UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

EFFET DE L'OPTIMISATION DU POSITIONNEMENT AÉRODYNAMIQUE SUR LES VARIABLES LIÉES À LA PERFORMANCE LORS D'UN TEST DE 20 MINUTES APRÈS 4 ET 8 SEMAINES D'ENTRAÎNEMENT.

MÉMOIRE PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (3407)

PAR
MARIE-CLAUDE AYOTTE

AVRIL 2022

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (M. SC.)

Direction de recherche :

Claude Lajoie — directeur de recherche

Jury d'évaluation

Claude Lajoie — Évaluateur interne

Alain Groslambert — Évaluateur

Martin Lavallière — Évaluateur

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ……iv

REMERCIEMENTS……..……..vi

LISTE DES ABRÉVIATIONS……..……...vii

LISTE DES TABLEAUX……..…….……...ix

LISTE DES FIGURES……..……..……x

INTRODUCTION……...1

CADRE THÉORIQUE 3

Positionnement…….…..3

Interface pied-pédale……4

Interface selle-bassin……7

Interface main-guidon……..……8

Évaluations anthropométriques et musculaires……..……..……..10

Matériel et technologie pour le positionnement…….……11

Variables de la performance en CLM…….……...12

Puissance…….……...12

Vitesse de déplacement et ratio P/CdA……..……14

Économie de l'effort du cycliste …….19

Test performance sur 20 minutes……20

Effet de l'entrainement et coefficient de variation de la surface frontale …..…20

PROBLÉMATIQUE..... 22

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES..... 24

ARTICLE..... 25

Abstract……..26

Introduction……27

Material and methods……..……...29

Results……37

Discussion……..42

Conclusion……46

Acknowledgements……46

Conflict of interest……46

References……..47

DISCUSSION GÉNÉRALE..... 52

Avantages d'un positionnement basé sur un bilan musculaire……53

Effets des ajustements……...55

RECOMMANDATIONS 58

CONCLUSION GÉNÉRALE……60

RÉFÉRENCES 61

ANNEXES..... xi

RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'effet d'un ajustement d'un vélo spécialisé pour le contre-la-montre (CLM), en considérant les limites fonctionnelles anatomiques des cyclistes, afin de mesurer l'impact sur les gains physiologiques, aérodynamiques et de performance après quatre et huit semaines d'entraînement.

Huit cyclistes et triathloniens de niveau récréatif à bien entraîné se sont portés volontaires pour participer à l'étude. Ils ont été rencontrés et évalués à trois reprises, soit au jour zéro, après quatre semaines et après huit semaines. Au cours de la 1è^{re} rencontre, ils ont effectué un test d'effort de 20 minutes sur leur vélo personnel, installé sur un ergomètre qui enregistrait la puissance déployée. Durant ce test, les sujets devaient développer un maximum de puissance, et ce dans leur position aérodynamique initiale pour laquelle aucune intervention n'avait été faite. Ensuite, les sujets devaient effectuer des tests fonctionnels de flexibilité afin de mieux cibler les limites anatomiques lors de l'ajustement du vélo pour améliorer leur aérodynamisme. Après respectivement quatre et huit semaines d'entraînement au cours desquelles ils ont reçu l'instruction de rouler dans une position aérodynamique au moins trois fois 30 minutes par semaine à 95% de la puissance moyenne du test initial de 20 minutes, les sujets ont de nouveau effectué des tests maximaux d'une durée de 20 minutes afin de vérifier les effets sur les variables de la performance.

Les résultats ont démontré une réduction significative ($p < 0,05$) de la surface frontale projetée de -6,0 ± 3,6% et -7,8 ± 6,9% ainsi que de la fréquence cardiaque de -1,6 ± 1,6% et -2,9 ± 1,6 % lors des deux tests maximaux effectués respectivement à quatre et huit semaines d'entraînement. De plus, la puissance moyenne développée a été améliorée significativement ($p < 0,05$) de 3,6 ± 2,5 % seulement au cours du 2ème test d'effort par rapport au test initial de la 1ère rencontre. Il serait intéressant de confirmer les résultats lors d'une prochaine étude en condition réelle de locomotion. Par conséquent, cette étude montre les effets bénéfiques sur les variables liées à la performance après quatre et huit semaines d'entraînement, d'un protocole d'ajustement de la position aérodynamique, basé sur l'évaluation individualisée des limitations fonctionnelles.

Mots clés : Positionnement, cyclisme, aérodynamisme, flexibilité, entraînement

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à cette recherche. En premier lieu, tous les participants, et stagiaires. Merci aussi à M. Geoffrey Millour Ph. D, pour la collaboration, à M. Frédéric Grappe Ph. D et Alain Groslambert Ph. D, pour les discussions afin de parfaire ma méthodologie de recherche et l'expérience de terrain et scientifique. Sans vous, ma progression n'aurait pas été la même. M. Frédéric Domingue Ph. D, pour l'expérience. Merci à mes enfants et mon amoureux de m'avoir motivé à terminer ce projet. Mais j'aimerais plus particulièrement témoigner ma gratitude envers mon directeur de recherche M. Claude Lajoie Ph. D, pour sa passion envers le cyclisme, son accessibilité, son authenticité et son implication pour mener à terme ce projet.

Sincèrement Claude, merci.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviations	Signification	Unité de mesure
CLM	Contre-la-montre	
ω	Vitesse angulaire	$rad.s^{-1}$
3D	Three-dimensional	
A	Surface frontale	m^2
ANOVA	Analyse de la variance –Analysis of variance	
Ap	Projected frontal area	m^2
BROM	Back range of motion	Degrés
C	Couple moteur	N.m
Cd	Coefficient de pénétration dans l'air	
CdA	Coefficient de trainée aérodynamique	
$C_{éner}$	Coût énergétique	$J.kg\text{-}1.m^{-1}$
Crr	Coefficient de résistance au roulement	
CV	Coefficient de variation	%
EC- CE	Économie de l'effort du cycliste- Cycling economy	W/L/min
Fc	Fréquence cardiaque	Bpm
Fi	Force inutile	N
Fr	Force résultante	N
FT	Force tangentielle	N
Fu	Force utile	N

g	Accélération gravitationnelle	$9.81\ m \cdot s^{-2}$
Hr	Heart rate	Bpm
KOPS	Knee over the pedal spindle	
L	Longueur	m
M	Masse	Kg
P	Puissance	Watts
PAM	Puissance aérobie maximale	Watts
PAST	Paleontological statistics	
$P_{méca}$	Puissance mécanique	Watts
PO	Power output	Watts
Ra	Résistance aérodynamique	
Rg	Résistance gravitationnelle	
Rr	Résistance au roulement	N
Rt	Résistances totales à l'avancement	N
SD	Standard deviation	
UCI	Union cycliste internationale	
VC02	Volume gaz carbonique	$ml \cdot min \cdot kg^{-1}$
Vd	Vitesse de déplacement	$m.s^{-1}$
VO2	Volume d'oxygène consommé	$ml.kg^{-1}.\ s^{-1}$
Vv	Vitesse du vent	$m \cdot s^{-1}$
θ	Pente	Degrés
ρ	Masse volumique	$kg \cdot m^{-3}$

LISTE DES TABLEAUX

TABLE 5-1. Means ± SD and ranges of the flexibility test results……...37

TABLE 5-2. Means ± SD and ranges of the biomechanical and aerodynamic measurements before and after the bike fitting protocol……..….38

TABLE 5-3. Mean ± SD of heart rate (HR), oxygen consumption ($\dot{V}O_2$), and cycling economy (CE) during the three 20 min cycling tests…….39

LISTE DES FIGURES

FIGURE 2-1. Alignement de l'axe de la pédale entre les têtes métatarsiennes 1 et 5……...4

FIGURE 2-2. Influence sur les bras de leviers et transfert de force de différents positionnements de la cale avec la charnière métatarsienne…….….5

FIGURE 2-3. Orientation des cales……6

FIGURE 2-4. Alignement du genou au-dessus de l'axe de la pédale……7

FIGURE 2-5. Variation de la surface frontale (S) et de la forme (Cd) en fonction de l'angle du torse et positionnement de la tête…….……...9

FIGURE 2-6. Extension maximale du membre inférieur lors du passage au point mort inférieur…….……...…..11

FIGURE 2-7. Forces appliquées sur la pédale lors de la phase de poussée……13

FIGURE 2-8 Les différentes résistances opposées à l'avancement du cycliste……14

FIGURE 2-9 Pourcentage des résistances à l'avancement (résistance au roulement et traînée aérodynamique) selon la vitesse (Km/h)…….……..16

FIGURE 2-10 Production de la vitesse inspirée par Manar (2017) ……17

FIGURE 2-11 Positionnement du cycliste dans la soufflerie……17

FIGURE 2-12. Mesure de la surface frontale en temps réel……...18

LISTE DES FIGURES (suite)

FIGURE 5-1. Experimental protocol……32

FIGURE 5-2. Kinematic measurements obtained with the left side & floor

Bike fitting protocol of the STT system…….…….35

FIGURE 5-3 A) Power output (PO), B) projected frontal are (Ap) and C) ratio between power output and projected frontal are (PO/A_p) during the three 20 min cycling tests…….……..……40

INTRODUCTION

Il est connu qu'en cyclisme, les athlètes les plus performants seront ceux qui franchiront le fil d'arrivée en premier et le gagnant n'est pas forcément celui ayant développé le plus de puissance, que ce soit une course en peloton qui exige de la tactique ou une course individuelle sollicitant plutôt les enjeux aérodynamiques. En ce sens, la performance en cyclisme est limitée par des facteurs ayant une influence directe sur le rendement de l'athlète tel que : le niveau d'entraînement, l'efficacité du cycle de pédalage, la cadence, l'intensité de l'exercice, l'état de fatigue, la position sur le vélo et ses composantes (roulements, type de guidon, pneus…), l'état psychologique, l'anthropométrie et la composition corporelle, etc. (F Grappe, 2018). Lors d'épreuves telles qu'un contre-la-montre (CLM), un triathlon et une poursuite par exemple, l'objectif ultime sera de réaliser le meilleur temps en améliorant la vitesse de déplacement (Vd). Selon (Faria, Parker, & Faria, 2005a, 2005b), les principaux déterminants de la performance lors de ces épreuves chronométrées sont;

- La puissance aérobie maximale et au seuil lactique
- L'endurance aérobie
- Le rendement mécanique et chimique
- La surface frontale du sujet et de son vélo
- L'aérodynamique
- Le choix du matériel
- La gestion de l'effort
- Les facteurs psychologiques
- La stratégie et les tactiques

L'amélioration du positionnement aérodynamique du cycliste peut être une avenue incontournable dans cette quête d'amélioration de la performance et prévenir les blessures (Burt, 2014; de Vey Mestdagh, 1998; Silberman, Webner, Collina, & Shiple, 2005).

Un bon ajustement du cycliste sur son vélo, communément appelé positionnement chez les experts-intervenants, se doit d'être personnalisé à l'athlète en considérant les limitations comme la mobilité articulaire et la flexibilité (Pruitt, 2006). Idéalement l'optimisation de la position aérodynamique du cycliste ne devrait pas altérer la puissance mécanique et le rendement biologique soutenable par le cycliste afin d'espérer obtenir un gain de vitesse. Ainsi, ce mémoire de maîtrise a pour objectif de recenser les écrits de la littérature scientifique et parfois populaire qui décrivent les procédures d'ajustement afin d'optimiser le positionnement à l'effort des cyclistes en position aérodynamique et mesurer expérimentalement les effets du repositionnement optimal sur l'aérodynamisme et la fréquence cardiaque.

CADRE THÉORIQUE

Positionnement

Il n'y a aucune consigne universelle proposant un positionnement idéal, mais plutôt un ensemble de variables permettant de trouver un compromis entre l'optimisation des variables aérodynamiques, physiologiques et biomécaniques tout en privilégiant de bonnes sensations chez le cycliste. Les principes de base d'ajustement de la position devraient considérer les points d'appuis qui régissent le corps et le vélo soit les interfaces pied-pédale, selle-bassin et main-guidon (Silberman et al., 2005). Chaque interface est ajustée en fonction du choix des composantes du vélo et de la morphologie de l'individu comme; la taille du cadre, la longueur des manivelles (Ferrer-Roca, Rivero-Palomo, Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2017), le type de selle (Potter, Sauer, Weisshaar, Thelen, & Ploeg, 2008) et la géométrie du guidon (Burt, 2014; de Vey Mestdagh, 1998). Les composantes doivent être positionnées de manière optimale pour améliorer la biomécanique et l'efficacité du pédalage (Price & Donne, 1997). De plus, les cyclistes de compétition doivent porter une attention particulière à l'aérodynamique afin de réduire la puissance mécanique (Watts) requise pour rouler à une certaine vitesse (Debraux, Grappe, Manolova, & Bertucci, 2011).

Différents paramètres concernant le positionnement ont été proposés dans la littérature (Holliday & Swart, 2021a). Plusieurs d'entre- eux sont basés sur les perceptions personnelles plutôt qu'être appuyés sur des preuves scientifiques spécifiques au cyclisme sur route. Voici les principales lignes directrices qui en ressortent :

Interface pied-pédale

La chaussure du cycliste de route contemporain est généralement fixée sur la pédale. Pour être fixe, il est possible d'utiliser des pédales munies de courroies et cale-pieds et/ou utiliser des pédales dites automatiques permettant un enclenchement direct de la chaussure de cyclisme avec la pédale. Ce point de contact définit l'interface pied-pédale et devient l'endroit principal où sont transmises les forces nécessaires à l'avancement du vélo. Une problématique à ce niveau, notamment avec un système automatique, pourra avoir des conséquences sur les autres interfaces puisque ces dernières gravitent autour de ce pivot, et peut placer le cycliste dans des conditions générant des blessures et des performances amoindries (Burt, 2014; Chartogne et al., 2022). Dans le contexte actuel de positionnement, il est fréquemment recommandé d'effectuer un alignement de la cale avec la tête du premier métatarse et l'axe de la pédale (de Vey Mestdagh, 1998). Des études plus récentes suggèrent maintenant un alignement de la cale légèrement plus reculé, soit avec le milieu des première et cinquième têtes métatarsiennes (Burt, 2014; FitzGibbon, Vicenzino, & Sisto, 2016).

