

**UNIVERSITE DE FRANCHE-COMTE**

**U.F.R. DES SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES  
ECOLE DOCTORALE SCIENCES DE LA VIE ET DE LA SANTE DE FRANCHE-COMTE**

**CANDIDATURE A UNE  
HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES**

**Etude des variables de la performance  
en sport  
Application au cyclisme**

**Note de synthèse**

**Présentée par**

**Frédéric GRAPPE  
Maître de Conférences**

**Septembre 2000**

## SOMMAIRE

<b>Introduction</b>	p. 3
<b>I - Curriculum Vitae</b>	p. 4
1 - Situation familiale et professionnelle	p. 4
2 - Etudes secondaires et supérieures	p. 4
3 - Sociétés savantes	p. 5
4 - Diplômes d'état sportifs	p. 5
5 - Principaux résultats sportifs en cyclisme	p. 5
6 - Expérience professionnelle	p. 6
<b>II - Activité de recherche</b>	p. 7
1 - Activité de recherche au sein du laboratoire	p. 7
<u>Thématique 1</u> : Etude des résistances qui s'opposent au déplacement lors de la locomotion et performance en cyclisme	p. 9
<u>Thématique 2</u> : Fréquence optimale de pédalage et Performance en cyclisme	p. 26
<u>Thématique 3</u> : Influence du type de matériel sur la performance en cyclisme	p. 43
Perspectives de recherche	p. 53
2 - Contrats de recherche	p. 57
<b>III - Publications communications et travaux de recherche</b>	p. 58
1 - Publications internationales dans des revues scientifiques à comité de lecture	p. 58
2 - Publications nationales dans des revues scientifiques à comité de lecture	p. 59
3 - Brevet d'invention	p. 59
4 - Etude et réalisation d'un ergomètre	p. 59
5 - Livre en commande	p. 60
6 - Articles de vulgarisation	p. 60
7 - Communications présentées lors de congrès internationaux	p. 61
8 - Communications présentées lors de congrès nationaux	p. 62
9 - Conférences sur invitation	p. 63
<b>IV - Activités d'enseignement et d'encadrement</b>	p. 65
1 - Université de Franche-Comté	p. 65
2 - Direction Régionale Jeunesse et Sports	p. 66
3 - Autres structures	p. 66
4 - Encadrement de travaux de recherche	p. 67
<b>V - Responsabilités administratives</b>	p. 69
1 - Responsabilités administratives à l'UFR-STAPS de Besançon	p. 69
2 - Responsabilités administratives de recherche	p. 69
3 - Autres responsabilités	p. 70

## INTRODUCTION

L'optimisation de la performance dans une discipline sportive repose sur l'amélioration de nombreuses variables qu'il est important de bien identifier pour faire progresser significativement les résultats de l'athlète. Ces différentes variables doivent être clairement définies en fonction du rôle qu'elles sont susceptibles de jouer lors de l'établissement de la performance. Ces principaux déterminants de la performance alimentent les différents compartiments qui composent la réussite sportive dans une discipline sportive, à savoir, les compartiments biomécanique, physiologique, psychologique, technico-tactique et technologique. Les trois premiers compartiments renvoient directement à l'athlète, véritable machine humaine, sur laquelle il est possible d'agir directement à partir de méthodes et de moyens d'entraînement spécifiques. Le quatrième compartiment dépend aussi de l'athlète mais est profondément lié aux conditions environnementales et aux conditions de compétition. Le dernier compartiment se rapporte à toute la technologie qui est mise en place autour de l'athlète et qui donne lieu à la mise au point de l'ensemble du matériel nécessaire à l'optimisation de la performance.

Le pôle principal de mon investissement dans le domaine de la recherche est constitué par l'étude des principaux déterminants de la performance en sport. Le laboratoire de recherche qui m'a accueilli m'a permis de développer un axe prioritaire de recherche en biomécanique et bioénergétique de l'exercice essentiellement basé sur le cyclisme. Le cyclisme est un sport qui se pratique à des vitesses de déplacement élevées. Les résistances qui s'opposent au déplacement deviennent ainsi des forces incontournables avec lesquelles j'ai dû me familiariser. A travers ce travail, je me suis investi dans une thématique de recherche (dynamique des fluides) qui était peu développée en France.

