ^{†#}	41.0 (2.5) [#]	+0.6 (0.4)	-2.6 (0.6)	-2.6 (0.6)	42.5 (2.5) [#]
120	50.5 (3.4)	46.6 (3.2)	-4.0 (0.5) [#]	49.0 (3.4) [#]	42.7 (2.2) [#]	43.2 (2.4) [#]	40.8 (2.4)	+0.5 (0.3)	-2.4 (0.8)	-2.4 (0.8)	42.2 (2.4) [#]
160	50.5 (3.4)	47.1 (3.1)	-3.5 (0.4)	49.3 (3.3)	41.7 (2.3)	42.5 (2.5)	40.3 (2.7)	+0.7 (0.4)	-2.3 (0.7)	-2.3 (0.6)	41.7 (2.5)
Fascicle	Vastus Lateralis				Gastrocnemius Lateralis						
Pedaling rate (rpm)	L_{begin} (cm)	L_{end} (cm)	ΔL (cm)	L_{mean} (cm)	L_{begin} (cm)	L_{mid} (cm)	L_{end} (cm)	ΔL_{phase1} (cm)	ΔL_{phase2} (cm)	ΔL (cm)	L_{mean} (cm)
60	12.4 (0.9)	8.4 (0.7) [#]	-4.1 (0.9)	10.4 (0.6) ^{†#}	6.4 (0.9) ^{*†#}	6.1 (0.9) [#]	4.3 (0.9) [#]	-0.3 (0.2)	-1.7 (0.3) [#]	-2.0 (0.3) ^{†#}	5.4 (0.9) ^{†#}
90	12.5 (0.9)	8.7 (0.8) [#]	-3.8 (0.8)	10.8 (0.7) [#]	6.2 (0.9) [#]	6.0 (0.9) [#]	4.2 (0.9)	-0.2 (0.1)	-1.8 (0.3) [#]	-2.0 (0.3) ^{†#}	5.2 (0.9) [#]
120	12.6 (1.1)	8.7 (0.7)	-3.9 (1.0)	10.8 (0.8) [#]	6.0 (0.9) [#]	5.9 (0.9) [#]	4.2 (1.0)	-0.1 (0.1)	-1.6 (0.3) [#]	-1.7 (0.3)	5.2 (0.9) [#]
160	12.7 (1.1)	9.0 (0.5)	-3.6 (0.9)	11.1 (0.8)	5.8 (1.0)	5.4 (1.0)	4.2 (1.1)	-0.4 (0.2)	-1.2 (0.4)	-1.6 (0.4)	4.9 (1.0)

A_{max} , A_{min} and ROM represent the maximal angle, the minimal angle and the range of motion of the knee and ankle. L_{begin} and L_{end} represent the lengths at the beginning and at the end of the period of interest (i.e. shortening period of the muscle fascicle) for both muscle-tendon unit and fascicle. L_{mean} and ΔL represent the mean operating length and mean amplitude of shortening over this period for the VL and the GL. For GL, its behavior was characterized by two phases: *phase 1* from the beginning of the period of interest (L_{begin}) to the reach of the maximal MTU length (L_{mid}), and *phase 2* from the L_{mid} to the end of the shortening period of the fascicle (L_{end}). *, †, # significant differences (from $P < 0.05$ to $P < 0.01$) from 90, 120 and 160 rpm, respectively.

Effect of the force-velocity condition on joint, MTU and muscle fascicle velocities

Figure 6 depicts the mean patterns of joint angular velocities, MTU and muscle fascicles velocities for *VL* and *GL* during sprint in each pedaling rate conditions. For *VL* and the knee joint, visual inspection demonstrated a great similarity in the shape between the velocity patterns of joint, MTU and muscle fascicles and a clear increase of all of them with the increased pedaling rate (Figure 6.A,C,E). The results of ANOVA confirmed a main effect of the pedaling rate showing that both peak and mean velocity of the knee joint, MTU and muscle fascicles were significantly higher with the increased pedaling rate ($P < 0.01$). Both increases in peak and mean velocities for each variable with the pedaling rate was strongly fitted by a linear regression (mean R^2 across participants ranged from 0.90 for mean *VL* MTU velocity to 0.99 for mean knee joint velocity, Figure 7.A,C,E).

For the ankle joint and *GL*, the influence of pedaling rate differed with more mismatch between the velocity of the ankle joint, MTU and muscle fascicles patterns (Figure 6.B,D,F). A significantly lower mean and peak ankle joint velocity was obtained at 60 rpm compared to 90 and 120 rpm ($P < 0.01$) and also a lower value (only significant for the mean value) at 160 rpm compared to 90 rpm ($P < 0.05$) (Figure 7.B). No main effect of pedaling rate was observed for *GL* mean MTU velocity (Figure 7.D). Despite a main effect of pedaling rate was observed for the other variables, the post-hoc analysis revealed different alterations depending on the variable. A significantly lower peak MTU velocity was observed at 60 rpm compared to 120 rpm ($P < 0.01$) and a higher at 160 rpm compared to the others ($P < 0.01$). Finally, the *GL* mean and peak fascicle shortening velocity during the period of interest was lower at 60 rpm compared to other conditions ($P < 0.01$) and higher at 160 rpm compared to lower pedaling rates ($P < 0.01$ to $P < 0.05$) (Figure 7.F).

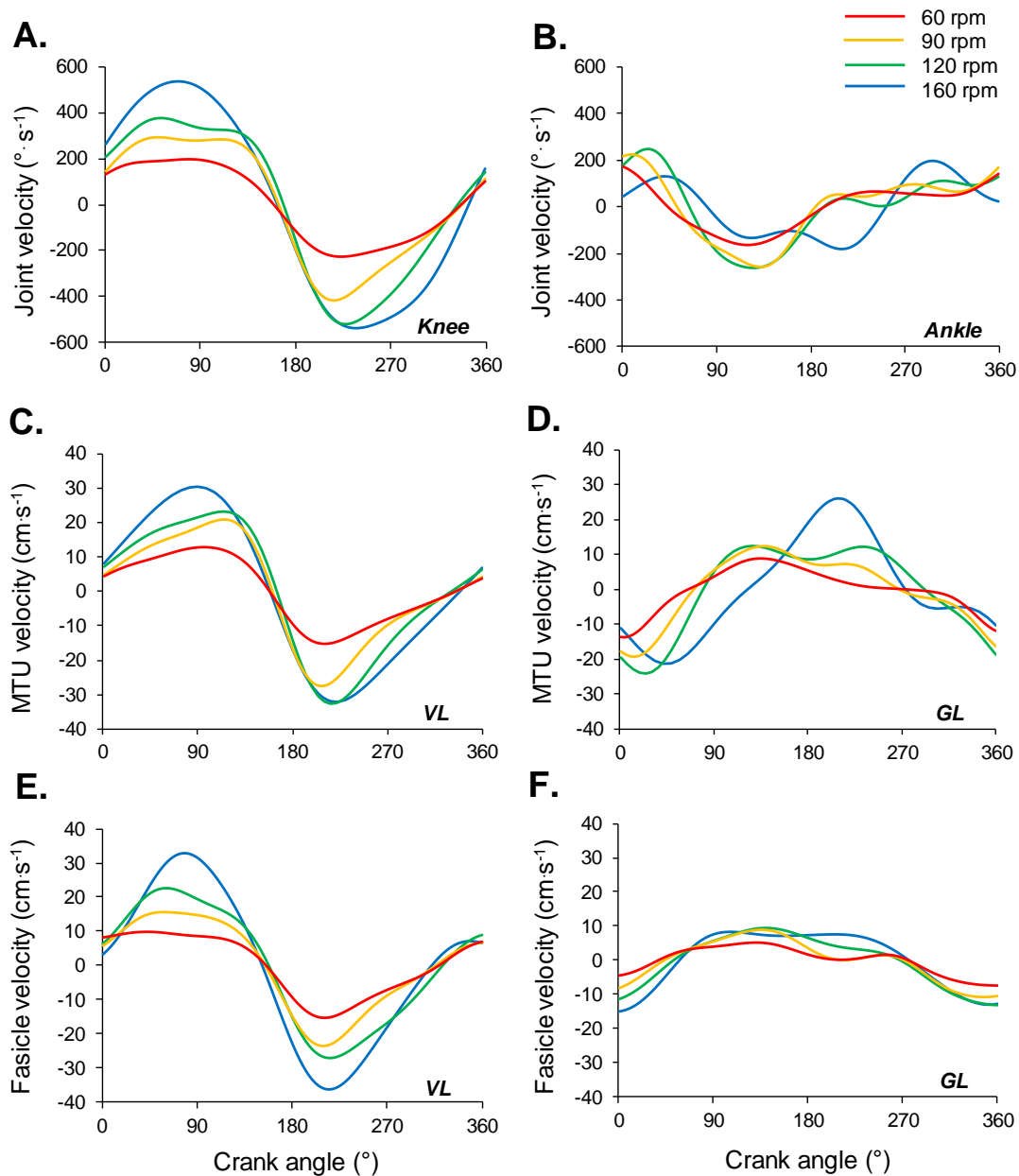


Figure 6. Mean patterns of knee (A) and ankle (B) angular velocities, of muscle-tendon unit (MTU) and muscle fascicle velocities of the *vastus lateralis* (VL, C and E) and the *gastrocnemius lateralis* (GL, D and F) during the sprint pedaling in the four force-velocity conditions (60 rpm in red, 90 rpm in orange, 120 rpm in green and 160 rpm in blue), expressed as a function of the crank position (0° = highest pedal position). For the sake of clarity, the shortening velocity is presented in positive values.

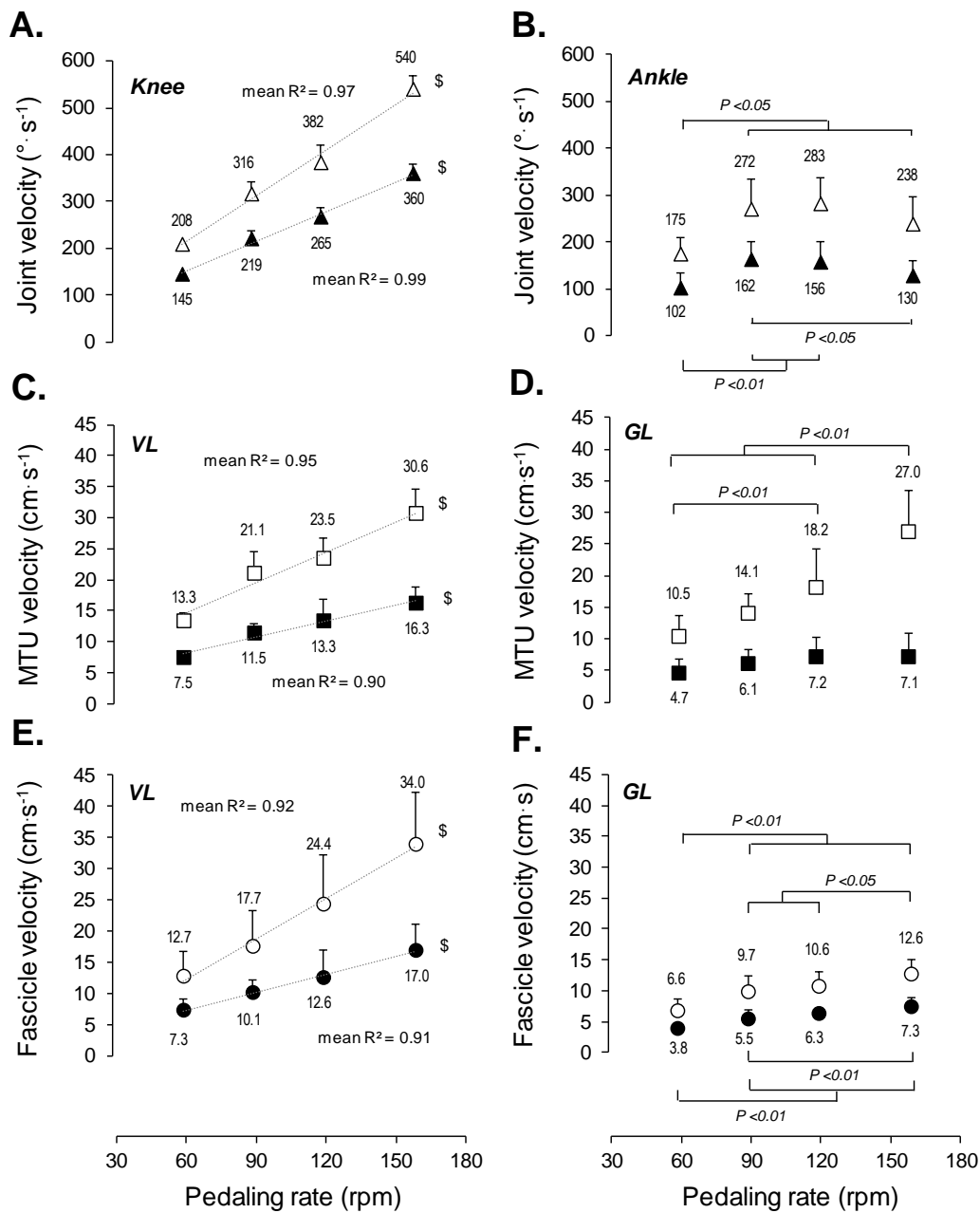


Figure 7. Mean (in black) and peak (in white) velocity of knee (A) and ankle (B), of the muscle-tendon unit (MTU) and muscle fascicle of the *vastus lateralis* (VL, C and E) and of the *gastrocnemius lateralis* (GL, D and F) as a function of pedaling rate (60, 90, 120 and 160 rpm). For the two muscles, the mean and peak velocity were calculated during the period of interest (i.e. between the maximal and minimal length of the fascicle). \$ for significant linear regression ($P < 0.01$) with in this case the mean of individuals R^2 of the linear fit mentioned on graph

Discussion

During sprint pedaling, changes in fascicle length of the *vastus lateralis* was globally in line with the changes in MTU length and, in accordance with our hypothesis, the increase in pedaling rate induced a linear increase of the shortening velocity both at the MTU and muscle fascicle levels. For *gastrocnemius lateralis*, changes in length of the muscle fascicle and MTU were more uncoupled compared to *VL* and clearly differed from change in the pedaling rate. The shortening velocity of *GL* fascicles were less influenced by the force-velocity conditions of sprint pedaling. It suggests a higher influence of the muscle-tendon interaction and a very different role in the propulsion for this distal muscle compared to the *VL*.

Vastus lateralis behavior during sprint pedaling

As a whole, the behavior of the *VL* during the sprint pedaling task is in agreement with previous results reported during submaximal power condition.^{17,18} First, muscle fascicles shorten during the knee extension phase matching pretty good the MTU length change (i.e. shortening also over this phase). The *VL* fascicles shortening (ΔL) in sprint condition (i.e. at the maximal intensity) in the current study at 60 to 160 rpm (3.6 to 4.1 cm) appeared slightly higher than those reported during submaximal cycling (1.8 cm at 100 rpm to 3.4 cm at 40 rpm for 180 W in Brennan et al.¹⁸ and 3.6 cm at 40 rpm for 98 W in Muraoka et al.¹⁷). These data support that, associated to the maximal muscle activity level during sprint pedaling,¹⁰ the mean operating length (L_{mean}) may be lower compared to submaximal conditions.²¹ Indeed, the compliance of tendinous tissues allows a greater fascicle shortening with the higher muscle force produced. As it has been shown that fascicles start to shorten during cycling on the descending limb of their force-length relationship,²¹ the muscle-tendon interaction that occurs during sprint allows them to operate close to their optimal length on the second part of the period of interest. On the other hand, in the early part the muscle fascicles shortened in a slightly larger extent compared to MTU, which could be interpreted as a moderate lengthening of the tendinous tissues (Figure 3-G).^{17,18} This was even more pronounced during the sprint than reported in submaximal conditions at a similar pedaling rate.¹⁸ This is in line with the interest to have a high musculotendinous stiffness of the quadriceps to improve rate of torque development in sprint cycling.²⁹ Nevertheless, as a whole, fascicle length pattern pretty well matched the MTU pattern (Figure 5) meaning that MTU shortening is strongly related to shortening of the muscle fibers for this muscle (i.e. concentric contraction modality).

Effect of the force-velocity condition on the vastus lateralis behavior

As it was observed during single-joint task,¹² the large increase in knee angular velocity with the increased pedaling rate during cycling was associated with a small increase in the fascicles L_{mean} (+ 0.7 cm from 60 to 160 rpm) demonstrating that the operating fiber length is not constant for the different force-velocity conditions even for a given joint angle. Considering an optimal length of ≈ 10 cm,^{21,30} the lower L_{mean} observed at 60 rpm (i.e. 10.4 cm) compared to 160 rpm (i.e. 11.1 cm) certainly enable better force-length condition to maximize force at lower pedaling rates. On the other hand, the increase of both the knee angle (i.e. more flexed) and MTU length at the end of the period of interest lead to a slight decrease in knee ROM (-9%) as well as in total MTU shortening (-0.8 cm) at 160 rpm compared to 60 rpm. Thus, it could be considered as an interesting adaptation to limit the change in length of muscle fascicles (-0.5 cm of ΔL despite non-significant) and slightly avoid an even higher increase of VL fascicles shortening velocity at high pedaling rates.

To the best of our knowledge this is the first study examining shortening velocity of the contractile component at such high pedaling rates. In accordance with our hypothesis, the increase of pedaling rate up to 160 rpm induced a linear increase in both muscle fascicle and MTU shortening velocities for VL. This result complements those obtained during submaximal cycling between 40 and 100 rpm rate.¹⁸ It is also in accordance with previous results obtained during isolated knee extension task,³¹ that displayed a proportional increase between fascicle shortening velocities and joint angular velocity. The force-velocity modality of VL contraction then appears directly altered by the global torque-pedaling rate condition of cycling task. First, this finding supports the correlations previously reported between force indexes of the quadriceps and the maximal power or torque in sprint pedaling.^{9,32,33} Second, it argues in favor of several former studies which assumed a link between the optimal (or the theoretical maximal) pedaling rate and the fiber-type composition of knee extensors,^{34,35} and particularly the unique study reported a significant correlation between the optimal pedaling rate and the proportion of fast twitch fibers of VL measured by biopsy.³⁶

To further analyze the relationship between pedaling velocity property and fascicle shortening velocity property, we extrapolated the linear relationship depicted on figure 7.E (Figure 8) to estimate the peak shortening velocity of fascicles corresponded to the maximal theoretical pedaling rate (determined from the pedaling force-velocity relationship, Figure 3). The extrapolated maximal peak fascicle shortening velocity was $51.8 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ at the 250 rpm

maximal pedaling rate obtained in our group of participants. Hauraix et al³¹ recently determined the VL force-velocity relationship on active participants of similar height and reported a theoretical maximal shortening velocity (V_{max}) of 47.4 cm.s⁻¹ considering the mean values on a 30° of range of motion (i.e. from 80° to 50° of knee extension). By re-processing these data of Hauraix et al to obtain the force-velocity relationship and V_{max} considering the peak value of fascicle shortening velocity as in the present study, V_{max} reached 50 cm.s⁻¹. This value is thus very close to our extrapolated maximal value (Figure 8), which strongly suggests that the ability to increase the pedaling rate may be related to the ability to increase the fascicle shortening velocity of knee extensors such as VL. Taken together these findings suggest that the great extension power produced at the knee joint level is directly related to the quadriceps contractile properties, demonstrating the prevalence of both force and velocity contractile properties of VL in sprint pedaling. Future studies should try to appraise the potential relationship between the indices extracted from the global pedaling force-velocity profiles and from the local force-velocity profiles at the VL fascicle level.

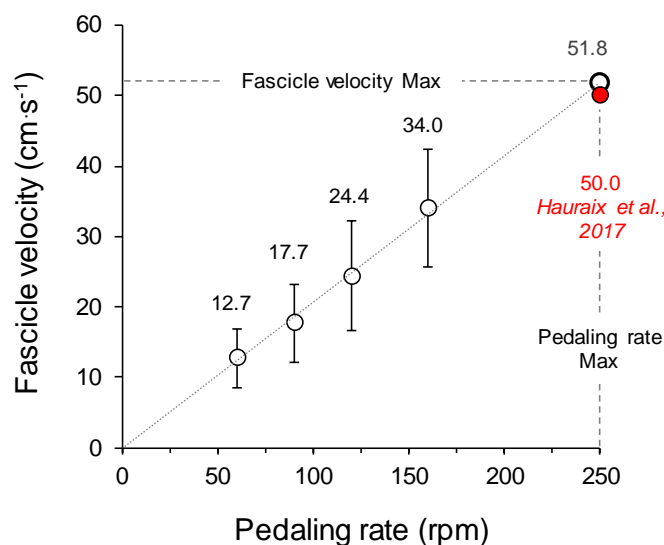


Figure 8. Peak shortening velocity of muscle fascicle of the *vastus lateralis* as a function of pedaling rate extrapolated up to the theoretical maximal pedaling rate. Previous study of Hauraix et al., (2017) showed a maximal shortening velocity of the *vastus lateralis* fascicle of 50.0 cm.s⁻¹ using a force-velocity test. Thus, these highlight that the fascicle velocity at the maximal pedaling rate could match to its maximal shortening velocity.

Gastrocnemius lateralis behavior during sprint pedaling

GL exhibits a different and more complex muscle-tendon behavior than VL with: i) a first subphase characterized by a quasi-isometric behavior of muscle fascicles, while ankle

dorsiflexed and MTU lengthen associated to a stretching of tendinous tissues (i.e. 48° to 87° of crank angle); and ii) a second subphase where both MTU and fascicles shorten (i.e. 87 to 247° of crank angle). While this behavior has already been suggested in previous studies,^{37,38} these data provide the first experimental evidence by direct ultrasound measurement of both an eccentric behavior and the storage-release of elastic energy process for the muscle-tendon unit of ankle extensors during the power phase (i.e. pedal downstroke) of sprint pedaling. It highlights that, as already observed for squat jumping task,^{39,40} combined with the concomitant knee extension this fascicle-tendon interactions in sprint pedaling allow the bi-articular *gastrocnemii* to contract at a very low shortening velocity over the entire period of interest. These results support our first hypothesis that muscle-tendon interactions play an important role for *gastrocnemii*. More specifically, this phenomenon is even emphasized in sprint pedaling thanks to the apparent dorsiflexion and lengthening of MTU during the first subphase of the period of interest (subphase 1, Figure 5), which also corresponds to the period of maximal activity of the plantar flexors (i.e. around 45° to 110° of crank angle).¹⁰ It can be considered as very beneficial for *GL* muscle fascicles i) to operate quasi isometrically and around their optimal length (i.e. \approx 5.5 cm for the *gastrocnemius medialis (GM)*,^{41,42} and $>$ 4.7 cm in 20° dorsiflexed and full extended knee for the unique study measuring the force-length of *GL*,⁴³) and thus ii) to produce very high force required to generate the peak crank torque occurring at the same time. Overall, this behavior at the fascicle level is clearly in line with the major role of *gastrocnemii* as transmitting toward the ankle joint to the pedal the large power produced by proximal single joint knee extensors (as aforementioned) but also of hip extensors.^{44,45}

Effect of the force-velocity condition on the gastrocnemius lateralis behavior

Results of the present study clearly demonstrate that, contrary to *VL*, the fascicle-tendon interaction of *GL* are largely influenced by the pedaling rate, meaning that the uncoupling between fascicle and MTU behavior was modified depending on the force-velocity condition. At slow pedaling rates and high crank torques (60 and 90 rpm), the dorsiflexion was higher (Figure 4) certainly in relation with the action of the dorsiflexor muscles (before the top dead center, i.e. 0° of crank angle¹⁰) but also resulting from the very high level of joint torque produced proximally at the knee and hip after the top dead center (in the subphase 1). It resulted in lengthening of fascicles and tendinous structures, which may enable *GL* to operate on a more favorable range of fascicle length in respect to the force-length relationship⁴³ all over the period of activity (5.4 cm vs. 4.9 cm at 60 rpm and 160 rpm, respectively) and more specifically around

the subphase 1 where maximal ankle joint torque has to be generated (60 to 100° of crank angle).⁴⁶

In addition, we can clearly see that patterns of change in length and of shortening velocity of the fascicles match less with those of the MTU at high (160 rpm, Figures 5.D and 6.D,F) compared to slow (60 rpm) pedaling rate (Figure 5.B, and 6.D,F). While the fascicles start to shorten (L_{begin}) almost 22° later in the crank cycle at 160 rpm, MTU continues to lengthen even later (i.e. L_{mid} , 41° later). Moreover, it is associated with a drastically lower MTU length at 160 rpm compared to 60 rpm (-1.8 cm). Thus, it is almost as in this prolonged subphase 1 at the high pedaling rate (i.e. increase from 38° to 57° of crank rotation, i.e. + 51% from 60 to 160 rpm), the higher shortening velocity of fascicles (Figure 6.F, around 90° of crank angle) was primarily used to stretch the tendinous tissues. Associated with the decrease of the fascicle length, it suggests that fascicle shortening in the subphase 1 allows to put the elastic structures under tension (probably slacked at the beginning of the phase) rather than directly transfer a high force to the pedal. This finding is in line with the slightly later activation reported for the *gastrocnemii* at high compared to low pedaling rates (~170 vs. 70 rpm),² while an earlier activation was reported for the hip and knee extensors (~ -30° of crank angle), that is classically considered as an relevant adjustment of the thigh muscles coordination to address the larger effects of electromechanical delay at high pedaling rate.⁴⁷ Thus, this higher decoupling between fascicles and MTU behaviors for *GL* at 160 rpm compared to 60 rpm reinforces previous suggestions about the activation–deactivation dynamics issue at high pedaling. Particularly, it supports that the leg muscles are then limited to transmit the knee and hip extensors' power and energy of the segments to the crank at high pedaling rates.^{2,48,49} Taken together these results regarding the specific muscle-tendon behavior of the *gastrocnemii* highlight that a high maximal force at low velocity represents a key quality for these muscles for sprint cycling at pedaling rate lower and above the optimal pedaling rate.³² Moreover, it provides clear evidence that the musculo-tendinous stiffness and rate of force development of these muscles may also be a key factor whatever the pedaling rate.⁵⁰ More specifically, our findings suggest the interest to have a high Achille tendon stiffness to enhance the fascicle length, resist to the lengthening of the MTU and thus i) produce highest force as possible (by optimizing the force-length condition) and maximize the transfer to the pedal at low pedaling rates (<120 rpm), and ii) reduce the shortening velocity of the fascicles to transfer more force more rapidly, and enhance the storage-release of energy elastic process at very high pedaling rate (>160 rpm).

Finally, the low shortening velocity behavior of *GL* was not strongly influenced by pedaling rate (Figures 6.F and 7.F). Indeed, according our second hypothesis, we observed only a small and non-systematic increase in fascicle shortening velocity of *GL* with the pedaling rate (Figures 4 and 5). The values of shortening velocity were relatively low (7.3 and 12.6 cm.s⁻¹ for mean and peak values at the highest 160 rpm pedaling rate) and are probably far from the intrinsic maximal shortening velocity (V_{max}) of *GL*. Indeed, despite the absence of value of V_{max} in the literature for *GL*, 12.6 cm.s⁻¹ is very low compared to the ~35 cm.s⁻¹ reported for the V_{max} of *GM* by Hauraix et al. (2015).²⁶ As fascicle length of *GL* is classically reported higher than *GM* (~ +1.1cm, +20%),⁵¹⁻⁵⁴ we can assume that this discrepancy between the shortening velocity reached during pedaling and the actual V_{max} of *GL* may be even more pronounced (~ 30% of V_{max} of *GL*). One main explanation of this low shortening velocity is the extreme decrease in the ankle *ROM* (-20.8°, -47% of the plantar flexion excursion from 60 to 160 rpm) resulting in an absence of increase of ankle joint velocity and mean MTU shortening velocity with pedaling rate. Some authors have previously shown similar decrease in ankle *ROM* and no alteration in ankle joint velocity with increasing pedaling rate in both submaximal⁵⁵ and maximal⁸ power conditions suggesting that muscle fascicles would operate over a shorter range of shortening at high pedaling rates.⁵⁵ Our result experimentally confirms with ultrasound measurement this assumption, demonstrating a 20% decreased of ΔL from 60-90 rpm to 160 rpm. It strongly supports that this ankle behavior can be interpreted as an efficient strategy to limit the increase in contractile shortening velocity, reduce the task complexity and the number of available solutions for the neuromuscular system,^{8,56} and to attempt that *gastronemii* continue to play their role in transmitting power and orient the pedal force at high pedaling rate.

Limitations and methodological consideration

First, among the synergist muscles, only one was tracked by ultrasound at both knee and ankle level. While *VL* is classically recorded in the literature, we chose to analyze *GL* among the plantar flexor muscles instead of *GM* for practical reasons only (i.e. the thickness and cables of the ultrasound probe). Considering that a previous study showed that *GM* seems to be more sensitive than *GL* to the pedaling rate condition during submaximal cycling,¹⁹ future studies should determine whether *GM* behaves in a similar way than the *GL* or if it slightly differs in sprint condition. Moreover, considering the alteration of the ankle joint and the monoarticular function of the *soleus* muscle, we can expect that the stretch-shortening behavior at the MTU level would be even more important in the *soleus* and would also appear at the fascicles level.

Second, one perspective to better understand the difference subphase and identify if a lengthening would occur at the fascicle level for these plantar flexor muscles would be to associate EMG measurement. Third, the calculation of tendinous tissue length carried out in this study using MTU and horizontal fascicle lengths⁵⁷ has been criticized and probably fails to provide exact values.⁵⁸ For this reason, we decided to not present the absolute values of tendinous tissue length and only use this approach to draw the patterns of changes in length, with the goal to illustrate the potential lengthening behavior of the tendinous tissues in the different specific pedaling conditions (Figure 5). Fourth, the use of a single ultrasound probe to measure VL fascicle lengths implies an important extrapolation of the fascicle segment that slightly underestimates the actual lengths.⁵⁹ Nevertheless, a previous study showed that this method was robust to determine fascicle length changes and therefore for determining shortening velocities.⁵⁹ Thus, we are confident that it did not interfere with results and conclusions of the present study. Fifth, the force-length relationship of both muscles were not assessed in the present study. It would be very interesting to assess these relationships in order to provide more robust interpretations of the fascicle operating length during sprint pedaling.

Conclusion

This study highlighted that monoarticular and biarticular muscles displayed different modalities of contraction during sprint pedaling, and that increase of pedaling rate induced different in muscle-tendon interactions. The *vastus lateralis* behavior was characterized by a shortening of both MTU and muscle fascicles during the knee extension phase, which highlighted a global concentric behavior for this muscle. The increase of pedaling rate induced a linear increase in both muscle fascicle and MTU shortening velocities. This result strongly suggests that the ability to increase the pedaling rate is related to the ability to increase the fascicle shortening velocity of knee extensors such as VL. It highlights the prevalence of both force and velocity contractile properties of quadriceps to generate great extension power at the knee joint level and maximize pedaling power. The *gastrocnemius lateralis* was characterized by a more complex muscle-tendon behavior with a first phase that displays a quasi-isometric behavior of muscle fascicles while MTU lengthen, and a second phase where both MTU and fascicles shorten. The shortening velocity of fascicles were less influenced by the force-velocity conditions of sprint pedaling, and remained relatively low and far from the intrinsic maximal fascicle shortening velocity. These findings evidence that muscle-tendon interactions play an important role for *gastrocnemii*. It allow them to produce high level of force at relatively low

shortening velocity whatever the pedaling rate, and thus to ensure their function of transmitting the high level of muscle power produced by the proximal muscle groups. This better understanding of the knee and ankle muscle-tendon behaviors during sprint cycling will be important to better design individualized strength training routines for elite cyclists.

Acknowledgements

This study was funded by *SA Vendée Cyclisme*. M. Robin was supported by the French Ministry of Research and Innovation and the National Association of Research and Technology (ANRT) via a CIFRE agreement with the TotalEnergies Cycling Team. The authors are grateful to all the cyclists who participated in this study.

Conflict of interest

The authors report no conflict of interest.