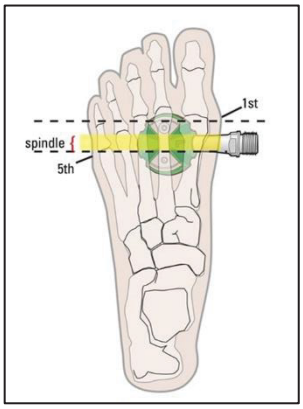

Figure 2-1. Alignement de l'axe de la pédale entre les têtes métatarsiennes 1 et 5 illustré par BikeFit.com

La position de la cale, qu'elle soit plus ou moins avancée par rapport à l'axe de la pédale, aurait un impact sur l'amplitude articulaire de la cheville lors des différentes phases du cycle de pédalage puisque le pied se retrouve plus ou moins engagé sur la pédale. Un pied sous-engagé amènera le cycliste à pédaler sur la pointe du pied et affectera le transfert de forces. Effectivement, ce réglage est important, car il permet au pied, qui devient un bras de levier mécanique, de transférer efficacement les forces provenant de la jambe sur la pédale

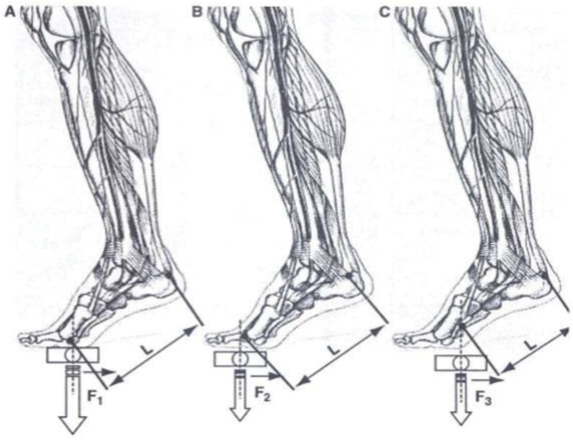

Figure 2-2. Influence sur les bras de levier et transfert de force de différents positionnements de la cale avec la charnière métatarsienne (F Grappe, 2018)

Burt (2014) recommande un angle maximal de la cheville de 95-105° lors de la phase de poussée, tandis que Millour et al. (2020) ont montré que les personnes qui pédalent avec une flexion plantaire plus significative avaient une angulation plus grande au niveau de l'articulation du genou que les personnes qui présentaient une dorsiflexion plus significative. Ainsi, l'amplitude articulaire de la cheville doit obligatoirement être évaluée en considérant l'angulation du genou afin de procéder à une analyse complète de la cinématique pour justifier les ajustements.

Le réglage de l'orientation de la cale est essentiel afin de réduire les risques de tendinopathies aux genoux. La théorie applicable exige minutie et est plutôt de nature perceptive pour le cycliste, c'est-à-dire qu'elle sera personnalisée puisqu'elle dépend de la position naturelle de l'alignement des segments du bas du corps de chacun. Il semble y avoir autant de positions possibles que de type de morphologies. Une position neutre dans l'axe divisant le pied en deux sections en passant par le centre du talon (figure 2-3) serait le point de départ (Pruitt, 2006).

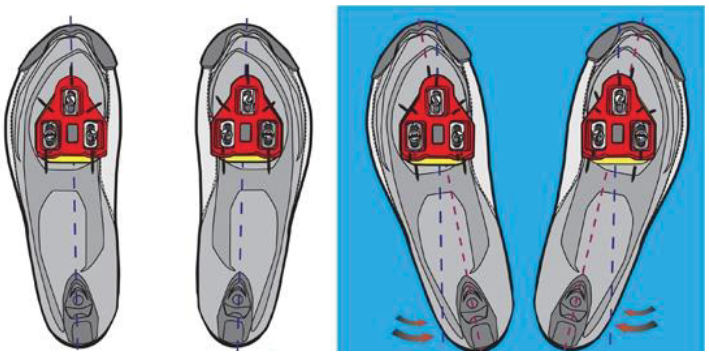

Figure 2-3. Orientation des cales selon BikeFit.com

Interface selle-bassin

L'angulation au niveau du genou et de la cheville est dépendante de la hauteur de la selle choisie. En ce qui concerne la hauteur de la selle, Burt (2014) recommande un ajustement de manière à avoir un angle de genou compris entre 37° et 42° lors d'une extension maximale des membres inférieurs tout en pédalant en position de contre-la-montre (0 ° correspond à l'extension maximale du genou).

Le déplacement horizontal de la selle sur les rails du poteau de la selle peut être déterminé par l'alignement du centre articulaire du genou au-dessus de l'axe de la pédale « *knee over the pedal spindle* (KOPS) », tel que présenté dans la figure 2-4. Cette dernière méthode consiste à mesurer la distance entre la tubérosité tibiale et l'axe de la pédale dans le sens antéro-postérieur, avec un angle de manivelle à 90° par rapport au centre du pédalier (Silberman et al., 2005).

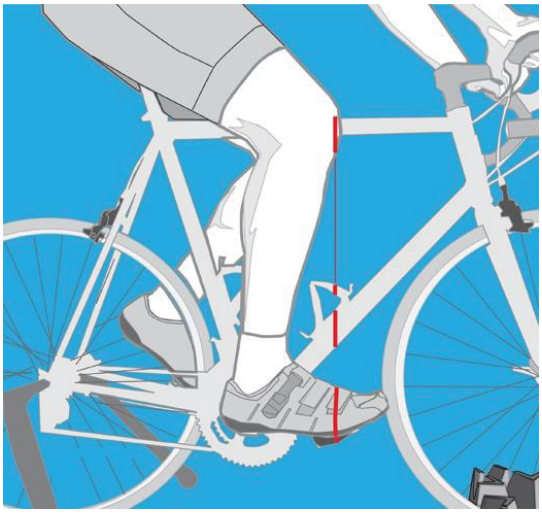

Figure 2-4. Alignement du genou au-dessus de l'axe de la pédale selon BikeFit.com

Il a été établi empiriquement que le KOPS optimal devrait être de 0 centimètre sur un vélo de route conventionnel (Silberman et al., 2005). Cependant, pour les vélos spécifiques au CLM, les cyclistes utilisent généralement une position plus avancée pour améliorer l'efficacité de pédalage (Price & Donne, 1997) et réduire la résistance aérodynamique (Caddy, Timmis, & Gordon, 2015). Ainsi, Burt (2014) recommande pour les cyclistes de CLM un KOPS qui est avancé de 5 à 10 cm par rapport à l'axe de la pédale. Cependant, il est important de respecter les règlements de l'Union Cycliste Internationale (UCI, 2021) pour les limites qui encadrent le réglage du vélo selon les épreuves comme en contre-la-montre « Le bec de selle doit se situer au minimum 5 cm en arrière de la verticale au-dessus de l'axe du pédalier et, les commandes ou manettes fixées sur les prolongateurs ne doivent pas dépasser la distance de 75cm » à moins d'exceptions pour cause morphologiques qui autoriserait 80 cm. Il est intéressant de noter que ces règlements ne sont pas mis en application pour les triathlons (Caddy et al., 2015).

Interface main-guidon

En plus de diriger et contrôler le vélo, le guidon joue un rôle essentiel dans l'aérodynamisme et le confort et ces aspects seront considérés lors du positionnement. Une grande variété de guidons sont offerts et seront adaptés aux cyclistes selon leurs préférences, les mensurations et les disciplines (route, vélo de montagne, CLM). La forme et les caractéristiques telles que la largeur, la profondeur et la hauteur des guidons doivent être appropriées pour un réglage optimal.

Dans des épreuves où les enjeux aérodynamiques sont importants, les caractéristiques du guidon permettant de réduire l'angle du tronc sont à prioriser. En effet, l'utilisation d'un vélo CLM avec un guidon spécifique muni de barres aérodynamiques réduit considérablement l'angle du torse, et par conséquent l'aire frontale du cycliste.

Il a été démontré qu'en ajustant la hauteur du guidon, l'angle du torse peut être modifié et impactera la résistance aérodynamique (Barry, Burton, Sheridan, Thompson, & Brown, 2015; Fintelman, Sterling, Hemida, & Li, 2014). Selon García-López (2008), l'utilisation d'un guidon spécifique muni de barres aérodynamiques lors d'épreuves type triathlons et CLM, réduit considérablement l'angle du torse (Fintelman, Sterling, Hemida, & Li, 2015) passant de 24° à 0°. Selon eux, cette réduction de l'angle du torse contribuerait à une diminution de 14% la puissance maximale développée. Ces mêmes auteurs ont confirmé qu'une position de cyclisme avec un angle du torse à 0°, augmenterait de manière significative, les variables physiologiques comme la consommation d'oxygène maximale de 4,1%. (Fintelman et al., 2015). En ce sens, les auteurs recommandent un angle du torse compris entre 4 et 22° selon les gains de vitesse désirés. Burt (2014) recommande un angle du torse de 20° en contre-la-montre et de 25° en triathlon. Barry et al. (2015) ajoutent que l'abaissement de la tête réduirait le coefficient de traînée aérodynamique de 17,5%. La figure 2-5 illustre les enjeux aérodynamiques de l'angle du torse ainsi que la position de la tête.

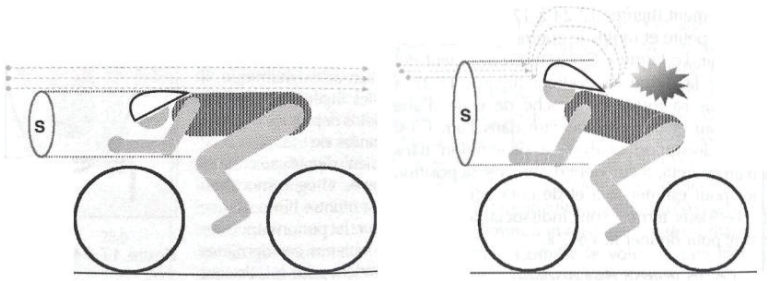

Figure 2-5. : Variation de la surface frontale (S) et de la forme (Cd) en fonction de l'angle du torse et le positionnement de la tête. Mouvements de l'air en pointillé et zone de turbulence en gris derrière le dos. Image tirée de F Grappe (2018).

Évaluations anthropométriques et musculaires

Depuis déjà plusieurs années, les méthodologies de positionnement offertes chez la plupart des marchands de vélos spécialisés sont basées sur les mesures anthropométriques comme la taille de l'individu et la mesure de l'entrejambe afin d'effectuer des ajustements sur le vélo à partir d'équations (Peveler, Bishop, Smith, Richardson, & Whitehorn, 2005). Cependant, ces approches ne permettent pas de tenir en compte des particularités individuelles telles la flexibilité et la production de force des cyclistes. Ces techniques d'ajustements généralisés peuvent malheureusement entraîner des conséquences néfastes chez les cyclistes comme de l'inconfort, une baisse de la puissance déployée et l'apparition de blessures de nature musculaires, osseuses et tendineuses. L'analyse de la cinématique articulaire avec l'aide de caméras et de logiciels serait plus applicable selon les mêmes auteurs puisqu'elle considérerait, entre autres, l'amplitude articulaire en regard à la flexibilité du cycliste. Dans le même ordre d'idées, Holliday and Swart (2021b) ont montré qu'il est essentiel de considérer la flexibilité du cycliste lors de l'ajustement du vélo. Ils suggèrent qu'une plus grande flexibilité des ischio-jambiers favoriserait la capacité à amener une antéversion du bassin, ce qui permettrait de diminuer la hauteur du guidon et ainsi réduire l'angle du tronc. L'abaissement de la hauteur du guidon serait parmi les déterminants majeurs pour optimiser la position aérodynamique. À noter que plus un bassin bascule en antéversion, plus la flexion de la hanche augmente, d'où la nécessité d'évaluer aussi ce paramètre lors de l'ajustement du vélo. La flexibilité des ischio-jambiers et la flexibilité lombaire déterminent la hauteur de la selle, car ils dictent la capacité d'allonger le membre inférieur lors du passage au point mort inférieur (figure 2-6) (Holliday & Swart, 2021a).

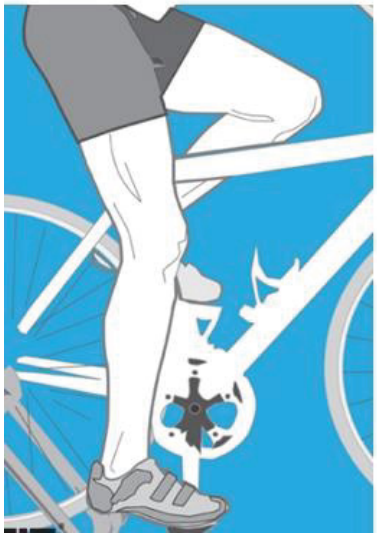

Figure 2-6. Extension maximale du membre inférieur lors du passage au point mort inférieur. Image tirée de BikeFit.com

Matériels et technologies pour le positionnement

De nos jours, les professionnels de l'ajustement des vélos s'appuient sur diverses technologies pour optimiser la position du cyclisme et déterminer les composantes accessoires qui seront adaptées à l'individu. Considérant que le cyclisme est une activité sportive dynamique et répétitive, il est d'actualité d'utiliser différentes technologies permettant des observations en mouvement et à différentes puissances de travail. Des différences notables ont été identifiées entre les méthodes d'ajustement statiques ou dynamiques, par exemple dans les travaux de Bini et Hume (2016) qui notent l'angle au genou plus petit de 8,2° ± 5 ainsi que l'angle de la cheville de 8,2° ±5,3 en statique versus dynamique lors de l'extension de la jambe. Certains considèrent plutôt les mesures anthropométriques ou mesures angulaires des cyclistes (Bini, 2011; Encarnación-Martínez, Ferrer-Roca, & García-López, 2021). La plupart des ajustements font référence à des mesures telles la capture de mouvement par caméras et par des capteurs qui cartographient la pression des structures corporelles (Bini, 2016; Braeckevelt et al., 2019). Les forces appliquées sur la pédale peuvent également être utilisées pour évaluer la

technique de pédalage (Bini, Hume, Croft, & Kilding, 2013). Le montage du vélo peut être complété par des mesures aérodynamiques en laboratoire soit par une méthode de numérisation de la surface frontale effective ou par mesure de la surface frontale projetée (A, m^2) présentée par Debraux et al. (2011) et utilisé par Fintelman et al. (2015). Les mesures de la surface frontale effective simulent les conditions réelles et deviennent donc plus précises mais plus couteuses. Tandis que les mesures de la surface frontale projetée estiment le coefficient de traînée (Cd) et présentent des résultats tenant compte d'un environnement où les forces externes sont nulles.