Par ailleurs, à partir de l'encadrement d'étudiants de second et de troisième cycle, j'ai participé à l'étude des principaux déterminants de la performance dans d'autres disciplines sportives (biathlon, karaté, natation, ski de fond).

L'intérêt grandissant du nombre d'étudiants pour l'étude des principaux déterminants de la performance en cyclisme, la volonté de poursuivre mes travaux de recherche dans les domaines complémentaires de la bioénergétique et de la biomécanique de la locomotion dans cette discipline et mon implication croissante en qualité d'entraîneur auprès de sportifs de haut niveau sont autant de raisons qui me conduisent aujourd'hui à demander l'habilitation à diriger des recherches.

## II - Activité de recherche

### 1 - Activités de recherche au sein du laboratoire

En fin d'année 1992, le Pr. Rouillon crée le Laboratoire des Sciences du Sport de Besançon à l'UFR-STAPS. En tant que premier et seul étudiant thésard de ce nouveau laboratoire, je participe spontanément à son développement par la mise en place d'un plateau technique. Son axe principal de recherche est la performance sportive dans différentes disciplines (cyclisme, ski de fond, triathlon, biathlon, tennis, football...) en relation avec ses déterminants physiologiques et biomécaniques. Ma formation initiale a consisté dès le départ à me perfectionner sur la méthodologie de la recherche.

Durant les huit dernières années, la totalité de ma recherche a été effectuée au sein de ce laboratoire sur l'étude biomécanique de la locomotion à bicyclette. De 1992 à fin 1994, j'ai travaillé essentiellement pour l'obtention d'une thèse (thèse soutenue en décembre 1994). Etant professeur d'EPS à Besançon, j'ai débuté un postdoc au sein du même laboratoire en commençant une activité d'encadrement d'étudiants en maîtrise et DEA. Ma qualification en 74<sup>ème</sup> section en 1996 m'a permis d'obtenir un emploi de Maître de Conférences à l'UFR-STAPS de Besançon et de continuer mon activité de recherche dans le même laboratoire.

Dés ma nomination, une grande partie de mon activité a été consacrée à l'organisation de la maîtrise Entraînement Sportif, l'objectif étant de former des étudiants pour la recherche. A ce jour, l'objectif a été atteint puisque l'ensemble des enseignants-chercheurs encadrent des étudiants en DEA et en thèse issus de la maîtrise. Ainsi, la plus grande partie de mes deux premières années universitaires a consisté à encadrer des étudiants de second et de troisième cycle. A ce jour, de nombreuses études ont été réalisées et nous sommes au stade de l'écriture d'articles scientifiques que nous souhaitons soumettre à des revues internationales indexées pour la fin de l'année 2000.

Malgré l'important succès rencontré par le cyclisme en cette fin de siècle, les connaissances concernant les différentes forces qui s'opposent à l'athlète lors du déplacement et les mécanismes physiologiques et mécaniques qui sous tendent l'activité de pédalage lors de l'exercice sont encore mal connus. C'est pourquoi, l'axe prioritaire de mon activité de recherche s'est orienté principalement sur l'étude des principaux déterminants mécaniques et physiologiques de la performance en cyclisme. Le cyclisme est une activité qui se pratique à des intensités d'exercice sous-critique (sous le seuil anaérobie) ou maximale (sprint). Il convient par conséquent de faire une nette distinction entre ces deux types d'exercices qui font appel à des processus d'adaptations différents en vue de l'optimisation de la performance.

Lors d'un exercice sous-critique, il convient pour l'athlète de minimiser le plus possible le coût énergétique de son déplacement ( $CE, J.m^{-1}.kg^{-1}$ ) s'il souhaite réaliser une bonne performance. Le  $CE$  de la locomotion en cyclisme lors d'un exercice sous-critique est exprimé par l'équation :

$$CE = P_{ext} \cdot (\eta \cdot V_d)^{-1} \quad (1)$$

où,  $P_{\text{ext}}$  (W) est la puissance mécanique externe développée par l'athlète,  $\eta$  son rendement, et  $V_d$  ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) sa vitesse de déplacement.

Pour un rendement donné de l'athlète, le  $CE$  dépend de l'efficacité de  $P_{\text{ext}}$  qui est en grande partie liée aux résistances (traînée aérodynamique et résistance de roulement) qui s'opposent au déplacement lors de la locomotion **(thématique de recherche 1)**.