References

1. Cross MR, Brughelli M, Samozino P, Morin JB. Methods of power-force-velocity profiling during sprint running: a narrative review. *Sports Medicine*. 2017;47(7):1255-1269.
2. Dorel S. Maximal Force-Velocity and Power-Velocity Characteristics in Cycling: Assessment and Relevance. In: Morin JB, Samozino P, eds. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods*. Springer International Publishing; 2018:7-31.
3. Bobbert MF, Casius LJ, Van Soest AJ. The relationship between pedal force and crank angular velocity in sprint cycling. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(5):869-878.
4. Dorel S, Bourdin M, Van Praagh E, Lacour JR, Hautier CA. Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *European journal of applied physiology*. 2003;89(2):157-165.
5. McCartney N, Obminski G, Heigenhauser GJ. Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1985;58(5):1459-1462.
6. Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, et al. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International journal of sports medicine*. 2005;26(09):739-746.
7. 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. *Medicine and science in sports and exercise*. 2010;42(6):1174-1183.

8. McDaniel J, Behjani NS, Elmer SJ, Brown NA, Martin JC. Joint-specific power-pedaling rate relationships during maximal cycling. *Journal of applied biomechanics*. 2014;30(3):423-430.
9. Driss T, Vandewalle H, Chevalier JML, Monod H. Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2002;27(3):250-262.
10. Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(11):2154-2164.
11. Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences*. 2001;268(1464):229-233.
12. Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 2003;95(3):1090-1096.
13. Ishikawa M, Komi PV. Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exercise and sport sciences reviews*. 2008;36(4):193-199.
14. Kawakami Y, Fukunaga T. New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exercise and sport sciences reviews*. 2006;34(1):16-21.
15. Raasch CC, Zajac FE. Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions. *Journal of neurophysiology*. 1999;82(2):515-525.
16. Van Ingen Schenau GJ, Boots PJM, De Groot G, Snackers RJ, Van Woensel W. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*. 1992;46(1):197-207.
17. Muraoka T, Kawakami Y, Tachi M, Fukunaga T. Muscle fiber and tendon length changes in the human vastus lateralis during slow pedaling. *Journal of Applied Physiology*. 2001;91(5):2035-2040.
18. Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. 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*. 2018;124:993-1002.
19. Dick TJ, Biewener AA, Wakeling JM. Comparison of human gastrocnemius forces predicted by Hill-type muscle models and estimated from ultrasound images. *Journal of experimental biology*. 2017;220(9):1643-1653.
20. Wakeling JM, Uehli K, Rozitis AI. Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. *Journal of The Royal Society Interface*. 2006;3(9):533-544.
21. Austin N, Nilwik R, Herzog W. In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling. *Journal of biomechanics*. 2010;43(12):2394-2399.

22. Robin M, Nordez A, Dorel S. Analysis of elite road-cycling sprints in relation to power-velocity-endurance profile: A longitudinal one-case study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2021;00:1-14.
23. Taylor KB, Deckert S. Field-testing to determine power–cadence and torque–cadence profiles in professional road cyclists: Sprint Profiling of Professional Cyclists. *European Journal of Sport Science*. Published online 2022:1-9.
24. Farris DJ, Lichtwark GA. UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2016;128:111-118.
25. Hauraix H, Nordez A, Dorel S. Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *Journal of Applied Physiology*. 2013;115(7):1015-1024.
26. Hauraix H, Nordez A, Guilhem G, Rabita G, Dorel S. In vivo maximal Fascicle-shortening velocity during plantar flexion in human. *Journal of Applied Physiology*. 2015;119:1262-1271.
27. Ishikawa M, Niemela E, Komi PV. Interaction between fascicle and tendinous tissues in short contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *Journal of Applied Physiology*. 2005;99(1):217-223.
28. Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of applied physiology*. 2005;99(2):603-608.
29. Watsford M, Ditroilo M, Fernández-peña E, D'amen G, Lucertini F. Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2010;42(7):1324-1332.
30. Nikolaidou ME, Marzilger R, Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A. Operating length and velocity of human M. vastus lateralis fascicles during vertical jumping. *Royal Society open science*. 2017;4(5):170185.
31. Hauraix H, Dorel S, Rabita G, Guilhem G, Nordez A. Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force–velocity test. *European journal of applied physiology*. 2017;117(2):289-299.
32. 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 Biomechanics*. Published online 2022:1-18.
33. 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;35:95-99.
34. Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal of applied physiology*. 1981;51(5):1175-1182.

35. Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1987;56(6):650-656.
36. Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR, Arsac LM. 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*. 1996;74(1):114-118.
37. Bini RR, Diefenthaler F. Mechanical work and coordinative pattern of cycling: a literature review. *Kinesiology*. 2009;41(1.):25-39.
38. Gregor RJ, Komi PV, Browning RC, Järvinen M. A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of biomechanics*. 1991;24(5):287-297.
39. Bobbert M. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *Journal of Experimental Biology*. 2001;204(3):533-542.
40. Farris DJ, Lichtwark GA, Brown NA, Cresswell AG. The role of human ankle plantar flexor muscle–tendon interaction and architecture in maximal vertical jumping examined in vivo. *Journal of Experimental Biology*. 2016;219(4):528-534.
41. Hoffman BW, Lichtwark GA, Carroll TJ, Cresswell AG. A comparison of two Hill-type skeletal muscle models on the construction of medial gastrocnemius length-tension curves in humans in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 2012;113(1):90-96.
42. Hager R, Poulard T, Nordez A, Dorel S, Guilhem G. Influence of joint angle on muscle fascicle dynamics and rate of torque development during isometric explosive contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2020;129(3):569-579.
43. Maganaris CN. Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*. 2003;16(3):215-223.
44. Van Ingen Schenau GJ, Van Woensel W, Boots PJM, Snackers RW, De Groot G. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1990;61(1):11-19.
45. Fregly BJ, Zajac FE. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of biomechanics*. 1996;29(1):81-90.
46. Turpin NA, Watier B. Cycling biomechanics and its relationship to performance. *Applied Sciences*. 2020;10(12):4112.
47. Samozino P, Horvais N, Hintzy F. Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(4):680-687.
48. Neptune RR, Kautz SA. Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance? *Exercise and sport sciences reviews*. 2001;29(2):76-81.

49. Zajac FE. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*. 2002;35(8):1011-1018.
50. 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. *European journal of applied physiology*. 2012;112(11):3721-3728.
51. Abe T, Kumagai K, Brechue WF. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(6):1125-1129.
52. Kumagai K, Abe T, Brechue WF, Ryushi T, Takano S, Mizuno M. Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of applied physiology*. 2000;88:811-816.
53. Cooper AN, McDermott WJ, Martin JC, Dulaney SO, Carrier DR. Great power comes at a high (locomotor) cost: the role of muscle fascicle length in the power versus economy performance trade-off. *Journal of Experimental Biology*. 2021;224(21):jeb236679.
54. Machado E, Lanferdini FJ, Da Silva ES, et al. Triceps Surae Muscle-Tendon Properties as Determinants of the Metabolic Cost in Trained Long-Distance Runners. *Frontiers in Physiology*. 2022;12(767445):2320.
55. Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(6):642-649.
56. Hodson-Tole EF, Blake OM, Wakeling JM. During cycling what limits maximum mechanical power output at cadences above 120 rpm? *Medicine and science in sports and exercise*. 2020;52(1):214-224.
57. Ishikawa M, Komi PV, Finni T, Kuitunen S. Contribution of the tendinous tissue to force enhancement during stretch–shortening cycle exercise depends on the prestretch and concentric phase intensities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(5):423-431.
58. Herzog W. The problem with skeletal muscle series elasticity. *BMC biomedical engineering*. 2019;1(1):1-14.
59. Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *Journal of Biomechanics*. 2017;64(240-244).

Étude #3

Comportement des faisceaux musculaires lors du sprint en cyclisme : une nouvelle explication de la production de puissance supérieure en position debout comparée à la position assise

Publication associée (en préparation) :

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.

Étude #3 – Résumé

Comportement des faisceaux musculaires lors du sprint en cyclisme : une nouvelle explication de la production de puissance supérieure en position debout comparée à la position assise

La position debout est principalement utilisée lors des sprints en cyclisme sur route pour augmenter la capacité de production de puissance maximale en comparaison à la position assise. Cependant, les modifications de comportement des muscles des membres inférieurs induits par ce changement de position restent inconnus. Les objectifs de cette étude étaient de comparer les comportements muscle-tendon du *vastus lateralis* (VL) et du *gastrocnemius medialis* (GM) lors de sprints effectués dans les deux positions, et de les relier à leur propre relation couple-longueur. Les relations maximales couple-longueur des fléchisseurs plantaires et des extenseurs du genou ont été déterminées à l'aide de MVC. Ensuite, les cyclistes ont effectué quatre sprints maximaux de 5 s à 110 tr/min : deux en position debout et deux en position assise. Le comportement musculo-tendineux (en utilisant l'échographie) et l'activité EMG du VL et du GM ont été enregistrés dans toutes les conditions. Pour les deux muscles, les comportements de la MTU et du faisceau présentent une première légère phase d'allongement suivie d'une phase principale de raccourcissement. La longueur opératoire du faisceau du VL était plus courte et plus proche du plateau (de la relation couple-longueur) en position debout (117,4 % de L_{opt}) par rapport à la position assise (122,7 % de L_{opt}), conduisant à un gain théorique de capacité de production de force maximale. Aucune différence significative dans le changement de longueur n'a été observée pour le GM entre les deux positions. Cependant, par rapport au VL, les faisceaux du GM fonctionnent près de leur longueur optimale (95,7 % contre 91,5 % de L_{opt} en position assise et debout). Ces résultats fournissent de précieuses informations sur le rôle et les modalités de contraction de ces deux muscles lors du sprint en cyclisme, ce qui peut aider les entraîneurs à orienter certaines routines de musculation.

Mots-clés : *Unité muscle-tendon, sprint en cyclisme sur route, vastus lateralis, gastrocnemius medialis, relation force-longueur, cyclists élités, longueur du faisceau*

In preparation for submission to Medicine & Science in Sports & Exercise

**FASCICLE BEHAVIOR DURING SPRINT CYCLING: NEW INSIGHTS
REGARDING THE GAIN IN MAXIMAL POWER BETWEEN STANDING AND
SEATED POSITIONS**

Maxime ROBIN^{1,2}, Antoine NORDEZ^{1,3}, Tristan TALLIO¹, Valentin DOGUET⁴, Iris
SACHET¹, Sylvain DOREL¹

¹ Nantes Université, Movement - Interactions - Performance, MIP, UR 4334, F-44000 Nantes, France

² TotalEnergies Pro Cycling Team, Essarts-en-Bocage, France

³ Institut Universitaire de France (IUF)

⁴ Centre de Ressources d'Expertise et de Performance Sportive des Pays de la Loire (CREPS)

Correspondence and reprints :

Sylvain DOREL
University of Nantes
Laboratory "Motricité, Interactions, Performance" (UR 4334)
25 bis boulevard Guy Mollet
BP 72206
44322 Nantes cedex 3
France
Email : sylvain.dorel@univ-nantes.fr

Abstract

The standing position is mainly used during road-cycling sprints to increase the maximal power output production capacity compared to the seating position. However, the adjustments in behavior of the lower limb muscles induced by this change of position remain unknown. The aims of the present study were to compare the muscle-tendon behaviors of the *vastus lateralis* (*VL*) and *gastrocnemius medialis* (*GM*) between sprint cycling performed in both positions, and to relate them to their own torque-length relationship. The maximal torque-length relationships of ankle plantar flexors and knee extensors was determined using series of MVC. Then, cyclists performed four 5-s maximal sprints at 110 rpm: two in standing and two in seating position. Muscle-tendon behavior (using ultrasound) and EMG activity of *VL* and *GM* were recorded throughout the session. For both muscles, MTU and fascicle behaviors exhibit a first slight phase of lengthening followed by a main phase of shortening. The operating fascicle length of the *VL* was shorter and near the plateau for maximal force production in standing (117.4 % of L_{opt}) compared to the seating position (122.7 % of L_{opt}), leading to a theoretical gain in force-generating capacity. No significant difference in change in length was observed for the *GM* between both positions. However, compared to *VL*, *GM* fascicles operate close to the optimal length (95.7 % vs. 91.5 % of L_{opt} in seating and standing positions). These findings provide valuable information on the role and the modalities of contraction of these two muscles during cycling sprints, which can help coaches to specify some characteristics of strength training routines.

Keywords: muscle tendon-unit, road-cycling sprint, vastus lateralis, gastrocnemius medialis, torque-length relationship, elite cyclists, fascicle length

Introduction

During road-cycling, cyclists spontaneously switch from seating to standing position to produce a higher level of maximal crank power output, i.e. when they want to produce a high acceleration and/or reach a maximal speed during an attack or a final sprint. This spontaneous transition from the seating to the standing position occurs at level of power somewhere between maximal aerobic power and maximal absolute power.¹ During a brief all-out sprint cycling, up to 17 % gain of peak power output has been reported in the standing position compared to the seating position.²⁻⁶ However, the mechanisms involved in this gain remain to be elucidated.

The majority of previous studies interested in analyzing the effects of these two positions focused on changes in kinematics and muscle coordination during submaximal exercises. At a given submaximal power output, it has been shown that standing position induces both lower and upper limb adaptations. Firstly, regarding the lower limbs Wilkinson and colleagues reported a shift forward in the cycle for the hip, knee and ankle angle patterns at a power output of 50% of maximal peak power and a high pedaling rate (120 rpm)⁷ in the standing position associated with a more extended position of the hip, knee and ankle throughout the pedaling cycle. Secondly, the standing position induced alterations in muscle activity, which depend on exercise intensity. Indeed, although Li and Caldwell only showed changes for some muscles during a pedaling task at 250 W,⁸ Duc and colleagues demonstrated both greater amplitude and longer duration of EMG activity for all the muscles crossing the hip and knee joints during a pedaling task at 80 % of the maximal aerobic power in standing position.⁹ Thirdly, regarding the upper limbs adaptations, several authors highlighted a greater involvement of upper body muscles in standing position,^{1,9,10} and suggested that it significantly contributes to crank power output.¹¹ Higher upper body muscle activity is necessary to maintain the stability of the pelvic in standing position, thereby better transferring power output production to the pedals.^{9,10} Moreover Wilkinson and colleagues noticed that the oscillations of the center of mass in standing position may directly contribute to the crank peak power output, and thus reduce the required muscular contribution.¹¹ Finally, all of these adaptations are accompanied by reorganization of joint-specific power: a decrease of knee power contribution (15 %) and increase of hip (12 %) and ankle power (3 %) for a given crank power when shifting from seating to standing position.⁷

Despite interesting, these descriptive analyzes performed at a given submaximal crank power does not highlight the actual neuromuscular benefits to use this position for maximizing

the peak power output in sprint cycling. To the best of our knowledge, only one study have focused on the changes in muscle coordination induced by the standing position during sprint cycling.¹² The shift forward of EMG patterns ($\sim 10^\circ$) observed in submaximal exercise was also shown during sprints, especially for the knee extensors (*VM*, *VL*, *RF*) and plantar flexors (*SOL*, *GM*, *GL*), but this study did not report the alteration in the duration and more importantly in the level of activity. It was also suggested that changes in knee and hip angles induced by the standing position may lead to benefits in muscle force production by the main single-joint power producer muscles (e.g. knee extensors) according to the muscle force-length relationships^{7,8}. In the same way, the change in position could also induce an advantage for the force-transmitting bi-articular muscles such like the *gastrocnemius*.¹³

In line with this, the muscle fascicle behavior during the movement could be analyzed using ultrasound imaging.¹⁴ During submaximal and maximal pedaling tasks, it has been shown that the *vastus lateralis* displays concentric behavior,¹⁵⁻¹⁸ but with an high operating length corresponded to the descending limb of the force-length relationship.^{16,17} Concerning the triceps surae, two previous studies demonstrated a more complex behavior of *gastrocnemius lateralis* and *soleus* muscles during their period of activity with a first quasi-isometric phase at the beginning of contraction followed by a shortening phase.^{19,20} However, these few studies were carried out either in submaximal condition and/or only in a seating position. Thus, it remains unknown whether the operating fascicle length and velocity would represent a potential explanation for the increase in maximal power in standing position.

Therefore, the purpose of the current study was to analyze the muscle-tendon behavior during sprint cycling in elite road-cyclists in both seating and standing positions. The aims were i) to determine whether joint kinematics and both fascicle and muscle-tendon unit (MTU) lengths and shortening velocities of the *vastus lateralis* (*VL*) and the *gastrocnemius medialis* (*GM*) were modified between these two positions, ii) to relate the operating fascicle length of these two muscles during maximal sprint in relation to their own torque-length characteristic to investigate whether this would participate to explain the gain of power induce in the standing position. We hypothesized that adjustments in joint kinematics and EMG activities in the standing position would be accompanied by shifts in fascicle operating length toward the force-length plateau for these two muscles, which could participate to the increase in the force-generating capacity in standing position compared to seating.

Materials and methods

Participants

Twelve high-level cyclists volunteered to participate in this study. However, one participant was excluded from the study due to our impossibility to process ultrasound images, thus eleven cyclists were included (age 23.0 ± 3.7 yr; height 178.8 ± 3.8 cm; weight 67.8 ± 3.0 kg). Among the eleven cyclists, five were professional in a UCI Pro team and six were elite U23. All participants were informed about the aim of this study before signing the consent form, and this study was performed in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the local ethics committee.

Experimental protocol

This study was carried out in a single session. A first part was performed on a single-joint dynamometer (Con-Trex, CMV AG, Dübendorf, Switzerland) in order to determine the maximal torque-angle and torque-length relationships of the ankle extension / *gastrocnemius medialis* and the knee extension / *vastus lateralis*. After thirty minutes of passive rest to transfer the equipment, a second part was carried out on a cycle ergometer (Excalibur Sport; Lode, The Netherlands) to perform maximal sprints cycling in seating and standing positions. The probes were placed before each torque-length testing and then not moved until the end of the protocol.

Participants always started the single-joint measurement by the ankle extension because it was not possible to perform ankle testing on the ergometer with the ultrasound probe placed on the *VL*. Participants were placed and attached in a lying prone position with the axis of rotation of the right ankle aligned to the motor axis. After a 10-min progressive standardized warm-up, participants performed six sets of two 2-s maximal isometric contractions (MVC) in plantar flexion at -20° , -10° , 0° , 10° , 20° and 25° in randomized order, with 2-min of rest in between. 0° was defined as the foot perpendicular to the leg, and positive value was for dorsiflexion. Two passive cycles (between -20 to 25° of dorsiflexion) were performed at $5^\circ \cdot s^{-1}$ in order to dissociate the active and passive components of the torque-length relationship of the *GM*.²¹

For the knee extension, participants were placed and attached in a seating position with a hip angle of 80° and the axis of rotation of the right knee aligned to the motor axis. After a 10-min progressive standardized warm-up, participants performed six sets of two 2-s maximal isometric contractions in knee extension at 45° , 60° , 70° , 80° , 95° and 110° in randomized

order, with 2-min passive of rest in between. 0° was defined as a full extension of the leg, and positive value was for knee flexion. Note that the ankle and knee angle values were selected in accordance with the range of motion during a pedaling cycle.⁷

During the cycling session, positions of the saddle and the handlebar were set to apply a similar position than the usual road cycling position. A 10-min standardized warm-up was performed, during which the power output increased from 150 to 400 W followed by a first brief maximal sprint. Then, participants performed four 5-s isokinetic maximal sprints: two in seating and two in standing position at 110 rpm in randomized order with 5-min rest in-between. For all sprints, the flywheel was already turning at 110 rpm in order to perform sprints directly at the target pedaling rate and avoid an acceleration phase that induces fatigue. Note that 110 rpm was chosen to be in accordance with the mean pedaling rates used during road cycling sprints,²²⁻²⁴ and with the optimal pedaling rate in road cyclists.²⁵

Materials and data collection

Cycle ergometer. The Lode ergometer was equipped with standard cranks (170 mm) and instrumented pedals (VÉIUS group; Department of Mechanical Engineering, Sherbrooke University, Canada) to measure the force in 2-D at 1 kHz in sagittal plan. A magnet was placed on the ergometer to identify the right top dead center (i.e. right crank in high vertical position - 0°). The torque exerted on the left and right pedals was calculated as the effective force (component perpendicular to the crank) multiplied by the crank length. Then, power output was determined as the torque multiplied by the rotational speed of the crank.

Kinematics. An eleven-camera motion analysis system (Flex 13, 1.3 Mpx, OptiTrack, Natural Point, Corvallis, OR, USA) was used to measure the 3-D positions (at 120 Hz) of thirty-eight reflective markers (diameter: 10 mm). Eight markers were positioned on the ergometer to determine the local landmark, the rotation center of the two cranks and the rotation center of the two pedals. Thirty markers were bilaterally attached on the body at the following anatomical landmarks in order to determine the centers of rotation. Hip joint: posterior superior iliac spine, anterior superior iliac spine, 5 cm below the anterior superior iliac spine, greater trochanter and thigh (5 cm above the patella)^{26,27}. Knee joint: medial and lateral femoral condyles, tibial tuberosity and leg (10 cm above the malleoli).²⁸ Ankle joint: medial and lateral malleoli, calcaneus, first and fifth metatarsal, first toe for the ankle joint.²⁸ Static and dynamic measures were performed to determine the rotation centers of the hips, knees and ankles.²⁹ In addition,

anthropometric measures such as segment lengths, circumference and skin folds were carried out in order to estimate body segment parameters.³⁰

Ultrasound. For the *VL*, the fascicle length was measured using ultrafast sequence performed by two scanners (Aixplorer, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) and two ultrasound probes (4-15 MHz, 55 mm, Vermon, Tours, France) positioned in series using a custom-equipment made by 3-D printer (Figure 1.B). The dual transducer arrangement was placed in the same plane of fascicle at equal distance between the great trochanter and the lateral femoral condyle. For MVC conditions, the sampling frequency was 500 Hz, i.e., 2-s of recording (the ultrafast ultrasound recording was limited to 1000 images). For the cycling tasks, the sampling frequency was 1000 Hz, corresponding to 1-s recording. In order to be sure to record one entire cycle, the data acquisition of both ultrafast ultrasound scanners was started simultaneously thanks to a trigger delivered by a magnet positioned on the right top dead center. The pedaling cycle recorded on the ultrasound was systematically the third or the fourth pedaling cycle of the sprint to guarantee to be at the target pedaling rate (therefore not the 2 first) and on the contrary to avoid a state of fatigue if the trigger was later. Muscle fascicle length of *GM* was measured using one linear flat ultrasound probe (5-8 MHz, 60 mm field-of-view, LV8-5L60N-2, ArtUS, Telemed, Vilnius, Lithuania) with a sampling frequency at 137 Hz. The probe was placed in a custom-made equipment and strapped on the skin surface in the same plane of the fascicle³¹ at approximately 30% of the distance between the popliteal crease and the center of the lateral malleolus to avoid any detachment during the different tasks (Figure 1.A). The choice to perform conventional ultrasound on the *GM* and ultrafast ultrasound on the *VL* was done because the shortening velocity of the *VL* is much higher during pedaling and therefore more challenging to track.¹⁸

Electromyography. After shaving and cleaning the skin, two electrodes (Trigno Delsys Inc., Natick, MA, USA; 10 mm inter-electrode distance) were placed on the right *GM* and *VL* close to the ultrasound probes in the same plane of muscle fiber to collect the myoelectric activity (Figure 1.A and 1.B). The electrodes were taped to avoid any displacement.

For both MVC and cycling sessions, trigger signals delivered at the start of the 3 ultrasound system, and all mechanical, kinematic and EMG signals were sampled at 20 kHz in LabChart 8 (AD Instruments Pty. Ltd., Castle Hill, NSW, Australia) to synchronize them with each other.

Data processing

All data were processed on Matlab scripts (The MathWorks, Natick, MA). Given that the dual transducer ultrafast ultrasound scanner positioned on the *VL* could only record one entire cycle for each cycling sprint, all other data (i.e. EMG, mechanical, kinematic and *GM* fascicle length) were processed on this same cycle.

Torque-length relationships. The torque collected on the dynamometer during maximal voluntary contractions was filtered using a low-pass, zero-phase second-order Butterworth (10 Hz). For each maximal contraction, the maximal total torque was calculated considering a 200 ms window. To determine the active *GM* torque-length relationship, we used the *model B* of Hoffman and colleagues by subtracting the passive torque corresponding to the fascicle length to the total torque produced.²¹ For that, we used the passive torque-length relationship which was fitted using the equation 1.

$$Passivetorque = Ae^{kLf} \quad (1)$$

Where A is constant, k is the stiffness of the curve and Lf the fascicle length.

To determine the active torque-length relationship of the *VL*, we used the *model A* of Hoffman and colleagues by subtracting the value of the baseline to the total torque, to consider the effect of gravity which has a big influence for the leg. This choice was done because the passive force is much lower in the *VL* compared to the *GM* and would marginally influence the force-length relationship. Then, the active torque-length curve of the *GM* and *VL* were fitted using the equation 2.¹⁷

$$T_{active} = e^{-|(L^b-1)/s|a} \quad (2)$$

Where T is the corrected torque, L is the fascicle length, a is roundness, b is skewness, and s is width of the curve.

No constraints were used in this equation, excepted when the L_{opt} was too high and non-physiological. Based on the fitted equation, we determined the isometric maximal torque (T_{max}) and the corresponding fascicle length (L_{opt}) for each participant, which allowed us to calculate the normalized torque-length relationships.

Electromyography. EMG signals of the *GM* and *VL* were only processed during pedaling conditions. First, EMG signals were band-pass filtered (20-400 Hz, second-order Butterworth filter). After rectifying the signals, a second zero-phase second-order Butterworth filter (20 Hz) was applied. Finally, patterns were normalized by the maximal peak value of the two sprint positions. EMG was used to determine the “period of contraction” of each muscle for data analysis. Onset and offset of the period of contraction were determined considering a threshold of 40 % of the maximal EMG activity. This threshold was chosen based on pilot analysis to focus the analysis of the muscle-tendon behavior on the period with a high muscle activity.

Kinematics and muscle-tendon unit length (MTU). The 3-D position of the markers was filtered using a low-pass, zero-phase second-order Butterworth (10 Hz) filter. Then, an anthropometric model was used to reconstruct the 3-D rotation centers of the hips, knees and ankles.²⁶⁻²⁸ The thigh was defined by the 3-D segment between the rotation centers of the hip and the knee. The leg was defined by the 3-D segment between the rotation centers of the knee and the ankle, and the foot was defined from the center rotation of the ankle and markers present on the foot. The ankle joint angle at the individual’s standing posture was considered as an offset to normalize this angle (i.e. 0°, with the foot perpendicular to the leg). MTU length of the *GM* was estimated using the anthropometric model proposed by Grieve and colleagues,³² and MTU length of the *VL* was estimated using the medial part of the *VL* anthropometric model proposed by Visser and colleagues.³³

Fascicle length. Measurement of fascicle length was performed using the “Ultratrack” automatic fascicle tracking program.³⁴ Concerning the *GM*, superficial and deep aponeurosis and fascicles were represented by linear segments (Figure 1.C). Two fascicles were tracked for more robustness.³⁵ The length of the two fascicles (L_F) was defined by the extrapolation of each of the fascicle until the two aponeurosis. Then, the average between the two fascicles length was calculated. Concerning the *VL*, a custom Matlab program was used to concatenate the two images of the *VL* muscle with a 13-mm gap (figure 1.D). The superficial and deep aponeurosis were represented by two linear segments, and the fascicle was represented by one curvilinear shape with seven segments (figure 1.D). For the calculation of the *VL* fascicle length, seven segments were used to define the entire fascicle trajectory basing on the two ultrasound images (Figure 1.D). Then, the fascicle length (L_F) was defined by the sum of the seven segments. For both muscles, although the program allows an automatic tracking, we manually replaced aponeurosis and fascicles when the drawn segment was visually out of the orientation of the

fascicle or aponeurosis. The fascicle and MTU lengths were filtered using a low-pass, zero-phase second-order Butterworth (10 Hz) filter. The shortening and lengthening velocities of the fascicle and the MTU were calculated by derivation, and the same filter was applied again.

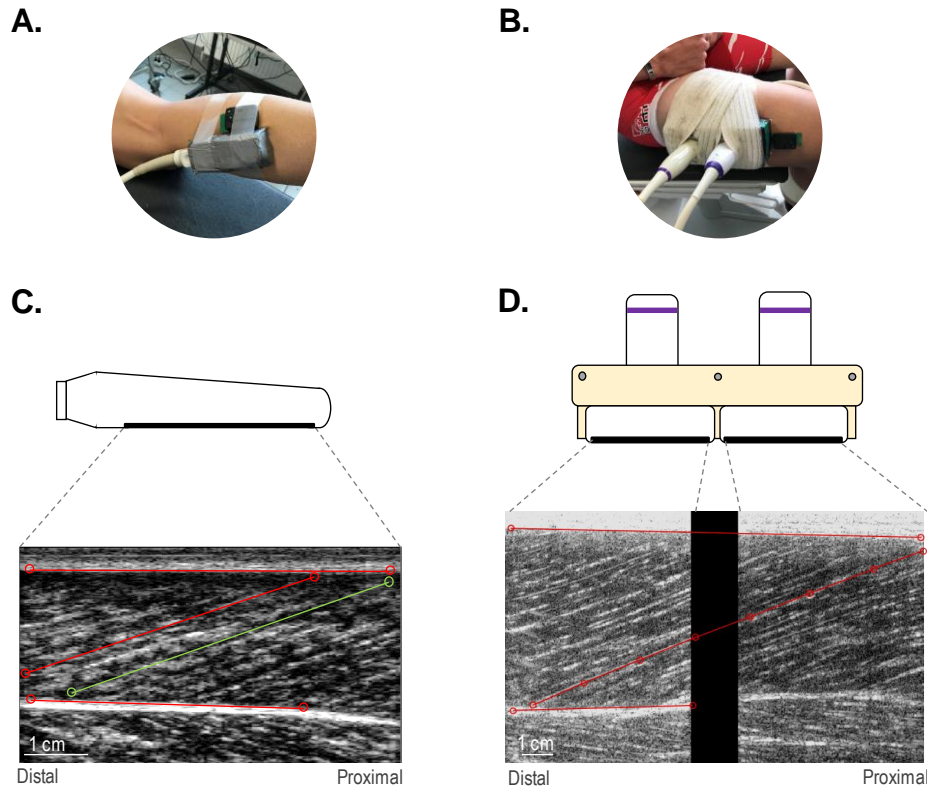


Figure 1. Images illustrating the ultrasound probe and EMG electrodes positioning on the *gastrocnemius medialis* (A) and the *vastus lateralis* (B). The probe of the GM was strapped during the maximal voluntary contractions and the cycling tasks as shown on the figure of the VL. Example of ultrasound image of the GM (C) and VL (D) during sprint cycling with the fascicle lengths measured by an automatic tracking method with regular manual adjustments. For the GM two different fascicles were tracked for more robustness. For the VL, one curvilinear shape with seven segments was drawn to represent the fascicle. For both muscles, the superficial and deep aponeurosis were represented by two linear segments. Finally, the fascicle length was calculated by extrapolation and trigonometry.

Since two sprints were performed in each position, the average of the two trials was considered for all data. However, if the difference in mean power output during the downstroke phase of the pedaling cycle (i.e., from 0° to 180° of crank position) between the two trials in the same position was greater than 5 %, the lowest trial was excluded from the analysis considering a “non-maximal” involvement of the cyclist. Thus, among the forty-four isokinetic efforts performed in this study (11 subjects and 4 sprints for each) five were excluded. Finally, at the end of the processing, all data were resampled to one value per crank degree (i.e., from 1 to 360°) for data visualization.

Data analysis

Given that EMG and fascicle measurements were performed only on the right leg, all other data (i.e. power output and MTU) were also analyzed on the right leg.

Cycling power output. Crank power output was averaged over the entire right pedaling cycle (0-360° of the crank angle), then over the right downstroke (0-180° of the crank angle) and the right upstroke (180-360° of the crank angle) phases in order to determine the difference in power output between the two positions. The difference in power output during sprint in standing position was then expressed as a gain (in percentage) compared to the seating position.

Fascicle and MTU lengths and velocities. L_{begin} and L_{end} corresponded to the length (in cm) at the beginning and at the end of the period of contraction (Figure 2). L_{mean} , V_{mean} and V_{max} corresponded to the mean length (in cm), the mean shortening velocity (in $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$) and the maximal shortening velocity (in $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$) during the period of contraction. L_{mean} was also expressed as a percentage of optimal length using the fitted torque-length relationship. Since there was a first phase of lengthening (*phase 1*) followed by a second phase of shortening (*phase 2*) for both MTU and fascicle during the period of contraction of each of the two muscles, L_{mid} corresponded to the maximal length (in cm) during the period of contraction and delimited these two subphases. ΔL_{phase1} and ΔL_{phase2} corresponded to the difference in length (in cm) during each subphase.