Variables de la performance en contre-la-montre (CLM)

Puissance

Selon le système international, la puissance en cyclisme est exprimée en watts (W) et est une unité de mesure d'intensité calculée par le produit d'une force (F, N) par une vitesse (m/s).

De façon plus détaillée, la puissance mécanique ($P_{méca}$, W) résulte du produit du couple moteur (C, N.m) appliquée sur les manivelles par la cadence qui correspond à la vitesse de rotation des manivelles du pédalier (vitesse angulaire, ω en $rad.s^{-1}$).

$$P_{méca} = \omega \ x \ C$$

Plus précisément, le couple moteur (C) dépend de la force tangentielle (Ft, N) perpendiculaire ainsi que de la longueur (L. m) de la manivelle du pédalier (F Grappe, 2018).

$$C \ (N.m) = Ft \ x \ L$$

La force tangentielle est qualifiée de force utile (Fu, N) et efficace afin de générer de la puissance mais n'est pas l'unique force déployée par le cycliste. Par exemple, le cycliste peut produire des forces dites inutiles (Fi, N) associées aux forces parallèles à la manivelle et ne produisant pas de puissance mécanique qui fait avancer le vélo. La somme des forces appliquées sur la pédale correspond à la force résultante (Fr, N) et est la vectorielle de Fu et FI (F Grappe, 2018) (figure 2-7).

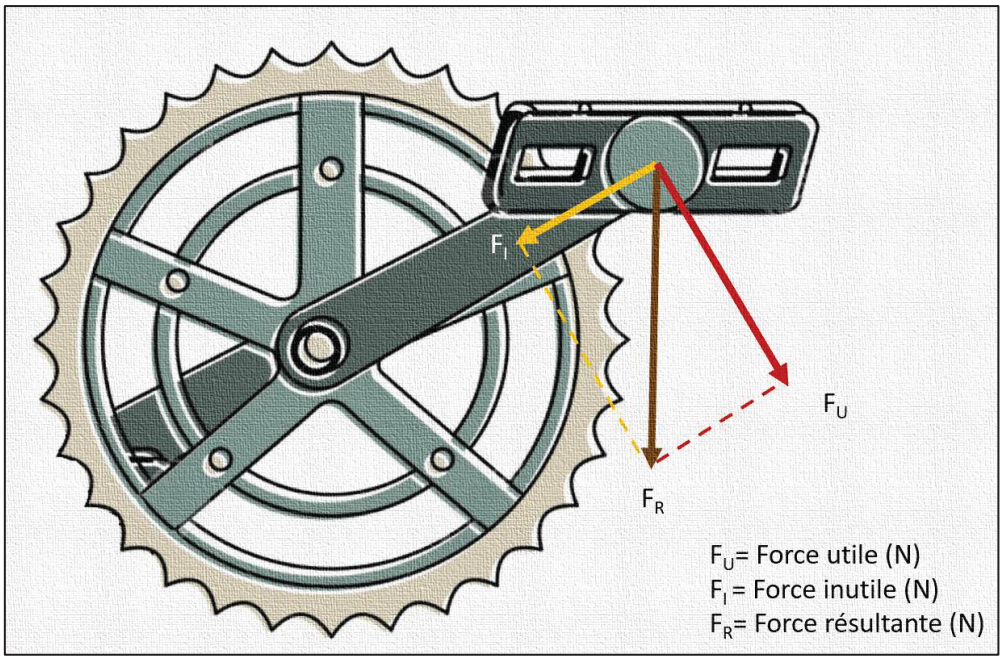

Figure 2-7. Forces appliquées sur la pédale lors de la phase de poussée.

Dans un contexte de performance, les athlètes présentant un ratio Fu/Fi plus grand s'avéreront être plus efficaces au niveau de la production de la force résultante.

Vitesse de déplacement et ratio P/CdA

La vitesse de déplacement (Vd) sera obtenue grâce à l'amplitude de la puissance (P) que le cycliste développera afin de lutter contre la somme des résistances à l'avancement auxquelles il fera face lors de son déplacement.

$$P = (R_a + R_r + R_g) \times V_d$$

Ces résistances à l'avancement sont regroupées en trois catégories soit : la résistance au roulement (Rr), la résistance gravitationnelle (Rg) ainsi que la résistance aérodynamique (Ra).

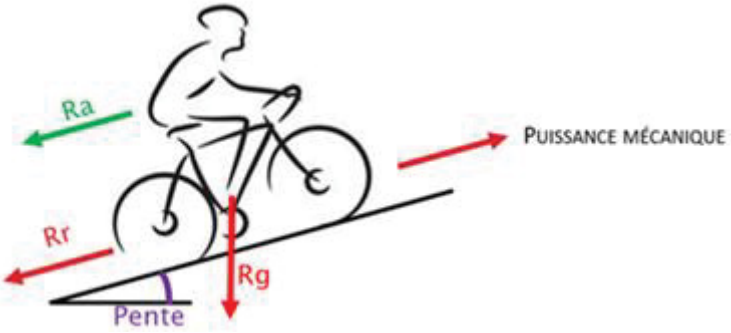

Figure 2-8. Les différentes résistances opposées à l'avancement du cycliste

Les résistances au roulement représentent le contact entre les pneus et le type de surface sur laquelle le cycliste évolue (asphalte, gravier, piste…) ainsi que les résistances dites de friction par la qualité de roulement des pièces entre-elles et seront identifiés par un coefficient (Crr) (F Grappe, Candau, McLean, & Rouillon, 1999) auquel nous devons ajouter le poids du vélo et du cycliste (m, Kg) ainsi que la gravité.

$$Rr = C_{rr}\ M\ g$$

À titre indicatif, la résistance de friction créée par la chaîne du vélo peut représenter 3 à 5% de la puissance totale à générer (Millet & Candau, 2002).

Les résistances gravitationnelles représentent la force exercée par la masse totale du vélo et du cycliste (M en kg.), de l'accélération gravitationnelle ($g = 9.81\ m{\cdot}s^{-2}$) et tiennent compte de la pente du terrain (θ, en degrés). Ainsi, sur un terrain plat, cette résistance gravitationnelle deviendra nulle.

$$Rg = M\ g\ sin\theta$$

Les résistances aérodynamiques sont directement proportionnelle à l'aire de la surface frontale du cycliste et de sa bicyclette (A, en m^2), au coefficient de pénétration dans l'air (Cd, sans unité), à la masse volumique de l'air (ρ, en $kg{\cdot}m^{-3}$) et au carré de la différence entre la vitesse de déplacement et la vitesse du vent (Vv, $m{\cdot}s^{-1}$) (di Prampero, Cortili, Mognoni, & Saibene, 1979).

$$Ra = \frac{1}{2}\rho \mathrm{CdA}(V_d - V_v)^2$$

Tel qu'illustré par la figure 2-9, en cyclisme, à des vitesses de déplacement supérieures à 40 km·h-1, la résistance de roulement (RR, en N) représente environ 10% des résistances totales à l'avancement (RT, en N) et les résistances aérodynamiques, 90% (Candau et al., 1999; Millet & Candau, 2002). En ce sens, dans des conditions de laboratoire, où la pente du terrain et la vitesse du vent seront nuls et que la Rr ne représente que 10%, il est logique d'affirmer que la vitesse estimée dépendra essentiellement du ratio puissance sur coefficient de trainée aérodynamique (CdA).

$$Vd = P/CdA$$

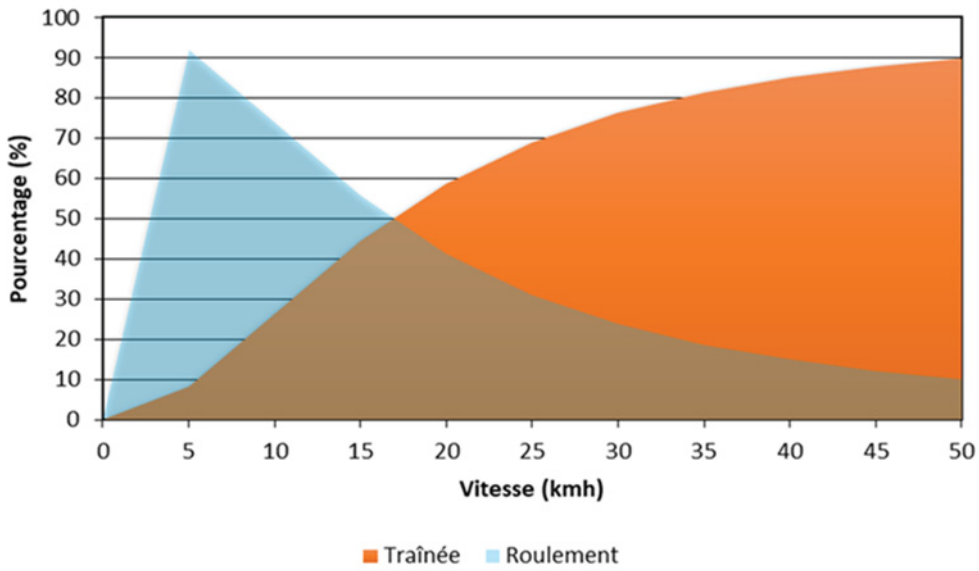

Figure 2-9. Pourcentage des résistances à l'avancement (résistance au roulement et traînée aérodynamique) selon la vitesse (Km/h)

Toujours selon un objectif d'atteindre la vitesse de 40 km/h, le cycliste devra donc développer beaucoup de puissance afin de vaincre en ordre, les résistances au roulement et ensuite presqu'exclusivement les résistances au déplacement causées par la traînée aérodynamique. La figure 2-10, illustre autrement cette relation selon la production de vitesse.

Figure 2-10. Production de la vitesse inspirée par Manar (2017)

Tel que mentionné précédemment, différentes méthodes de calculs de la surface frontale peuvent être utilisés en aérodynamique, mais les mesures obtenues lors d'essais en soufflerie demeure privilégié pour déterminer l'aire frontale effective (Hoerner, 1965). Les essais effectués consistent à générer, dans un tunnel, un débit d'air sur le cycliste et son vélo et la mesure de la trainée aérodynamique sera proportionnelle aux forces de réaction au sol. En effet, dépendant des résistances aérodynamiques (Ra), l'air qui circule sur le cycliste fera réagir une plateforme de force placée sous le cycliste tel qu'illustré sur la figure 2-11 et il sera ainsi possible d'évaluer le CdA.

$$CdA = \frac{Ra}{0{,}5\ X\ \rho\ (V_d - V_v)^2}$$

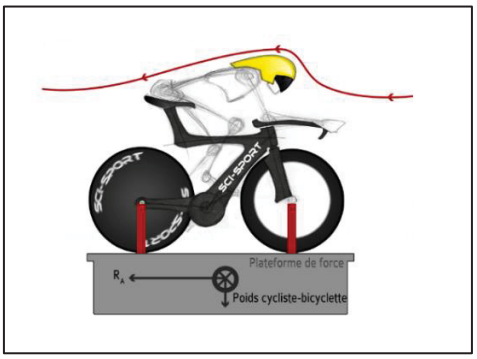

Figure 2-11. Positionnement du cycliste dans la soufflerie. Figure tirée de sci-sport.com

Bien qu'étant la méthode de référence dans l'analyse de l'aérodynamisme, les essais en soufflerie demeure une méthode de calcul très dispendieuse (entre 5000 et 10000 euros / jour). De façon plus pratique, il est désormais possible, à l'aide de logiciels, de reproduire une soufflerie virtuelle. Plus précisément, en simultané avec la mesure de la puissance développée à l'aide d'une base d'entraînement qui règle la puissance de travail développée, une caméra située en avant du cycliste permettra de mesurer en continue la surface frontale. Les résultats sont mesurés en temps réels et sont ajustés en fonction des changements de positions et de puissance déterminant la vitesse théorique obtenue dans ces conditions. Les travaux de Garimella et al. (2020) ont d'ailleurs démontré que les calculs de traînée étaient fortement corrélés avec la surface frontale projetée. Évidemment cette méthode d'évaluation de la surface frontale est très facile d'accès et moins coûteuse comparativement aux tests en soufflerie.