Lors d'un exercice maximal (de sprint), l'optimisation de la performance est largement dépendante de la puissance développée sur la très courte durée (< 10 s) de l'exercice. Ce niveau de puissance dépend : 1) de la vitesse optimale de pédalage liée aux caractéristiques musculaire intrinsèques du cycliste **(thématique de recherche 2)** et, 2) du type de matériel utilisé sur la bicyclette **(thématique de recherche 3)**.

# **Thématique 1**

**Etude des résistances qui s'opposent au déplacement lors de la locomotion et performance en cyclisme**

## 1 - Exposé du problème

Lors de la locomotion sur terrain plat en cyclisme, deux types de résistances s'opposent au déplacement : 1/ la résistance aérodynamique ou traînée aérodynamique ( $R_a$ , W), 2/ la résistance de roulement ( $R_r$ , W) offerte par le contact des roues sur le sol et des frictions sur l'ensemble des pièces mécaniques de la bicyclette (3, 7, 10, 31, 30, 33, 39). A des vitesses de compétition élevées,  $R_a$  est le principal obstacle au déplacement.  $R_r$  est en revanche faible en regard de la résistance aérodynamique. Ainsi, à 50 km.h<sup>-1</sup>, environ 90 % de la puissance développée est utilisée pour vaincre la traînée aérodynamique (3, 10, 11, 12, 15, 27, 30, 31, 33).

$R_a$  est exprimée par l'équation :

$$R_a = \frac{1}{2} \rho S C_x v_a^2 \quad (2)$$

où,  $\rho$  (kg.m<sup>-3</sup>) est la masse volumique de l'air,  $S$  (m<sup>2</sup>) la surface frontale de l'ensemble homme-machine perpendiculaire à l'axe du déplacement,  $C_x$  le coefficient de forme du système homme-machine et  $v_a$  (m.s<sup>-1</sup>) la vitesse de l'air.

La plus grande partie des études a relaté  $R_r$  indépendante de  $v_a$  et exprime  $R_r$  à partir de l'équation suivante (2, 3, 7, 10, 12, 24, 30, 31, 33) :

$$R_r = C_r F_v \quad (3)$$

où,  $C_r$  est le coefficient de roulement et  $F_v$  (N) la masse totale représentée par le cycliste et sa bicyclette.

La résistance totale ( $R_T$ , N) qui s'oppose au déplacement du cycliste est ainsi exprimée selon les équations 2 et 3 par l'équation :

$$R_T = \frac{1}{2} \rho S C_x v_a^2 + C_r F_v \quad (4)$$

La puissance développée par l'athlète peut être exprimée à partir de l'équation :

$$P_{\text{ext}} = R_T v_d \quad (5)$$

En considérant la vitesse du vent nulle, et selon l'équation 4,  $P_{\text{ext}}$  est exprimée selon l'équation :

$$P_{\text{ext}} = \frac{1}{2} \rho S C_x v_d^3 + C_r F_v v_d \quad (6)$$

Selon les équations 1 et 6, le  $CE$  du déplacement du cycliste peut être ainsi être exprimé par l'équation :

$$CE = \left( \frac{1}{2} \rho S C_x v_d^2 + C_r F_v \right) \cdot \eta^{-1} \quad (7)$$

Soit, 
$$CE = (R_a + R_r) \cdot \eta^{-1} \quad (8)$$

L'équation 8 montre que l'étude du  $CE$  en cyclisme passe obligatoirement par l'étude de  $R_a$  et de  $R_r$ . En supposant que le rendement musculaire ( $\eta$ ) en cyclisme est constant et proche de 25% (9, 10, 29, 33), il devient possible de calculer  $CE$  dans différentes conditions expérimentales.

A ce stade du développement, s'est posé pour moi le problème de la mesure de ces deux résistances en cyclisme sachant que les méthodes mises à ma disposition n'étaient pas exploitables en routine.

## 2 - Méthodes de mesure des résistances aérodynamique et de roulement en cyclisme

Les différentes méthodes que j'avais à ma disposition pour mesurer  $R_a$  et  $R_r$  étaient difficilement utilisables en routine et particulièrement lourdes. Il est important de les relater afin de mieux comprendre notre démarche pour approcher finement la mesure des deux résistances.