Theoretical maximal mean torque. The equation of torque-length relationships allowed us to calculate for each muscle length the theoretical maximal torque capacity. Thus, the theoretical maximal torque that corresponded to the measured fascicle lengths during sprints (over the period of contraction) was calculated to compare the two positions. The difference in theoretical maximal torque during the sprints in standing position was then expressed as a gain (in percentage) compared to the seating position.

Statistical analysis

Statistics were carried out using ORIGIN 2018 (Origin 8; OriginLab Corporation). The normality of data was checked with Shapiro-Wilk's test, and results were expressed as mean \pm SD. T-test were used to compared the difference in power output, EMG, angles, MTU and fascicle lengths (L_{begin} , L_{mid} , L_{end} , ΔL , and L_{mean}), MTU and fascicle shortening velocity (V_{mean}

and V_{max}) and theoretical maximal mean torque between the two positions for each of the two muscles separately. The threshold of significance was set at $P < 0.05$.

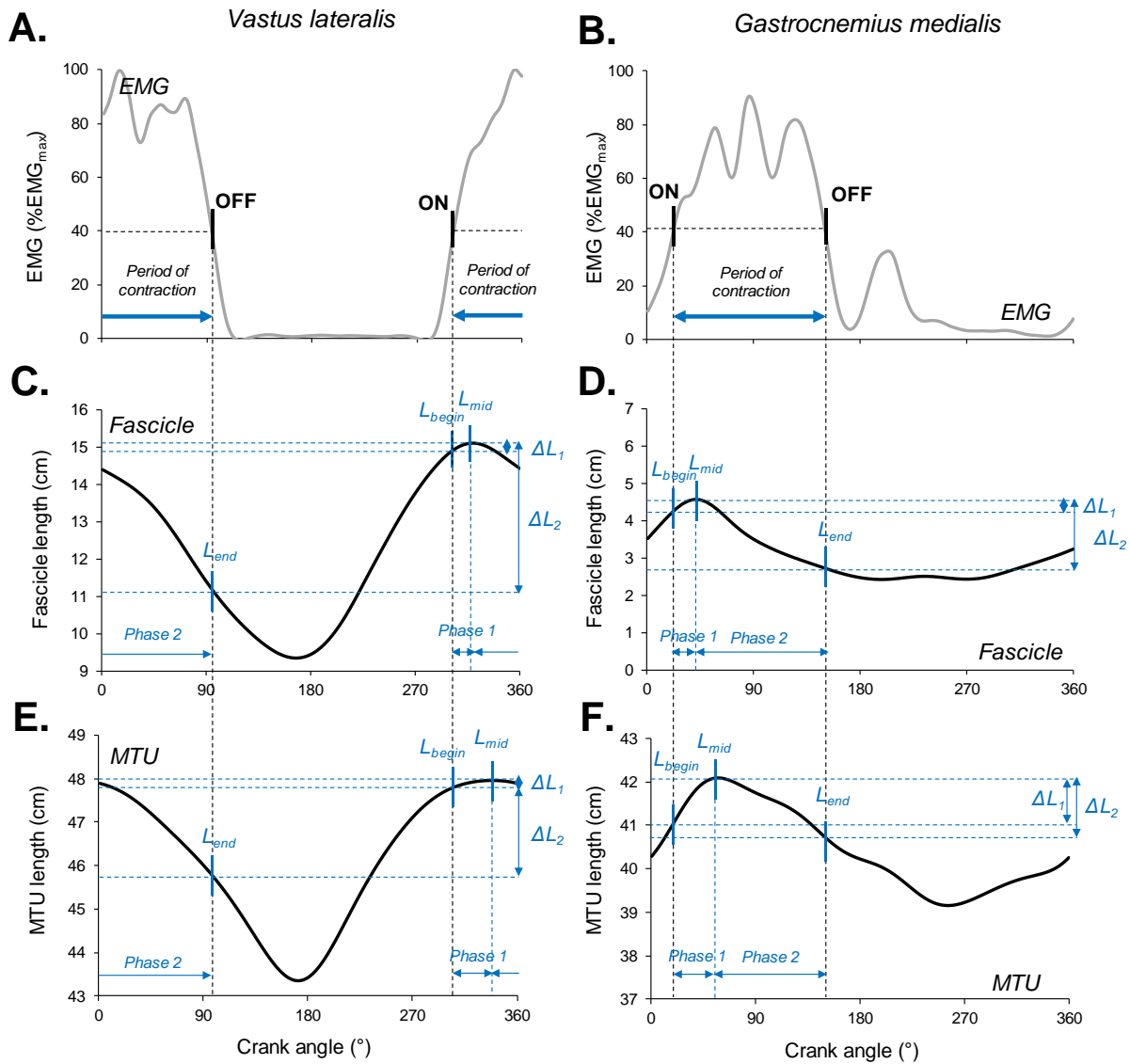


Figure 2. Methodology used to determine the “period of contraction” (A, B) and the different fascicle and MTU lengths of the *vastus lateralis* (C, E) and the *gastrocnemius medialis* (D, F) during sprint cycling. First, after rectifying and filtering the EMG signals, patterns were averaged over the two trials in same position. Then, patterns were normalized by the maximal peak value of both positions (seating and standing). Onset and offset of the period of contraction were determined considering a threshold of 40 % of the maximal EMG activity. L_{begin} and L_{end} corresponded to the length (in cm) at the beginning and at the end of the period of contraction. For the two muscles, since both MTU and fascicle exhibit a bi-phasic behavior during the period of contraction, with a first phase of lengthening (phase 1) followed by a second phase of shortening (phase 2), L_{mid} corresponded to the maximal length (in cm) during the period of contraction and delimited these two phases. ΔL_{phase1} and ΔL_{phase2} corresponded to the difference in length (in cm) during each subphase.

Results

Torque-length relationships

The shortest and the highest value of the *vastus lateralis* fascicle length obtained during the MVC were 8.0 ± 1.9 and 12.1 ± 1.1 cm and were obtained at 45 and 110° of knee flexion, respectively. Regarding the torque-length relationship, the maximal active torque (227.6 ± 42.1 N.m) was obtained for an optimal fascicle length of 10.2 ± 1.1 cm that corresponded to a knee angle of $80.2 \pm 6.2^\circ$ (Figure 5.A). For the *gastrocnemius medialis*, the shortest and the highest value were 2.6 ± 0.5 and 4.9 ± 0.8 cm and were obtained at -20 and 25° of ankle dorsiflexion, respectively. Regarding the torque-length relationship, the maximal active torque (186.4 ± 42.5 N.m) was obtained for an optimal fascicle length of 4.5 ± 0.8 cm and a corresponding knee angle of $20.8 \pm 6.1^\circ$ (Figure 5.B).

Power output during sprint pedaling

The maximal power output on the right leg produced over the entire cycle was 487.4 ± 68.8 W in seating position vs. 562.4 ± 77.9 W in standing position, which represents a gain of 15.8 ± 8.9 % in standing position ($P < 0.01$) (Figure 3). The maximal power output produced over the downstroke phase was 833.3 ± 104.7 W in seating vs. 938.2 ± 112.6 W in standing position ($P < 0.01$), while the maximal power output produced over the upstroke phase was 141.6 ± 40.1 W in seating vs. 186.6 ± 54.6 W in standing position ($P < 0.01$). Thus, it corresponded to a gain in standing position of 104.9 ± 70.8 N.m during the downstroke and 45.0 ± 20.3 N.m during the upstroke phase (i.e. 70.0 % and 30.0 % of the total gain in crank power, respectively). A large variability between the cyclists in this gain was observed, with value from -0.4 to $+37.8$ % during the entire cycle, from -1.3 to $+36.4$ % during the downstroke phase and from $+4.7$ to $+66.0$ % during the upstroke phase.

EMG activity during sprint pedaling

Onset and offset of the VL period of contraction were shifted later in the cycle in standing position ($317 \pm 7.0^\circ$ and $103.1 \pm 11.2^\circ$ of the crank angle, respectively) compared to the seating position ($308.0 \pm 6.1^\circ$ and $77.8 \pm 11.4^\circ$, $P < 0.01$) (Figure 4.A). A longer period of contraction was found in standing ($146.9 \pm 12.1^\circ$) compared to seating position ($130.8 \pm 11.8^\circ$, $P < 0.01$). On the entire cycle, no significant difference was observed in mean EMG activity level (seating: 28.2 ± 4.3 % vs. standing: 28.5 ± 3.7 % of EMG max, $P = 0.84$). Concerning the GM, a tendency

was observed for a latter onset of the period of contraction (seating: $38.6 \pm 18.6^\circ$ vs. standing: $49.0 \pm 22.5^\circ$, $P=0.07$), and the offset of the period of contraction was significantly later in standing position ($181.3 \pm 34.1^\circ$) compared to the seating position ($161.1 \pm 44.5^\circ$, $P<0.01$) (Figure 4.B). No significant difference was observed in duration of the period of contraction (seating: $123.1 \pm 37.0^\circ$ vs. standing: $132.3 \pm 30.2^\circ$, $P=0.24$). A tendency was observed for a higher mean EMG activity level over the cycle in the standing position (seating: $30.3 \pm 3.6\%$ vs. standing: $32.6 \pm 4.5\%$ of EMG max, $P=0.06$).

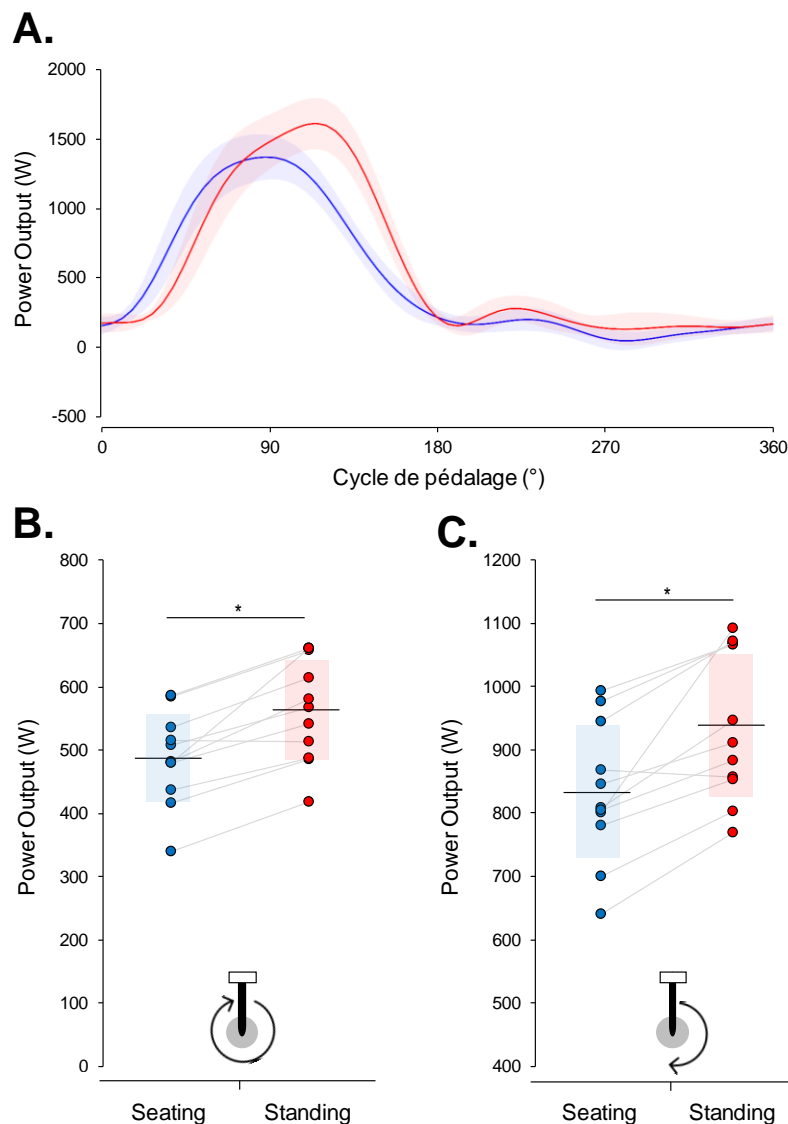


Figure 3. Mean patterns of power produced at the right pedal throughout the cycle during sprint (A) and mean power output produced over the entire cycle (0-360°, B) and over the downstroke phase (0-180°, C) for each of the eleven participants in both seating and standing positions. Seating position in blue, standing position in red. Horizontal black lines represent the mean values, blue and red area represent the standard deviation. * significant difference between the two positions ($P<0.01$).

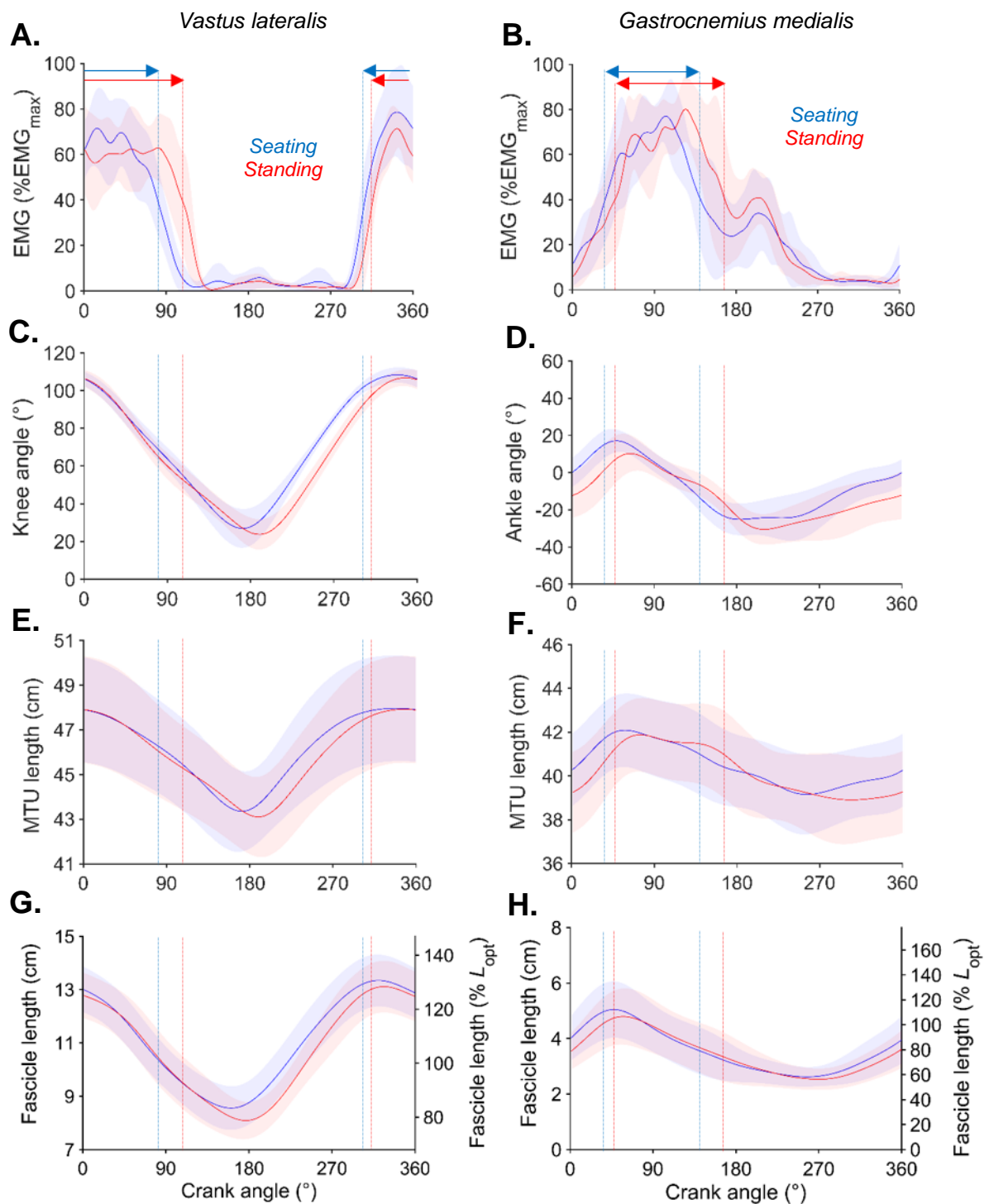


Figure 4. Mean patterns and standard deviations of EMG activity of the *vastus lateralis* (A) and the *gastrocnemius medialis* (B), knee angle (C), ankle angles (D), muscle-tendon unit (MTU) length of the VL (E) and the GM (F), fascicle length of the VL (G) and the GM (H) during seated and standing sprint cycling, expressed as a function of the crank angle (0° = highest vertical crank position). For joint angle, increased data represented the flexion for the knee (0° = full extension), and the dorsiflexion for the ankle (0° = foot perpendicular to the leg). Horizontal colored arrows represent the mean period of contraction considering an onset and the offset of the EMG activity at 40% of peak EMG activity for both positions and the two muscles. These mean periods of contraction were represented on each panel with vertical colored dotted lines.

Joint angles during sprint pedaling

Concerning the knee angle, although we noticed no significant difference in maximal, minimal angle and range of motion during the pedaling cycle between both positions, the mean knee angle over the entire cycle was slightly lower in standing position ($65.9 \pm 4.8^\circ$) compared to the seating position (seating: $71.0 \pm 5.0^\circ$, $P < 0.05$) (Figure 4.C). Concerning the ankle joint, only maximal ankle dorsiflexion was lower in standing position ($11.6 \pm 8.6^\circ$ of ankle dorsiflexion) compared to the seating position ($18.0 \pm 5.9^\circ$, $P < 0.05$). No significant difference was observed in other variables (Figure 4.D).

Vastus Lateralis muscle-tendon behavior in sprint pedaling

During the initial short phase of the period of contraction (i.e. *phase 1*, MTU, seating: $32.2 \pm 5.7^\circ$ and standing: $31.8 \pm 9.2^\circ$ of crank rotation duration; fascicle, seating: $14.1 \pm 8.5^\circ$ and standing: $11.3 \pm 5.8^\circ$ of crank rotation duration,), we observed for the two positions a slight significant lengthening of both MTU (seating: $+0.15 \pm 0.05$ cm and standing: $+0.21 \pm 0.10$ cm, $P < 0.01$) (Figure 4.E) and fascicle (seating: $+0.13 \pm 0.14$ cm and standing: $+0.07 \pm 0.06$ cm, $P < 0.05$) (Figure 4.G). Then, the major part of the period of contraction (MTU, seating: $98.6 \pm 12.3^\circ$ and standing: $115.1 \pm 13.4^\circ$ of crank rotation; fascicle, seating: $116.7 \pm 13.1^\circ$ and standing: $135.6 \pm 13.1^\circ$ of crank rotation, corresponding to *phase 2*), was characterized by an important shortening for both MTU (seating: -1.62 ± 0.57 cm and standing: -2.50 ± 0.78 cm, $P < 0.01$) and fascicle (seating: -2.85 ± 0.81 cm and standing: -3.47 ± 0.92 cm, $P < 0.01$). Concerning the difference between both positions, L_{begin} (-0.11 ± 0.15 cm), L_{end} (-0.92 ± 0.46 cm) and L_{mean} (-0.37 ± 0.19 cm) of MTU were significantly lower in standing compared to the seating position ($P < 0.05$) (Table 1). No difference was observed in L_{mid} . ΔL_{phase1} ($+0.07 \pm 0.07$ cm) and ΔL_{phase2} ($+0.88 \pm 0.42$ cm) of MTU was significantly higher in standing position compared to the seating position ($P < 0.05$). Regarding the fascicle, although we noticed no significant difference in L_{begin} and L_{mid} , significantly lower L_{end} (-0.86 ± 0.44 cm) and L_{mean} (-0.52 ± 0.25 cm) were observed in standing compared to the seating position ($P < 0.01$). No difference was observed in ΔL_{phase1} , but ΔL_{phase2} was significantly higher in standing position ($+0.62 \pm 0.72$ cm, $P < 0.05$). In both positions, EMG activity was plotted as a function of fascicle length (expressed in % of L_{opt}) during the entire cycle and referred to the torque-length relationship to determine their operating length range (Figure 5.A). Thus, the VL operating fascicle length corresponded to the descending limb of the torque-length relationship for both seating (from 132.0 ± 8.2 % to 103.7 ± 7.3 % of L_{opt}) and standing (from 129.6 ± 8.1 % to 95.1 ± 6.1 % of L_{opt}) positions. L_{mean}

expressed as a percentage of L_{opt} highlighted a more optimal fascicle length to generate force in standing position (117.4 ± 4.9 % of L_{opt}) compared to the seating position (122.7 ± 6.8 % of L_{opt} , $P < 0.01$). Indeed, the theoretical maximal mean torque production during sprints were 144.1 ± 28.8 N.m in seating position vs. 167.9 ± 31.1 N.m in standing position, which corresponded to an increase of 23.8 ± 18.6 N.m (or a gain of 18.04 ± 15.90 %) in standing position compared to the seating position ($P < 0.01$). Finally, V_{mean} (seating: 7.5 ± 2.4 cm.s⁻¹ vs. standing: 10.4 ± 3.1 cm.s⁻¹, $P < 0.01$) and V_{peak} (seating: 18.2 ± 3.7 cm.s⁻¹ vs. standing: 22.9 ± 6.6 cm.s⁻¹, $P < 0.05$) of the MTU were significantly higher in standing position, whereas we observed no significant difference in fascicle shortening velocity.

TABLE 1. Changes in length and shortening velocities of muscle-tendon unit and fascicles of the vastus lateralis and the gastrocnemius medialis during the sprints performed in seating and standing positions.

	Vastus Lateralis				Gastrocnemius Medialis			
	MTU		Fascicle		MTU		Fascicle	
	Seating	Standing	Seating	Standing	Seating	Standing	Seating	Standing
L_{begin} (cm)	47.8 (2.4)*	47.7 (2.4)	13.2 (1.0)	13.1 (1.0)	41.6 (1.8)	41.0 (2.1)	4.9 (1.0)	4.7 (1.1)
L_{mid} (cm)	48.0 (2.4)	47.9 (2.4)	13.4 (1.0)	13.1 (1.0)	42.1 (1.7)	42.0 (1.7)	5.1 (1.0)	4.9 (1.0)
L_{end} (cm)	46.3 (2.0)*	45.4 (1.7)	10.5 (1.0)*	9.7 (1.0)	40.8 (1.8)	40.7 (1.9)	3.4 (0.9)	3.2 (0.8)
$\Delta L_{phase 1}$ (cm)	+0.15 (0.05)*	+0.21 (0.1)	+0.13 (0.14)	+0.07 (0.06)	+0.55 (0.53)	+0.92 (1.21)	+0.21 (0.28)	+0.18 (0.26)
$\Delta L_{phase 2}$ (cm)	-1.62 (0.6)*	-2.50 (0.8)	-2.85 (0.8)*	-3.47 (0.9)	-1.32 (0.5)	-1.28 (1.1)	-1.72 (0.6)	-1.73 (0.8)
L_{mean} (cm)	47.5 (2.3)*	47.1 (2.2)	12.4 (0.9)*	11.9 (0.9)	41.6 (1.8)	41.4 (1.7)	4.2 (0.9)	4.1 (0.8)
L_{mean} (% L_{opt})	-	-	122.7 (6.8)*	117.4 (4.9)	-	-	95.7 (17.9)	91.5 (15.7)
V_{mean} (cm.s ⁻¹)	7.5 (2.4)*	10.4 (3.1)	14.2 (3.5)	15.2 (3.5)	4.1 (5.1)*	1.8 (7.5)	8.8 (4.3)	8.0 (3.6)
V_{peak} (cm.s ⁻¹)	18.2 (3.7)*	22.9 (6.6)	29.5 (6.6)	29.4 (6.0)	15.5 (5.7)	19.1 (11.0)	16.8 (5.2)	15.5 (6.0)

L_{begin} and L_{end} represent the lengths at the beginning and at the end of the period of contraction for each of the two muscles (i.e. EMG activity above 40% of EMG max) and for both muscle-tendon unit (MTU) and fascicle. L_{mid} represents the maximal length during the period of contraction. $\Delta L_{phase 1}$ and $\Delta L_{phase 2}$ represent the delta length between L_{begin} and L_{mid} and between L_{mid} and L_{end} . L_{mean} represents the mean length over the period of contraction. V_{mean} and V_{peak} represent the mean and peak shortening velocity during the period of contraction. * and bold, significant differences between the two positions ($P < 0.05$). Mean (standard deviation).

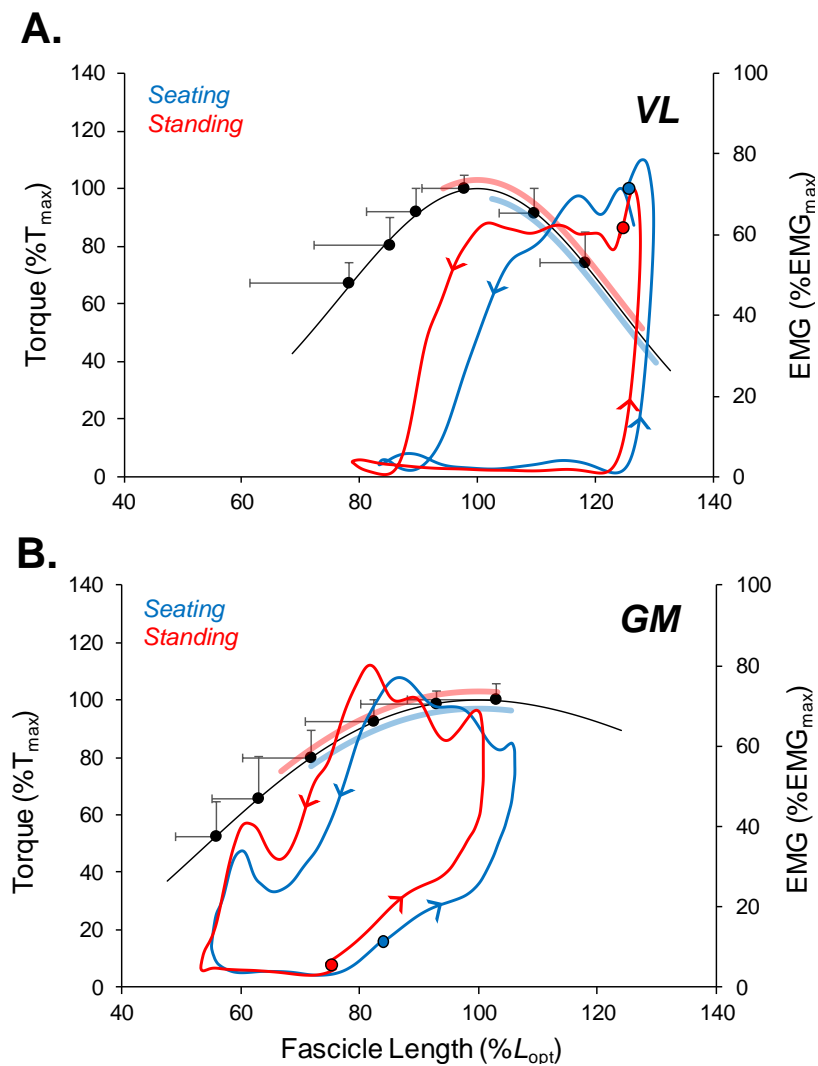


Figure 5. Mean normalized torque-length relationship of the fascicle of the *vastus lateralis* (A) and the *gastrocnemius medialis* (B) with black circles corresponded to the mean MVC value (\pm standard deviation) measured at each angle. Black lines represent the fitted model (see method). Torque was normalized to the individual maximal torque (T_{max}) and fascicle length was normalized to the individual optimal fascicle length (L_{opt}). The normalized EMG pattern of VL and GM during sprint cycling were represented as a function of normalized fascicle length for seating and standing positions. The thicker colored line around the torque-length curve represents the operating fascicle range during cycling sprint at 110 rpm for both positions (i.e., during the period of contraction corresponding to an EMG activity higher than 40% of the peak value reached during cycling). Colored circles represent the top dead center (0° of crank angle) and arrows represent the direction of the fascicle shortening-lengthening cycle with time during the pedaling cycle.

Gastrocnemius Medialis muscle-tendon behavior in sprint pedaling

The beginning of the period of contraction (for MTU, in seating: $22.6 \pm 17.0^\circ$ and in standing: $37.2 \pm 32.8^\circ$ of crank rotation duration; for fascicle, in seating: $12.6 \pm 12.3^\circ$ and in standing: $14.8 \pm 18.3^\circ$ of crank rotation duration, corresponding to *phase 1*) was characterized by a lengthening of both MTU (seating: $+0.55 \pm 0.53$ cm and standing: $+0.92 \pm 1.21$ cm, $P < 0.05$) (Figure 4.F) and fascicle (seating: $+0.21 \pm 0.28$ cm and standing: $+0.18 \pm 0.26$ cm, $P < 0.05$) (Figure 4.H) for the two positions. Then, we noticed a shortening phase (MTU, seating: $99.8 \pm 41.4^\circ$ and standing: $95.1 \pm 33.4^\circ$ of crank rotation duration; fascicle, seating: $109.8 \pm 38.0^\circ$ and standing: $117.5 \pm 29.8^\circ$ of crank rotation duration, corresponding to *phase 2*) for both MTU (seating: -1.44 ± 0.50 cm and standing: -1.75 ± 1.14 cm, $P < 0.05$) and fascicle (seating: -1.72 ± 0.59 cm and standing: -1.73 ± 0.79 cm, $P < 0.05$) for the two positions. Concerning the difference between both positions, no significant difference in change in length for both MTU and fascicle was observed between the two positions (Table 1). The operating fascicle length of the *GM* corresponded with the plateau and the end of the ascending limb of the torque-length relationship for both seating (from 114.0 ± 21.2 % to 75.8 ± 20.0 % of L_{opt}) and standing (from 108.8 ± 22.2 % to 70.4 ± 16.8 % of L_{opt}) positions (Figure 5.B). No significant difference was observed in L_{mean} expressed as a percentage of L_{opt} between both positions (seating: 91.5 ± 15.7 % vs. standing: 95.7 ± 17.9 % of in seating standing, $P = 0.12$). In term of MTU and fascicle velocities, only V_{mean} of the MTU was significantly lower in standing position (1.8 ± 7.5 cm.s⁻¹, $P < 0.05$) compared to the seating position (4.1 ± 5.1 cm.s⁻¹).

Discussion

As expected, the maximal power output was higher in the standing position and is largely related to a gain of power in the downstroke phase of the pedaling cycle. A large inter-cyclist variability in this gain (mean: 15.8 %; min: -0.4 %; max: 37.8 %) was found in our population of elite road cyclist. In accordance to our hypothesis, due to adjustment of joint kinematics combined with a delayed and prolonged EMG activity in standing position, the *VL* muscle-tendon unit and fascicle shortened actively more during the downstroke phase of the pedaling cycle compared to the seating position. Our results directly showed that it induced a more favorable operating fascicle length of this muscle in respect to the torque-length relationship in standing position. No significant difference was observed in both muscle-tendon unit and fascicle lengths between the two positions for the *GM* muscle. However, compared to *VL*, the operating fascicle length of this muscle seems to be relatively favorable to produce high force

whatever the sprint position, particularly during its period of maximal activity (i.e. around 90° of crank angle).