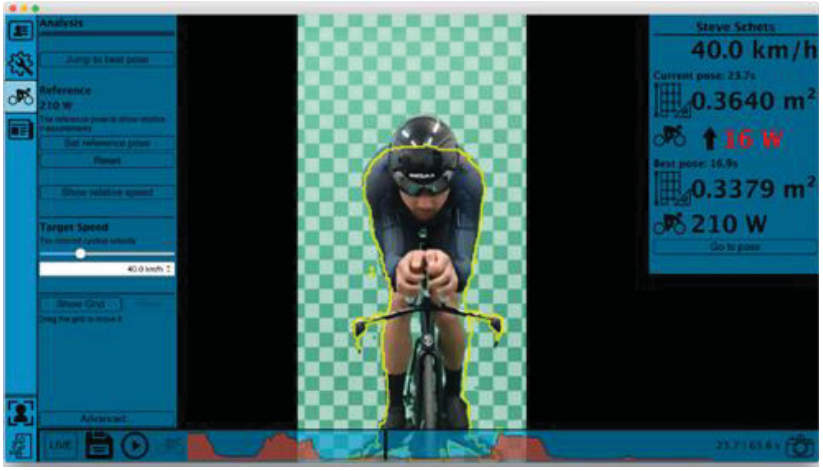

Figure 2-12. Mesure de la surface frontale en temps réel à l'aide du logiciel *Bioracer aero, Tessenderlo, Belgique.*

Économie de l'effort du cycliste

Afin de connaitre la dépense énergétique lors d'un effort, il est fréquent d'observer dans la littérature les mesures du coût énergétique ($C_{éner}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$). Ce dernier est obtenu en divisant la consommation d'oxygène (VO_2, $ml.O_2.kg^{-1}.s^{-1}$) par la vitesse de déplacement ($Vd, m.s^{-1}$) (F Grappe, 2018).

$$C_{éner} = VO_2 / Vd$$

La mesure de l'économie de l'effort du cycliste (EC, W/L/min) est pertinente dans l'analyse de la performance puisqu'elle tient compte aussi de l'aspect métabolique de l'athlète en utilisant la mesure de consommation d'oxygène (VO_2, $ml.O_2.kg^{-1}.s^{-1}$) avec la puissance développée (W) pendant l'effort (Faria et al., 2005b).

$$EC = P / VO_2$$

Les cyclistes élites présentent une économie et une efficacité de pédalage plus grande que les triathlètes et cyclistes novices ayant des valeurs similaires de VO_2 (Candotti et al., 2009). L'amélioration de l'économie de l'effort s'observe par une diminution du % du VO_2 requis pour soutenir un travail mécanique donné. Il s'agit d'un critère physiologique d'une performance efficace d'un point de vue technique de la gestuelle cycliste et postural.

Test performance sur 20 minutes

Afin de se rapprocher davantage du type d'effort que peut exiger un CLM ou la portion vélo d'un triathlon courte distance, un test de performance consistant à évaluer la moyenne de puissance mécanique simultanément aux mesures de VO_2, Fc et de la surface frontale s'avère être pertinent. Carpes, Rossato, Faria, and Mota (2007), ont choisi une distance cible appropriée au CLM comme protocole d'évaluation plutôt qu'une durée. Leur objectif était d'utiliser une méthode d'évaluation permettant l'analyse de différents paramètres lors d'un effort avoisinant l'intensité à la puissance critique (CP). Idéalement, les cyclistes devraient réaliser des tests dans une position aérodynamique qui reflétait autant que possible celle qu'ils adoptent naturellement en situation de compétition. Abbiss, Thompson, Lipski, Meyer, and Skorski (2016) ont permis de préciser que les résultats d'évaluations basés sur une distance de 20 Km présentent des puissances développées relativement plus élevées au début comparativement à ceux qui sont basés sur une durée de 30 minutes. Cet écart pourrait résulter de différences discrètes dans la capacité de jugement ou de prédiction de fin d'exercice lors de la réalisation d'essais basés sur la distance. Selon les mêmes auteurs, peu importe le choix entre les deux méthodes d'évaluations les résultats ne démontrent aucune différence significative de la perception de l'effort. Idéalement, les recherches futures exigeant des mesures répétées dans le temps, devraient considérer un test basé sur une durée afin de comparer les résultats des sujets sur un chrono uniformisé et aussi, maintenir la motivation lors des évaluations périodiques.

Effet de l'entrainement et coefficient de variation de la surface frontale

Tel que Manar (2017) le décrit, l'entraînement vise principalement à faire progresser la puissance maximale du cycliste. Cependant, un programme d'entraînement bien dosé permet aussi des adaptations musculaires, il habitue l'organisme à travailler selon ses limites physiologiques, et optimise l'apport d'oxygène au niveau périphérique. À la lumière de ces informations, il est pertinent que le cycliste effectue ses entraînements en utilisant son vélo de CLM afin qu'il puisse progresser et s'adapter à la position qu'il doit maintenir. Afin de pouvoir quantifier et de comparer la capacité d'améliorer ou maintenir une position aérodynamique sur une durée de temps, il serait approprié de mesurer le coefficient de variation (CV) tout au long d'un effort Plus le résultat du CV sera petit, plus les données se retrouveront regroupées autour de la moyenne et inversement, plus elles seront dispersées. En application, sur une échelle du temps, le CV de la surface frontale permet d'analyser si les sujets maintiennent leur position ou s'ils se repositionnent régulièrement amenant un CV plus grand.

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} X\ 100$$

PROBLÉMATIQUE

Il est évident que pour performer en cyclisme, l'athlète peut utiliser diverses tactiques mais il doit tout de même être doté de qualités physiologiques lui permettant d'être à la hauteur des exigences de l'épreuve. À capacités physiologiques égales sur un parcours et dans des conditions identiques, celui qui devrait se démarquer le plus serait celui ayant vaincu les résistances au déplacement avec le plus d'efficacité. Afin de vaincre les résistances au déplacement, le choix judicieux de son équipement ainsi que son positionnement peuvent être la clé de son succès. Placer un cycliste dans une position plus aérodynamique est physiquement plus efficace pour obtenir des gains de vitesse. Par contre, les gains obtenus sur l'aérodynamique peuvent, selon certaines études tel que présenté dans les travaux de F Grappe (2018), amener une détérioration des aptitudes physiologiques et/ou biomécaniques par une réduction de la puissance mécanique développée, une augmentation du coût énergétique, des altérations au niveau du recrutement des unités motrices de surface, et une augmentation de la perception de l'effort. Il sera donc important de prioriser un ajustement du cycliste qui n'altérera pas les déterminants de la performance. Pour se faire, il serait judicieux de tenir compte des limitations individuelles telle que la flexibilité et la mobilité des articulations en se basant sur un bilan musculaire afin d'optimiser le rendement du cycliste en position de CLM (Burt, 2014).

Selon la recension des écrits et nos connaissances actuelles, aucune étude n'a mesuré l'évolution des variables physiologiques et aérodynamiques à la suite d'un ajustement de vélo qui tient compte d'un bilan musculaire fonctionnel et du rendement physiologique. Effectivement, de nombreux auteurs ont mesuré les effets immédiats de la modification de la position chez les cyclistes dans une même séance de positionnement sans toutefois vérifier les impacts à plus long terme sur la performance (Barry et al., 2015; Caddy et al., 2015; Costes,

Turpin, Villeger, Moretto, & Watier, 2016; Fintelman et al., 2014; F. Grappe, 1994). Nous ignorons donc les effets d'un ajustement et d'un entraînement chronique chez des cyclistes sur un vélo de CLM, qui tient compte des limitations fonctionnelles de ceux-ci sur le rendement physiologique et aérodynamique au fil du temps.

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

L'objectif principal de cette recherche est d'évaluer les effets d'entraînement qui permettent de maintenir un positionnement aérodynamique, qui est basé sur les limitations fonctionnelles musculaires, chez des coureurs cyclistes pour une durée totale de huit semaines. À la suite des entraînements effectués par les cyclistes, les variables physiologiques et aérodynamiques seront évaluées après quatre et huit semaines afin de documenter les variations potentielles lors d'un test en laboratoire d'une durée de 20 minutes à effort maximal.

Première hypothèse

Un protocole d'ajustement de vélo basé sur un bilan musculaire et combiné à l'entraînement en position contre-la-montre peut améliorer l'aérodynamique sans détériorer la production de puissance ni les variables physiologiques.

Deuxième hypothèse

Après huit semaines d'entraînement en position de CLM, les altérations physiologiques provoquées par le changement de position seront diminuées par rapport à l'évaluation initiale et à 4 semaines ce qui se traduira par une amélioration globale de l'efficience du cycliste.

ARTICLE

Effect of a training period on the ability to maintain an aerodynamic position during a 20 min cycling test

Marie-Claude Ayotte, Geoffrey Millour, Frédéric Domingue Claude Lajoie

Laboratoire de technologies & d'innovation pour la performance sportive,

Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

Corresponding Author:

Geoffrey Millour,

Laboratoire de technologies & d'innovation pour la performance sportive, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Canada

ORCID iD: https://orcid.org/0000-0003-0926-0661

Phone: +33 6 35 34 36 52

Email 1: geoffrey.millour@uqtr.ca

Word count: (Carpes et al., 2007)

Abstract: 200/200

- Main text: 4302

Roles:

Ayotte, M-C.: Project conceptualization, project manager, certificate of ethics, recruitment of participants, experimentation, data collection, analysis and interpretation, writing.

Millour, G: Data interpretation, writing and corresponding author

Domingue, F Data collection and analysis

Lajoie, C.: Director of research

Abstract

This study aimed to assess the effect of a training period of 4 and 8 weeks following a bike fitting on maintaining projected frontal area, power output and physiological variables. Eight participants, who regularly rode with their time-trial bike, were recruited. During the first session, they performed a 20 min cycling test on their bike, which was installed on an ergometer. They were instructed to develop a maximum of power output in their typical aerodynamic position. Then, position adjustments were made and some recommendations were provided with educational and virtual visual feedback (e.g., lower the head and shrug the shoulders) to ensure cyclists were in an aerodynamic position, maintainable over time. Kinematics, physiological variables and projected frontal area pre- and post-fit, measured during two 5-min tests at 95% of the power output of the initial 20 min test, were not significantly different ($p>0.05$). That demonstrate the low impact of positioning and the results will come from training. After 4 and 8 weeks of training, they performed two other 20 min tests. The two training periods between the tests consisted in riding in the recommended position at least three times 30 min per week at 95% of the power output of the initial 20 min test. During the second and third 20 min tests, reduction of projected frontal area (-6.0% and -7.8%, $p<0.05$) and heart rate (-1.6% and -2.9%, $p<0.05$) were observed, while power output was improved during the second session (+3.6%, $p<0.05$) compared to the first session. Therefore, this study shows that a period of adaptation to a time-trial position can reduce projected frontal area without negatively affecting other performance-related variables.

Keywords: Aerodynamic drag; Physiology; Time Trial Training; Kinesiology; 3D analysis

Introduction

Optimisation of the cycling position aims to improve performance and prevent overuse injuries (De Vey Mestdhag, 1998; Silberman, Webner, Collina, & Shiple, 2005; Burt, 2014). Several adjustments should be performed at the three interfaces (foot-pedal, saddle-pelvis and hand-handlebar) between the body and bicycle (e.g., Silberman et al., 2005). Each interface requires the choice of components adapted to the individual's morphology: crank arm length (e.g., Ferrer-Roca, Rivero-Palomo, Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo, & García-López, 2017), saddle type (e.g., Potter, Sauer, Weisshaar, Thelen, & Ploeg, 2008), and handlebar geometry (e.g., De Vey Mestdagh, 1998; Burt, 2014), notably. The components then must be positioned optimally to improve pedalling biomechanics and efficiency (Price & Donne, 1997). In addition, competitive cyclists must be concerned to aerodynamics to reduce the crank mechanical power output (expressed in watts) required to ride at a certain speed (Debraux, Grappe, Manolova, & Bertucci, 2011).

To minimise the aerodynamic drag, the cyclists can use a time-trial bike with specific handlebar equipped with aerobars (García-López and al., 2008). However, this type of handlebar is only authorised during races where drafting (i.e., riding behind another rider) is prohibited. The aerodynamic drag improvement is mainly related to a reduced torso angle, which can be namely modified by adjusting handlebar height (García-López and al., 2008; Underwood, Schumacher, Burette-Pommay, & Jermy, 2011). García-López and al. (2008) showed that aerodynamic drag, measured in wind-tunnel, can be reduced by 14% when lowering handlebar by 2-3 cm during a 10-min effort at race pace. However, a low torso angle affects power output and metabolic responses and therefore this factor should be adjusted between 4 and 22° according to the race characteristics as the influence of aerodynamic drag becomes predominant as the speed increases (Fintelman, Sterling, Hemida, & Li, 2014). In a

subsequent study, these authors confirmed that a 0° torso angle position significantly affects power output and physiological variables (Fintelman, Sterling, Hemida, & Li 2015). The mean power output was 14% lower during an incremental test when changing from a 24° to a 0° torso angle, and the physiological variables were significantly affected when pedalling at submaximal and maximal power outputs. However, reducing the torso angle is not the only way to improve aerodynamic drag. Indeed, head lowered and shoulders shrugged would also be beneficial to reduce air resistance preventing the cyclist from moving forward (Barry, Burton, Sheridan, Thompson, & Brown, 2015). Nevertheless, this strategy requires effort on the part of the cyclist and a period of training may be necessary to be able to maintain this position. A study has highlighted the importance for cyclists and triathletes to regularly train in their aerodynamic position to improve efficiency in time-trial (Peveler, Bishop, Smith, & Richardson, 2005). In addition, Fintelman and al. (2014, 2015) suggest that training in aerodynamic positions could improve the power output to some extent and mentioned the importance of taking this factor into consideration in future studies.

Therefore, the purpose of the current study was to evaluate the effect of a training period (4 and 8 weeks with focus on aerodynamics) following a bike fitting on: projected frontal area, power output and physiological variables during a maximal 20 min cycling test. The hypothesis was that a period of adaptation is needed to improve aerodynamics without affecting other performance-related variables.

Materials and methods

Participants

Three male cyclists and five male triathletes, from recreationally- trained to well-trained levels according to their training status (Pauw and al., 2013), volunteered to participate in the study (Mean ± Standard deviation [SD]: 34 ± 11 years old, 1.76 ± 0.07 m, 71.9 ± 4.9 kg). All participants took part in competitions, either occasionally (e.g., iron-man) or on a regular basis (weekly road races). They all owned a time-trial bike and regularly rode in aero position for recreational and competitive purposes. None of them reported any injuries or asymmetry between the two lower limbs that can impact the joint kinematics during pedalling. Before the experiment, cyclists were informed of the risks and benefits of the study and provided a written informed consent. The study was approved by the ethics committee for research involving humans of the Université du Québec à Trois-Rivières in accordance with the Declaration of Helsinki and was conducted in agreement with the ethical guidelines (Harriss & Atkinson, 2011).