- **Tests en soufflerie**

- **Méthode directe**

Kawamura, (19), Nonweiler (32), Kyle et Burke (24), Kyle (22, 23, 21, 25), Ménard (30, 31) ont testé des sujets qui pédalaient sur des bicyclettes fixes placées à l'intérieur de souffleries.  $R_a$  était mesurée directement en fonction de différentes vitesses du vent qui s'opposaient à l'ensemble sujet-bicyclette.  $R_r$  ne pouvait évidemment pas être investiguée.

C'est la méthode de référence utilisée. Le cycliste testé est 1) stationnaire, au repos, sur sa bicyclette posée sur une plate forme de force, ou 2) en exercice sur un tapis roulant, placé à l'intérieur de la soufflerie et posé sur une plate forme de force (16). Le vent est artificiellement appliqué sur le sportif testé et les forces appliquées sur lui sont quantifiées à partir des mesures provenant de la plate forme de force. Bien que la technique stationnaire est considérée comme la technique de référence en cyclisme plusieurs limites apparaissent.

1. Comme le sol est exposé à la même traînée que la bicyclette, le flux d'air autour de la bicyclette est modifié par le sol (16),
2. Les roues de la bicyclette sont stationnaires. Ainsi, la traînée de ventilation n'est pas mesurée (26, 31),
3. Les légers mouvements latéraux qui ont lieu lors de l'exercice sur le terrain sont absents,
4. Les positions adoptées par l'athlète sur la bicyclette ne sont pas exactement les mêmes que celles prises sur le terrain.

Les limites 2, 3 et 4 sont résolues lorsque le cycliste est en exercice sur le tapis roulant à la même vitesse que celle du vent. Toutefois, une nouvelle limite apparaît :

5. Le mouvement de pédalage introduit des artefacts dans la mesure de la force.

Cette méthode de mesure directe de  $R_a$  en soufflerie était particulièrement attirante, toutefois, son coût relativement élevé et l'impossibilité de mesurer  $R_r$  nous a très vite fait comprendre qu'il fallait nous retourner vers une autre méthode.

### □ **Méthode indirecte**

Davies (6) a évalué expérimentalement de manière indirecte,  $R_T$  qui s'opposait au déplacement d'un cycliste. Lors d'une première étude conduite en soufflerie, il a mesuré la puissance consommée du coureur estimée par la mesure directe de la consommation d'oxygène ( $VO_2$ ). Ce dernier pédalait sur un tapis roulant placé à l'intérieur de la soufflerie, avec sa bicyclette personnelle de route, à une vitesse constante ( $v_d$ ) de  $4,7 \text{ m.s}^{-1}$  contre des vitesses différentes du vent ( $v_a$ ) comprises entre  $1,5$  et  $18,5 \text{ m.s}^{-1}$ . Dans une seconde étude conduite en laboratoire sur cycloergomètre, il a mesuré la  $VO_2$  du cycliste en fonction de  $P_{\text{ext}}$ .

La relation  $P_{\text{ext}} - v_a$  a été déterminée à partir des relations  $VO_2 - P_{\text{ext}}$  et  $VO_2 - v_a$ . La régression linéaire entre  $R_T$  et  $v_a^2$  a ensuite été déterminée à partir de la relation  $P_{\text{ext}} - v_a$ . La régression observée entre  $R_T$  et  $v_a^2$  était de la forme :

$$R_T = a v_a^2 + b \quad (11)$$

$R_a$  et  $R_r$  ont été déterminées de la façon suivante :

$$R_a = a v_a^2 \quad (12)$$

$$R_r = b \quad (13)$$

Le coût financier important (100.000 F / jour en soufflerie) et la lourdeur d'utilisation de cette méthode ne pouvaient pas nous encourager à l'utiliser en routine pour nos futures expérimentations.

### • **Modèle théorique**

A partir des investigations antérieures réalisées en soufflerie (32) et sur le terrain par le remorquage de coureurs (4), Whitt (39) a défini une équation qui permet de déterminer la valeur de ( $R_a$ , livre) en fonction de  $v_d$  (mile.h<sup>-1</sup>) et de  $S$  (pieds<sup>2</sup>) :

$$R_a = 0,0023 S v^2 \quad (9)$$

Le problème de cette équation, c'est qu'elle n'est valable que pour une masse volumique de l'air égale à  $0,0765 \text{ livre.pieds}^{-3}$ .