Difference in power output between the seating and standing positions

The total crank power output produced on both lower limbs reported in the present study, (seating: 974.9 ± 137.6 W / 14.4 ± 2.0 W.kg⁻¹, standing: 1124.8 ± 155.7 W / 16.6 ± 2.3 W.kg⁻¹) were within the average values previously reported in cyclists of different disciplines (12.5 W.kg⁻¹ to 22 W.kg⁻¹)³⁶⁻³⁸ but logically lower than values recorded in world-class BMX and track sprint cyclists (20–26 W.kg⁻¹).^{4,6} The difference in power output between the two body positions exhibited a high between-participant variability but the +15.8 % mean gain in standing position corresponded reported in the literature (range : 8-17 %).^{2-4,6,9,39} Previously, this gain in power output in standing position has been mainly explained by the positive effect of transferring the body mass above the axis of the crank¹¹ and by the greater participation of the upper body muscles.^{1,9,10} Nevertheless, this increase in maximal power output in standing position is necessarily transmitted to the crank by the lower limbs. Thus, the originality of the present study was to focus on the modifications of the neuromuscular activity and muscle-tendon behavior of two highly involved lower limb muscles during sprint cycling.⁴⁰

Vastus lateralis muscle

First of all, the shape and the timing of EMG patterns observed in this study were in accordance with previous studies carried out in similar conditions.^{12,40} During its period of contraction, this muscle presents mainly a concentric behavior characterized both by a shortening of muscle-tendon unit and fascicle whatever the sprint position. This muscle behavior was also consistent with the first results showed in non-specialist of the discipline under different pedaling conditions: 98 W at 40 rpm,¹⁵ ~185 W with pedaling rates of 40 to 100 rpm,¹⁷ maximal power with pedaling rates of 50 to 80 rpm,¹⁶ and more recently in elite road cyclists during sprints with pedaling rates of 60 to 160 rpm.¹⁸ The shape of the torque-length relationship of the *vastus lateralis* and the L_{opt} (10.2 ± 1.1 cm) were also similar to those previously reported in the literature (i.e. between 9.4 cm and 11.1 cm).^{16,17,41} In respect to this torque-length characteristics, the operating fascicle length during the seating sprint (132.0 ± 8.2 % to 103.7 ± 7.3 % of L_{opt}) corresponded to the descending limb of the torque-length relationship and only the final contraction period corresponded to the plateau. Previously, only Austin et al.¹⁶ have characterized the operating fascicle length of this muscle during a pedaling task

performed in maximal condition in the seating position. Compared to the present study, they reported a slightly more optimal range of fascicle length (124 % to 90 % of L_{opt}). This difference with the current study can partly be explained by the method used. Indeed, they analyzed the change in fascicle length throughout the entire downstroke phase of the pedaling cycle (i.e. 0 to 180° of the crank angle), and they did not account for the period of muscle contraction ($308.0 \pm 6.1^\circ$ to $77.8 \pm 11.4^\circ$ of the crank angle in the present study). This slightly underestimated the maximal fascicle length at the beginning of the period of interest because the shortening of the fascicle begins before the top dead center ($322 \pm 8^\circ$ of the crank angle). In addition, it largely overestimated the minimal fascicle length at the end of the period of interest because the offset of the VL EMG activity was largely before the 180° of crank angle position ($77.8 \pm 11.4^\circ$ of the crank angle). Therefore, in this previous study, they integrated shorted fascicle lengths in their analysis while the muscle was no longer active.

The shift forward of the onset of EMG activity in standing position compared to the seating position ($+9.2 \pm 5.4^\circ$ of the crank angle) was in accordance with the 10.4° of difference previously reported by Hug and colleagues in very similar sprint condition.¹² In addition, in agreement with the study of Turpin et al. (2017a) during very intense exercise, we observed a longer period of contraction in standing position ($+16.1 \pm 10.4^\circ$), resulting in later offset of EMG activity ($+25.3 \pm 9.3^\circ$). To the best of our knowledge, this study was the first to report the VL behavior during maximal sprints in standing position at the optimal pedaling rate of high-level cyclists. Interestingly, in accordance with our hypothesis, this adjustment in EMG activity associated with a more extended knee angle induced a significant change in operating fascicle length towards more optimal lengths. Indeed, L_{mean} of the fascicle was 0.5 ± 0.2 cm shorter in standing position compared to the seating position, which was more favorable to generate high forces in respect to the torque-length relationship. Thus, L_{mean} of the VL fascicle expressed in percentage of the optimal fascicle length was significantly (5.3 ± 2.6 %) closer to L_{opt} in standing position compared to the seating position. To illustrate this potential gain, this represents a theoretical gain in force-generating capacity of 23.8 ± 18.6 N.m or $+18.0 \pm 15.9$ % compared to the seating position. Moreover, regarding the high interindividual variability in gain of crank power, this theoretical gain in force-generating capacity could also be different between participants. In this line we pushed the analysis further to investigate, on all subjects considered ($n=11$), whether the gain in power output in standing position was related to the theoretical gain in force-generating capacity. Interestingly, the theoretical gain in force-generating capacity obtained in standing position was significantly correlated with the power output gain in standing

position for both the entire pedaling cycle (0-360°, $r = 0.61$, $P = 0.047$) and the downstroke phase (0-180°, $r = 0.62$, $P = 0.042$, Figure 6). It means that cyclists who had the highest gain in standing position for the theoretical maximal torque production on the torque-length relationship were those with the highest gain in crank power output. In accordance with the study of Sachet et al., (2021), these results highlight that the standing position allows cyclists to better express their maximal force-generating capacity of the extensors of the lower limb.⁶ Taken together these results strengthens the interest of studying the muscle-tendon behavior of the power-generating muscles during cycling sprints. It raises perspectives for i) altering the torque-length relationship to enhance force in the specific range of operating length, and/or for ii) adjusting body positions (in seating and/or standing) to shift the operating length and optimize the force generating capacity of the muscle group.

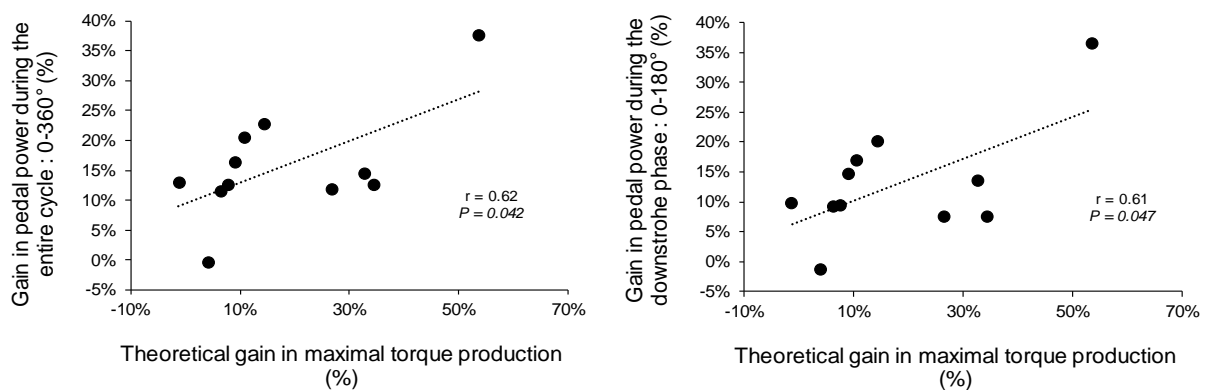


Figure 6. Relationships between the gain in crank power output over the entire cycle (0-360°, A) and over the downstroke phase (0-180°, B) in standing sprint and the theoretical muscle gain in maximal torque production referring to the torque-length relationship of the *vastus lateralis*. The mean theoretical maximal torque is calculated with the fit equation considering the range of fascicle lengths measured during sprint (on the period of contraction, i.e. EMG activity above 40% of EMG max) in each position. Then, gains are calculated as the difference between standing and seating positions divided by the seating position and are expressed in percentage.

Gastrocnemius medialis muscle

As for *VL*, the shapes and the timings of *GM* EMG patterns observed in this study were in accordance with previous studies carried out in similar conditions.^{12,40} In a previous study of our group¹⁸, the MTU behavior of the *Gastrocnemius lateralis* was measured during sprint but only in seating position. As for *GL*, the present study showed that *GM* exhibits a MTU lengthening (0.55 ± 0.53 cm in seating position) at the beginning of the period of contraction

(from $38.6 \pm 18.7^\circ$ to $61.3 \pm 10.7^\circ$ of the crank angle in seating position) related to concomitant ankle dorsiflexion and knee extension. These results are also in line with those reported by Sanderson et al.⁴² on the *gastrocnemii* during a 200 W constant pedaling task, and those reported by Wakeling et al., (2006) on the mono-articular *soleus* muscle during a pedaling task at 60 rpm and 33 N.m.¹⁹ To the best of our knowledge, except the study of Dick et al.²⁰ performed in submaximal condition, no previous study investigated the fascicle behavior of *GM* during sprint cycling. Interestingly, the eccentric behavior of the MTU was accompanied by a less important but significant lengthening of fascicles (0.21 ± 0.28 cm, from $38.6 \pm 18.7^\circ$ to $51.3 \pm 14.4^\circ$ of the crank angle in seating position). However, the difference in crank angle at the beginning of the *phase 2* between fascicle and MTU (seating: $10.0 \pm 8.9^\circ$ and standing: $22.4 \pm 20.7^\circ$ of crank rotation duration) highlights an important stretching phase of the tendinous tissues. Then, a shortening phase during the ankle plantarflexion was evidenced for both MTU and fascicle, whatever the body position.

Regarding to the torque-length characteristics, L_{opt} values obtained for *GM* (4.5 ± 0.8 cm) is in accordance with the value recently reported by Hager et al. (~ 5 cm).⁴³ Contrary to *VL*, the operating fascicle length of *GM* during sprint cycling corresponded to the plateau of the torque-length relationship during the phase 1 of the period of contraction and to the ascending limb during the second part. According to the *GM* torque-length relationship, the lowest theoretical maximal force-generating capacity during the period of contraction in seating position (i.e. the torque corresponding to the shortest fascicle length) was 76.9 % of T_{max} . In contrast, in the same body position the lower theoretical maximal force-generating capacity during the period of contraction of the *VL* (i.e. the torque corresponding to the highest fascicle length) was 39.6 % of T_{max} . Thus, the operating fascicle length of the *GM* seems to be more favorable to produce high force, particularly in the phase where it is maximally activated (i.e. phase 1 and the first half of phase 2: from around $30-40^\circ$ to $100-120^\circ$ of crank angle). This results is interesting regarding the specific role of *GM* and more generally of the triceps surae, particularly during sprint cycling,^{13,40,44} in the energy transfer between the knee and ankle joint and lastly to the pedal. It could be considered as beneficial to ensure very high level of force and then transfer the great power produced by the hip and knee extensors throughout the first part of the pedaling cycle.^{45,46}

No significant difference in length for both MTU and fascicle for *GM* between the seating and the standing sprint. Although we still observed a tendency for a shorter fascicle length in

standing position ($P=0.089$ to $P=0.057$), the magnitude of these non-significant differences is very small (-0.21 for L_{begin} to -0.24 for L_{mid}). Associated with the fact that it appears over the plateau of the torque-length relationship, it probably marginally influences the strength production capacities of this muscle and thus the cycling sprint performance. The only significant difference between both positions was the mean MTU shortening velocity over the period of contraction, which was lower in standing position (seating: 4.1 ± 5.1 cm.s⁻¹ vs. standing: 1.8 ± 7.5 cm.s⁻¹). This difference was explained by the tendency for a longer *phase 1* and a greater MTU lengthening during this phase, but also by quasi-isometric behavior of MTU during the rest of the period of contraction in standing position compared to the seating position (Figure 4.F). This finding is certainly related to the fact it is even more difficult to initiate the plantarflexion during this 30-120° phase in standing position with the increased force and power produced by the proximal muscles as well as by the upper body weight. In this line, the standing position probably involves a higher contribution of tendinous tissues for the GM muscle. Thus, it seems that the stretch-shortening cycle of the tendinous tissues of this muscle allows to maintain the fascicle in favorable torque-length and force-velocity condition to maximally transmit the power to the pedals, with an even more pronounced influence in the more powerful standing condition.

Methodological considerations and interpretations

Measuring the length of the muscle fascicle during high speed movements remains challenging despite hardware innovations and new tracking programs. Fascicles and aponeuroses were tracked in two-dimensions whereas muscle present a three-dimension deformation during contractions.⁴⁷ However, the dual-transducer method for the *VL* and the double fascicle tracking for the *GM* were specially used to reduce the error of measurement in the current study. On the one hand, the dual-transducer on the *VL* muscle made possible to visualize few whole muscle fascicles, which allowed us to measure the fascicle length with a curvilinear shape. On the other hand, since the fascicle of the *GM* was only drawn by one linear segment, a double fascicle tracking was performed to reduce some potential errors in the orientation of this fascicle. In addition, two trials were performed for each sprint condition and for each muscle for more robustness. Moreover, EMG sensor and the ultrasound probe were placed in series on the skin of *VL* and *GM* muscles in order to measure both muscle fascicle length and activity. As the ultrasound probe was primarily positioned on the muscle belly, it potentially constrained the location of EMG. Nevertheless, because we compared EMG activity

for both conditions in a single session, we are confident that it did not interfere with the main conclusions of the present study.

The *VL* and the *GM* torque-length relationships were respectively established from a total knee extension and plantar flexion torque, and not from the specific muscle force or torque produced by the muscle. While this approach is frequently used in the literature,²¹ this choice requires to perform the assumption that the behavior of these two muscles is representative of the overall behavior of their respective muscle group.⁴⁸ Nevertheless, we acknowledge that this assumption is probably less valid for the plantar flexors due to the *soleus* muscle that is monoarticular. Therefore, our estimated values of maximal theoretical torque should be considered with caution for the *GM*. This assumption is probably more valid for the knee extensors considering that the 3 main muscles (*vastii*) have the same monoarticular function. Future ultrasound studies during pedaling should account for individual muscle behavior and force and specifically the *soleus* muscle.

Finally, we focused our analysis on two muscles which are exclusively (or quasi-exclusively) involved in the main powerful downstroke phase of the pedaling cycle, assuming that it accounts for most of the difference in pedal power output between the two positions. Our results demonstrated that 70.0 % of the increase in maximal crank power in standing position was related to the higher power produced in this “pushing” phase, confirming the relevance of having investigate knee extensor and plantar flexor muscles. Nevertheless, the underlying mechanism associated to the 30% gain of power in the upstroke phase of the pedaling cycle need further investigation to be elucidated.

Conclusion

The study highlighted that standing position in professional road cyclists induced a 15.8 % benefit in maximal cycling power but with a large interindividual variability. This position induces kinematic and neuromuscular adaptations resulting in a change in the muscle fascicle behavior, particularly for the *VL* which operated at shorter length. This adaptation is useful because it leads to a longer period of contraction and on more optimal fascicle operating lengths. Therefore, the associated theoretical gain in force-generating capacity of *VL* seems, at least partially, participate to explain the power output gain observed in standing position. Despite the absence of clear difference in fascicle length of the *GM* between the two positions, a slight difference in muscle-tendon unit behavior was observed. It revealed a slower MTU shortening

in standing position and thus a greater lengthening of the tendinous tissues that may participate to maintain the fascicle in more favorable force-length and force-velocity condition to transmit the power to the pedal when GM is maximally activated. Overall, this study provides valuable informations on the role and the modalities of contraction of these two muscles during cycling sprints, which beyond that can help coaches to guide strength training routines for cyclists. In the future, it would be interesting to investigate the neuromuscular activity and the muscle-tendon behavior during sprints performed in the new innovative forward sprint position, recently used by some cyclists at the highest level in the world.⁴⁹

Acknowledgements

This study was funded by *SA Vendée Cyclisme*. M. Robin was supported by the French Ministry of Research and Innovation and the National Association of Research and Technology (ANRT) via a CIFRE agreement with the TotalEnergies Cycling Team. The authors are grateful to all the cyclists who participated in this study.

Conflict of interest

The authors report no conflict of interest.

References

1. Costes A, Turpin NA, Villegier D, Moretto P, Watier B. Influence of Position and Power Output on Upper Limb Kinetics in Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*. 2016;32(2):140-149.
2. Reiser RF, Maines JM, Eisenmann JC, Wilkinson JG. Standing and seated Wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. *European journal of applied physiology*. 2002;88(1):152-157.
3. Bertucci W, Talar R, Grappe F. Differences between sprint tests under laboratory and actual cycling conditions. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 2005;45(3):277-283.
4. Dorel S. Maximal Force-Velocity and Power-Velocity Characteristics in Cycling: Assessment and Relevance. In: Morin JB, Samozino P, eds. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods*. Springer International Publishing; 2018:7-31.
5. Merkes PF, Menaspà P, Abbiss CR. Power output, cadence, and torque are similar between the forward standing and traditional sprint cycling positions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2020;30(1):64-73.

6. 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 Biomechanics*. Published online 2022:1-18.
7. Wilkinson RD, Lichtwark GA, Cresswell AG. The mechanics of seated and non-seated cycling: A joint-level analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2020;52(7):1585-1594.
8. Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*. 1998;85(3):927-934.
9. Duc S, Bertucci W, Pernin JN, Grappe F. Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(1):116-127.
10. Turpin NA, Costes A, Moretto P, Watier B. Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports Sciences*. 2017;35(6):557-564.
11. Wilkinson RD. Riders use their centre of mass to amplify crank power during non-seated cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2020;52(12):2599-2607.
12. Hug F, Turpin NA, Couturier A, Dorel S. Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of neurophysiology*. 2011;106(1):91-103.
13. Van Ingen Schenau G van, Bobbert MF, Rozendal RH. The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of anatomy*. 1987;155:1.
14. Cronin NJ, Lichtwark G. The use of ultrasound to study muscle–tendon function in human posture and locomotion. *Gait & posture*. 2013;37(3):305-312.
15. Muraoka T, Kawakami Y, Tachi M, Fukunaga T. Muscle fiber and tendon length changes in the human vastus lateralis during slow pedaling. *Journal of Applied Physiology*. 2001;91(5):2035-2040.
16. Austin N, Nilwik R, Herzog W. In vivo operational fascicle lengths of vastus lateralis during sub-maximal and maximal cycling. *Journal of biomechanics*. 2010;43(12):2394-2399.
17. Brennan SF, Cresswell AG, Farris DJ, Lichtwark GA. 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*. 2018;124:993-1002.
18. Robin M, Dorel S, Hauraix H, Nordez A. Muscle-specific fascicle-tendon behavior during sprint pedaling: effect of the force-velocity condition. *Medicine and science in sports and exercise (In preparation)*.
19. Wakeling JM, Uehli K, Rozitis AI. Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. *Journal of The Royal Society Interface*. 2006;3(9):533-544.
20. Dick TJ, Biewener AA, Wakeling JM. Comparison of human gastrocnemius forces predicted by Hill-type muscle models and estimated from ultrasound images. *Journal of experimental biology*. 2017;220(9):1643-1653.

21. Hoffman BW, Lichtwark GA, Carroll TJ, Cresswell AG. A comparison of two Hill-type skeletal muscle models on the construction of medial gastrocnemius length-tension curves in humans in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 2012;113(1):90-96.
22. Menaspà P, Quod M, Martin DT, Peiffer JJ, Abbiss CR. Physical demands of sprinting in professional road cycling. *International journal of sports medicine*. 2015;36(13):1058-1062.
23. Van Erp T, Kittel M, Lamberts RP. Sprint Tactics in the Tour de France: A Case Study of a World-Class Sprinter (Part II). *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2021;16(9):1371-1377.
24. Robin M, Nordez A, Dorel S. Analysis of elite road-cycling sprints in relation to power-velocity-endurance profile: A longitudinal one-case study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2021;00:1-14.
25. Taylor KB, Deckert S. Field-testing to determine power–cadence and torque–cadence profiles in professional road cyclists: Sprint Profiling of Professional Cyclists. *European Journal of Sport Science*. Published online 2022:1-9.
26. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*. 2005;21(2):212-225.
27. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of biomechanics*. 2006;39(15):2798-2809.
28. 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. *Journal of biomechanics*. 2002;35(4):543-548.
29. Begon M, Monnet T, Lacouture P. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & posture*. 2007;25(3):353-359.
30. Brøchner Nielsen NP, Hug F, Guével A, Fohanno V, Lardy J, Dorel S. Motor adaptations to unilateral quadriceps fatigue during a bilateral pedaling task. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2017;27(12):1724-1738.
31. Bolsterlee B, Gandevia SC, Herbert RD. Effect of transducer orientation on errors in ultrasound image-based measurements of human medial gastrocnemius muscle fascicle length and pennation. *PLoS One*. 2016;11(6):e0157273.
32. Grieve D, Pheasant S, Cavanagh P. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. *Biomechanics, A*. 1978;2:405-412.
33. Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijting PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1990;61(5):453-460.
34. Farris DJ, Lichtwark GA. UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2016;128:111-118.

35. Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, et al. In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle–tendon units. *The Journal of physiology*. 2011;589(21):5257-5267.
36. Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, et al. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International journal of sports medicine*. 2005;26(09):739-746.
37. 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. *European journal of applied physiology*. 2007;101(3):287-292.
38. Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1987;56(6):650-656.
39. Davidson CJ, Wagner BM, Martin JC. Seated and standing maximal neuromuscular cycling power. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004;36(5):S344.
40. Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(11):2154-2164.
41. Nikolaidou ME, Marzilger R, Bohm S, Mersmann F, Arampatzis A. Operating length and velocity of human M. vastus lateralis fascicles during vertical jumping. *Royal Society open science*. 2017;4(5):170185.
42. Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(6):642-649.
43. Hager R, Poulard T, Nordez A, Dorel S, Guilhem G. Influence of joint angle on muscle fascicle dynamics and rate of torque development during isometric explosive contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2020;129(3):569-579.
44. Brøchner Nielsen NP, Hug F, Guével A, Colloud F, Iardly J, Dorel S. Changes in Motor Coordination Induced by Local Fatigue during a Sprint Cycling Task. *Medicine and science in sports and exercise*. 2018;50(7):1394-1404.
45. Zajac FE. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*. 2002;35(8):1011-1018.
46. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of biomechanics*. 2000;33(2):155-164.
47. Rana M, Wakeling JM. In-vivo determination of 3D muscle architecture of human muscle using free hand ultrasound. *Journal of biomechanics*. 2011;44(11):2129-2135.
48. Ward SR, Eng CM, Smallwood LH, Lieber RL. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical orthopaedics and related research*. 2009;467(4):1074-1082.

49. Merkes PF, Menaspà P, Abbiss CR. Reducing Aerodynamic Drag by Adopting a Novel Road-Cycling Sprint Position. *International journal of sports physiology and performance*. 2019;14(6):733-738.

Supporting Information / Supplementary Material

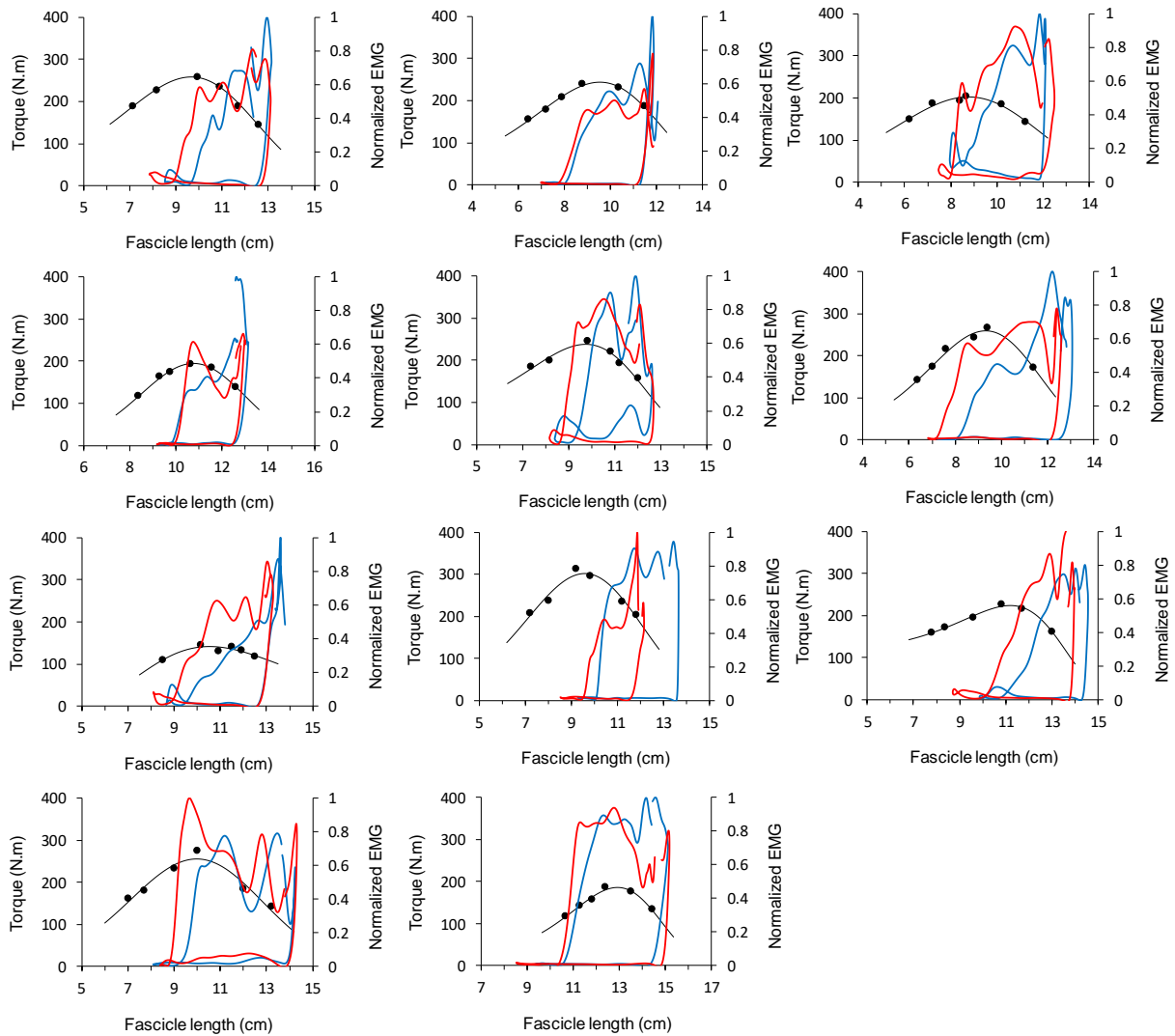


Figure 1 supplementary data. Individual Torque-length relationship of the *vastus lateralis* obtained with six maximal isometric contractions performed at 45, 60, 70, 80, 95 and 110° of knee flexion (0° was straight leg). The normalized EMG of *vastus lateralis* during maximal sprint were represented as a function of the fascicle length for the seating (blue) and the standing (red) position.

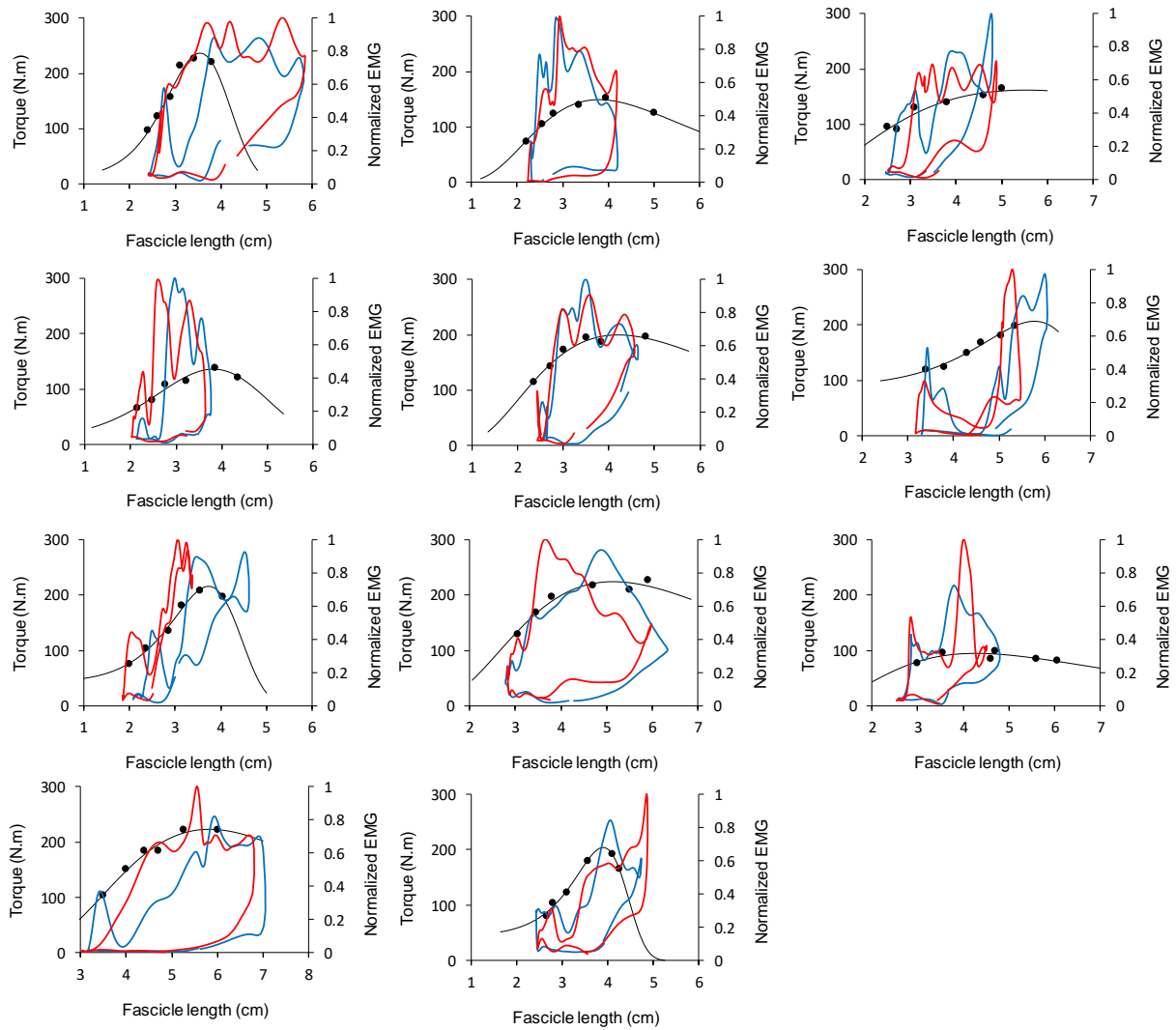


Figure 2 supplementary data. Individual Torque-length relationship of the *gastrocnemius medialis* obtained with six maximal isometric contractions performed at -20, -10, 0, 10, 20 and 25° of ankle dorsiflexion (0° was the leg perpendicular to the foot). The normalized EMG of *gastrocnemius medialis* during maximal sprint were represented as a function of the fascicle length for the seating (blue) and the standing (red) position.

Discussion générale

L'objectif général de cette thèse était d'étudier la production de puissance maximale au cours du sprint final en cyclisme sur route. Ce travail de recherche ambitionnait d'apporter de nouvelles connaissances à la fois fondamentales et pratiques sur cet effort maximal afin de mettre en place de nouvelles stratégies (e.g. adaptation des braquets, entraînements spécifiques) dans le but d'améliorer la production de puissance maximale lors du sprint final. Pour cela, trois études expérimentales ont été menées sur des cyclistes élites ou professionnels. L'étude #1 visait à proposer une méthode innovante pour mieux caractériser les puissances développées et les cadences de pédalage associées lors du sprint final, dans le but d'apporter des recommandations aux coureurs, afin d'optimiser la production de puissance maximale. Principalement axées sur l'amélioration des connaissances fondamentales, les deux autres études de ce travail de recherche visaient à investiguer le comportement muscle-tendon au cours du sprint, sous l'effet de différentes cadences de pédalage (étude #2), et de différentes positions (étude #3), dans le but de mieux comprendre les modalités de contraction, ainsi que les contraintes force-vitesse et force-longueur de deux groupes musculaires principalement impliqués dans ce mouvement pluri-segmentaire.

1. Analyse des sprints réalisés en compétition

Les résultats de l'étude #1 ont permis de montrer que : i) les P_{peak} et v_{Ppeak} atteintes lors du sprint final sont inférieures à la P_{max} et à la v_{opt} ; ii) les P_{peak} et P_{mean} sont également inférieures à la $P_{max}(v)$ (i.e. la puissance maximale théorique à la cadence utilisée) et à la $P_{max}(v, duration)$ (i.e. la puissance moyenne maximale théorique à la cadence utilisée et sur la durée du sprint), mettant ainsi en évidence un état de fatigue préalable au sprint final ; iii) le niveau de fatigue (exprimé à partir de la différence de puissance entre les données issues du sprint final et les capacités maximales théoriques du sprinteur), est corrélé à la puissance moyenne développée lors de la dernière minute avant le sprint. Les résultats obtenus et les applications pratiques ayant déjà été largement discutés au sein de l'étude #1, cette partie vise à discuter de manière plus générale, des limites inhérentes à une étude de cas, de ce que nous avons mis en place au sein du *Team TotalEnergies* en parallèle de cette étude, et des perspectives scientifiques dans le but d'améliorer la production de puissance maximale au cours du sprint en cyclisme.