Protocol

The protocol included three test sessions (Figure 5-1). During the first, the participants had to do a 15-min warm-up at their preferred power output and cadence in order to be in optimal condition to start a maximal test of 20 min. During the 20 min test, the cyclists could visualise their power output in real time and manage their effort according to their feelings. The test was performed on their personal time-trial bike, which was positioned on a drive-motorised electromagnetic ergometer (H3, Saris, Madison, United States), with their own cycling shoes,

and without helmets. The previous version of this indoor trainer (i.e., Hammer) was considered valid and reliable to drive and measure cycling power output (Lillo-Bevia & Pallarés, 2018).

Then, changes were carried out on the bike to optimise the position biomechanically and aerodynamically. The first step of the evaluation consisted in carrying out an interview with the cyclist in order to know his speciality (e.g., cycling, short- or long-distance triathlon) and to learn about the pains and pathologies that he experienced in the past if any. Then, the cyclists were examined clinically to identify possible joint limitations and muscle stiffness. The participants were positioned on a massage table and subjected to various tests. A hip flexibility test was performed to evaluate the ability to bend forward in aero position, a knee extension angle test was used to determine hamstring flexibility, a Modified Thomas test was carried out to assess flexibility of the iliopsoas and rectus femoris muscles and a back range of motion (BROM) test was used to evaluate lumbar flexion mobility. The tests have always been performed by the same experimenter with a standard goniometer. The references values indicated below are based on the recommendations of Grossemy (2008).

- Hip flexibility test: The participant was in supine position and had to bring one of his knees closest to the chest without using his hands. The supplementary angle between the femur and the lateral midline of the pelvis was measured. An angle less than 120° indicated a low flexibility.

- Knee extension angle test: The participant was in supine position with the hip at 90° and performed an active maximum knee extension. The knee angle, corresponding to the supplementary angle between the tibia (the line passing through the femoral epicondyle and the external malleolus) and femur (the line passing through the femoral epicondyle

and the greater trochanter), was measured. An angle greater than 20° indicated a low flexibility.

- Modified Thomas test: The participant was in supine position at the edge of the table and flexed his knees as much as possible, using both arms. The participant then lowered the tested limb toward the table, while the contralateral hip and knee were kept in maximum flexion. The lumbar spine had to remain flat and in contact with the table during the test. For each side, two angles were measured. The hip flexion (reflecting the length of the iliopsoas) corresponded to the supplementary angle between the lateral midline of the pelvis and the femur. The knee angle (reflecting the length of the rectus femoris) corresponded to the angle between the tibia and femur. A hip angle and knee angle greater than 0° and 90°, respectively, indicated a low flexibility.

- Back range of motion (BROM) test: The participant flexed the trunk forward while maintaining full knee extension. S1 vertebrae and T12 spinous were located by palpation. An inclinometer was centred on S1 then on T12 and lumbar flexibility was calculated by subtracting the S1 measure from the T12 measure. An angle less than 60° indicated a low flexibility.

Following clinical assessment, the initial cycling position was evaluated during a 5-min cycling test at 95% of the power output developed during the maximal 20 min test, after a warm-up of 5 min at their preferred power output and cadence. Then, the cyclists performed 7 ± 5 tests of 1 min at the same power output during which flexibility, biomechanical and aerodynamic variables were considered to optimise the position and that it can be maintained

over time. For each condition, the cyclists had 3 min of habituation to the new bike configuration before the test. Since the riders used their personal bikes, the components (e.g., crank arm length, saddle or handlebar) were not changed during the study. Finally, the selected position was evaluated again during 5 min at 95% of the power output of the initial 20 min cycling test to compare the pre-fit and post-fit positions (after the same 5-min warm-up).

Four and eight weeks later, they performed two other maximal cycling tests of 20 min after warming up identically to the first session. During the three pedalling exercises, the participants were instructed to develop a maximum power output without neglecting aerodynamics, which plays a major role on performance in outdoor conditions (Lukes, Chin, & Haake, 2005; Crouch, Burton, LaBry, & Blair, 2017). The pedalling cadence was free during all pedalling tests. Between the first and second test and the second and third test, the participants were instructed to ride in the recommended time-trial position at least 3 times 30 min per week at an intensity equal to 95% of their initial 20 min test; however, their usual training load in terms of intensity and time had to be maintained so as not to induce changes in their physical fitness.

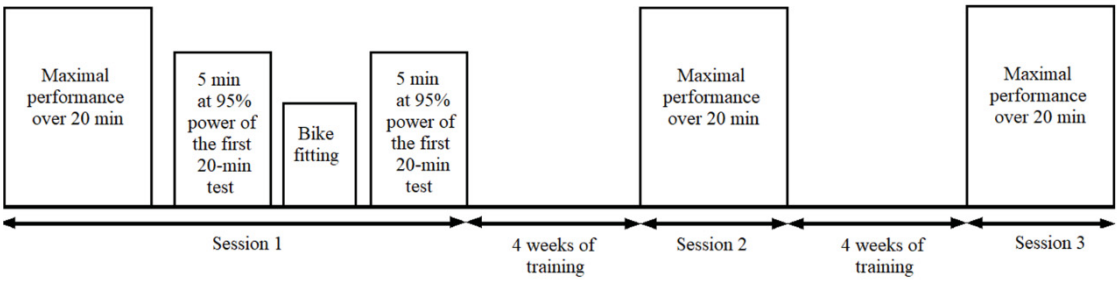

Figure 5-1. Experimental protocol

Material and measures

Maximal 20 min cycling test

In order to obtain information related to aerodynamic resistance, we used a system to measure A_p (Bioracer aero, Tessenderlo, Belgium). A camera was placed in the frontal plane of the cyclist to evaluate the projected surface perpendicular to the fluid displacement throughout the pedalling tests. This type of system requires a smooth and uniform background to identify the contour of the cyclist. For that, the Bioracer company provides a large green banner that has to be placed behind the cyclist. Before the measurement, a spherical object of known size (0.2567 m^2) was placed in the camera range to validate the calibration (error of 0.396 ± 0.016%). Thereafter, the cyclist was always centred on the reference plane according to the manufacturer's instructions at a distance of about 2.40 m of the camera. This tool is especially useful for training to maintain an aerodynamic position over time by minimising the A_P. Since the cycling speed is determined by the power output and the resistances preventing the cyclist from moving forward, we calculated a ratio between the power output and A_P. In addition, physiological variables were measured with a Cosmed K5 (Cosmed, Rome, Italy) using the dynamic micro-mixing chamber mode. This metabolic system is considered valid, and previous studies recommended using the mixing chamber mode rather than the breath-by-breath mode for better accuracy (Perez-Suarez and al., 2018; Winkert, Kirsten, Dreyhaupt, Steinacker, & Treff, 2019). Once the system was calibrated according to the manufacturer's instructions, gas exchanges ($\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$, expressed in $mL \cdot min \cdot kg^{-1}$) were measured continuously throughout the tests. Moreover, the heart rate (HR, expressed in beats per minute [bpm]) was recorded with a cardio transmitter (Garmin HRM3-SS, Garmin, Schaffhausen, Switzerland). The cycling economy (CE) was calculated for each test from the following equation:

$$CE\ (W \cdot \mathrm{L}^{-1} \cdot \mathrm{min}^{-1}) = \frac{PO\ (W)}{VO_2(L^{-1} \cdot \mathrm{min}^{-1})}$$

Bike fitting

After the first 20 min test, changes in bike configuration were performed to ensure riders were in an aerodynamic position, maintainable over time, considering the results of the clinical evaluation, which are indicated in table 1. During the study, the participants used their own cycling shoes, and the cleat adjustment was performed by positioning the cleat centre in alignment with the middle of the first and fifth metatarsal heads (FitzGibbon and al., 2016). A three-dimensional motion capture system integrating a specific cycling model was used to evaluate joint kinematics (Cycling 3DMA, Stt Systems, San Sebastian, Spain). This system was composed of 8 OPtitrack cameras (NaturalPoint, Inc., Corvallis, United States), which were positioned around the rider. The camera was calibrated according to the manufacturer's instructions, resulting in an error of less than 2 mm. Eight passive markers were positioned on the left side of the cyclist at the fifth metatarsal head, lateral malleolus, calcaneus (90 degrees between metatarsal and malleolus markers), femoral lateral epicondyle, greater trochanter, greater tubercle of the humerus, humerus lateral epicondyle, and distal radioulnar. Kinesiology tape® was placed under the markers to prevent them from coming off with sweat. They were then attached to the body with Velcro® adhesive interface tailored to match the sensor contours and secured with kinesiology tape. Three additional markers were placed on the floor to define the reference plane: two in front of the bike, separated by 0.5 m, and one at the rear of the bike about 2 m in a straight line with the front right marker. We chose the left side & floor bike fitting protocol in the Cycling 3DMA software to obtain kinematic measurements of left ankle, knee, hip, torso, shoulder and elbow angles in the sagittal, frontal and transverse planes (Figure 5-2); however, in this study we focused mainly on the knee angle (angle between the femur and the tibia) and ankle angle (angle between the tibia and the foot) in the sagittal plane (180° corresponded to a complete extension), found to be related to saddle height (Burt, 2014; Millour and al., 2020a). In addition, we analysed the torso angle (angle between the horizontal and the

line connecting the greater trochanter and the greater tubercle of the humerus) which is dependent on handlebar positioning and affects aerodynamic resistance (Fintelman and al., 2014). The other joint angles (i.e., hip, shoulder and elbow) were used to optimise the torso angle. Moreover, the saddle setback was determined with the knee over the pedal spindle (KOPS) test integrated in the Cycling 3DMA software. The KOPS test consists in measuring the distance between the inferior pole of the patella and the pedal axle in the antero-posterior direction, with a 90-degree crank angle from the top dead centre (Silberman and al., 2015). For that, we provided the software with the distance between the lateral femoral epicondyle and tibial tuberosity and between the pedal spindle and fifth metatarsal head. The changes and the reference values are presented in table 2. To evaluate the effect of the intervention, physiological ($\dot{V}O_2$, HR and CE), aerodynamic (A_p) and kinematic variables were recorded during the 5-min pre- and post-fit tests at 95% of the power output developed during the first 20 min cycling test. Throughout the bike fitting, the cyclists were given advice with educational visual feedback provided by the Bioracer aero technology, to optimise their head and shoulder positions to reduce the A_P (Barry and al., 2015).

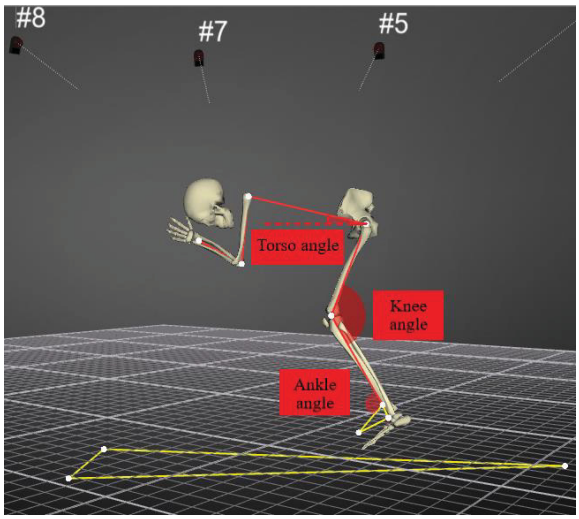

Figure 5-2. Kinematic measurements obtained with the left side & floor bike fitting protocol of the STT system.

In order to obtain information related to aerodynamic resistance, we used a system to measure A_P (Bioracer aero, Tessenderlo, Belgium). A camera was placed in the frontal plane of the cyclist to evaluate the projected surface perpendicular to the fluid displacement. This type of system requires a background smooth and uniform to identify the contour of the cyclist. For that, the Bioracer company provides a large green banner that has to be placed behind the cyclist. Before the measurement, a spherical object of known dimension (0.2567 m^2) was placed in the field of the camera in order to validate the calibration (error of 0.396 m^2 ± 0,016%). Thereafter, the cyclist was always centred on the reference plane. This tool is particularly useful for training to maintain an aerodynamic position over time by minimising the A_P. Throughout the bike fitting, advice was provided to cyclists to optimise their head and shoulder positions with the aim of reducing A_P (Barry and al., 2015).

Statistical analysis

A statistical analysis was performed using Past V3.18® (PAlaeontological STatistics, Oslo, Norway). Data in the text, tables, and figures are expressed as the mean values ± SD and 95% confidence intervals of mean difference (95%CI). The tests of Shapiro-Wilk and Levene, respectively, were used to evaluate normality of distribution and homogeneity of variances. Student's *t*-tests, or pairwise Wilcoxon tests in the cases of non-homogeneity of the variances or non-normality of the distribution, were used to assess the kinematic, physiological and A_p changes before and after the bike fitting. One-way ANOVA with repeated measures allowed to detect differences between the three experimental tests in terms of power output, physiological and aerodynamic variables. Tukey's post-hoc tests were used to establish significant differences between means. A significant difference was set at $p < 0.05$. Effect sizes (ES) were computed by the ratio of mean to SD in score differences when significant differences were found.

As reported by Cohen (1992), we defined effects as small (< 0.2), medium (0.2–0.8) and large (> 0.8). In addition, the coefficient of variation (CV, %), defined as the ratio of the standard deviation to the mean, was calculated for the A_p throughout the 20 min tests for each subject and the mean ± SD of the group was indicated to measure the ability of the cyclists to maintain a stable position.

Results

The mean cycling power output of the participants during the bike fitting tests was 265 ± 33 W (range: 227–324).

The results of the flexibility tests show that the mean values were generally consistent with the reference values established by Grossemy (2008). However, the SD and ranges highlight large disparities between the participants.

Flexibility tests (degrees)	Left Mean ± SD	Left Range	Right Mean ± SD	Right Range	Reference values
Hip flexibility test	120 ± 8	106–131	120 ± 6	114–133	≥ 120°
Knee extension angle test	29 ± 10	15–41	31 ± 11	12–40	≤ 20°
Modified Thomas test - Hip	6 ± 10	0–29	5 ± 7	0–22	0°
Modified Thomas test - Knee	119 ± 11	101–130	121 ± 13	95–140	≤ 90°

	Mean ± SD	Range	Reference value
BROM	66 ± 17	39–88	≥ 60°

Table 5-1. Means ± SD and ranges of the flexibility test results on 8 participants.