1.1 Limites inhérentes à une étude de cas et généralisation des principaux résultats

L'étude #1 de ce travail de recherche a été menée sur un seul sprinteur professionnel du *Team TotalEnergies*. Par conséquent, les résultats présentés dans cette étude doivent être

interprétés en adéquation avec ce type d'investigation. Sur le plan scientifique, les trois résultats principaux rappelés dans le paragraphe précédent évoquant la caractérisation de l'effort réalisé lors du sprint final en cyclisme sur route, sont directement généralisables. Concernant la transférabilité à la performance de haut-niveau, les résultats obtenus dans cette étude de cas peuvent servir de référence et de réflexion à un entraîneur qui s'intéresserait à la spécificité de cet effort maximal, et plus particulièrement à l'interprétation des puissances produites et des cadences utilisées lors du sprint final. Dans ce sens, il semblerait tout de même que les caractéristiques P-v du sprinteur et les données de puissances enregistrées au cours du sprint final dans cette étude de cas, soient représentatives d'un sprinteur du peloton professionnel actuel. Concernant les caractéristiques P-v, une étude toute juste publiée (Taylor et al., 2022) a déterminé les relations F-v et P-v de l'ensemble des coureurs d'une équipe professionnelle UCI WorldTour (24 cyclistes). Se basant sur une classification en trois catégories de coureurs, ils rapportent des valeurs de P_{max} et v_{opt} de $19,7 \pm 1,6 \text{ W.kg}^{-1}$ et $121 \pm 5 \text{ rpm}$ (n=10) chez les sprinters, ce qui est très similaire aux valeurs de notre étude ($20,0 \text{ W.kg}^{-1}$ et 124 rpm). De façon intéressante, les auteurs ont dissocié le groupe des sprinteurs en deux sous-catégories : les « finisseurs » et les « lanceurs ». Ils ont ainsi montré que les finisseurs, qui ont le rôle de réaliser le sprint final, avaient une P_{max} et une v_{opt} (i.e. $21,4 \pm 0,5 \text{ W.kg}^{-1}$ et $124 \pm 6 \text{ rpm}$, n=4) supérieures aux lanceurs (i.e. $18,6 \pm 0,7 \text{ W.kg}^{-1}$ et $120 \pm 5 \text{ rpm}$, n=6), qui ont le rôle de positionner puis de lancer le sprinteur. De façon logique, ces deux sous-catégories de sprinteurs présentent une P_{max} et une v_{opt} significativement supérieures aux coureurs du classement général ($16,4 \pm 1,0 \text{ W.kg}^{-1}$ et $112 \pm 2 \text{ rpm}$, n=8), et aux coureurs de classiques ($16,7 \pm 1,0 \text{ W.kg}^{-1}$ et $110 \pm 5 \text{ rpm}$, n=6), confirmant ainsi le rôle majeur des qualités intrinsèques de P_{max} , et dans une moindre mesure de v_{opt} dans la performance en sprint. Concernant les données de P_{peak} et P_{mean} développées pendant le sprint final, les résultats de notre étude ($P_{peak} : 17,3 \pm 1,6 \text{ W.kg}^{-1}$, $P_{mean} : 14,6 \pm 2,0 \text{ W.kg}^{-1}$) sont quasi-identiques à ceux de Menaspà et al., (2015a) chez 6 sprinteurs évoluant en catégorie UCI WorldTour ($P_{peak} : 17,4 \pm 1,7 \text{ W.kg}^{-1}$, $P_{mean} : 14,2 \pm 1,1 \text{ W.kg}^{-1}$), pour une même durée de sprint. Seules deux études de cas menées chez des sprinteurs de classe mondiale ont logiquement observé des P_{peak} et des P_{mean} supérieures pendant le sprint final (Menaspà et al., 2013a : $19,1 \pm 0,7 \text{ W.kg}^{-1}$ et Van Erp et al., 2021b : $19,5 \pm 1,2 \text{ W.kg}^{-1}$)

Pour autant, il ne serait pas judicieux de transférer ou d'appliquer l'ensemble des éléments de discussion présents dans cette étude de cas aussi simplement à un autre sprinteur. Les applications pratiques et les recommandations proposées dans cette étude sont majoritairement spécifiques au sprinteur concerné. À ce niveau-là d'expertise, chaque coureur doit faire l'objet

de sa propre étude de cas, afin d'être précis dans les recommandations apportées. À titre d'exemple, nous avons étendu notre analyse à un sprinteur amateur du centre de formation (équipe *Vendée U Pays de la Loire*). Ce sprinteur avait une P_{max} de $20,3 \text{ W.kg}^{-1}$ et une v_{opt} de 130 rpm. Sur 9 sprints étudiés, nous avons remarqué une P_{peak} égale à $97,7 \pm 3,0 \% P_{max}(v)$ et une $v_{P_{peak}}$ égale à $74,3 \pm 4,4 \% v_{opt}$ (en bleu, **Figure 36**). Ces données, en comparaison à celles de l'étude #1 (en rouge, **Figure 36**), mettent en évidence un très faible état de fatigue préalable au sprint pour ce sprinteur amateur, certainement expliqué par des niveaux de puissance moins élevés au cours des différentes phases de la course, et plus particulièrement lors de la dernière phase avant le sprint. Malgré cela, ce sprinteur adoptait une cadence de pédalage systématiquement trop faible, ce qui ne lui permettait pas d'atteindre sa P_{max} en début de sprint. Avec une différence de 33 rpm entre sa $v_{P_{peak}}$ et sa v_{opt} , ce sprinteur réduisait sa P_{peak} de $\sim 10 \%$ (au vu du très faible état de fatigue préalable). Naturellement, les recommandations apportées à ce sprinteur, notamment sur la gestion de son braquet, seront différentes de celles proposées au sprinteur professionnel de l'étude #1.

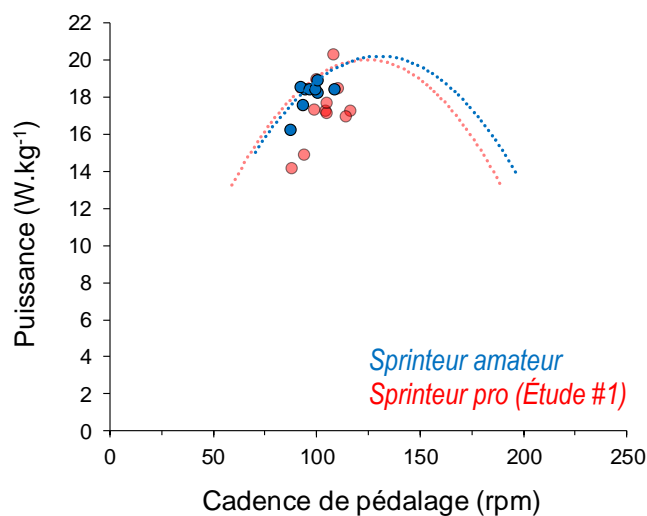


Figure 36. Puissances pics développées au cours du sprint final au regard des caractéristiques puissance-vitesse. Les P_{peak} d'un sprinteur amateur ont été représentées en bleu, et les P_{peak} du sprinteur professionnel (étude #1) ont été représentées en rouge, au regard de leur propre relation puissance-vitesse. Ce graphique montre que les P_{peak} du sprinteur amateur sont proches de $P_{max}(v)$, mais très éloignées de P_{max} . Par conséquent, au vu du faible état de fatigue préalable (calculé comme la différence entre P_{peak} et $P_{max}(v)$), une augmentation de la cadence de pédalage lui aurait permis de maximiser sa production de puissance.

1.2 Création d'un rapport à l'intention des entraîneurs et des coureurs

L'un des enjeux majeurs de la recherche en sciences du sport, et encore plus particulièrement lors de ce type de projet de thèse mené au sein même d'une structure sportive professionnelle,

est de produire de nouvelles connaissances qui vont permettre d'alimenter le quotidien des athlètes et de ceux qui travaillent à leurs côtés (Buchheit, 2017). Contrairement aux deux autres études exposées dans ce manuscrit, cette étude de cas a la particularité d'avoir germé au fur et à mesure de la première année de thèse pour répondre à un besoin de terrain, qui visait à vérifier si les cadences de pédalage utilisées par les sprinteurs au cours des compétitions officielles étaient optimales. Ainsi, au-delà de la publication scientifique, les travaux menés dans le cadre de cette étude de cas nous ont conduits à mettre en place un rapport de sprint (sous forme d'un document .pdf), qui est envoyé au sprinteur et à son entraîneur dans le but de leur apporter toutes les informations nécessaires pour débriefer convenablement (**Annexe 1**). Au vu du contexte d'une course à étapes en cyclisme sur route, l'une des priorités de ce rapport est qu'il puisse être rapidement envoyé après l'arrivée afin de pouvoir débriefer pendant le trajet de retour à l'hôtel en bus (Le Meur & Torres-Ronda, 2019). Ce document de trois pages nous permet d'obtenir des informations concernant i) l'ensemble de la course de manière générale (*page 1*) ; ii) l'approche du sprint, et plus particulièrement les puissances développées lors des 5 dernières minutes avant le sprint (*page 2*) ; iii) le sprint final (*page 3*). Dans ce rapport, le sprint final est analysé au regard des deux relations fondamentales déjà présentées dans l'étude #1 de la thèse (i.e. les relations puissance-vitesse et puissance moyenne-temps). En plus, nous avons rajouté un troisième graphique afin d'illustrer l'évolution de la puissance, de la cadence et de la vitesse instantanées en fonction de la durée du sprint (**Figure 37**).

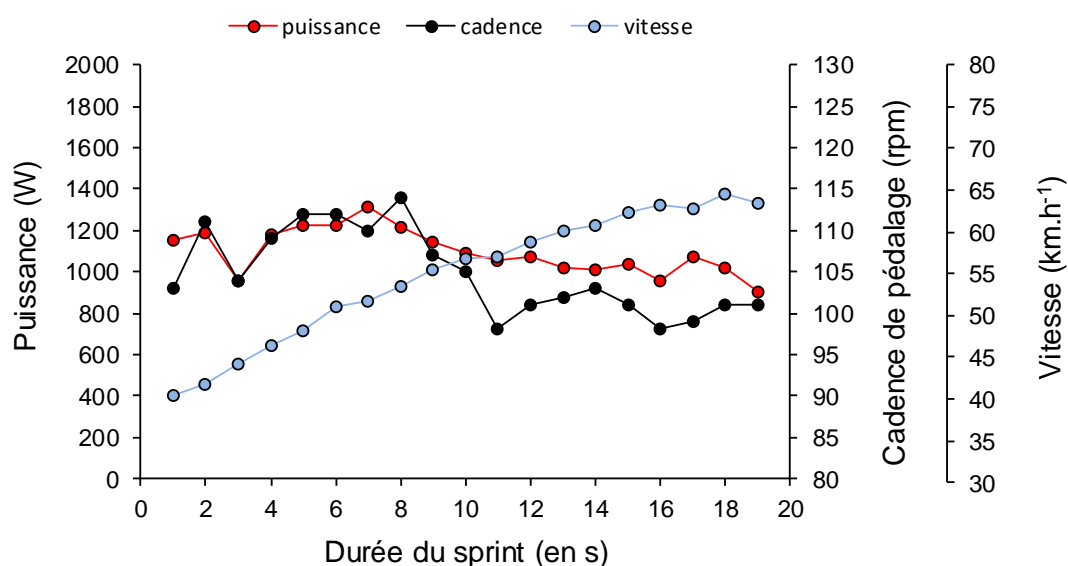


Figure 37. Évolution de la puissance, de la cadence et de la vitesse lors d'un sprint réalisé en compétition. Graphique issue du rapport de sprint mis en place au sein du Team TotalEnergies dans le but de débriefer sur la gestion du sprint. Dans cet exemple, la puissance (rouge), la cadence (noir) et la vitesse (bleu) sont représentées à 1 Hz au cours des 17 s de sprint.

Cette représentation graphique du sprint final permet de débriefer plus facilement avec le coureur sur la gestion d'effort, et notamment sur la stratégie de changement de braquet. Par exemple, le sprint représenté sur la **Figure 37** montre une augmentation considérable de la vitesse au cours des 17 s de sprint (passant de 40 à 65 km.h⁻¹). Cette importante variation de vitesse était principalement expliquée par la pente de la route, puisqu'il y avait une légère montée entre 500 et 250 m du sprint final, ce qui a contraint les coureurs à lancer ce sprint avec une faible vitesse initiale. Une bonne gestion du braquet est primordiale lors de ce type d'arrivée, puisque l'augmentation linéaire de la vitesse au fur et à mesure de la durée du sprint induit inévitablement une augmentation linéaire de la cadence de pédalage si le braquet n'est pas modifié, ce qui est contraire aux principes d'optimisation de la production de puissance au cours d'un sprint de longue durée. À l'aide ce graphique, nous avons pu observer que le sprinteur a changé de braquet une première fois après 2 s, puis une seconde fois après 8 s, et une dernière fois après 14 s de sprint. Ainsi, bien que cette représentation graphique ne permette pas de caractériser les puissances développées et les cadences utilisées au regard du profil P-v-E du sprinteur, elle permet néanmoins de servir de support au débriefting. Pour conclure sur cet exemple, le sprinteur a finalement bien géré ses changements de braquet sur l'ensemble de la durée du sprint, ce qui lui a permis de rester relativement proche de ses zones de cadences optimales, et donc d'optimiser sa production de puissance maximale.

Une perspective d'amélioration de ce rapport serait de faire apparaître le sprint et le profil P-v-E en 3D. Une première version de ce graphique vient tout juste d'être mise en place (**Figure 38**). Ce graphique représente donc l'évolution des capacités de production de puissance moyenne maximale du sprinteur en fonction de la cadence de pédalage utilisée (de 50 à 200 rpm), et en fonction de la durée du sprint (de 1 à 20 s) ($P_{max}(v, duration)$). Le sprint représenté sur cette figure est le même que celui tracé en rouge sur la **Figure 37**. Cette représentation graphique du profil P-v-E en 3D permet une visualisation de l'effet de la cadence de pédalage utilisée sur les capacités de production de puissance maximale lorsque le sprint dure dans le temps, ce qui n'est pas le cas des représentations graphiques en 2D telles que nous les avons pensées dans l'étude #1. Ainsi, elle permet donc de plus facilement faire le lien entre les cadences de pédalage utilisées au cours du sprint final et les cadences optimales théoriques. Pour ce sprint, on remarque que la v_{Ppeak} en début de sprint est inférieure à la v_{opt} , mais qu'au fur et à mesure de la durée du sprint, la v_{mean} se rapproche progressivement de la cadence optimale sur la durée du sprint, mettant ainsi en évidence une très bonne gestion du braquet sur la deuxième partie du sprint. Toutefois, ce type de graphique peut être sujet à de mauvaises

interprétations dans un rapport à cause de la perspective de la 3D. Par conséquent, il convient de bien déterminer l'angle de la perspective. Pour pallier à cela, nous avons pour le moment choisi de présenter deux perspectives différentes. La première permet principalement de mettre en évidence les données de puissances au cours du sprint (A, **Figure 38**), alors que la seconde permet principalement de mettre en évidence les données de cadences au cours du sprint (B, **Figure 38**).

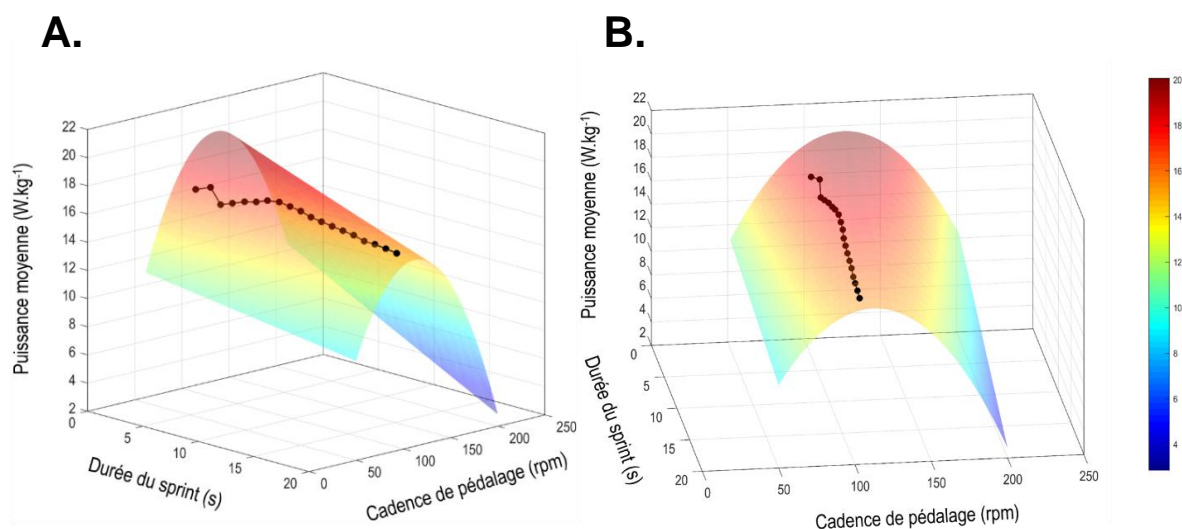


Figure 38. Représentation 3D du profil puissance-vitesse-endurance et d'un sprint final en cyclisme sur route. La perspective du panel A permet de mettre en évidence la puissance moyenne, alors que la perspective du panel B permet de mettre en évidence la cadence de pédalage moyenne en fonction de la durée du sprint considéré (1 à 19 s). Le profil P-v-E du coureur a été déterminé de 1 à 20-s, puis de 50 à 200 rpm. Le dégradé de couleur correspond aux valeurs de puissance (exprimée en $W.kg^{-1}$).

1.3 Perspectives

Les résultats et la discussion de l'étude #1 laissent entrevoir plusieurs perspectives afin d'approfondir les connaissances sur le sprint en cyclisme sur route, dans le but d'apporter de meilleures recommandations aux coureurs. La principale perspective, concerne l'impact de la fatigue préalable induite par le niveau de puissance développée au cours de la dernière minute avant le sprint sur le profil P-v-E. En effet, si le profil P-v-E sans fatigue préalable tel que nous l'avons déterminé jusqu'à présent, permet justement de mettre en évidence l'état de fatigue du coureur au moment de réaliser le sprint final, il ne permet pas, en revanche, d'apporter des recommandations directes (en terme de cadence et donc de braquet utilisé), pour maximiser la production de puissance maximale lors de ces sprints réalisés dans un état de pré-fatigue. Pour pallier à cela, une première étape qui nous semble intéressante et que nous avons déjà initiée,

est de déterminer le profil P-v-E sous différents états de fatigue préalable. L'objectif *in fine* serait de déterminer les cadences de pédalage optimales à utiliser lors des compétitions (v_{opt} et $v_{opt}(duration)$), en fonction de l'état de fatigue du coureur au moment du sprint final. Bien qu'à ce jour, nous n'avons pas encore pu déterminer l'ensemble du profil P-v-E avec un état de fatigue préalable, plusieurs études présentes dans la littérature nous permettent d'apporter des recommandations générales sur les zones cadences de pédalage à privilégier en cas de fatigue. Beelen & Sargeant, (1991) ont montré qu'un état de fatigue préalable induisait différentes diminutions de la P_{peak} selon la cadence de pédalage utilisée. Ils ont ainsi montré qu'après un effort de 6 min à 90 % de VO_{2max} , la P_{peak} atteinte lors de sprints réalisés à 60, 75, 90, 105 et 120 rpm diminuait de $11\pm 8\%$, $14\pm 8\%$, $23\pm 19\%$, $28\pm 11\%$ et $25\pm 11\%$, respectivement. De plus, ces auteurs ont également montré que la fatigue préalable induisait différentes modifications de l' IF selon la cadence de pédalage utilisée. Ainsi, la cadence de pédalage utilisée a donc un effet à la fois sur la perte de P_{peak} et sur l' IF .

Depuis le début de cette saison, nous avons travaillé sur cette perspective en déterminant les relations F-v et P-v après deux efforts distincts, dans le but de simuler deux approches de sprint différentes. Les puissances retenues étaient 380 W (soit $5.5 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$) et 480 W (soit $7.0 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$). Dans le premier exemple, le protocole était composé d'1 min à 380 W suivi immédiatement d'un effort maximal de 7 s. Contrairement à la méthode utilisée pour déterminer la relation P-v sans fatigue (méthode à 3 sprints), la méthode à un seul sprint a été utilisée pour déterminer la relation P-v post exercice fatiguant (Martin et al., 1997). Cette méthode a été choisie pour éviter de répéter le protocole de fatigue entre chaque sprint. Néanmoins, pour éviter certaines erreurs relatives au choix de la résistance comme évoqué dans l'étude de Krüger et al., (2020), nous avons utilisé le mode isocinétique, tout en imposant une augmentation de la cadence de pédalage de façon à obtenir un large spectre sur les cadences de pédalage ciblées. Les résultats de cette expérimentation pilote montrent une perte importante des capacités de production de puissance maximale à la suite de chacun de ces deux protocoles de fatigue ($-18,3\%$ de P_{max} pour la condition à 380 W, et $-23,4\%$ de P_{max} pour la condition à 480 W, **Figure 39**). Cette perte de puissance maximale semble principalement expliquée par une diminution des capacités de vitesse. Néanmoins, malgré la détermination de relations linéaires F-v valides (i.e. $R^2 > 0.99$), nous sommes dubitatifs quant à la cohérence des résultats obtenus lors de cette première expérimentation. La perte de puissance observée en condition post exercice semble bien trop importante en comparaison à nos données issues des conditions réelles de pratique (i.e. entraînement et compétition). La diminution importante des capacités de v_{max} ($-17,9\%$ et $-19,5$

% de v_{max} sans fatigue) comparée à une faible diminution des capacités de F_{max} (-0,4 % et -4,8 % de F_{max} sans fatigue) nous questionne sur le protocole utilisé. Il semblerait que la méthode à un seul sprint induise un état de fatigue au cours du sprint (au moins pour ce coureur), qui sous-estimerait les capacités de force maximale aux cadences de pédalage élevées. La faible différence entre les deux relations F-v post exercice fatiguant (déterminée avec la même méthode à 1 sprint) en comparaison à l'importante différence avec la relation F-v sans fatigue (déterminée avec la méthode à 3 sprints) nous amène à confirmer cette hypothèse. Ainsi, bien que nous soyons convaincus de l'intérêt de déterminer le profil P-v-E avec un état de fatigue préalable, dans le but d'apporter de meilleures recommandations aux sprinteurs quant aux cadences à utiliser lors du sprint final, ces premiers résultats montrent que des travaux supplémentaires sont nécessaires pour ajuster la méthode expérimentale.

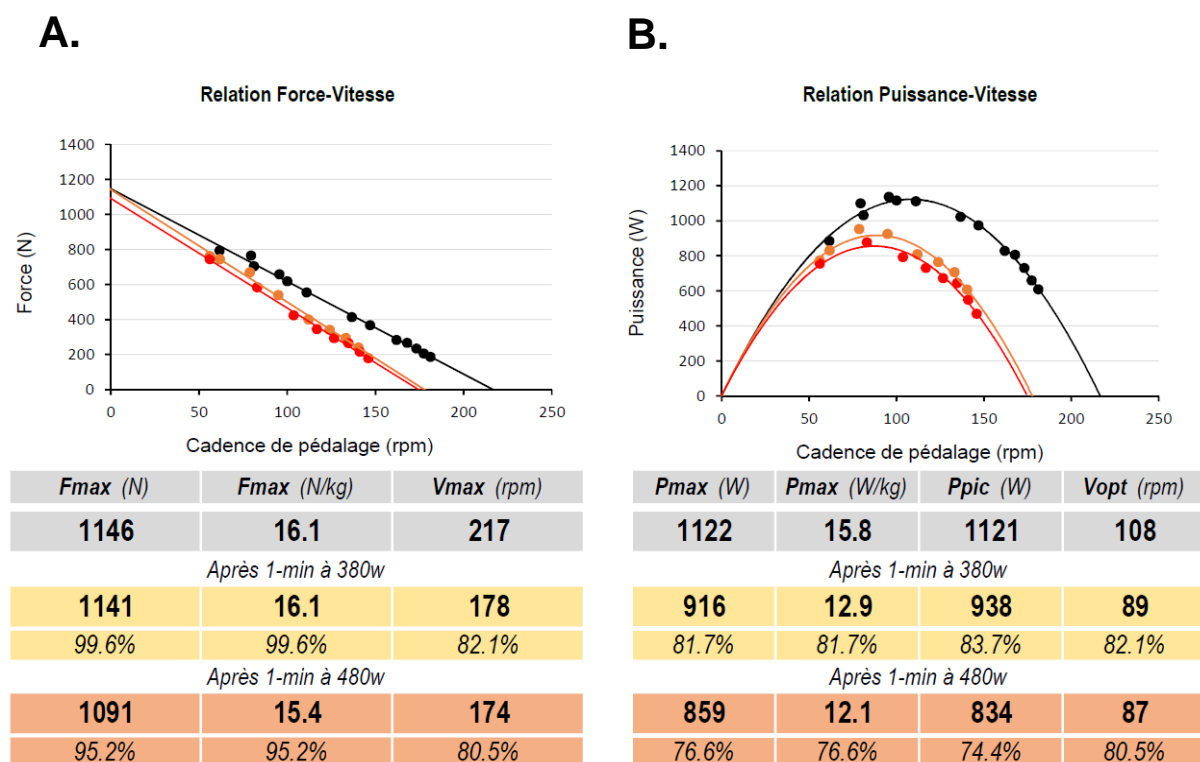


Figure 39. Relations force-vitesse et puissance-vitesse avant et après un exercice fatiguant. Evolution des caractéristiques force-vitesse (F_{max} et v_{max}) (A), et puissance-vitesse (P_{max} et v_{opt}) (B) à la suite de deux protocoles distincts. Les relations F-v et P-v sans fatigue ont été déterminées à partir de la méthode à 3 sprints (noir), alors que les relations F-v et P-v après 1 min à 380W (orange), et après 1 min à 480W (rouge) ont été déterminées à partir de la méthode à 1 sprint. Données personnelles non publiées.

Une deuxième perspective viserait à déterminer l'évolution des caractéristiques P-v-E (sans fatigue préalable) selon la période de la saison. Jiménez-Reyes et al., (2020) ont montré chez des footballeurs que la P_{max} était supérieure en milieu de saison, comparée aux autres phases de pré-saison. Ce résultat était essentiellement expliqué par une capacité de F_{max} plus élevée en milieu de saison. À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée au suivi longitudinal des caractéristiques F-v et P-v chez des cyclistes. Pourtant, il serait particulièrement intéressant de déterminer comment le profil P-v-E pourrait être affecté par les différentes périodes de la saison. Contrairement au football, certaines données personnelles laissent suggérer que la P_{max} pourrait être plus élevée en pré-saison, alors que la $P_{max}(duration)$ pourrait être supérieure en saison. *In fine*, ces résultats pourraient donc permettre d'orienter l'entraînement en sprint selon les différentes phases de la saison (Morin & Samozino, 2016).

Une troisième perspective soulevée par les résultats de l'étude #1 viserait à investiguer les qualités aérobies chez les sprinteurs professionnels. Nous avons montré que le sprint final en cyclisme sur route vient ponctuer une course de plusieurs heures d'effort, et dont les derniers kilomètres induisent une augmentation considérable de la puissance développée (4.2 W.kg⁻¹, 4.6 W.kg⁻¹, 6.1 W.kg⁻¹ lors des 10, 5 et 1-min avant le sprint final). Un des principaux résultats de notre étude a montré que le niveau de puissance développée lors de la dernière minute avant le sprint impactait négativement la performance lors du sprint final. Cette observation rejoint le concept de W' (qui représente le travail réalisable au-dessus de la puissance critique, Poole et al., 2016; Vanhatalo et al., 2010), en suggérant que le niveau de puissance développée lors de la dernière minute avant le sprint influence directement la quantité de W' consommée, ce qui en d'autres termes, diminue la réserve d'énergie en vue du sprint final. Dès lors, une augmentation de la puissance critique du sprinteur permettrait de réduire la consommation de W' lors de la phase précédant le sprint final, et donc de préserver un maximum de capacité de production de puissance maximale. Ainsi, l'ensemble de ces résultats met en évidence l'intérêt des qualités aérobies pour un sprinteur en cyclisme sur route. Malgré cela, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à déterminer l'influence des capacités aérobies sur la performance en sprint. Pourtant, nous pouvons légitimement nous poser la question si un travail de capacité aérobie chez certains sprinteurs professionnels ne serait pas plus bénéfique, en comparaison à un travail de puissance maximale, dans le but d'être plus performant lors du sprint final.

2. Analyse du comportement musculaire lors du sprint en cyclisme

La deuxième partie de ce travail de thèse s'est intéressée à étudier le comportement de deux principaux groupes musculaires impliqués au cours du sprint en cyclisme, par l'intermédiaire du *vastus lateralis* et des *gastrocnemii*. Les études #2 et #3 ont permis de montrer que : i) le VL présente principalement un comportement concentrique de la MTU et du faisceau pendant son activité, alors que les GAS présentent un comportement bi-phasique, à savoir un comportement excentrique puis concentrique pour la MTU, et un comportement isométrique puis concentrique pour le faisceau ; ii) l'augmentation de la cadence de pédalage induit une augmentation proportionnelle de la vitesse de raccourcissement de la MTU et du faisceau pour le VL, alors que les vitesses de raccourcissement de la MTU et du faisceau du GL restaient relativement faibles ; iii) la position debout induit une modification de la longueur du VL permettant aux faisceaux de fonctionner à des longueurs plus optimales pour produire de la force. Pour le GM, bien qu'il n'y ait pas de différence entre les deux positions, la longueur opératoire des faisceaux semble être toujours relativement favorable pour produire de la force. Cette dernière partie de la discussion générale vise à évoquer certaines considérations méthodologiques, apporter plusieurs analyses supplémentaires sur le comportement musculaire, et proposer des applications pratiques dans le but d'orienter les séances d'entraînement spécifique. Quelques perspectives scientifiques sont également précisées au sein de ces différentes sous-parties.

2.1 Considérations méthodologiques

2.1.1 Un seul muscle étudié par groupe musculaire

Dans chacune des études #2 et #3 de ce travail de recherche, un seul muscle a été étudié par groupe musculaire. Le choix des muscles étudiés a été réalisé à la fois en lien avec la pertinence scientifique, mais également en lien avec des éléments méthodologiques et matériels. En effet, pour le quadriceps fémoral (composé de quatre chefs : *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *vastus intermedius* et *rectus femoris*), seul le VL a été étudié pendant le mouvement de pédalage. La sonde et le support de sonde utilisés dans les études #2 et #3 ne nous permettent pas de positionner l'ensemble du dispositif sur un autre muscle que le VL sans gêner le coureur lors de son sprint en pédalage. Néanmoins, ce muscle a été l'un des plus étudiés dans la littérature. D'un point de vue architectural, bien que le RF possède des propriétés musculaires différentes puisqu'il est bi-articulaire (il participe à la flexion de hanche) et présente une longueur de faisceau plus courte ($7,59 \pm 1,28$ cm, Ward et al., 2009), les trois autres chefs du quadriceps sont

mono-articulaires et possèdent une longueur de faisceau équivalente ($VL : 9,94 \pm 1,76$ cm, $VM : 9,68 \pm 2,30$ cm et $VI : 9,93 \pm 2,03$ cm, Ward et al., 2009). De plus, le volume relatif et la PCSA relative du VL à l'ensemble du quadriceps laisse suggérer qu'il participe à plus de 25 % de la force produite par le groupe musculaire (Blazevich et al., 2006, Ward et al., 2009). Plusieurs études ont montré que les quatre chefs du quadriceps se comportent de manière similaire lors d'une extension du genou (Ando et al., 2018; Blazevich et al., 2006). Ainsi, nous sommes confiants sur le fait que les modalités de contraction obtenues dans les études #2 et #3 soient relativement représentatives du comportement global du quadriceps fémoral, et par conséquent, puissent servir de référence pour orienter certaines stratégies d'entraînement en force à l'échelle de l'ensemble du groupe musculaire.

Pour le triceps sural, ce n'est pas si évident. Nous avons investigué le comportement musculaire du GL dans l'étude #2, puis du GM dans l'étude #3. Scientifiquement, nous étions animés par l'étude de l'un des deux chefs bi-articulaires du triceps sural au cours du sprint en pédalage, pour lesquels les importantes interactions muscle-tendon ont déjà été mises évidence au cours de la course à pied ou le saut. Entre les deux GAS , la sonde échographique utilisée lors de l'étude #2 nous a contraints d'étudier le GL . La taille de la sonde et de son support ne nous permet pas d'investiguer le chef médial des GAS . Néanmoins, l'acquisition d'un nouvel échographe à sonde plate nous a motivés à étudier le GM lors de l'étude #3. D'un point de vue architectural, bien que les trois chefs (*soleus*, *gastrocnemius lateralis* et *gastrocnemius medialis*) soient composés d'un tendon commun, ils présentent d'importantes différences anatomiques et architecturales (Crouzier et al., 2018). Le SOL , principal muscle producteur de force de ce groupe musculaire, est mono-articulaire (fléchisseur plantaire), alors que les GAS sont bi-articulaires (fléchisseurs plantaires et fléchisseurs du genou). De plus, ces trois chefs possèdent différentes longueurs de faisceaux musculaires ($SOL : 3,9 \pm 0,8$ cm, $GM : 5,4 \pm 0,8$ cm et au $GL : 6,4 \pm 0,7$ cm, Crouzier et al., 2018) et de PCSA ($SOL : 104,1 \pm 31,6$ cm², $GM : 46,1 \pm 13,2$ cm² et au $GL : 21,3 \pm 6,6$ cm², Crouzier et al., 2018). Ainsi, pour le triceps sural, il semble plus difficile de se baser sur le comportement de l'un des trois chefs pour le transposer à l'ensemble du groupe musculaire. Toutefois, l'étude du comportement musculo-tendineux de deux des trois chefs au cours de cette thèse, associée à une meilleure compréhension du rôle de ce groupe musculaire au cours du sprint en pédalage, nous permet de proposer quelques pistes d'entraînement spécifique.

2.1.2 Influence du délai électromécanique

Lors de l'étude #3, nous avons utilisé l'EMGs au cours des conditions de sprint, dans le but d'analyser le comportement muscle-tendon du *VL* et du *GM* pendant la phase d'activité musculaire, et non pas uniquement pendant la phase de raccourcissement du faisceau tel que dans l'étude #2. L'une des considérations méthodologiques relatives à l'utilisation de l'EMGs est la présence d'un délai électromécanique (DEM), que nous n'avons pas évoqué dans l'étude #3. Ce dernier représente le décalage temporel entre le début de l'activité musculaire et le début de la production de force (Cavanagh & Komi, 1979). Méthodologiquement, il est possible de calculer le DEM à l'aide de stimulations électriques (12 ms, Nordez et al., 2009). En revanche, lors de contractions maximales volontaires, le DEM ne fait pas consensus dans la littérature, et les valeurs rapportées varient de 20 à 80 ms. (Cavanagh & Komi, 1979; Hug & Dorel, 2009; Le Mansec et al., 2019; Li & Baum, 2004). En se basant sur une valeur moyenne de DEM (50 ms), un décalage temporel de 33° d'angle de la manivelle est à prendre en considération en accordance avec la cadence de pédalage utilisée (i.e. 110 rpm). Pour autant, l'objectif principal de cette étude étant de comparer deux positions différentes (assise et debout), l'application d'un même DEM à chacune des deux conditions expérimentales n'influence pas les résultats obtenus. De plus, notre période d'analyse (nommée période de contraction dans l'étude #3), correspond à la phase du cycle de pédalage où les muscles étaient activés à au moins 40 % de l'EMGs max, et non pas au début de l'activité musculaire. Une fenêtre temporelle moyenne de 17 et de 50 ms a été calculée pour le *VL* et le *GM* entre le début de l'activité musculaire (caractérisée par 10 % EMGs max) et le début de la période de contraction (40 % EMGs max). Par conséquent, pour le *GM*, le DEM correspond exactement à cette première phase de début d'activité musculaire que nous n'avons pas pris en considération dans cette étude. Pour le *VL*, bien que le DEM soit susceptible d'induire un léger décalage, cela n'a pas d'incidence sur les modalités de contraction rapportées, puisque ce muscle présente principalement une seule phase concentrique de la MTU et des faisceaux au cours du sprint en pédalage. Ainsi, nous sommes donc confiants sur le fait qu'une prise en compte du DEM ne modifierait pas les principaux résultats de l'étude #3.

2.2 Analyses supplémentaires sur le comportement musculaire au cours du sprint

2.2.1 Comparaison et discussion des différences de longueur des faisceaux du VL obtenues entre les études #2 et #3

Le comportement musculaire du VL a été étudié en condition de sprint dans les études #2 et #3 de ce travail de thèse. Hormis l'étude de Austin et al., (2010) qui a étudié le comportement musculaire du VL lors d'une condition de pédalage dite maximale (750 W à 50 et 80 rpm), les deux études de cette thèse sont, à ce jour, les seules à avoir investigué le comportement muscle-tendon du VL lors d'une condition de pédalage relativement proche de celle observée lors du sprint final en cyclisme sur route (i.e. 1200-1500 W, 110-120 rpm). Par conséquent, il nous semble intéressant de comparer et de discuter de manière plus générale des différences de longueurs de faisceau obtenues entre ces deux études. Pour cela, les conditions de pédalage les plus proches ont été prises en considération dans chacune de ces deux études (i.e. sprint assis à 120 rpm pour l'étude #2, et sprint assis à 110 rpm pour l'étude #3). Notons que les participants à ces deux études sont différents puisque aucun cycliste n'a participé à la fois à l'étude #2 et à l'étude #3.

La longueur initiale du faisceau (i.e. à 0° du cycle de pédalage) était 0,8 cm plus élevée (+6,6 %) lors de l'étude #3 en comparaison à l'étude #2 (**Figure 40.A**). En se référant aux patterns moyens sur l'ensemble du cycle de pédalage (i.e. sans se préoccuper de l'activité EMGs), les longueurs maximale et minimale du faisceau musculaire lors de l'étude #3 étaient respectivement 0,8 cm plus élevées (+6,3 %) et 0,2 cm plus courtes (-2,3 %) en comparaison à l'étude #2. Malgré des conditions de pédalage quasi-identiques, ces données mettent en évidence quelques différences importantes entre les deux études. Bien que ces dernières restent proches des erreurs de mesure inhérentes à ce type de traitement rapportées dans la littérature (Aeles et al., 2017; Kwah et al., 2013), nous avons tenté de les expliquer le plus objectivement possible. D'un point de vue anthropométrique, la longueur de référence de la cuisse ($43,1 \pm 2,7$ cm dans l'étude #2 vs. $41,1 \pm 2,0$ cm dans l'étude #3) ne semble pas représenter une première explication à ces différences de longueur des faisceaux. Il apparaît donc que ces différences soient plutôt liées à la variabilité interindividuelle et/ou à la méthode de traitement des images échographiques utilisée. Une première explication provient des différences au niveau de la cinématique du membre inférieur et notamment de la variation d'angle du genou (**Figure 40.C**). Les participants de l'étude #3 ont tendance à réaliser une extension plus importante du genou en fin de phase de poussée en comparaison à ceux de l'étude #2 (+8,5° de delta d'angle dans

l'étude #3). Ce résultat peut en partie expliquer l'augmentation de la variation de longueur du faisceau entre ces deux études, et plus particulièrement la différence de longueur des faisceaux observée en fin de phase de poussée (entre ~ 140 et $\sim 190^\circ$ du cycle de pédalage). Alors qu'aucune différence n'a visuellement été observée concernant l'angle initial du genou (105° de flexion de genou pour les deux études), nous remarquons une différence importante de longueur initiale de la MTU entre les deux études, qui se confirme ensuite sur l'ensemble du cycle de pédalage. Cette différence de longueur de la MTU est logiquement expliquée par le modèle anthropométrique utilisé, qui se base sur la longueur de référence de la cuisse et sur l'angle du genou (Visser et al., 1990). Nous retrouvons donc approximativement les 2 cm de différence de longueur de cuisse. Néanmoins, malgré cette différence de MTU, nous observons une différence non négligeable de longueur initiale du faisceau dans l'autre sens (i.e. une longueur plus importante dans l'étude #3).

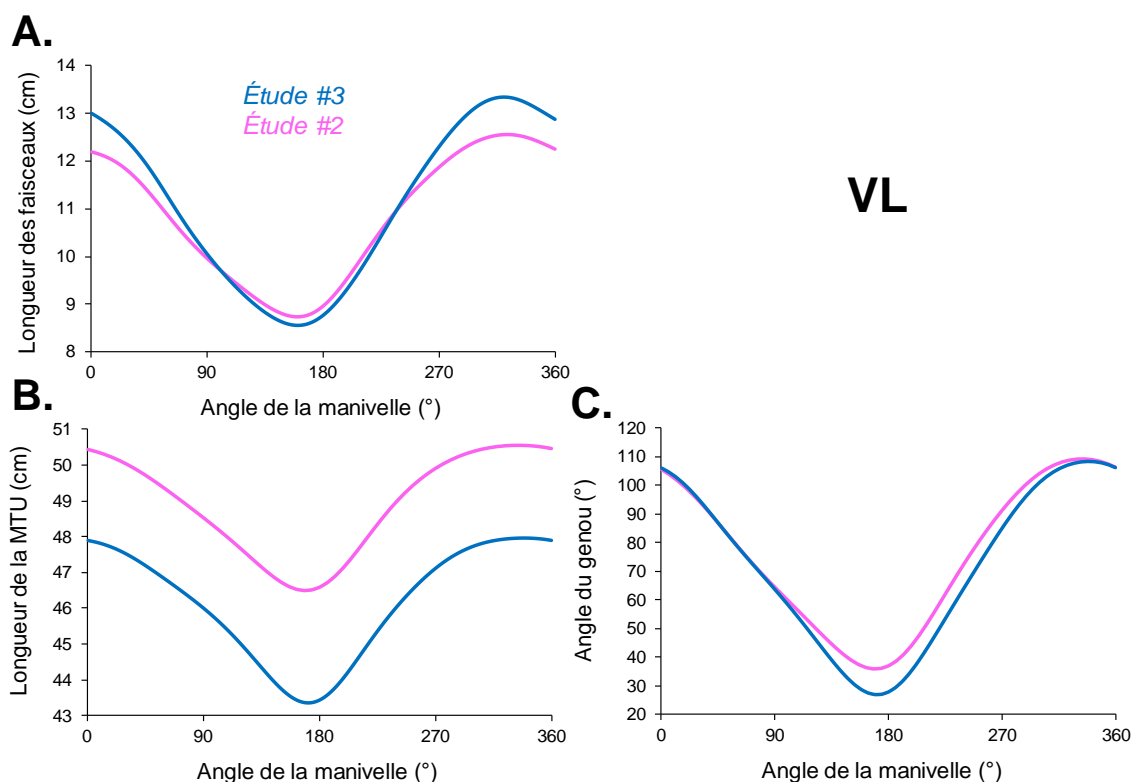


Figure 40. Comparaison du comportement musculaire du vastus lateralis et de l'angle du genou entre les études #2 et #3. Les faisceaux musculaires sont représentés dans le panel A, la MTU est représentée dans le panel B, et l'angle du genou est représenté dans le panel C. Les données de l'étude #2 (i.e. sprint à 120 rpm en position assise) sont représentées en rose, et les données de l'étude #3 (i.e. sprint à 110 rpm en position assise) sont représentées en bleu.

Deux hypothèses peuvent alors expliquer cette différence de longueur. La première concerne l'architecture musculaire, et sous-entend notamment que les participants de l'étude #2

possèdent une longueur de structures élastiques et/ou des angles de pennation beaucoup plus importants que ceux de l'étude #3. La seconde hypothèse, en laquelle nous croyons le plus, assume que cette différence est la conséquence de la méthode utilisée pour déterminer la longueur du faisceau musculaire. Pour rappel deux méthodes différentes ont été utilisées entre les études #2 et #3. Une seule sonde échographique a été utilisée lors de l'étude #2, et le faisceau musculaire a été représenté par un seul segment linéaire, alors qu'un système bi-sonde a été utilisé lors de l'étude #3, et le faisceau musculaire a été représenté par une forme curvilinéaire à sept segments. Afin d'approfondir cette hypothèse, une comparaison des deux méthodes est illustrée en **Figure 41**. Lors de l'étude #2, lorsque le faisceau musculaire atteint sa longueur maximale (i.e. 12.6 cm), les points d'intersection entre le faisceau musculaire et les deux aponévroses (superficielle et profonde) sont très éloignés du champ de vision de la seule sonde échographique, ce qui induit une extrapolation à plus de 50 % de la longueur (**Figure 41.A**). En comparaison, l'utilisation d'un système bi-sonde dans l'étude #3 permet de doubler le champ de vision et donc de réduire fortement l'extrapolation du faisceau et des aponévroses (i.e. 10 à 15 % maximum pour le faisceau), mais également de mettre visuellement en évidence la forme curviligne du faisceau. Par conséquent, la méthode mono-sonde utilisée ne permet pas de représenter exactement la forme du faisceau musculaire, et nécessite une extrapolation importante des aponévroses et du faisceau dont la cohérence et la validité dépendent étroitement de leur orientation (Franchi et al., 2020). À l'inverse, la méthode à double sonde permet de représenter plus précisément la forme et la longueur du faisceau, et donc d'être plus proche de la longueur réelle (Brennan et al., 2017; Franchi et al., 2020; Ripley et al., 2022). Bien que la **Figure 41.A** ne représente l'exemple que d'un seul participant, il semblerait de manière générale, que la méthode à une seule sonde induise une sous-estimation aux longueurs élevées, ce qui expliquerait donc en partie cette importante différence de longueur initiale des faisceaux. Ce constat est en accord avec étude précédemment rapportées par Brennan et al., (2017). De façon différente, lorsque le faisceau musculaire est raccourci à son maximum (i.e. 8,7 cm), il présente une forme quasi-linéaire et ses points d'intersection avec les aponévroses superficielle et profonde se rapprochent du champ de vision obtenu à partir d'une seule sonde (**Figure 41.B**). Dès lors, ces deux méthodes semblent plus susceptibles de représenter correctement la forme et la longueur du faisceau musculaire. Toutefois, afin de confirmer ces premiers éléments de discussion, il serait particulièrement intéressant de déterminer la longueur des faisceaux musculaires au cours d'un cycle de pédalage complet avec chacune des deux méthodes.

Ainsi, au-delà de variabilité interindividuelle d'architecture musculaire et de comportement muscle-tendon au cours du mouvement de pédalage, il semblerait que la méthode de traitement utilisée soit susceptible d'engendrer des différences de longueur, de variation de longueur et donc de vitesse de raccourcissement. Par conséquent, il convient de prendre d'extrêmes précautions lorsqu'il s'agit de comparer le comportement des faisceaux musculaires entre deux études présentes dans la littérature.

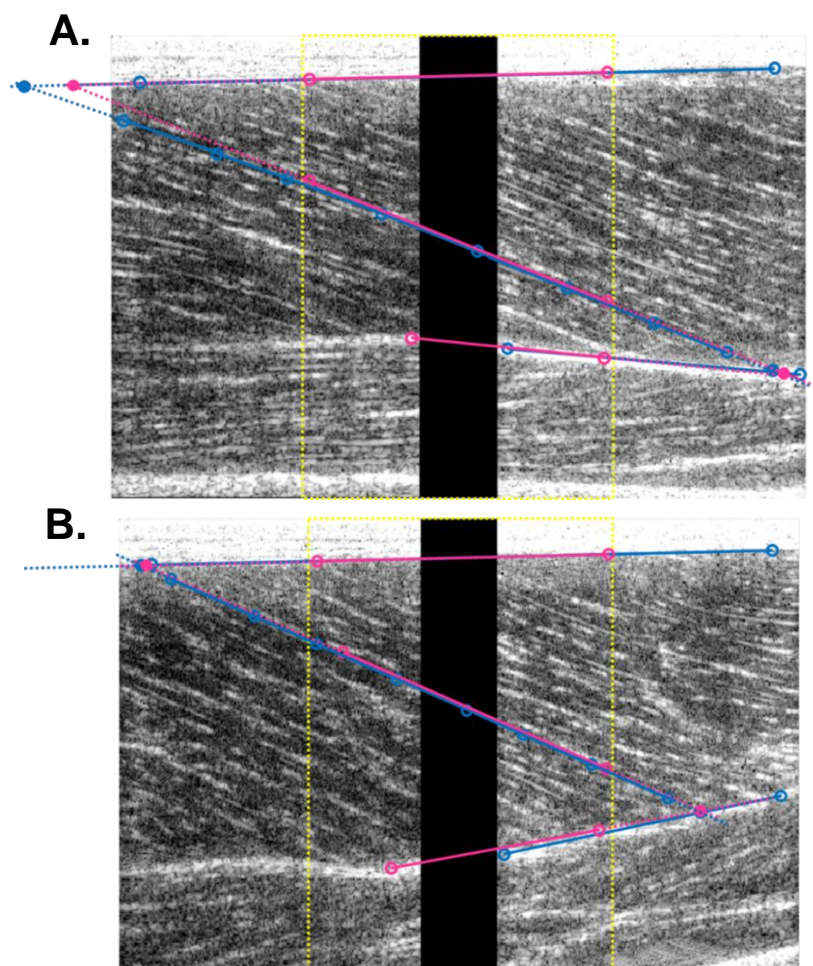


Figure 41. Exemple de traitement d'images échographiques du vastus lateralis selon les deux méthodes utilisées. Images échographiques en positions allongée (A) et raccourcie (B) obtenues avec le système bi-sonde lors de l'étude #3. La méthode de traitement utilisée dans l'étude #3 (bi-sonde et représentation curvilinéaire du faisceau) est représentée en bleu (les lignes continues représentent les segments tracés par l'expérimentateur, et les lignes pointillées représentent les extrapolations). Afin de tenter d'expliquer la différence de longueur de faisceau obtenue entre cette méthode et celle utilisée dans l'étude #2 (mono-sonde et représentation linéaire du faisceau), une simulation de la seconde méthode a été représentée en rose. Le cadre jaune représente l'image que nous aurions obtenue en plaçant une seule sonde échographique au centre de ce muscle. Les 3 segments linéaires représentent les deux aponévroses et le faisceau. Cette illustration montre que l'extrapolation du faisceau et des aponévroses est bien plus importante lors de l'étude #2. Bien que cela ne semble pas interférer les résultats aux faibles longueurs (B), la méthode mono-sonde semble induire une sous-estimation aux longueurs élevées (A).

2.2.2 Différences de comportement entre les gastrocnémiens lors du sprint

Contrairement au *VL*, la longueur des faisceaux du *GM* et du *GL* dans les études #2 et #3, a été déterminée avec la même méthode de traitement des images échographiques (mono-sonde et segments linéaires). La méthode utilisée ne devrait donc pas significativement influencer la longueur des faisceaux musculaires. Par conséquent, les différences de longueur obtenues entre ces deux jumeaux doivent représenter leurs différences d'architecture et de comportements musculaires au cours du pédalage. Ainsi, cette partie vise également à discuter de manière plus générale des différences de longueur des faisceaux obtenues entre ces deux muscles au cours du sprint.

La longueur initiale du faisceau du *GM* était 1,5 cm plus court dans l'étude #3 en comparaison à celle du *GL* lors de l'étude #2. Sur l'ensemble du cycle de pédalage, les longueurs maximale, minimale et la variation de longueur (delta de longueur) du faisceau musculaire du *GM* étaient respectivement 0,8 cm plus faible, 1,6 cm plus faible et 0,7 cm plus élevée en comparaison à celles du *GL* (**Figure 42.A**). De manière générale, ces résultats montrent un décalage de pattern vers des plus faibles longueurs pour le *GM*, en comparaison au *GL*. De plus, malgré une activité EMGs similaire entre ces deux muscles lors du sprint en pédalage (Dorel et al., 2012; Hug et al., 2011), le *GM* présente un allongement et un raccourcissement plus importants des faisceaux. Tout d'abord, la longueur de référence de la jambe ne semble pas être expliquer ces différences de longueur (41,1±2,2 cm pour l'étude #2, vs. 40,6±1,5 cm pour l'étude #3). Une première explication à ce décalage de pattern provient de la différence de cinématique du membre inférieur, et notamment de la variation d'angle de la cheville. En effet, les participants de l'étude #3 présentent un angle de cheville en flexion plantaire plus important sur la majeure partie du cycle de pédalage, en comparaison à l'étude #2 (**Figure 42.C**). L'allongement plus important des faisceaux du *GM* observé dans la première phase du cycle de pédalage peut être expliqué par une vitesse de flexion dorsale qui semble supérieure dans l'étude #3, alors même que l'activité musculaire n'a pas encore atteint son maximum (**Figure 42.C**). Concernant le raccourcissement du faisceau, l'augmentation de la flexion plantaire sur la deuxième partie de la phase d'activité musculaire lors de l'étude #3 (15° de différence), induit un raccourcissement plus important de la MTU (**Figure 42.B**), et pourrait donc être la cause d'un raccourcissement plus important du faisceau musculaire (**Figure 42.A**). En plus, d'un point de vue anatomique, il existe une réelle différence entre ces deux muscles. Les faisceaux musculaires du *GM* sont plus courts que ceux du *GL* (Crouzier et al., 2018; Ward

et al., 2009), ce qui va dans le sens des longueurs plus courtes observées pour le *GM* dans l'étude #3 comparativement au *GL*. Ces différences de comportement observées entre le *GM* et le *GL* au cours du sprint semblent également être en accord avec les précédents résultats montrés par Wakeling et al., (2006) lors d'une condition de pédalage sous-maximale, ou lors de différentes gestuelles telles que la marche et la course (Arnold et al., 2013; Hamard et al., 2021; Lai et al., 2018).

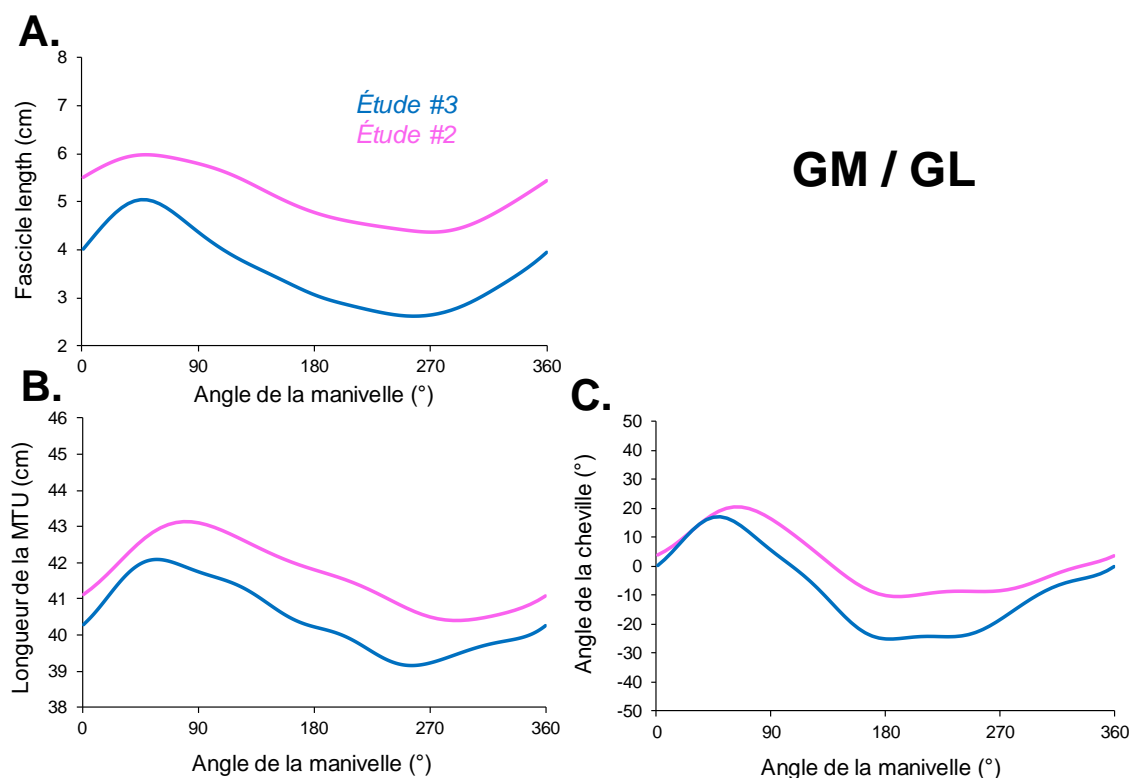


Figure 42. Comparaison du comportement musculaire des gastrocnemii et de l'angle de la cheville entre les études #2 et #3. Les faisceaux musculaires sont représentés dans le panel A, la MTU est représentée dans le panel B, et l'angle du genou est représenté dans le panel C. Les données de l'étude #2 (i.e. sprint à 120 rpm en position assise) sont représentées en rose, et les données de l'étude #3 (i.e. sprint à 110 rpm en position assise) sont représentées en bleu. A noter que l'étude #2 s'est intéressée au *GL* alors que l'étude #3 s'est intéressée au *GM*.

De façon générale, malgré deux conditions de pédalage quasi-identiques, nos résultats et les éléments discutés ici mettent en évidence qu'il persiste une variabilité interindividuelle d'architecture et de comportement musculaires non négligeable entre deux études comprenant une dizaine de sujets. Il reste donc difficile de discuter précisément des différences de comportement de ces deux muscles uniquement sur la base de ces deux études. A l'avenir, il serait donc intéressant d'investiguer les différences de comportements entre les *gastrocnemii* au cours d'une même expérimentation.

2.2.3 Caractérisation des vitesses pics de raccourcissement au regard des relations force-vitesse

La capacité des muscles à produire une force élevée dépend de la longueur à laquelle ils se trouvent et de la vitesse de contraction. À cet égard, l'étude #3 a permis de caractériser la longueur de fonctionnement des faisceaux du *VL* et du *GM* au cours du sprint (i.e. pendant l'activité EMGs), au regard de leur relation force-longueur. Néanmoins, les relations fondamentales force-vitesse de ces deux muscles n'ont pas été déterminées dans les études #2 et #3 de ce travail de thèse. Ainsi, cette partie vise à référer les vitesses pics de raccourcissement des faisceaux du *VL* et du *GL* obtenues lors de l'étude #2 (i.e. à différentes cadences de pédalage) au regard des relations force-vitesse rapportées dans la littérature. Pour cela, les études de Hauraix et al., (2015, 2017) ont été prises en considération (**Figure 43**). En effet, au vu des éléments discutés dans les paragraphes précédents, nous avons sélectionné deux études ayant utilisées le même matériel et la même méthode de traitement des images échographiques, afin de limiter les erreurs d'interprétation. Néanmoins, notons que les vitesses pics de raccourcissement du *GM* sont référées à la relation force-vitesse du *GL*.

Concernant le *VL*, la **Figure 43.A** illustre certains éléments de discussion déjà abordés dans l'étude #2, qui suggèrent un lien entre la relation force-vitesse à l'échelle musculaire et la relation force-vitesse en pédalage (Hautier et al., 1996). En effet, pour chacune des cadences de pédalage testées, la V_{peak} des faisceaux exprimée en pourcentage de la V_{max} théorique (i.e. 25, 35, 49 et 68 % V_{max} pour les cadences de 60, 90, 120 et 160 rpm) correspond étroitement à la cadence de pédalage exprimée en pourcentage de la v_{max} (i.e. 24, 36, 48 et 64 % v_{max} pour les cadences de 60, 90, 120 et 160 rpm). Néanmoins, il convient de rester prudent dans la mesure où nous n'avons pas déterminé les relations F-V individuelles à l'échelle musculaire. Ce calcul a uniquement été réalisé sur les valeurs moyennes de l'ensemble des participants. Dès lors, une première perspective scientifique serait donc d'étudier, dans une population hétérogène en termes de profil F- v (i.e. v_{opt} allant de ~90 à ~130 rpm), le lien entre ce profil F- v en pédalage et le profil F-V du *VL*, et ainsi approfondir ces premières observations. Dans ce sens, ces résultats suggèrent que pour une cadence de pédalage donnée, une vitesse de raccourcissement des faisceaux du *VL* plus faible serait plus favorable pour produire de la force, mais sous-entendrait également une « réserve » de vitesse de raccourcissement plus importante et donc plus intéressante afin d'atteindre des cadences de pédalages plus élevées.

Concernant le *GL*, malgré le fait que l'augmentation de la cadence de pédalage induise une augmentation linéaire de la vitesse pic de raccourcissement des faisceaux, cette dernière reste uniquement sur le côté force de la relation F-V (**Figure 43.B**). En effet, les V_{peak} des faisceaux musculaires correspondent à 21, 32, 34 et 41 % de la V_{max} . Associés à la caractérisation de la longueur de fonctionnement des faisceaux en pourcentage de la L_{opt} , cette analyse confirme que les faisceaux musculaires des *gastrocnemii* opèrent dans une configuration force-vitesse et force-longueur favorable pour produire une force importante.

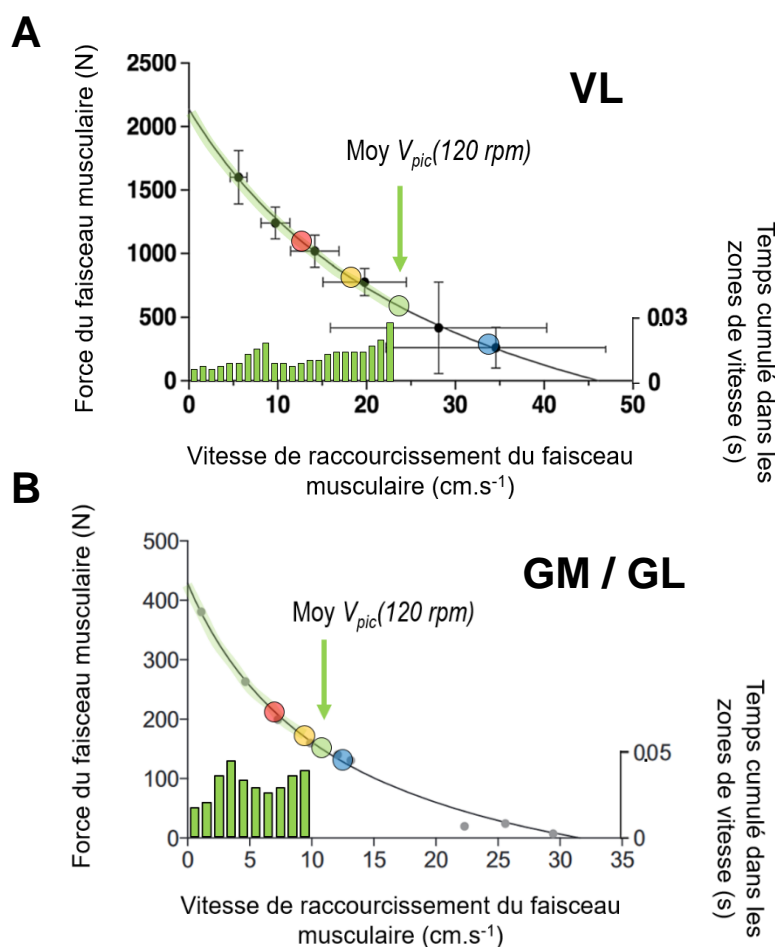


Figure 43. Vitesses pics de raccourcissement du faisceau musculaire du vastus lateralis (A) et du gastrocnemius lateralis (B) lors des différentes conditions de pédalage de l'étude #2 au regard des relation force-vitesse. Les deux relations F-V ont été récupérées dans les études de Hauraix et al., (2015, 2017). Les ronds de couleur représentent les V_{peak} atteintes lors des sprints à 60 (rouge), 90 (orange), 120 (vert) et 160 (bleu) rpm. Pour la condition de pédalage la plus proche des sprints réalisés sur le terrain (120 rpm), les diagrammes représentent la distribution du temps passé dans chacune des zones de vitesse (échelonnées tous les $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$). Pour le VL, les vitesses pics de raccourcissement atteignent jusqu'à 68 % de la V_{max} , alors que pour du GL atteignent jusqu'à 41 % de la V_{max} . A noter que la relation F-V du panel B correspond à celle du GM et non pas du GL.

De plus, pour la cadence de pédalage à 120 rpm (i.e. la plus proche des cadences utilisées lors du sprint final), la **Figure 43** illustre également la distribution du temps passé dans chacune des zones de vitesse de raccourcissement (allant de 0 $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$ à la V_{peak} , échelonnées tous les 1 $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$) pendant l'ensemble de la phase de raccourcissement du faisceau (i.e. la période d'intérêt pour l'étude #2). Cette analyse fournit une information supplémentaire, afin d'identifier les principales zones de vitesse de raccourcissement au cours du sprint en pédalage. Les faisceaux musculaires du VL semblent passer du temps entre 7 et 9 $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$ en début de phase de raccourcissement, ce qui correspond également au début de la période de production de puissance au genou, puis un plus long moment proche de la V_{peak} au cours de la principale phase de production de puissance à la pédale (**Figure 43.A**). Concernant le GL, la distribution semble relativement homogène sur l'ensemble de période de raccourcissement (**Figure 43.B**). Cette analyse permet en plus de vérifier que la V_{peak} ne soit pas une valeur satellite, à laquelle le faisceau ne passerait qu'une insignifiante partie de son temps au cours du raccourcissement.