The results of the bike fitting evaluation show that no significant difference before and after the intervention, regardless of the variable considered (Table 5-2). The mean values were within the recommended range proposed in literature; however, some cyclists used joint angles outside the optimal ranges both before and after the bike fitting.

Pre- and Post-fit measures	Pre-fit: mean ± SD	Pre-fit: Range	Post-fit: mean ± SD	Post-fit: Range	Reference values
Ankle extension (degrees)	95 ± 9	86–107	96 ± 8	83–108	95–105° (Burt, 2014)
Ankle flexion (degrees)	74 ± 8	61–87	74 ± 8	61–87	70–80° (Burt, 2014)
Knee extension (degrees)	140 ± 4	134–147	141 ± 4	137–147	138–143° (Burt, 2014)
Knee flexion (degrees)	68 ± 4	63–73	69 ± 3	62–73	65–70° (Burt, 2014)
Torso flexion (degrees)	16 ± 4	12–22	16 ± 3	14–22	-22° depending on speed (Fintelman et al., 2014)
KOPS (cm)	10 ± 2.2	6.1–13.5	9.3 ± 1.6	6.9–11.7	5-10 cm (Burt, 2014)
A_p (m^2)	0.330 ± 0.04	0.277–0.373	0.318 ± 0.03	0.278–0.359	≈ 0.301 m^2 without helmet (García-López et al., 2008)
HR (bpm)	167 ± 12	147–184	167 ± 12	152–184	-
$\dot{V}O_2$ ($mL \cdot min \cdot kg^{-1}$)	55.0 ± 7.0	49.6–71.0	56.0 ± 5.9	49.4–67.3	-
CE ($W \cdot L^{-1} \cdot min^{-1}$)	74.2 ± 4.1	67.9–78.9	72.7 ± 2.6	67.3–75.5	-

Table 5-2. Means ± SD and ranges of the biomechanical and aerodynamic measurements before (pre-fit) and after (post-fit) the bike fitting protocol on 8 participants. KOPS: knee over the pedal spindle. A_p: projected frontal area. HR: Heart rate. $\dot{V}O_2$: oxygen consumption. CE: cycling economy.

Table 5-3 shows the physiological variables measured during the three 20 min cycling tests. We can observe a 1.6% decrease in the HR between the first and second session ($p < 0.05$, ES = 0.25, 95%CI [–0.4, –2.7%]) and 2.9% between the first and third session ($p < 0.05$, ES = 0.42, 95%CI [–1.7, –4.0%]). There was no significant difference between the second and third session. In addition, there were only marginal differences for $\dot{V}O_2$ and CE between the three tests.

	First session	**Second session**	**Third session**
HR (bpm)	175 ± 12	173 ± 11*	171 ± 12$^{\star +}$
$\dot{V}O_2$ (mL·min·kg^{-1})	52.0 ± 8.2	53.1 ± 7.3	52.0 ± 6.7
CE (W·L^{-1}·min^{-1})	75.4 ± 7.9	76.1 ± 4.3	76.6 ± 5.5

Table 5-3. Mean ± SD of heart rate (HR), oxygen consumption ($\dot{V}O_2$), and cycling economy (CE) during the three 20 min cycling tests.

*: significantly different from test 1 ($p < 0.05$). $^{+}$: significantly different from test 2 ($p < 0.05$).

Figure 5-3 presents the power output and A_p results and the ratio between power output and A_P during the three 20 min cycling tests. The power output increased by 3.6% ($p < 0.05$, ES = 0.28, 95%CI [1.7, 5.3%]) between the first and second session. Indeed, five participants increased their power output while two participants kept it similar. Between the first and third session, the power output improved by 2.4% ($p > 0.05$, 95%CI [–0.3, 4.6%]) but the difference was not significant as it was less than 2 W for two participants and one participant produced a power output lower of 10 W. Concerning the A_p, we observed a 6.0% decrease between the first and second session ($p < 0.05$, ES = 0.57, 95%CI [–3.4, –8.5%]) and 7.8% between the first and third session ($p < 0.05$, ES = 0.70, 95%CI [–3.1, –12.9%]). The figure shows that all participants (except one) improved their A_p after four and eight weeks of training. Finally, the ratio between power output and A_p highlights an increase of 9.0% between the first and second session ($p < 0.05$, ES = 0.43, 95%CI [6.1, 11.6%]) and of 9.8% between the first and third session ($p < 0.05$, ES = 0.44, 95%CI [4.0, 14.2%])). Overall, all participants increased the ratio after four and eight weeks of training, except for one participant who presented a positive ratio between the first and second session but a negative ratio between the first and third session. Finally, the CV was 5.73 ± 5.49, 3.78 ± 2.37, and 3.40 ± 2.97 for the first, second and third 20 min tests, respectively, but no significant difference was found.

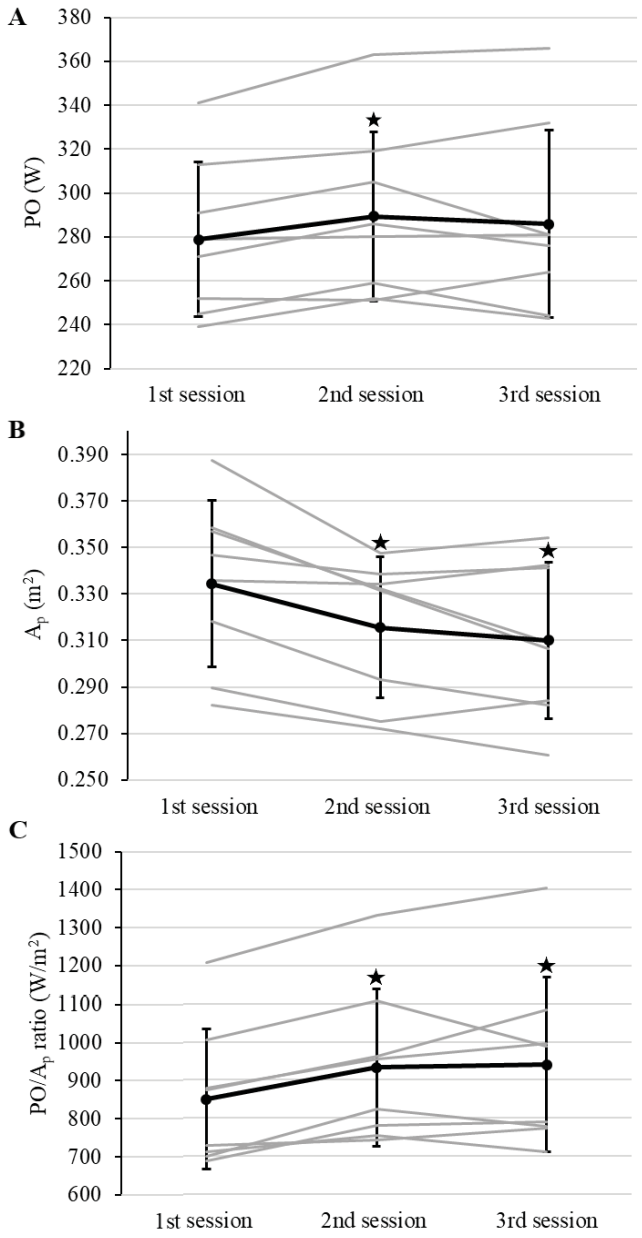

Figure 5-3: Mean ± standard deviation of A) Power output (PO), B) projected frontal area (A_p) and C) ratio between power output and projected frontal area (PO/A_p) during the three 20 min cycling tests. Black lines: mean values. Grey lines: individual values.

★: significantly different from test 1 ($p < 0.05$).

Discussion

The results of this study confirm the hypothesis that a training period following a bike-fitting allow to reduce A_p during a 20 min maximal cycling test without deteriorating other performance-related variables. We even observed an improvement in power output during the second test and a decrease in HR during the second and third tests.

The first objective of this study was to optimise the cycling position considering flexibility, joint kinematics, and A_p. Firstly, the clinical assessment allowed us to detect joint limitations and muscle stiffness that need to be considered when adjusting the bike. The flexibility tests aimed to place the cyclists in a tolerable position, which could be maintained over time. It is important to note that some cyclists were outside the recommended ranges of Grossemy (2008), highlighting poor flexibility. It has been demonstrated that hamstring and lumbar flexibility can be related to maximal knee extension angle (Holliday & Swart, 2021b). These parameters were considered during saddle height adjustment. In addition, these authors observed that hamstring and hip flexibility could promote the ability to adopt an anterior rotating pelvis (Holliday & Swart, 2021a). The handlebar drops, which affects the torso angle, was adjusted for each individual considering the results of the flexibility tests. Thus, we placed the cyclists in favourable conditions to optimise the A_p without deteriorating the power output. There were no significant differences between pre- and post-bike fitting joint angles as the changes were highly variable for each participant (e.g., the saddle and handlebar were raised for some participants and lowered for others). Although the mean values of joint angles were generally consistent with the reference values recommended by Burt (2014),

some cyclists were outside the optimal range because we avoided making significant changes that would have led to pain or pathologies later. In addition, the variability of knee and ankle kinematics could be explained by the pedalling technique used by each participant, and notably the foot orientation during pedalling (Millour and al., 2020a). The average torso angle of 16° did not change significantly before and after the bike fitting and seems to be in relation to the optimal torso angle for speed between 32 and 40 km/h, based on the power output model developed by Fintelman and al. (2014). In addition, the A_p and physiological variables before and after the bike fitting (before the training plan) were not significantly different, demonstrating the little impact of the instantaneous intervention. The mean value of A_p was higher than the reference values reported by García-López and al. (2008) because the current study was carried out with amateur cyclists and triathletes and not professional road cyclists.

The second objective of this study was to evaluate the position after four and eight weeks of training. The results show that the power output and A_p were improved after the period of adaptation for 6 out of 8 participants and 7 out of 8 participants, respectively. In addition, we observed a decrease in HR during the second and third sessions compared to the first session. Previous studies showed that the power output decreases when aerodynamics is improved by using time-trial aerobars (Jobson, Nevill, George, Jeukendrup, & Passfield, 2008) or increasing the handlebar drop (Fintelman and al., 2015), both inducing a lower torso angle; however, in the current study, both the power output and A_p were improved, probably because the torso angle was kept constant and that the aerodynamic enhancement was mainly caused by the behaviour of the cyclists who were

instructed to lower the head and shrug the shoulders. Barry and al. (2015) reported an A_p decrease of 7.6% in this condition compared to the same position, with no effort on the part of the cyclist to optimise the head and shoulder positions; however, the A_p before and after the bike fitting was not significantly different despite a decrease of 3.6%. This highlights that training induced adaptations helping to improve the A_p (6.0% and 7.8% after four and eight weeks, respectively) and the coefficients of variations, which were not significantly different, demonstrate that the aerodynamically optimised position was maintainable over time. Surprisingly, the HR was reduced and the $\dot{V}O_2$ and CE were similar after the training. This is contrary to previous studies, which showed that physiological variables were affected when cyclists improved aerodynamics (Fintelman and al., 2014; Fintelman and al., 2015); however, these studies did not consider the head and shoulder positions while riding and did not provide time to get used to the position, which is essential for metabolic economy (Peveler and al., 2005). Nevertheless, the protocol did not allow us to identify the real cause of the improvement in power output during the second test and the decrease in HR during the second and third tests because the planning of specific time-trial sessions and the time between the tests could have impacted their physical fitness, even if the training load should remain the same. Most studies on bike fitting offer short-term adaptation and emphasise the need to evaluate the evolution of changes in the long term (Ferrer-Roca and al., 2012; Millour and al., 2016); however, this type of protocol is generally more complex to perform due to the need for follow-up with each participant and the impossibility to control all variables (training, stress, sleep, nutrition…). Consequently, the main result of this study is that during a time-trial bike fitting protocol, the behaviour

of the cyclist, which is closely related to the specific training in the time-trial position, is very important to reduce the A_p.

The study has several limitations. The bike fitting was performed by respecting main literature recommendations, but some cyclists were outside the optimal ranges defined by Burt (2014) after the intervention because we considered flexibility and avoided major changes that could have resulted in future injuries. We partly used an intuitive approach based on practical experience due to a lack of studies linking bicycle adjustment methods to improvements in performance or reduced injury risk (Bini, 2016). In addition, kinematic measurements were made on the left side only assuming the symmetry of movement between the left and right sides, although lower limb discrepancy, which affects some cyclists, can cause asymmetry between joint angles of both lower limbs (Millour, Duc, Puel, and Bertucci, 2020b); however, no cyclist reported lower limb asymmetry or wore orthopaedic corrections prescribed by a podiatrist. Finally, care must be taken with the power output and HR results, because in the absence of a control group, it is impossible to be sure that the modifications are related to the bike fitting. In addition, the results observed in the laboratory must be confirmed in the field during a real CLM test. Also, the materials used can be a limit in this study. The parts are highly specific and diversified therefore different from individual to another. Despite these limitations, the present study provides original findings demonstrating the effect of a training period on reducing A_p without affecting other performance-related variables.

Conclusion

In conclusion, this study presents a bike fitting protocol based on flexibility tests, motion capture, and A_P measurements associated with posture advice (i.e., head and shoulder positions) and training recommendations. This protocol was beneficial in reducing the A_p for 7 out of 8 participants during a 20 min maximal cycling test after four and eight weeks of training without deteriorating power output and physiological variables. Therefore, this study is relevant for bike fitting professionals, coaches and researchers seeking to improve aerodynamic drag of cyclists and triathletes by optimising their bike positioning. In addition, it demonstrates that an optimal position requires the training of athletes and monitoring by coaches to maximise the gains and that improving aerodynamic drag does not necessarily mean reducing torso angle.

Acknowledgements

The authors thank all the participants who volunteered to participate in the study and who followed the training instructions during the 8 weeks of the protocol. A special thank you for M. Frédéric Grappe Ph.D and Alain Groslambert Ph.D for their assistance

Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

References

Barry, N., Burton, D., Sheridan, J., Thompson, M., & Brown, N. A. (2015). Aerodynamic performance and riding posture in road cycling and triathlon. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 229*(1), 28-38.v Doi: 10.1177/1754337114549876.

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. (2016). The need for a link between bike fitting and injury risk. *Journal of Science and Cycling, 5*(1), 1-2.

Braeckevelt, I. J., De Bock, I. J., Schuermans, J., Verstockt, S., Witvrouw, E., & Dierckx, J. (2019). The Need for Data-Driven Bike Fitting: Data Study of Subjective Expert Fitting. In: *7th International conference on Sport Sciences Research and Technology (icSports 2019) (pp. 181-189). SCITEPRESS (Science and Technology Publications).*

Burt, P. (2014). Bike Fit: Optimise your bike position for high performance and injury avoidance*. Bloomsbury Publishing Plc Edition.*

Caddy, O., Timmis, M. A., & Gordon, D. (2015). The effects of forward rotation of posture on heavy intensity cycling: Implications of UCI rule 1.3. 013. *Journal of Science and Cycling, 4*(3), 8-23.

Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological bulletin, 112* (1):155-159.

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. Doi: 10.1007/s12283-017-0234-1.

Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V., & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomechanics*, *10*(3), 197-218. Doi: 10.1080/14763141.2011.592209.

De Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics, 29*(5), 325-334. Doi: 10.1016/S0003-6870(97)00080-X.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 26*(11), 3025-3029. Doi: 10.1519/JSC.0b013e318245c09d.

Ferrer-Roca, V., Rivero-Palomo, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García López, J. (2017). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *Journal of Sports Sciences, 35*(14), 1328-1335. Doi: 10.1080/02640414.2016.1215490.

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. X. (2014). Optimal cycling time trial position models: Aerodynamics versus power output and metabolic energy. *Journal of Biomechanics, 47*(8), 1894-1898. Doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.02.029.

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. X. (2015). The effect of time trial cycling position on physiological and aerodynamic variables. *Journal of Sports Sciences, 33*(16), 1730-1737. Doi: 10.1080/02640414.2015.1009936.

FitzGibbon, S., Vicenzino, B., & Sisto, S. A. (2016). Intervention at the foot-shoe-pedal interface in competitive cyclists. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *11*(4), 637-650.

García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martínez, A. C., & Villa, J. G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *Journal of Sports Sciences*, *26*(3), 277-286. Doi: 10.1080/02640410701501697.

Grossemy, I. D. (2008). Goniométrie: manuel d'évaluation des amplitudes articulaires des membres et du rachis [Goniometry: manual for the evaluation of the range of motion of the limbs and the spine]. *Elsevier-Masson, Issy-les-Moulineaux.*

Harriss, D. J., & Atkinson, G. (2011). Update–ethical standards in sport and exercise science research. *International Journal of Sports Medicine, 32*(11), 819-821. Doi: 10.1055/s-0031-1287829.

Holliday, W., & Swart, J. (2021a). Performance variables associated with bicycle configuration and flexibility. *Journal of Science and Medicine in Sport, 24*(3), 312-317. Doi: 10.1016/j.jsams.2020.09.015.

Holliday, W., & Swart, J. (2021b). Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports Medicine and Health Science*. Doi: 10.1016/j.smhs.2021.02.007.

Jobson, S. A., Nevill, A. M., George, S. R., Jeukendrup, A. E., & Passfield, L. (2008). Influence of body position when considering the ecological validity of laboratory time-trial cycling performance. *Journal of Sports Sciences, 26*(12), 1269-1278. Doi: 10.1080/02640410802183585.

Lillo-Bevia, J. R., & Pallarés, J. G. (2018). Validity and reliability of the cycleops hammer cycle ergometer. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 13*(7), 853-859. Doi: 10.1123/ijspp.2017-0403.

Lukes, R. A., Chin, S. B., & Haake, S. J. (2005). The understanding and development of cycling aerodynamics. *Sports Engineering, 8*(2), 59-74. Doi: 10.1007/BF02844004.

Millour, G., Retail, M., Brunet, E., Nicolas, G., Grappe, F., Bouillod, A., & Bideau, N. (2016). Preliminary study: the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. *Journal of Science and Cycling*, *5*(2), 43-44.

Millour, G., Duc, S., Ouvrard, T., Segui, D., Puel, F., & Bertucci, W. (2020a). Variability of ankle kinematics in professional cyclists: consequence on saddle height adjustment. *Journal of Science and Cycling, 9*(1), 25-32. Doi: 10.28985/0620.jsc.03.

Millour, G., Duc, S., Puel, F., & Bertucci, W. (2020b). Effect of asymmetric crank arm lengths on performance-related variables in cyclists with an anatomical lower limb length discrepancy. *Sports Engineering, 23*(1), 1-9. Doi: 10.1007/s12283-020-00327-w.

Pauw, K. D., Roelands, B., Cheung, S. S., De Geus, B., Rietjens, G., & Meeusen, R. (2013). Guidelines to classify subject groups in sport-science research. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*(2), 111-122. Doi: 10.1123/ijspp.8.2.111.

Perez-Suarez, I., Martin-Rincon, M., Gonzalez-Henriquez, J. J., Fezzardi, C., Perez-Regalado, S., Galvan-Alvarez, V., ... & Calbet, J. A. (2018). Accuracy and precision of the COSMED K5 portable analyser. *Frontiers in Physiology, 9*, 1764. Doi: 10.3389/fphys.2018.01764.

Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., & Richardson, M. (2005). Effects of training in an aero position on metabolic economy. *Journal of Exercise Physiology Online, 8*, 44–50.

Potter, J. J., Sauer, J. L., Weisshaar, C. L., Thelen, D. G., & Ploeg, H. L. (2008). Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 40*(6), 1126-1134. Doi: 10.1249/MSS.0b013e3181666eea.

Price, D., & Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences*, *15*(4), 395-402. Doi: https://doi.org/10.1080/026404197367182

Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S., & Shiple, B. J. (2005). Road bicycle fit. *Clinical Journal of Sport Medicine, 15*(4), 271-276. Doi: 10.1097/01.jsm.0000171255.70156.da.

Underwood, L., Schumacher, J., Burette-Pommay, J., & Jermy, M. (2011). Aerodynamic drag and biomechanical power of a track cyclist as a function of shoulder and torso angles. *Sports Engineering, 14*(2), 147-154. Doi: 10.1007/s12283-011-0078-z.

Winkert, K., Kirsten, J., Dreyhaupt, J., Steinacker, J. M., & Treff, G. (2019). The COSMED K5 in Breath-by-Breath and Mixing Chamber Mode at Low to High Intensities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(5), 1153-1162. Doi: 10.1249/mss.0000000000002241.

DISCUSSION GÉNÉRALE

L'objectif principal était d'évaluer les effets d'entraînement qui permettent de maintenir un positionnement aérodynamique qui considérait les limitations fonctionnelles musculaires chez des coureurs cyclistes pour une durée totale de huit semaines. Les entraînements devaient être essentiellement exécutés sur leurs vélos de CLM qui est souvent sous-utilisé par les cyclistes routiers lors de leurs entraînements. La priorité est souvent accordée au vélo de route puisque la majorité des courses sur route standards sont plus fréquentes. Traditionnellement, la plupart des cyclistes tentent de se refamiliariser avec leurs vélos de CLM seulement quelques entrainements avant les étapes de CLM. Il est à noter que ce phénomène est moins observé chez les triathlètes qui utilisent régulièrement leurs vélos aérodynamiques puisqu'ils sont priorisés dans toutes les courses de triathlon. L'intérêt d'évaluer les effets d'entraînement dans le temps était de documenter la capacité ainsi que de la vitesse à laquelle les cyclistes s'approprient leur position aérodynamique. Également, l'idée de proposer des ajustements respectant les limites fonctionnelles reflétait davantage les interventions qui devraient être proposées réalistement plutôt qu'extrêmes en laboratoire et amènerait des résultats pratiques et reproductibles.

Avantages d'un positionnement basé sur un bilan fonctionnel musculaire

Tout d'abord, nous avons réalisé un positionnement chez des cyclistes en considérant leur bilan musculaire, la cinématique articulaire et la surface frontale dans un but de ne pas détériorer la puissance développée ni les variables physiologiques. L'évaluation clinique nous a permis de détecter les limitations d'origine musculosquelettiques qui devaient être prises en considération lors du réglage du vélo. Les tests de flexibilité ont guidé les ajustements afin de placer les cyclistes dans une position tolérable dans le temps requis pour une épreuve de CLM. Il est important de noter que certains cyclistes présentaient des limitations fonctionnelles ne pouvant cadrer dans les critères recommandées par Grossemy (2008), soulignant particulièrement des problématiques de flexibilité. Il a été démontré que la flexibilité des muscles ischiojambiers et lombaires sont étroitement liés à l'angle maximal d'extension du genou (Holliday & Swart, 2021b) lors du cycle de pédalage. Ces paramètres ont été pris en compte lors du réglage de la hauteur de la selle. En ce sens, une selle positionnée trop haute par rapport à l'extension maximale du genou en présence d'une hypoflexibilité de la chaîne musculaire postérieure du membre inférieur, prédisposerait le sujet aux blessures d'étirements comme les élongations et claquages musculaires (Pruitt, 2006). En outre, Holliday & Swart (2021a), ont observé que la flexibilité des ischiojambiers et l'amplitude articulaire coxo-fémorale pourraient favoriser la capacité d'adopter un bassin en antéversion permettant une amplitude articulaire à la hanche favorisant une position aérodynamique. Nous avons utilisé ces informations afin d'optimiser le positionnement du bassin en antéversion amenant une diminution l'angle du torse ce qui réduisait la surface frontale et ainsi, l'aérodynamisme du cycliste.

La hauteur du guidon a été ajustée pour chaque individu en tenant compte des résultats obtenus par analyse de la cinématique lors du positionnement. Ainsi, nous avons placé les cyclistes dans des conditions favorables afin d'optimiser l'aérodynamique sans détériorer la puissance développée. Les résultats ne présentent pas de différences significatives entre les angulations articulaires avant et après les modifications de positionnement, car les changements étaient variables entre chaque participant. Par exemple, certains ont bénéficié d'une augmentation de la hauteur de la selle et d'autres, un abaissement. Bien que les valeurs moyennes des angles articulaires soient généralement cohérentes avec les valeurs de référence recommandées par Burt (2014), certains cyclistes étaient en dehors de la plage optimale, car nous avons pris en compte les résultats des tests de flexibilité et nous avons évité d'apporter des changements significatifs qui auraient pu amener des douleurs ou des blessures éventuelles. De plus, la grande variabilité de la cinématique du genou et de la cheville de chacun des cyclistes pourrait s'expliquer par la technique de pédalage utilisée par chaque participant, et notamment l'orientation du pied pendant le pédalage (Millour et al., 2020). L'angle moyen du torse de 16° n'a pas changé avant et après l'ajustement du vélo et semble être en relation avec l'angle de torse optimal pour une vitesse comprise entre 32 et 40 km/h d'après le modèle de puissance développé par Fintelman et al. (2014). Malgré le fait que la surface frontale a été réduite après l'ajustement du vélo, la valeur moyenne est supérieure à la valeur de références rapportée par García-López (2008) parce que l'étude actuelle a été réalisée avec des cyclistes amateurs et des triathloniens et non avec des cyclistes routiers professionnels. Les consignes et les éducatifs partagés aux participants ont probablement contribué à

l'obtention de ces résultats. Il est important de rappeler que l'objectif de cette recherche était d'optimiser les enjeux aérodynamiques en tenant compte des limitations fonctionnelles des cyclistes et non pas de les amener dans une position aérodynamique « extrême » et optimale pour la haute performance.

Effets des ajustements

Après quatre et huit semaines d'entraînement, les résultats montrent que la surface frontale a été améliorée après une période d'adaptation ainsi qu'une diminution de la fréquence cardiaque pour presque tous les participants. Des études antérieures ont montré que la puissance développée diminuait lorsque l'aérodynamique était améliorée en utilisant des barres aérodynamiques de contre-la-montre (Jobson, Nevill, George, Jeukendrup, & Passfield, 2008) ou en diminuant la hauteur du guidon (Fintelman et al., 2015). Cependant, dans la présente étude, la puissance développée n'a pas été diminuée voir qu'elle s'est améliorée et nous ne pouvons expliquer cette amélioration. L'amélioration de la surface frontale pourrait être expliquée par le simple fait que le cycliste adopte l'habitude d'abaisser la tête et de rouler antérieurement les épaules tel que le présentent les travaux de Barry et al. (2015). Selon eux, ce changement de position réduit de 7,6 % la surface frontale du cycliste. Effectivement, la surface frontale avant et après les ajustements du vélo n'ont pas présenté de différences significatives malgré une amélioration moyenne de 3,6%. Cela souligne d'une part que les éducatifs donnés aux participants concernant leur position aérodynamique ont induit des adaptations permettant d'améliorer la surface frontale (6,0% et 7,8% après quatre et huit semaines, respectivement) et que des

changements de positions respectant le bilan musculaire permettent de maintenir la position aérodynamique lors d'effort exigeant similaire à ceux rencontrés en compétition.

La fréquence cardiaque a été réduite significativement de 1,6% et 2,9% après quatre et huit semaines respectivement alors que le volume de consommation d'oxygène ainsi que l'économie de l'effort cycliste étaient similaires pour une même puissance de travail. Ces résultats ne vont pas dans le même sens que (Fintelman et al., 2014, 2015) qui ont plutôt démontré que les variables physiologiques étaient affectées lorsque les cyclistes amélioraient l'aérodynamique. Ces études n'ont toutefois pas considéré la position de la tête et des épaules pendant l'effort et n'incluaient pas de période d'accoutumance à la position. On peut donc supposer que l'entraînement en position CLM a permis des adaptations qui se sont manifestées par la capacité de réduire la surface frontale sans détériorer la puissance développée et de se sentir moins contraint physiologiquement en position aérodynamique. Tel que mentionné concernant l'amélioration de la puissance développée lors du deuxième test, le protocole sélectionné ne nous a pas permis identifier la cause réelle de la réduction de la fréquence cardiaque lors des deuxièmes et troisièmes tests.