2.3 Applications pratiques

De manière générale, l'ensemble des résultats des études #2 et #3 permettent de tirer des enseignements importants concernant le comportement muscle-tendon des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires pendant du sprint. Ainsi, cette dernière partie de la discussion générale vise à proposer certains contenus d'entraînement spécifique de renforcement musculaire pour les cyclistes. Enfin, nous finirons par évoquer quelques possibilités d'ajustement de la position du coureur et du matériel, dans le but de placer les coureurs dans des conditions plus optimales pour maximiser la production de puissance lors du sprint.

Pour les extenseurs du genou, qui représentent l'un des principaux groupes musculaires producteurs de puissance au cours du sprint, les résultats des études #2 et #3 ont mis en évidence que le travail réalisé en salle de musculation doit principalement être orienté sur des exercices concentriques permettant de développer la puissance maximale. Cette augmentation de la puissance maximale exige principalement une amélioration des capacités de la force maximale (Driss et al., 2002; Sachet et al., 2022), i.e. des exercices de production de force maximale à vitesse faible. Néanmoins, si le profil P-v présente un déséquilibre important dans l'autre sens, il serait intéressant de travailler la production de force maximale à vitesse élevée. Afin d'orienter cette stratégie, que ce soit lors des séances d'entraînement réalisées en salle de musculation ou sur le vélo, le test force-vitesse (ou puissance-vitesse) présenté dans le cadre théorique puis dans l'étude #1 est un très bon moyen d'identifier les besoins du coureur. En

plus, les résultats de l'étude #3 ont mis en évidence que la première phase de production de puissance des extenseurs du genou correspond à une longueur de faisceau musculaire relativement élevée (i.e. $132,0 \pm 8,2$ % et $129,6 \pm 8,1$ % de L_{opt} en position assise et debout, respectivement). Ainsi, il convient d'adapter certaines postures en salle de musculation afin que les quadriceps soient positionnés dans une configuration force-longueur proche de celle du pédalage. À titre d'exemple, il vaut mieux privilégier des $\frac{1}{2}$ squats ou des $\frac{3}{4}$ de squat plutôt que des $\frac{1}{4}$ de squat. La cinématique du mouvement de pédalage fournit de précises informations pour adapter les angles articulaires au cours des exercices réalisés en salle de musculation. L'angle du genou recueilli au début du cycle de pédalage (105° de flexion de genou) est un bon indicateur pour ajuster la phase de descente lors d'un exercice tel que le squat. Concernant les propriétés architecturales, en se référant à la littérature et à la partie précédente, il semblerait pertinent de réaliser des entraînements excentriques pour augmenter la longueur des faisceaux musculaires des *vastii*, afin d'augmenter leur L_{opt} et leur V_{max} (Blazevich et al., 2007; Timmins et al., 2016), dans le but de réduire les vitesses de raccourcissement relatives lors du sprint.

Pour les fléchisseurs plantaires, qui ont le rôle de transmettre et d'orienter la force produite par les muscles proximaux à la pédale, il semble plus pertinent de développer leur force maximale à vitesse lente. Les vitesses angulaires de flexion plantaire sont de bons indicateurs pour se rendre compte de la vitesse de mouvement au cours du sprint (moyenne pendant la période d'intérêt : 156 ± 46 °.s⁻¹, pic : 283 ± 53 °.s⁻¹, pour la condition à 120 rpm). Un développement de la force maximale isométrique est également une orientation intéressante, afin de travailler plus spécifiquement la première phase de leur période d'activité, durant laquelle ces muscles doivent produire des niveaux de force importants pour transmettre et orienter la force à la pédale, alors qu'au même moment, la force produite par les muscles proximaux (i.e. les extenseurs de la hanche et du genou) et la cinématique du mouvement de pédalage (i.e. flexion dorsale et extension du genou) induisent un étirement de l'ensemble muscle-tendon. Posséder une raideur tendineuse et un RFD élevé (Rate of force development, Maffiuletti et al., 2016) est donc également une piste intéressante pour maximiser et optimiser la transmission de la force produite par le muscle.

Ces différentes propositions d'orientation des séances d'entraînements spécifiques ne sont bien évidemment pas exhaustives. Elles représentent seulement quelques pistes intéressantes en s'appuyant sur les résultats obtenus. Néanmoins, l'ensemble de ce travail de thèse fournit de précieuses informations sur l'évaluation des qualités neuromusculaires du cycliste, et surtout

sur la cinématique et le comportement musculaire au cours du mouvement de pédalage réalisé en condition de sprint. Ainsi, il est donc possible pour n'importe quels entraîneurs ou coureurs, de s'approprier des données issues de ces travaux afin de créer puis de mettre en place de nouveaux exercices spécifiques selon les besoins identifiés.

En comparant les positions assise et debout lors du sprint, l'étude #3 a mis en évidence que la position debout induit une modification de la longueur du VL permettant aux faisceaux de fonctionner à des longueurs plus optimales, ce qui pourrait en partie expliquer le gain de puissance à la pédale observé dans cette position. Dès lors, il semble intéressant de faire en sorte que les coureurs soient positionnés dans des conditions optimales, leur permettant de maximiser la production de puissance lors du sprint. Au vu des résultats obtenus, l'une des principales pistes de travail serait donc de diminuer la longueur des extenseurs du genou en début de cycle de pédalage, afin que ces muscles puissent opérer à des longueurs plus favorables pour créer de la force. D'un point de vue cinématique, cela exige donc une diminution de la flexion de genou. Deux types d'ajustements sont alors possibles : une modification du matériel et/ou une modification de la position du coureur autour du matériel. En position assise, une augmentation de la hauteur de selle et une diminution de la longueur de la manivelle sont les deux principales possibilités susceptibles d'induire un raccourcissement de la longueur des extenseurs du genou en début de cycle de pédalage. En outre, puisqu'il existe une interdépendance à l'échelle des angles articulaires du membre inférieur lors du mouvement de pédalage, une augmentation de la flexion dorsale pourrait également induire une extension plus importante du genou. Néanmoins, la flexion dorsale est déjà importante à ce moment-là du cycle de pédalage. En position debout, la suppression du point d'appui entre la selle et le coureur augmente les degrés de liberté de ce dernier et limite donc fortement l'impact d'un ajustement matériel. Par conséquent, une modification de la position du corps dans l'espace semble être la principale piste de travail dans le but de diminuer la longueur des extenseurs du genou dans cette position. À cet égard, la nouvelle position « debout vers l'avant » utilisée par certains sprinteurs professionnels pourrait être une possibilité intéressante. La cinématique du mouvement de pédalage dans cette nouvelle position n'a actuellement jamais été étudiée dans la littérature. En plus, il serait particulièrement intéressant d'étudier si les coureurs qui présentent peu de gain de puissance à la pédale entre les positions assise et debout (traditionnelle), seraient en mesure d'obtenir un gain de puissance dans cette nouvelle position, qui pourrait entre autres être expliqué par un meilleur ajustement de l'angle du genou.

Conclusion générale

Ce projet de thèse réalisé dans le cadre d'un dispositif CIFRE avec l'équipe cycliste professionnelle *TotalEnergies*, nous a permis de combiner une approche de terrain, axée sur l'analyse des sprints réalisés lors de compétitions officielles, et une approche plus fondamentale, axée sur l'analyse du comportement muscle-tendon au cours du mouvement de pédalage, dans le but d'apporter de nouvelles connaissances sur la production de puissance maximale au cours du sprint final en cyclisme sur route.

Cette thèse a proposé une nouvelle méthode d'analyse des sprints réalisés en compétition afin d'améliorer l'interprétation des puissances maximales développées et des cadences de pédalage associées lors du sprint final. Nous avons montré que cette méthode innovante, basée sur la détermination du profil puissance-vitesse-endurance du sprinteur, permettait d'apporter de précieuses recommandations aux sprinteurs dans le but d'optimiser leur production de puissance maximale au cours du sprint. Facilement réalisable, ce type d'analyse pourrait être dupliqué à n'importe quel coureur amateur ou professionnel. Néanmoins, le sprint final lors des courses professionnelles est réalisé avec un état de fatigue préalable présentant une variabilité importante. Par conséquent, un protocole de tests supplémentaires serait nécessaire afin d'évaluer le profil puissance-vitesse-endurance des sprinteurs sous différents états de fatigue préalable. Cela permettrait d'apporter des recommandations aux sprinteurs sur l'ensemble des sprints réalisés en compétition, et ce, quel que soit le niveau de fatigue préalable.

L'utilisation de l'imagerie par échographie lors de sprints réalisés à différentes cadences de pédalage et dans différentes positions nous a permis d'apporter de nouvelles connaissances fondamentales sur ce mouvement poly-articulaire, jusqu'alors très peu étudié en condition maximale. Nous avons montré que le *vastus lateralis* et les *gastrocnemii* présentaient des modalités de contraction bien différentes au cours du sprint, mettant une nouvelle fois en évidence leurs rôles respectifs au cours de cette gestuelle. Classiquement utilisée lors des sprints réalisés en compétition, la position debout a été investiguée pour la première fois dans la littérature. Nous avons montré que cette position permettait au *vastus lateralis* de fonctionner à des longueurs plus optimales pour produire de la force, et pourrait en partie expliquer le gain de puissance observé au niveau de la pédale. Plus généralement, l'ensemble de ces résultats pourrait permettre d'améliorer le contenu des séances d'entraînement en force afin de les rendre plus spécifiques aux exigences du sprint en cyclisme sur route.

Bibliographie

A

- Abbiss, C. R., Straker, L., Quod, M. J., Martin, D. T., & Laursen, P. B. (2010). Examining pacing profiles in elite female road cyclists using exposure variation analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 44(6), 437-442.
- Abe, T., Kumagai, K., & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(6), 1125-1129.
- Aeles, J., Lichtwark, G. A., Lenchant, S., Vanlommel, L., Delabastita, T., & Vanwanseele, B. (2017). Information from dynamic length changes improves reliability of static ultrasound fascicle length measurements. *PeerJ*, 5, e4164.
- Ando, R., Nosaka, K., Tomita, A., Watanabe, K., Blazeovich, A. J., & Akima, H. (2018). Vastus intermedius vs vastus lateralis fascicle behaviors during maximal concentric and eccentric contractions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(3), 1018-1026.
- Ando, R., Taniguchi, K., Saito, A., Fujimiya, M., Katayose, M., & Akima, H. (2014). Validity of fascicle length estimation in the vastus lateralis and vastus intermedius using ultrasonography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 214-220.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Brüggemann, G.-P. (2006). Effect of different ankle-and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of biomechanics*, 39(10), 1891-1902.
- Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., & Brüggemann, G. P. (2005). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *Journal of biomechanics*, 38(4), 833-841.
- Arnold, E. M., Hamner, S. R., Seth, A., Millard, M., & Delp, S. L. (2013). How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *Journal of Experimental Biology*, 216(11), 2150-2160.
- 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), 100-106.
- Atkinson, G., Davison, R., Jeukendrup, A., & Passfield, L. (2003). Science and cycling : Current knowledge and future directions for research. *Journal of sports sciences*, 21(9), 767-787.
- 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.

B

- 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.
- Baumgart, C., Freiwald, J., & Hoppe, M. W. (2018). Sprint mechanical properties of female and different aged male top-level German soccer players. *Sports*, 6(4), 161.
- Beelen, A., & Sargeant, A. J. (1991). Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *Journal of Applied Physiology*, 71(6), 2332-2337.
- Begon, M., Monnet, T., & Lacouture, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & posture*, 25(3), 353-359.
- Belloli, M., Giappino, S., Robustelli, F., & Somaschini, C. (2016). Drafting effect in cycling : Investigation by wind tunnel tests. *Procedia engineering*, 147, 38-43.
- Bernard, J. (2015). *Évaluation du profil biomécanique du coureur cycliste*.
- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J.-N., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the PowerTap mobile cycling powermeter when compared with the SRM device. *International journal of sports medicine*, 26(10), 868-873.
- Bertucci, W., Tajar, R., & Grappe, F. (2005). Differences between sprint tests under laboratory and actual cycling conditions. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 45(3), 277-283.
- Bini, R., Hume, P., Croft, J. L., & Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in Cycling : A review of constraints and training effects. *Journal of Science and Cycling*, 2(1), 11-24.
- Bini, R. R., & Carpes, F. P. (2014). *Biomechanics of cycling*. Springer.
- Bini, R. R., & Diefenthaler, F. (2009). Mechanical work and coordinative pattern of cycling : A literature review. *Kinesiology*, 41(1.), 25-39.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 1565-1575.
- Blazevich, A. J., Gill, N. D., & Zhou, S. (2006). Intra-and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of anatomy*, 209(3), 289-310.
- Blocken, B., Toparlar, Y., van Druenen, T., & Andrianne, T. (2018a). Aerodynamic drag in cycling team time trials. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 182, 128-145.
- Blocken, B., van Druenen, T., Toparlar, Y., & Andrianne, T. (2019). CFD analysis of an exceptional cyclist sprint position. *Sports Engineering*, 22(1), 1-11.
- Blocken, B., van Druenen, T., Toparlar, Y., Malizia, F., Mannion, P., Andrianne, T., Marchal, T., Maas, G.-J., & Diepens, J. (2018b). Aerodynamic drag in cycling pelotons : New insights

by CFD simulation and wind tunnel testing. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 179, 319-337.

Bobbert, M. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae : A simulation study. *Journal of Experimental Biology*, 204(3), 533-542.

Bobbert, M. F., Casius, L. J., & Van Soest, A. J. (2016). The relationship between pedal force and crank angular velocity in sprint cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(5), 869-878.

Bolsterlee, B., Gandevia, S. C., & Herbert, R. D. (2016). Effect of transducer orientation on errors in ultrasound image-based measurements of human medial gastrocnemius muscle fascicle length and pennation. *PLoS One*, 11(6), e0157273.

Bolsterlee, B., Veeger, H. D., van der Helm, F. C., Gandevia, S. C., & Herbert, R. D. (2015). Comparison of measurements of medial gastrocnemius architectural parameters from ultrasound and diffusion tensor images. *Journal of biomechanics*, 48(6), 1133-1140.

Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R., & Tranquilli, C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70(5), 379-386.

Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A., & Reggiani, C. (1996). Force-velocity properties of human skeletal muscle fibres : Myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *The Journal of physiology*, 495(2), 573-586.

Brennan, S. F., Cresswell, A. G., Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2017). In vivo fascicle length measurements via B-mode ultrasound imaging with single vs dual transducer arrangements. *Journal of Biomechanics*, 64(240-244).

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*, 124, 993-1002.

Brøchner Nielsen, NP., 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 and science in sports and exercise*, 50(7), 1394-1404.

Brooke, M. H., & Kaiser, K. K. (1970). Muscle fiber types : How many and what kind? *Archives of neurology*, 23(4), 369-379.

Buchheit, M. (2017). Houston, we still have a problem. *International Journal of Sports Physiology & Performance*, 12(8).

Buttelli, O., Seck, D., Vandewalle, H., Jouanin, J. C., & Monod, H. (1996). Effect of fatigue on maximal velocity and maximal torque during short exhausting cycling. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 73(1), 175-179.

C

- Caiozzo, V. J., & Baldwin, K. M. (1997). Determinants of work produced by skeletal muscle : Potential limitations of activation and relaxation. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 273(3), C1049-C1056.
- Capelli, C., Schena, F., Zamparo, P., Dal Monte, A., Faina, M., & Di Prampero, P. E. (1998). Energetics of best performances in track cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 30, 614-624.
- Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 42(3), 159-163.
- Close, R. I. (1972). Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological reviews*, 52(1), 129-197.
- Coleman, S. G., & Hale, T. (1998). The use of force pedals for analysis of cycling sprint performance. *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Cooper, A. N., McDermott, W. J., Martin, J. C., Dulaney, S. O., & Carrier, D. R. (2021). Great power comes at a high (locomotor) cost : The role of muscle fascicle length in the power versus economy performance trade-off. *Journal of Experimental Biology*, 224(21), jeb236679.
- Costes, A., Turpin, N. A., Villeger, D., Moretto, P., & Watier, B. (2016). Influence of Position and Power Output on Upper Limb Kinetics in Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(2), 140-149.
- Coyle, E. F. (1999). Physiological determinants of endurance exercise performance. *Journal of science and medicine in sport*, 2(3), 181-189.
- Craig, N. P., & Norton, K. I. (2001). Characteristics of track cycling. *Sports Medicine*, 31(7), 457-468.
- Craig, N. P., Norton, K. I., Bourdon, P. C., Woolford, S. M., Stanef, T., Squires, B., Olds, T. S., Conyers, R. A. J., & Walsh, C. B. V. (1993). Aerobic and anaerobic indices contributing to track endurance cycling performance. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 67(2), 150-158.
- Cronin, N. J., Carty, C. P., Barrett, R. S., & Lichtwark, G. A. (2011). Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 111, 1491-1496.
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle–tendon function in human posture and locomotion. *Gait & posture*, 37(3), 305-312.
- Crouch, T. N., Burton, D., LaBry, Z. A., & Blair, K. B. (2017). Riding against the wind : A review of competition cycling aerodynamics. *Sports Engineering*, 20(2), 81-110.

Crouzier, M., Lacourpaille, L., Nordez, A., Tucker, K., & Hug, F. (2018). Neuromechanical coupling within the human triceps surae and its consequence on individual force-sharing strategies. *Journal of Experimental Biology*, 221(21), jeb187260.

D

Darby, J., Li, B., Costen, N., Loram, I., & Hodson-Tole, E. (2013). Estimating skeletal muscle fascicle curvature from B-mode ultrasound image sequences. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7), 1935-1945.

Davidson, C. J., Wagner, B. M., & Martin, J. C. (2004). Seated and standing maximal neuromuscular cycling power. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), S344.

De Brito Fontana, H., & Herzog, W. (2016). Vastus lateralis maximum force-generating potential occurs at optimal fascicle length regardless of activation level. *European journal of applied physiology*, 116(6), 1267-1277.

Di Prampero, P. E., Cortili, G., Mognoni, P., & Saibene, F. (1979). Equation of motion of a cyclist. *Journal of Applied Physiology*, 47(1), 201-206.

Dick, T. J., 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*, 220(9), 1643-1653.

Dick, T. J. M. (2016). *The mechanics of the gastrocnemii-Achilles tendon complex during human cycling : Experimental and modelling approaches to predict in vivo forces* [PhD Thesis]. Science: Department of Biomedical Physiology and Kinesiology.

Dick, T. J. M., & Wakeling, J. M. (2017). Shifting gears : Dynamic muscle shape changes and force-velocity behaviour in the medial gastrocnemius. *Journal of Applied Physiology*, 123(6), 1433-1442.

Dorel, S. (2018). 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.

Dorel, S., Bourdin, M., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., & Hautier, C. A. (2003). Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *European journal of applied physiology*, 89(2), 157-165.

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 and science in sports and exercise*, 42(6), 1174-1183.

Dorel, S., Guilhem, G., Couturier, A., & Hug, F. (2012). Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(11), 2154-2164.

- 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(09), 739-746.
- Dotan, R., & Inbar, O. (1977). 30-sec all-out ergometric test-its reliability and validity for anaerobic capacity. *Israel Journal of Medical Sciences*, 13(3), 326-327.
- Douglas, J., Ross, A., & Martin, J. C. (2021). Maximal muscular power : Lessons from sprint cycling. *Sports Medicine - Open*, 7(1), 1-15.
- Drazen, J. F., Hullfish, T. J., & Baxter, J. R. (2019). An automatic fascicle tracking algorithm quantifying gastrocnemius architecture during maximal effort contractions. *PeerJ*, 7, e7120.
- 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.
- Driss, T., & Vandewalle, H. (2013). The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer : A critical review. *BioMed research international*, 2013.
- Driss, T., Vandewalle, H., Chevalier, J.-M. L., & Monod, H. (2002). Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 27(3), 250-262.
- Drouet, J.-M., Champoux, Y., & Dorel, S. (2008). Development of multi-platform instrumented force pedals for track cycling (p49). *The engineering of sport* 7, 263-271.
- 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.
- Dwyer, D. B., Molaro, C., & Rouffet, D. M. (2022). Force-velocity profiles of track cyclists differ between seated and non-seated positions. *Sports Biomechanics*, 1-12.

E

- Earnest, C. P., Wharton, R. P., Church, T. S., & Lucia, A. (2005). Reliability of the Lode Excalibur Sport Ergometer and applicability to Computrainer electromagnetically braked cycling training device. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 344-348.
- Ebert, T. R., Martin, D. T., McDonald, W., Victor, J., Plummer, J., & Withers, R. T. (2005). Power output during women's World Cup road cycle racing. *European journal of applied physiology*, 95(5), 529-536.
- 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.
- Elmer, S., Barratt, P., Korff, T., & Martin, J. (2010). Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue : What, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*, 586(1), 11-23.

Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating fatigue to human performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(11), 2228.

Ericson, M. O., & Nisell, R. (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International journal of sports medicine*, 9(2), 118-122.

Etxebarria, N., Ingham, S. A., Ferguson, R. A., Bentley, D. J., & Pyne, D. B. (2019). Sprinting after having sprinted : Prior high-intensity stochastic cycling impairs the winning strike for gold. *Frontiers in physiology*, 10, 100.

F

Farris, D. J., & Lichtwark, G. A. (2016). UltraTrack : Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Computer methods and programs in biomedicine*, 128, 111-118.

Farris, D. J., Lichtwark, G. A., Brown, N. A., & Cresswell, A. G. (2016). The role of human ankle plantar flexor muscle–tendon interaction and architecture in maximal vertical jumping examined in vivo. *Journal of Experimental Biology*, 219(4), 528-534.

Fenn, W. O., & Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of physiology*, 85(3), 277-297.

Fernández-García, B., Pérez-Landaluce, J., Rodríguez-Alonso, M., & Terrados, N. (2000). Intensity of exercise during road race pro-cycling competition. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(5), 1002-1006.

Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., & Komi, P. V. (2003). Comparison of force–velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177(4), 483-491.

Fonda, B., & Sarabon, N. (2010). Biomechanics of cycling. *Sport Science Review*, 19(1-2), 187-210.

Franchi, M. V., Fitze, D. P., Raiteri, B. J., Hahn, D., & Spörri, J. (2020). Ultrasound-derived biceps femoris long-head fascicle length : Extrapolation pitfalls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(1), 233-243.

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.

Frontera, W. R., & Ochala, J. (2015). Skeletal muscle : A brief review of structure and function. *Calcified tissue international*, 96(3), 183-195.

Fukuba, Y., Miura, A., Endo, M., Kan, A., Yanagawa, K., & Whipp, B. J. (2003). The curvature constant parameter of the power-duration curve for varied-power exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(8), 1413-1418.

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukashiro, S. (2008). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82(1), 354-358.

Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris, C. N. (2001a). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 268(1464), 229-233.

Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris, C. N. (2001b). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 268(1464), 229-233.

G

Gardner, A. S., Martin, D. T., Jenkins, D. G., Dyer, I., Van Eiden, J., Barras, M., & Martin, J. C. (2009). Velocity-specific fatigue: Quantifying fatigue during variable velocity cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(4), 904-911.

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.

Gillett, J. G., Barrett, R. S., & Lichtwark, G. A. (2013). Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(6), 678-687.

Gordon, A. M., Huxley, A. F., & Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of physiology*, 184(1), 170-192.

Grappe, F. (2009). *Cyclisme et optimisation de la performance : Science et méthodologie de l'entraînement*. De Boeck Supérieur.

Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International journal of sports medicine*, 5(06), 301-305.

Gregor, R. J., Komi, P. V., Browning, R. C., & Järvinen, M. (1991). A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of biomechanics*, 24(5), 287-297.

Grieve, D., Pheasant, S., & Cavanagh, P. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. *Biomechanics*, A, 2, 405-412.

Gross, M., & Gross, T. (2019). Relationship between cyclic and non-cyclic force-velocity characteristics in BMX cyclists. *Sports*, 7(11), 232.

H

Hager, R., Poulard, T., Nordez, A., Dorel, S., & Guilhem, G. (2020). Influence of joint angle on muscle fascicle dynamics and rate of torque development during isometric explosive contractions. *Journal of Applied Physiology*, 129(3), 569-579.

Hamard, R., Aeles, J., Kelp, N. Y., Feigean, R., Hug, F., & Dick, T. J. (2021). Does different activation between the medial and the lateral gastrocnemius during walking translate into different fascicle behavior? *Journal of Experimental Biology*, 224(12), jeb242626.

Hauraix, H., Dorel, S., Rabita, G., Guilhem, G., & Nordez, A. (2017). Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force–velocity test. *European journal of applied physiology*, 117(2), 289-299.

Hauraix, H., Nordez, A., & Dorel, S. (2013). Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *Journal of Applied Physiology*, 115(7), 1015-1024.

Hauraix, H., Nordez, A., Guilhem, G., Rabita, G., & Dorel, S. (2015). In vivo maximal Fascicle-shortening velocity during plantar flexion in human. *Journal of Applied Physiology*, 119, 1262-1271.

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), 114-118.

Hawkins, D., & Hull, M. L. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of biomechanics*, 23(5), 487-494.

Herbert, R. D., Clarke, J., Kwah, L. K., Diong, J., Martin, J., Clarke, E. C., Bilston, L. E., & Gandevia, S. C. (2011). In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle–tendon units. *The Journal of physiology*, 589(21), 5257-5267.

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.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, 126(843), 136-195.

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.

Hodson-Tole, E. F., Blake, O. M., & Wakeling, J. M. (2020). During cycling what limits maximum mechanical power output at cadences above 120 rpm? *Medicine and science in sports and exercise*, 52(1), 214-224.

Hoffman, B. W., Lichtwark, G. A., Carroll, T. J., & Cresswell, A. G. (2012). A comparison of two Hill-type skeletal muscle models on the construction of medial gastrocnemius length-tension curves in humans in vivo. *Journal of Applied Physiology*, *113*(1), 90-96.

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*(2), S750.

Houtz, S. J., & Fischer, F. J. (1959). An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *JBJS*, *41*(1), 123-131.

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.

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.

Huxley, H. E. (1965). The mechanism of muscular contraction. *Scientific American*, *213*(6), 18-27.

I

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., & Fukunaga, T. (1997). Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Cells Tissues Organs*, *159*(2-3), 78-83.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2000). In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during “isokinetic” action. *Journal of Applied Physiology*, *88*(3), 851-856.

Impellizzeri, F. M., Ebert, T., Sassi, A., Menaspa, P., Rampinini, E., & Martin, D. T. (2008). Level ground and uphill cycling ability in elite female mountain bikers and road cyclists. *European journal of applied physiology*, *102*(3), 335-341.

Ishikawa, M., Finni, T., & Komi, P. V. (2003). Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiologica Scandinavica*, *178*(3), 205-213.

Ishikawa, M., & Komi, P. V. (2008). Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exercise and sport sciences reviews*, *36*(4), 193-199.

Ishikawa, M., Komi, P. V., Finni, T., & Kuitunen, S. (2006). Contribution of the tendinous tissue to force enhancement during stretch-shortening cycle exercise depends on the prestretch and concentric phase intensities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(5), 423-431.

Ishikawa, M., Niemela, E., & Komi, P. V. (2005). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *Journal of Applied Physiology*, *99*(1), 217-223.

Ishikawa, M., Pakaslahti, J., & Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait & posture*, 25(3), 380-384.

J

Jaafar, H., Rouis, M., Attiogbé, E., Vandewalle, H., & Driss, T. (2016). A comparative study between the Wingate and force-velocity anaerobic cycling tests : Effect of physical fitness. *International journal of sports physiology and performance*, 11(1), 48-54.

Jeukendrup, A. E., Craig, N. P., & Hawley, J. A. (2000). The bioenergetics of world class cycling. *Journal of science and medicine in sport*, 3(4), 414-433.

Jeukendrup, A. E., & Martin, J. (2001). Improving cycling performance. *Sports Medicine*, 31(7), 559-569.

Jiménez-Reyes, P., Garcia-Ramos, A., Párraga-Montilla, J. A., Morcillo-Losa, J. A., Cuadrado-Peñafiel, V., Castaño-Zambudio, A., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2020). Seasonal changes in the sprint acceleration force-velocity profile of elite male soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(1), 70-74.

Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., García-Ramos, A., Cuadrado-Peñafiel, V., Brughelli, M., & Morin, J.-B. (2018). Relationship between vertical and horizontal force-velocity-power profiles in various sports and levels of practice. *PeerJ*, 6, e5937.

Johnson, M., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles : An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*, 18(1), 111-129.

Jones, N. L., McCartney, N., Graham, T., Spriet, L. L., Kowalchuk, J. M., Heigenhauser, G. J., & Sutton, J. R. (1985). Muscle performance and metabolism in maximal isokinetic cycling at slow and fast speeds. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 132-136.

K

Katz, B. (1939). The relation between force and speed in muscular contraction. *The Journal of physiology*, 96(1), 45-64.

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. *Journal of Applied Biomechanics*, 7(1), 29-53.

Kawakami, Y., Abe, T., & Fukunaga, T. (1993). Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 74(6), 2740-2744.

Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.-Y., & Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 72(1), 37-43.

Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2006). New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exercise and sport sciences reviews*, 34(1), 16-21.

Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The Journal of physiology*, 540(2), 635-646.

Kordi, M., Folland, J., Goodall, S., Haralabidis, N., Maden-Wilkinson, T., Patel, T. S., 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.

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.

Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I. A. N., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(6), 991.

Krüger, R. L., Peyrard, A., di Domenico, H., Rupp, T., Millet, G. Y., & Samozino, P. (2020). Optimal load for a torque-velocity relationship test during cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 120(11), 2455-2466.

Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 170(2), 127-135.

Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W. F., Ryushi, T., Takano, S., & Mizuno, M. (2000). Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *Journal of applied physiology*, 88, 811-816.

Kurokawa, S., Fukunaga, T., & Fukashiro, S. (2001). Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *Journal of Applied Physiology*, 90(4), 1349-1358.

Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J., & Herbert, R. D. (2013). Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans : A systematic review. *Journal of applied physiology*, 114(6), 761-769.

L

Lahti, J., Jiménez-Reyes, P., Cross, M. R., Samozino, P., Chassaing, P., Simond-Cote, B., Ahtiainen, J. P., & Morin, J.-B. (2020). Individual sprint force-velocity profile adaptations to in-season assisted and resisted velocity-based training in professional rugby. *Sports*, 8(5), 74.

Lai, A. K., Lichtwark, G. A., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2018). Differences in in vivo muscle fascicle and tendinous tissue behavior between the ankle plantarflexors during running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(7), 1828-1836.

Le Mansec, Y., Dorel, S., Nordez, A., & Jubeau, M. (2019). Is reaction time altered by mental or physical exertion? *European journal of applied physiology*, *119*(6), 1323-1335.

Le Meur, Y., & Torres-Ronda, L. (2019). 10 Challenges facing today's applied sport scientist. *Science Performance and Science Reports*, *57*, 1-7.

Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry : Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, *21*(2), 212-225.

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.

Li, L., & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling : Effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, *85*(3), 927-934.

Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, *23*(11), 1647-1666.

Lieber, R. L., & Ward, S. R. (2011). Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, *366*(1570), 1466-1476.

Lievens, E., Bellinger, P., Van Vossel, K., Vancompernelle, J., Bex, T., Minahan, C., & Derave, W. (2021). Muscle typology of world-class cyclists across various disciplines and events. *Medicine and science in sports and exercise*, *53*(4), 816-824.

Lippi, G., & Mattiuzzi, C. (2020). Relationship between Anthropometric Characteristics and Success in Different Cycling Terrains. *Journal of Lifestyle Medicine*, *10*(1), 61-63.

Lucia, A., Hoyos, J., Carvajal, A., & Chicharro, J. L. (1999). Heart rate response to professional road cycling : The Tour de France. *International journal of sports medicine*, *20*(03), 167-172.

Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Physiology of professional road cycling. *Sports medicine*, *31*(5), 325-337.

Lucia, A., Joyos, H., & Chicharro, J. L. (2000). Physiological response to professional road cycling : Climbers vs. time trialists. *International journal of sports medicine*, *21*(07), 505-512.