La grande majorité des études sur l'ajustement des vélos présentent des résultats offrant une adaptation à court terme et soulignent la nécessité d'évaluer l'évolution des changements à long terme (Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & García-López, 2012; Millour et al., 2016). Cependant, ce type de protocole est généralement plus complexe à exécuter en raison de la nécessité d'un suivi répété auprès de chaque participant. De plus, il demeure essentiel dans ce type de recherche, de contrôler plusieurs les variables telles; la nutrition, qualité de sommeil, stress, etc. ce qui rend aussi plus complexe à appliquer ce type de

protocole de recherche. La présente étude montre que dans un protocole d'ajustement de vélo CLM, le comportement et un entraînement spécifique sur une plus longue durée prennent une importance considérable pour réduire la surface frontale.

Les principaux résultats de cette étude démontrent qu'un protocole d'ajustement de vélo basé sur un bilan musculaire, ajouté à des recommandations pour améliorer la posture de l'individu et un entraînement régulier en position de contre-la-montre peut améliorer la surface frontale pendant un test de cyclisme de 20 minutes intense en laboratoire sans détériorer la puissance développée et les variables physiologiques.

RECOMMANDATIONS

Dans cette étude nous avons étudié l'effet de l'optimisation du positionnement des cyclistes sur leurs vélos CLM en mesurant les variables liées à la performance lors de tests de 20 minutes après quatre et huit semaines d'entraînement. Le choix concernant la méthode d'évaluation de la performance s'est arrêté sur un test étant le plus représentatif du type d'effort que les participants exécutent lors de leurs courses. Le test visant à effectuer la meilleure performance possible pendant 20 minutes s'avère être un excellent choix, cependant, il demeure assez exigeant s'il devient répétitif et la motivation à réaliser ce type d'effort tend à diminuer si les évaluations sont rapprochées. Afin de pouvoir mieux comprendre les effets immédiats du positionnement avant et après et ainsi pouvoir mesurer l'évolution lors des huit semaines, il serait judicieux d'utiliser une méthode d'évaluation de la performance suscitant davantage l'intérêt comme par exemple, les participants pourraient être évalués en exécutant leur meilleure performance sur un parcours virtuel à l'aide de logiciels (Zwift, tacx etc…). La promesse d'une récompense à celui d'entre tous les participants produisant la meilleure performance tout au long de l'étude pourrait être un agent motivationnel à vouloir se dépasser et reproduire ce même effort à plusieurs reprises.

Aussi, les interventions que nous avons effectuées tentaient de ne pas détériorer l'efficacité de pédalage par des pédales instrumentées qui mesuraient la direction des forces. Cependant, il serait intéressant d'ajouter des mesures électromyographiques afin de confirmer si les cyclistes utilisent une stratégie de pédalage musculairement différente et

valider s'il y a un lien avec l'économie à l'effort et la stratégie de recrutement des unités motrices.

À la lumière des résultats obtenus, nous avons cru dans un premier temps qu'il n'était pas justifié d'avoir un groupe contrôle puisque nous avons misé sur un protocole incluant une évaluation initiale servant de contrôle. Nous voulions observer chez le même individu l'évolution des adaptations au fil du temps (pré, et post 4 et 8 semaines). De ce fait, l'idée principale était de faire une première évaluation avant d'effectuer des ajustements et les résultats de cette évaluation deviendrait la référence contrôle. La consigne d'entraînement qui visait à exécuter trois séances de 30 minutes par semaine a été sélectionnée en supposant que ce faible volume d'entraînement en supplément à leurs entraînements réguliers n'affecterait pas leur niveau de forme. L'idée était que ces trois séances permettaient seulement de s'assurer que les sujets exécuteraient un minimum de temps d'entraînement hebdomadaire sur leur vélo de CLM et dans la position aérodynamique. De ce fait, il a été difficile de contrôler tous les entraînements parallèles que les athlètes ont pu exécuter malgré leur déclaration hebdomadaire confirmant la constance des séances spécifiques demandées. Nous croyons donc qu'il serait tout aussi important de mesurer de façon précise les effets de l'entraînement par exemple, en utilisant un groupe témoin n'ayant pas bénéficié d'ajustement de vélo ni de formation, mais ayant reçu les mêmes consignes d'entraînement. Cela permettrait dans d'éliminer le biais principal de cette étude et isolerait les effets induits par l'entraînement. Dans le même sens, il serait intéressant de valider l'effet placebo d'un positionnement et tenir compte de l'aspect motivationnel amenant des résultats sur la performance à plus long terme.

CONCLUSION GÉNÉRALE

En conclusion, cette étude a permis de mesurer qu'un protocole d'ajustement de vélo qui est basé sur des tests de flexibilité, de capture du mouvement, des mesures de la surface frontale associées à des conseils de posture et à des recommandations d'entraînement apporte des effets favorables à la performance. Ce protocole a permis aux participants de maintenir leur position donc réduire leur surface frontale chez presque tous les participants au cours d'un test de performance maximale sur 20 minutes après 4 et 8 semaines d'entraînement. De plus, la puissance développée n'a pas été réduite.

Nous avons remarqué qu'un protocole d'ajustement respectant les limitations individuelles présente des résultats sur les variables physiologiques bien différents de ceux actuellement présentés dans la littérature. De plus, il s'avère pertinent de ne pas seulement considérer les effets immédiats, mais plutôt d'apprécier à plus long terme la constance du maintien de la position sans altérer la performance.

Par conséquent, cette étude est pertinente pour les intervenants qui procurent des ajustements de vélo, les entraîneurs et les chercheurs qui cherchent à améliorer les performances des cyclistes et des triathlètes en optimisant leur positionnement de vélo. De plus, cette étude démontre qu'une position optimale nécessite de l'entraînement par les athlètes et requiert idéalement un suivi des entraînements qui soit contrôlé par les entraîneurs pour maximiser les gains de performance recherchés.

RÉFÉRENCES

Abbiss, C. R., Thompson, K. G., Lipski, M., Meyer, T., & Skorski, S. (2016). Difference in pacing between time-and distance-based time trials in trained cyclists. *International journal of sports physiology and performance, 11*(8), 1018-1023.

Barry, N., Burton, D., Sheridan, J., Thompson, M., & Brown, N. A. (2015). Aerodynamic performance and riding posture in road cycling and triathlon. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 229*(1), 28-38.

BikeFit.com. (2017). How to fit a road bicyle. Retrieved from https://blog.bikefit.com/

Bini, R. (2011). Effects of saddle position on pedalling technique and methods to assess pedalling kinetics and kinematics of cyclists and triathletes. Auckland University of Technology.

Bini, R., Hume, P., Croft, J. L., & Kilding, A. (2013). Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects.

Bini, R. R. (2016). The need for a link between bike fitting and injury risk. *Journal of Science and Cycling, 5*(1), 1-2.

Bini, R. R., & Hume, P. (2016). A comparison of static and dynamic measures of lower limb joint angles in cycling: Application to bicycle fitting. *Human Movement, 17*(1), 36-42.

Braeckevelt, J., De Bock, J., Schuermans, J., Verstockt, S., Witvrouw, E., & Dierckx, J. (2019). The need for data-driven bike fitting: data study of subjective expert fitting. Paper presented at the 7th International conference on Sport Sciences Research and Technology (icSports 2019).

Burt, P. (2014). Bike Fit: Optimise your bike position for high performance and injury avoidance: A&C Black.

Caddy, O., Timmis, M. A., & Gordon, D. (2015). The effects of forward rotation of posture on heavy intensity cycling: Implications of UCI rule 1.3. 013. *Journal of Science and Cycling, 4*(3), 9-18.

Candotti, C. T., Loss, J. F., Bagatini, D., Soares, D. P., da Rocha, E. K., de Oliveira, Á. R., & Guimarães, A. C. S. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of electromyography and Kinesiology, 19*(5), 915-921.

Carpes, F., Rossato, M., Faria, I., & Mota, C. B. (2007). During a simulated 40-km cycling time-trial. *J. Sports Med. Phys. Fit, 47*, 51-57.

Chartogne, M., Millour, G., García-López, J., Duc, S., Rodríguez-Marroyo, J., Pernía, R., & Bertucci, W. (2022). Acute effects of small changes in antero-posterior shoe-cleat position on physiological and biomechanical variables in road cycling. *Sports Biomechanics*, 1-12.

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.

de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics, 29*(5), 325-334.

Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V., & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: methods of assessment. *Sports Biomechanics, 10*(3), 197-218.

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.

Encarnación-Martínez, A., Ferrer-Roca, V., & García-López, J. (2021). Influence of sex on current methods of adjusting saddle height in indoor cycling. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 35*(2), 519-526.

Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005a). The science of cycling. *Sports medicine, 35*(4), 285-312.

Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005b). The science of cycling: factors affecting performance--Part 2. *Sports medicine, 35*(4), 313-338.

Ferrer-Roca, V., Rivero-Palomo, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J. A., & García-López, J. (2017). Acute effects of small changes in crank length on gross efficiency and pedalling technique during submaximal cycling. *Journal of Sports Sciences, 35*(14), 1328-1335.

Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 26*(11), 3025-3029.

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. X. (2014). Optimal cycling time trial position models: Aerodynamics versus power output and metabolic energy. *Journal of Biomechanics, 47*(8), 1894-1898.

Fintelman, D. M., Sterling, M., Hemida, H., & Li, F. X. (2015). The effect of time trial cycling position on physiological and aerodynamic variables. *Journal of Sports Sciences, 33*(16), 1730-1737.

FitzGibbon, S., Vicenzino, B., & Sisto, S. A. (2016). Intervention at the foot-shoe-pedal interface in competitive cyclists. *International journal of sports physical therapy, 11*(4), 637.

García-López, J., Rodríguez-Marroyo, JA, Juneau, CE, Peleteiro, J., Martínez, AC, & Villa, JG. (2008). Valeurs de référence et amélioration de la traînée aérodynamique chez les cyclistes professionnels. *Journal des sciences du sport, 26(3)*, 277-286.

Garimella, R., Peeters, T., Parrilla, E., Uriel, J., Sels, S., Huysmans, T., & Verwulgen, S. (2020). Estimating cycling aerodynamic performance using anthropometric measures. *Applied Sciences, 10*(23), 8635.

Grappe, F. (1994). Influence de la position en cyclisme sur la resistance aerodynamique et sur les facteurs physiologiques : etude de la resistance de roulement. In. Grenoble, France: ANRT.

Grappe, F. (2018). Cyclisme: Optimisation de la performance: *De Boeck supérieur*.

Grappe, F., Candau, R., McLean, B., & Rouillon, J. (1999). Aerodynamic drag and physiological responses in classical positions used in cycling. *Science et motricité (Paris)*(38-39), 21-24.

Grossemy, I. D. (2008). Goniométrie: manuel d'évaluation des amplitudes articulaires des membres et du rachis: *Elsevier Masson*.

Hoerner, S. (1965). Résistance á L'avancement dans les Fluides, edited by Gauthier Villars Editeurs. *Paris, France*.

Holliday, W., & Swart, J. (2021a). Anthropometrics, flexibility and training history as determinants for bicycle configuration. *Sports Medicine and Health Science*.

Holliday, W., & Swart, J. (2021b). Performance variables associated with bicycle configuration and flexibility. *Journal of Science and Medicine in Sport, 24*(3), 312-317.

Jobson, S. A., Nevill, A. M., George, S. R., Jeukendrup, A. E., & Passfield, L. (2008). Influence of body position when considering the ecological validity of laboratory time-trial cycling performance. *Journal of Sports Sciences, 26*(12), 1269-1278.

Manar, A. (2017). Le vélo en mouvement. https://sciencevelo.wordpress.com/2017/12/06/sciences-de-la-bicyclette/

Millet, G., & Candau, R. (2002). Facteurs mécaniques du coût énergétique dans trois locomotions humaines. *Science & sports, 17*(4), 166-176.

Millour, G., Duc, S., Ouvrard, T., Segui, D., Puel, F., & Bertucci, W. (2020). Variability of ankle kinematics in professional cyclists: consequence on saddle height adjustment. *Journal of Science and Cycling, 9*(1), 25-32.

Millour, G., Retali, M., Brunet, E., Nicolas, G., Grappe, F., Bouillod, A., & Bideau, N. (2016). Preliminary study: the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomic asymmetry. *Paper presented at the Science & Cycling*.

Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal of Exercise Physiology Online, 8*(1).

Potter, J. J., Sauer, J. L., Weisshaar, C. L., Thelen, D. G., & Ploeg, H.-L. (2008). Gender differences in bicycle saddle pressure distribution during seated cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 40*(6), 1126-1134.

Price, D., & Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences, 15*(4), 395-402.

Pruitt, A., & Matheny, F. (2006). Complete medical guide for cyclists.

Silberman, M. R., Webner, D., Collina, S., & Shiple, B. J. (2005). Road bicycle fit. *Clinical Journal of Sport Medicine, 15*(4), 271-276.

UCI. (2021, 05/10/2021). Guide de clarification du reglement technique de l'UCI. https://assets.ctfassets.net/761l7gh5x5an/7s1ma6mVAVlFwi8rRgy0Iw/4c07bbdbe51246c4dc0ff23596c88703/Guide_de_Clarification_du_R__glement_Technique_de_l-UCI_-_20211005_-_FRA.pdf

ANNEXES

A. Certificat d'éthique de la recherche avec des êtres humains.

3058

UQTR
Savoir.
Surprendre.

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : **Adaptations physiologiques et biomécaniques post-positionnement aérodynamique auprès de cyclistes entraînés sur une période de 8 semaines**

Chercheur(s) : Marie-Claude Ayotte
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : Bourse Mitacs et partenaire commercial Laferté Bicycles

N° DU CERTIFICAT : CER-19-259-07.01

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 06 septembre 2019 au 06 septembre 2020

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Bruce Maxwell
Président du comité

Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 06 septembre 2019