Lucia, A., Pardo, J., Durantez, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (1998). Physiological differences between professional and elite road cyclists. *International journal of sports medicine*, *19*(05), 342-348.

M

Machado, E., Lanferdini, F. J., Da Silva, E. S., Geremia, J. M., Sonda, F. C., Fletcher, J. R., Vaz, M. A., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2022). Triceps Surae Muscle-Tendon Properties as Determinants of the Metabolic Cost in Trained Long-Distance Runners. *Frontiers in Physiology*, *12*(767445), 2320.

- MacIntosh, B. R., Herzog, W., Suter, E., Wiley, J. P., & Sokolosky, J. (1993). Human skeletal muscle fibre types and force : Velocity properties. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 67(6), 499-506.
- MacIntosh, B. R., Svedahl, K., & Kim, M. (2004). Fatigue and optimal conditions for short-term work capacity. *European journal of applied physiology*, 92(4), 369-375.
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development : Physiological and methodological considerations. *European journal of applied physiology*, 116(6), 1091-1116.
- Maganaris, C. N. (2001). Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 172(4), 279-285.
- Maganaris, C. N. (2003). Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, 16(3), 215-223.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., & Sargeant, A. J. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man : Implications for muscle function. *The Journal of physiology*, 512(2), 603-614.
- Martin, J. C., & Brown, N. A. (2009). Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. *Journal of biomechanics*, 42(4), 474-479.
- 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.
- 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., Wagner, B. M., & Coyle, E. F. (1997). Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Medicine and science in sports and exercise*, 29(11), 1505-1512.
- Maughan, R. J., Watson, J. S., & Weir, J. (1984). Muscle strength and cross-sectional area in man : A comparison of strength-trained and untrained subjects. *British journal of sports medicine*, 18(3), 149-157.
- 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.
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J., Sargeant, A. J., & Jones, N. L. (1983). A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of applied physiology*, 55(1), 212-217.
- McCartney, N., Obminski, G., & Heigenhauser, G. J. (1985). Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*, 58(5), 1459-1462.

- 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.
- McIntyre, J. P., Mawston, G. A., & Cairns, S. P. (2012). Changes of whole-body power, muscle function, and jump performance with prolonged cycling to exhaustion. *International journal of sports physiology and performance*, 7(4), 332-339.
- McLean, B. D., & Parker, A. W. (1989). An anthropometric analysis of elite Australian track cyclists. *Journal of sports sciences*, 7(3), 247-255.
- McLester, J. R., Green, J. M., & Chouinard, J. L. (2004). Effects of standing vs. Seated posture on repeated Wingate performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 816-820.
- 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.
- Menaspà, P., Martin, D. T., Victor, J., & Abbiss, C. R. (2015). Maximal sprint power in road cyclists after variable and nonvariable high-intensity exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(11), 3156-3161.
- Menaspà, P., Quod, M., Martin, D. T., Peiffer, J. J., & Abbiss, C. R. (2015a). Physical demands of sprinting in professional road cycling. *International journal of sports medicine*, 36(13), 1058-1062.
- Menaspà, P., Quod, M., Martin, D., Victor, J., & Abbiss, C. (2013a). Physiological demands of road sprinting in professional and U23 cycling. A pilot study. *Journal of Science and Cycling*, 2(2), 35-39.
- Menaspà, P., Rampinini, E., Bosio, A., Carlomagno, D., Riggio, M., & Sassi, A. (2012). Physiological and anthropometric characteristics of junior cyclists of different specialties and performance levels. *Scandinavian Journal of medicine & science in sports*, 22(3), 392-398.
- 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.
- Merkes, P. F., Menaspà, P., & Abbiss, C. R. (2020). Power output, cadence, and torque are similar between the forward standing and traditional sprint cycling positions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 30(1), 64-73.
- Merkes, P., Mensapà, P., & Abbiss, C. (2020). Sprinting in road cycling—literature review. *Journal of Science and Cycling*, 9(3), 29-52.
- Minetti, A. E. (2011). Bioenergetics and biomechanics of cycling : The role of 'internal work'. *European journal of applied physiology*, 111(3), 323-329.
- Morin, J.-B., & Samozino, P. (2016). Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *International journal of sports physiology and performance*, 11(2), 267-272.

Mornieux, G., Zameziati, K., Rouffet, D., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., & Belli, A. (2006). Influence of pedalling effectiveness on the inter-individual variations of muscular efficiency in cycling. *Isokinetics and exercise science*, *14*(1), 63-70.

Mujika, I., & Padilla, S. (2001). Physiological and performance characteristics of male professional road cyclists. *Sports medicine*, *31*(7), 479-487.

Muramatsu, T., Muraoka, T., Kawakami, Y., Shibayama, A., & Fukunaga, T. (2002). In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles. *Journal of Applied Physiology*, *92*(1), 129-134.

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.

N

Nakamura, Y., Mutoh, Y., & Miyashita, M. (1985). Determination of the peak power output during maximal brief pedalling bouts. *Journal of Sports Sciences*, *3*(3), 181-187.

Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2001). Muscle activation and deactivation dynamics : The governing properties in fast cyclical human movement performance? *Exercise and sport sciences reviews*, *29*(2), 76-81.

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.

Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2000). Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of biomechanics*, *33*(2), 155-164.

Nikolaidou, M. E., Marzilger, R., Bohm, S., Mersmann, F., & Arampatzis, A. (2017). Operating length and velocity of human M. vastus lateralis fascicles during vertical jumping. *Royal Society open science*, *4*(5), 170185.

Nordez, A., Gallot, T., Catheline, S., Guével, A., Cornu, C., & Hug, F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of applied physiology*, *106*(6), 1970-1975.

O

Olds, T. S., Norton, K. I., Lowe, E. L., Olive, S., Reay, F., & Ly, S. (1995). Modeling road-cycling performance. *Journal of applied physiology*, *78*(4), 1596-1611.

Ouvrard, T., Gros Lambert, A., Ravier, G., Grosprêtre, S., Gimenez, P., & Grappe, F. (2018). Mechanisms of Performance Improvements Due to a Leading Teammate During Uphill Cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*(9), 1215-1222.

P

Padilla, S., Mujika, I., Cuesta, G., & Goirienea, J. J. (1999). Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 31(6), 878-885.

Padilla, S., MUJIK, I., Orbananos, J., SANTISTEBAN, J., ANGULO, F., & GOIRIENA, J. J. (2001). Exercise intensity and load during mass-start stage races in professional road cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(5), 796-802.

Passfield, L., Dietz, K. C., Hopker, J. G., & Jobson, S. A. (2013). Objective time-binning in exposure variation analysis. *IMA Journal of Management Mathematics*, 24(3), 269-282.

Peiffer, J. J., Abbiss, C. R., Haakonssen, E. C., & Menaspà, P. (2018). Sprinting for the win : Distribution of power output in women's professional cycling. *International journal of sports physiology and performance*, 13(9), 1237-1242.

Pette, D., & Staron, R. S. (2000). Myosin isoforms, muscle fiber types, and transitions. *Microscopy research and technique*, 50(6), 500-509.

Phillips, K. E., & Hopkins, W. G. (2019). Factors affecting cyclists' chances of success in match-sprint tournaments. *International journal of sports physiology and performance*, 14(4), 472-477.

Piazzesi, G., Reconditi, M., Linari, M., Lucii, L., Bianco, P., Brunello, E., Decostre, V., Stewart, A., Gore, D. B., & Irving, T. C. (2007). Skeletal muscle performance determined by modulation of number of myosin motors rather than motor force or stroke size. *Cell*, 131(4), 784-795.

Pinot, J., & Grappe, F. (2011). The record power profile to assess performance in elite cyclists. *International journal of sports medicine*, 32(11), 839-844.

Poole, D. C., Burnley, M., Vanhatalo, A., Rossiter, H. B., & Jones, A. M. (2016). Critical power : An important fatigue threshold in exercise physiology. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(11), 2320.

R

Raasch, C. C., & Zajac, F. E. (1999). Locomotor strategy for pedaling : Muscle groups and biomechanical functions. *Journal of neurophysiology*, 82(2), 515-525.

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.

Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J.-R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European journal of applied physiology*, 84(3), 227-232.

Rana, M., Hamarneh, G., & Wakeling, J. M. (2009). Automated tracking of muscle fascicle orientation in B-mode ultrasound images. *Journal of biomechanics*, 42(13), 2068-2073.

- Rana, M., & Wakeling, J. M. (2011). In-vivo determination of 3D muscle architecture of human muscle using free hand ultrasound. *Journal of biomechanics*, 44(11), 2129-2135.
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of applied physiology*, 86(5), 1445-1457.
- Reiser, M., Meyer, T., Kindermann, W., & Daus, R. (2000). Transferability of workload measurements between three different types of ergometer. *European journal of applied physiology*, 82(3), 245-249.
- Reiser, R. F., Maines, J. M., Eisenmann, J. C., & Wilkinson, J. G. (2002). Standing and seated Wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. *European journal of applied physiology*, 88(1), 152-157.
- Retailleau, M. (2019). *Modélisation des mouvements sportifs cycliques : Étude des coordinations musculo-squelettiques du membre inférieur et du rachis*.
- Ripley, N., Comfort, P., & McMahon, J. (2022). Comparison between methods to estimate bicep femoris fascicle length from three estimation equations using a 10 cm ultrasound probe. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 1-8.
- Roberts, T. J. (2002). The integrated function of muscles and tendons during locomotion. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 133(4), 1087-1099.
- Rohsler, R., Campos, F. de S., Varoni, P. R., Baumann, L., Demarchi, M., Teixeira, A. S., Lucas, R. D. de, Nunes, R. F. H., & Flores, L. J. F. (2020). Performance comparison in the Wingate test between standing and seated positions in competitive cyclists. *Motriz: Revista de Educação Física*, 26.
- Ryan, M. M., & Gregor, R. J. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(2), 69-80.

S

- Sachet, I., Brochner Nygaard, 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.
- Sallet, P., Mathieu, R., Fenech, G., & Baverei, G. (2006). Physiological differences of elite and professional road cyclists related to competition level and rider specialization. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 46(3), 361.
- 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.
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J.-B. (2012). Optimal force–velocity profile in ballistic movements—Altius. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(2), 313-322.

- Sanders, D., & Heijboer, M. (2019). Physical demands and power profile of different stage types within a cycling grand tour. *European journal of sport science*, *19*(6), 736-744.
- Sanders, D., & van Erp, T. (2020). The Physical Demands and Power Profile of Professional Men's Cycling Races : An Updated Review. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *16*(1), 3-12.
- 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.
- Sanderson, D. J., Martin, P. E., Honeyman, G., & Keefer, J. (2006). Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(6), 642-649.
- Sargeant, A. J. (1994). Human power output and muscle fatigue. *International journal of sports medicine*, *15*(03), 116-121.
- 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.
- Schumacher, Y. O., Mueller, P., & Keul, J. (2001). Development of peak performance in track cycling. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *41*(2), 139.
- Scott, W., Stevens, J., & Binder–Macleod, S. A. (2001). Human skeletal muscle fiber type classifications. *Physical therapy*, *81*(11), 1810-1816.
- Seck, D., Vandewalle, H., Decrops, N., & Monod, H. (1995). Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *70*(2), 161-168.
- Seow, C. Y. (2013). Hill's equation of muscle performance and its hidden insight on molecular mechanisms. *Journal of General Physiology*, *142*(6), 561-573.
- Seynnes, O. R., & Cronin, N. J. (2020). Simple Muscle Architecture Analysis (SMA) : An ImageJ macro tool to automate measurements in B-mode ultrasound scans. *Plos one*, *15*(2), e0229034.
- Shoepe, T. C., Stelzer, J. E., Garner, D. P., & Widrick, J. J. (2003). Functional adaptability of muscle fibers to long-term resistance exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *35*(6), 944-951.
- Siebert, T., Rode, C., Herzog, W., Till, O., & Blickhan, R. (2008). Nonlinearities make a difference : Comparison of two common Hill-type models with real muscle. *Biological cybernetics*, *98*(2), 133-143.

T

- Taylor, K. B., & Deckert, S. (2022). Field-testing to determine power–cadence and torque–cadence profiles in professional road cyclists : Sprint Profiling of Professional Cyclists. *European Journal of Sport Science*, 1-9.

- Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., & Temprado, J. J. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 22(6), 714-721.
- Thom, J. M., Morse, C. I., Birch, K. M., & Narici, M. V. (2007). Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. *European journal of applied physiology*, 100(5), 613-619.
- Tihanyi, J., Apor, P., & Fekete, G. Y. (1982). Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 48(3), 331-343.
- Timmins, R., Ruddy, J., Presland, J., Maniar, N., Shield, A., Williams, M., & Opar, D. (2016). Architectural changes of the biceps femoris after concentric or eccentric training. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(3), 499-508.
- Turpin, N. A., Costes, A., Moretto, P., & Watier, B. (2017). Upper limb and trunk muscle activity patterns during seated and standing cycling. *Journal of Sports Sciences*, 35(6), 557-564.
- Turpin, N. A., & Watier, B. (2020). Cycling biomechanics and its relationship to performance. *Applied Sciences*, 10(12), 4112.

V

- Van Der Zee, T. J., & Kuo, A. D. (2022). TimTrack : A drift-free algorithm for estimating geometric muscle features from ultrasound images. *PLoS One*, 17(3), e0265752.
- Van Erp, T., Hoozemans, M., Foster, C., & De Koning, J. J. (2020). Case report : Load, intensity, and performance characteristics in multiple grand tours. *Med Sci Sports Exerc*, 52(4), 868-875.
- Van Erp, T., Kittel, M., & Lamberts, R. P. (2021a). 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.
- Van Erp, T., Kittel, M., & Lamberts, R. P. (2021b). Sprint Tactics in the Tour de France : A Case Study of a World-Class Sprinter (Part II). *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(9), 1371-1377.
- Van Erp, T., Lamberts, R. P., & Sanders, D. (2021). Power profile of Top 5 results in World Tour cycling races. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(2), 203-209.
- Van Erp, T., & Sanders, D. (2021). Demands of professional cycling races : Influence of race category and result. *European journal of sport science*, 21(5), 666-677.
- Van Ingen Schenau, G. J., Boots, P. J. M., De Groot, G., Snackers, R. J., & Van Woensel, W. (1992). The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*, 46(1), 197-207.

Van Ingen Schenau, G. J., Van Woensel, W., 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), 11-19.

Van Ingen Schenau, G. van, Bobbert, M. F., & Rozendal, R. H. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of anatomy*, 155, 1.

Van Soest, A. J., & Casius, L. J. (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(11), 1927-1934.

Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., & Monod, H. (1988). Intérêts et limites des relations force-velocity chez l'homme. *Science et Motricité*, 4, 38-46.

Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 56(6), 650-656.

Vandewalle, H., Peres, G., & Monod, H. (1987). Standard anaerobic exercise tests. *Sports medicine*, 4(4), 268-289.

Vanhatalo, A., Mcnaughton, L. R., Siegler, J., & Jones, A. M. (2010). Effect of induced alkalosis on the power-duration relationship of "all-out" exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(3), 563-570.

Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F., & Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(5), 453-460.

Vogt, S., Schumacher, Y. O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H.-H., Schmid, A., & Heinrich, L. (2007). Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: A case study. *Journal of sports sciences*, 25(12), 1299-1305.

Vogt, S., Schumacher, Y. O., Roecker, K., Dickhuth, H.-H., Schoberer, U., Schmid, A., & Heinrich, L. (2007). Power output during the Tour de France. *International journal of sports medicine*, 28(09), 756-761.

W

Wakeling, J. M., Uehli, K., & Rozitis, A. I. (2006). Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. *Journal of The Royal Society Interface*, 3(9), 533-544.

Wang, H.-K., Wu, Y.-K., Lin, K.-H., & Shiang, T.-Y. (2009). Noninvasive analysis of fascicle curvature and mechanical hardness in calf muscle during contraction and relaxation. *Manual therapy*, 14(3), 264-269.

Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical orthopaedics and related research*, 467(4), 1074-1082.

Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal of Applied Physiology*, 57(2), 435-443.

Wilkinson, R. D. (2020). Riders use their centre of mass to amplify crank power during non-seated cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 52(12), 2599-2607.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D D'Lima, D., Cristofolini, L., & Witte, H. (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.

Y

Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 703-709.

Z

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. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*, 35(8), 1011-1018.

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.

Annexe

Annexe 1 :

Rapport « sprint » créé pour analyser les sprints réalisés en compétition (réalisé sur la base de l'étude #1 de ce travail de thèse).



COMPTE RENDU SPRINT

TOUR DU POITOU-CHARENTES : 4^{ème}

Capteur de puissance: Shimano



ATHLETE

Informations

Nom: ██████████ Prénom: ██████████ Date: 30/08/2019
 Poids: 71.0 kg Taille: 176 cm Age: 25 ans

Données de puissance

Ces données sont des valeurs récupérées à la suite d'un test puissance-vitesse-endurance réalisé en laboratoire, et d'un test terrain pour la PMA.

Pmax brute: **1420 W** Pmax relative: **20.0 W/kg** Vopt: **124 rpm** PMA: **470 W**

ANALYSE COURSE ENTIÈRE

Tableau représentant la puissance brute puis relative, le pourcentage de PMA (pour les temps de "course entière" à "1 min" - bleu) ou bien de Pmax ("sprint" et "peak" - rouge), la cadence de pédalage, la vitesse et la durée. Les valeurs 60min, 10min, 5min et 1min sont prises avant le sprint.

	C. Entière	60 min	10 min	5 min	1 min	Sprint	Peak
Puissance (W)	248	282	321	400	350	1097	1312
Puissance (W/kg)	3.5	4.0	4.5	5.6	4.9	15.4	18.5
% PMA / Pmax	53%	60%	68%	85%	75%	77%	92%
Cadence (rpm)	83	85	85	87	81	105	110
Vitesse (km/h)	43.3	47.0	47.9	44.7	46.2	54.6	51.5
Durée (h:m:s)	03:51:04	01:00:00	00:10:00	00:05:00	00:01:00	00:00:19	00:00:01

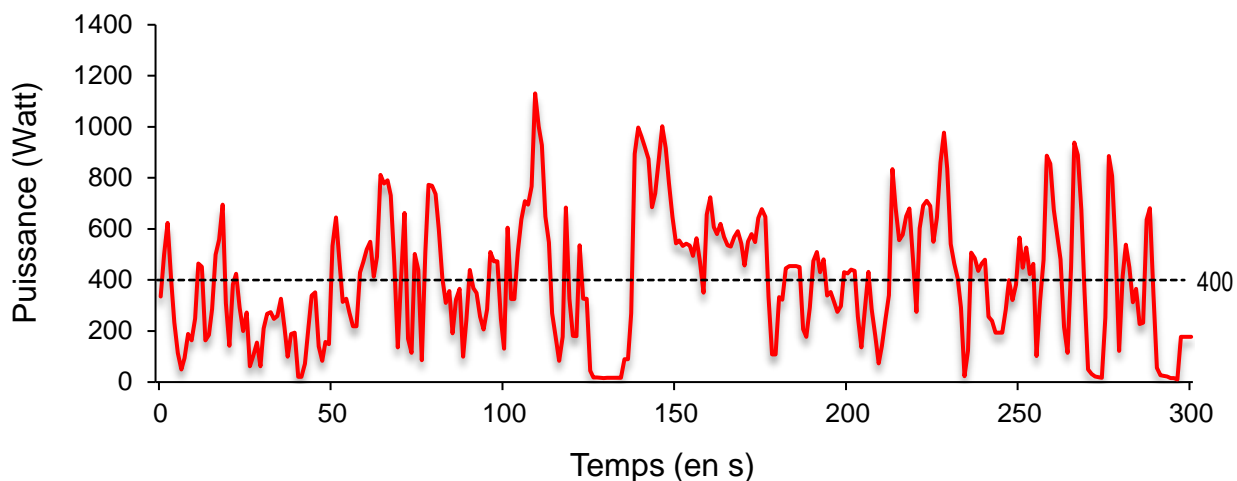
Poids: 71.0 kg

ANALYSE DES 5 DERNIÈRES MINUTES

Analyse de la puissance développée lors des 5 dernières minutes avant le sprint.

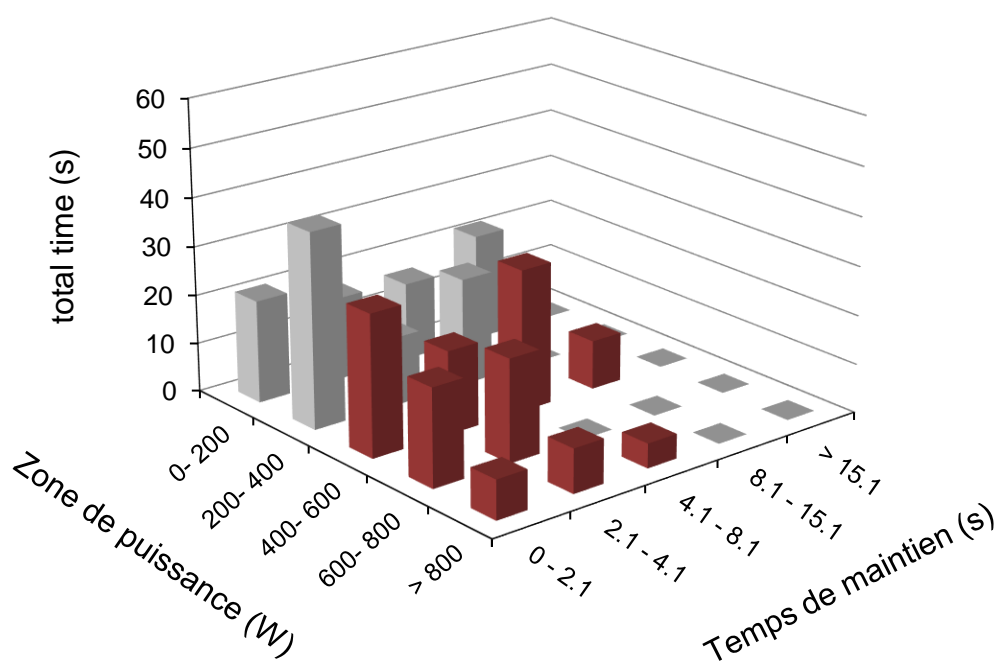
Puissances développées au court des 5 dernières minutes

Courbe représentant les 5 dernières minutes avant le sprint. Le début du sprint intervient juste après la valeur 300 sur le graphique. La ligne en pointillée correspond à la puissance moyenne sur les 5 minutes.



Temps passé dans les différentes zones de puissance dans les 5 dernières minutes

Le graphique et le tableau représentent le temps passé dans chacune des zones de puissance, en fonction du temps de maintien de la puissance en question.

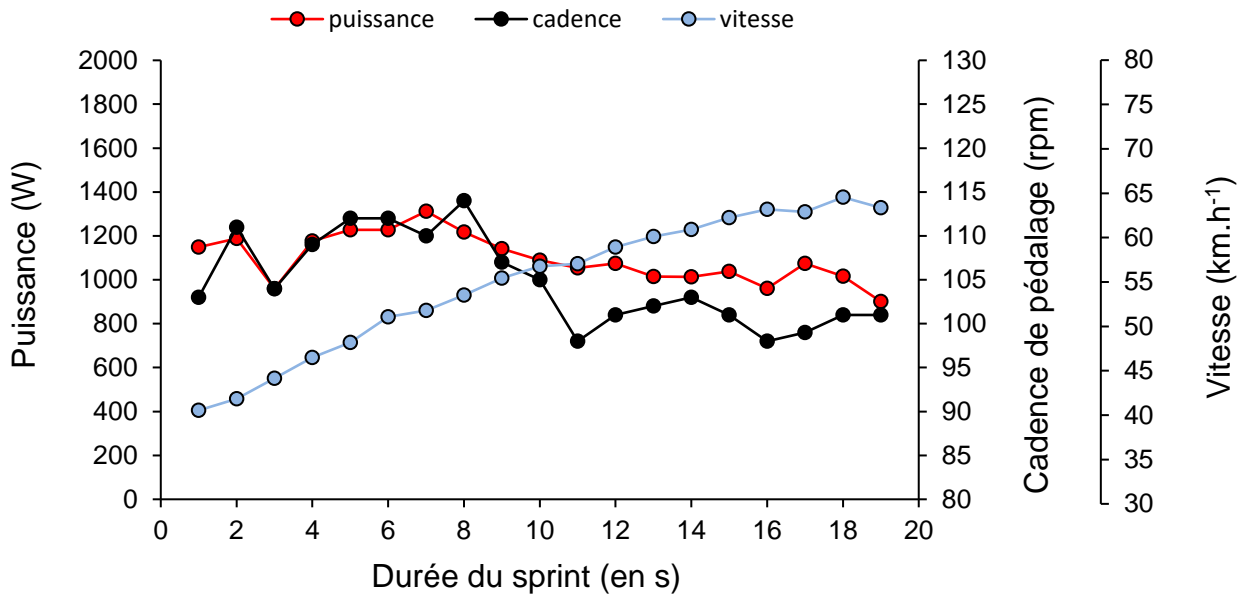


	Zones de puissance				
temps (s)	0 - 200	200 - 400	400 - 600	600 - 800	> 800
0 - 2.1	21	40	29	20	8
2.1 - 4.1	17	14	17	21	9
4.1 - 8.1	16	22	29	0	5
8.1 - 15.1	22	0	10	0	0
> 15.1	0	0	0	0	0
total	00:01:16	00:01:16	00:01:25	00:00:41	00:00:22

ANALYSE SPRINT

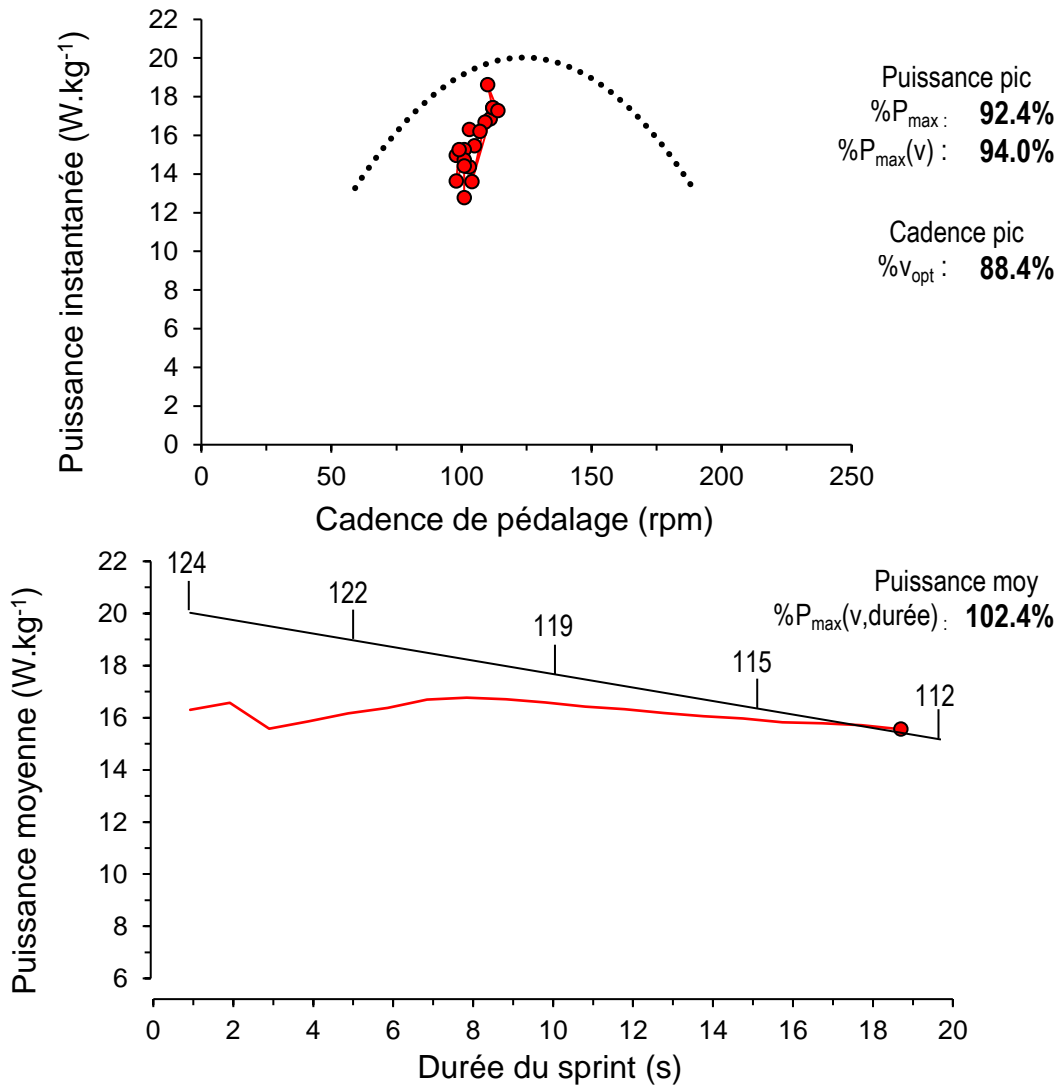
Graphique représentant la puissance, la cadence et la vitesse au cours du sprint :

19 s



Analyse du sprint par rapport aux relations puissance-vitesse et puissance-endurance

Position du sprint par rapport au test Lode réalisé en début de saison 2018



Titre : Analyse de la production de puissance maximale au cours du sprint final en cyclisme sur route. Apports de l'étude du comportement muscle-tendon

Mots clés : Relation force-vitesse - Comportement musculaire - Position debout - Sprinteur de haut-niveau

Résumé : La capacité de production de puissance maximale est un déterminant majeur de la performance en sprint. En combinant différentes études menées sur le terrain et en laboratoire, cette thèse visait à apporter de nouvelles connaissances théoriques et pratiques dans le but d'optimiser la capacité de production de puissance maximale au cours du sprint final. La première partie visait à proposer une méthode innovante (i.e. le profil puissance-vitesse-endurance) pour caractériser les niveaux de puissances développées lors du sprint final. La seconde partie visait à étudier le comportement musculaire lors de sprints réalisés à différentes cadences de pédalage et dans différentes positions. Les résultats ont montré que les puissances développées lors du sprint final étaient inférieures aux capacités de production de puissance maximale du sprinteur, mettant ainsi en évidence un état de fatigue

induit par la course. Ce niveau de fatigue était corrélé à la puissance développée lors de la dernière minute avant le sprint. L'analyse du comportement musculaire a montré que (i) le *vastus lateralis* présentait un comportement concentrique, alors que les *gastrocnemii* présentaient une phase isométrique (ou excentrique) suivi d'un raccourcissement ; (ii) l'augmentation de la cadence de pédalage induisait une augmentation importante et proportionnelle de la vitesse de raccourcissement du *vastus lateralis*, ce qui n'était pas le cas pour le *gastrocnemius lateralis* ; (iii) la position debout permettait une optimisation de la longueur des faisceaux du *vastus lateralis*. Plus généralement, ces travaux fournissent de nouvelles informations pour mieux orienter certaines stratégies lors des compétitions (e.g. adaptation du braquet) et lors des entraînements spécifiques.

Title : Analysis of maximal power output production during the final sprint in road cycling. Contributions of the study of muscle-tendon behavior

Keywords : Force-velocity relationship - muscle behavior - Standing position - High-level sprinter

Abstract : Maximal power production capacity is a major determinant of sprint performance. By combining different studies carried out in the field and in the laboratory, this thesis aimed to provide new theoretical and practical knowledge in order to optimizing the maximal power production capacity during the final sprint. The first part aimed to propose an innovative method (i.e. the power-velocity-endurance profile) to characterize the levels of power developed during the final sprint. The second part aimed to study muscle behavior during sprints performed at different pedaling rates and in different positions. The results showed that powers developed during the final sprint were lower than the maximal power production capacities of the sprinter, which highlighting a

state of fatigue induced by the race. This level of fatigue was correlated with the power developed during the last minute before the sprint. Analysis of muscle behavior showed that (i) the *vastus lateralis* exhibited concentric behavior, while the *gastrocnemii* exhibited an isometric (or eccentric) phase followed by shortening ; (ii) the increase in pedaling rate induced a proportional increase in the shortening velocity of the *vastus lateralis*, which was not the case for *gastrocnemii* ; (iii) the standing position allowed an optimization of the *vastus lateralis* fascicle length. Overall, this work provides new informations to better orientate some strategies during competitions (e.g. gear adjustment) and during specific training.