A partir de données expérimentales antérieures (35, 4, 17, 20, 38), Whitt (39) a aussi déterminé  $R_r$  (livre) en fonction de la pression de gonflage des pneumatiques (livre.pouce<sup>-2</sup>) selon l'équation :

$$R_r = 0,005 + 0,15 / (\text{Pression}) \quad (10)$$

Cette équation pose également un problème puisqu'elle n'est valable que pour des pneumatiques légers montés sur des roues de 26 pouces de diamètre, sur une surface dure.

- **Méthodes de terrain**

- **Mesure de la puissance consommée**

Pugh (33) a estimé indirectement  $R_a$  et  $R_r$  sur le terrain en utilisant une méthode identique à celle de Davies (7). La relation entre la  $VO_2$  et  $V_d$  était déterminée sur le terrain. Le cycliste pédalait à côté d'un véhicule qui recueillait ses gaz expirés.  $R_a$  et  $R_r$  étaient déterminées à partir de la relation entre  $R_T$  et  $V_d^2$  de la même façon que dans la méthode indirecte en soufflerie, décrite précédemment.

La difficulté de mise en œuvre et la lourdeur d'utilisation de cette méthode en limite considérablement l'intérêt et ne pouvaient pas nous convenir.

- **Technique de dynamométrie**

Di Prampero *et al.* (10) et Capelli *et al.* (3) ont évalué  $R_a$  et  $R_r$  sur le terrain en déterminant la relation entre  $R_T$  et  $V_d^2$  par le remorquage d'un cycliste derrière un véhicule. Ils ont utilisé comme technique de mesure de  $R_T$  la dynamométrie. Les vitesses de remorquage variaient entre  $5 \text{ m.s}^{-1}$  et  $16,5 \text{ m.s}^{-1}$ . Les expérimentations étaient effectuées en l'absence de vent sur la piste de Monza, en Italie. Le remorquage s'effectuait par l'intermédiaire d'un fil en nylon de 0,3 cm de diamètre et de 25 m de long, distance qui minimisait les turbulences de l'air créées à l'arrière du véhicule en déplacement.

Les limites 1 2 et 3 de la méthode de référence (soufflerie) sont éliminées avec cette technique. Toutefois, la turbulence de l'air induite par le véhicule (8) et les altérations dues aux conditions atmosphériques peuvent affecter les résultats avec cette technique.

En revanche, la méthode de détermination de  $R_a$  et  $R_r$  sur le terrain à partir de la relation entre  $R_T$  et  $V_d^2$  est particulièrement intéressante et a retenu toute notre attention. Nous avons ainsi décidé de l'utiliser lors d'une première étude (**étude 1**) mais à partir d'un dispositif de mesure différent (Max One, Look S.A., Nevers, France, 1991) qui permettait de mesurer la puissance développée par un cycliste en condition réelle de locomotion sur le terrain. Ce dispositif de mesure venait d'être mis sur le marché et sa simplicité d'utilisation nous permettait de l'utiliser en routine.

- **Tests de décélération**

Une technique utilisant des tests de décélération sur le terrain a aussi été utilisée (26, 27, 15, 24). Elle a été antérieurement employée pour réaliser des mesures sur les trains (18) et sur les automobiles (14, 16).

Avec cette méthode,  $R_a$  et  $R_r$  ont été déterminées à partir de tests de décélération qui se déroulaient à l'intérieur d'un couloir de 200 m de long et sur le terrain (26, 27, 15, 24). Six bandes de pression chronométriques qui délivraient des impulsions électriques étaient disposées sur le sol à 6 m d'intervalle. Le cycliste s'élançait et s'arrêtait de pédaler dans une position bien précise quelques mètres avant les bandes afin de se trouver en phase de décélération lors du passage sur celles-ci. Les temps de passage sur chaque bande étaient mesurés (1/1000 s). Les vitesses moyennes entre les bandes

étaient calculées afin de déterminer une régression linéaire entre les vitesses moyennes ( $v$ ) et la distance ( $x$ ). La pente de la régression multipliée par la vitesse moyenne déterminée sur le troisième intervalle ( $V_3$ ), déterminait la décélération ( $a$ ,  $m.s^{-2}$ ) du sujet ( $a = v_3 dv/dx$ ). Le produit de la masse ( $m$ , kg) de l'ensemble sujet-bicyclette par la décélération, déterminait  $R_T$  fonction de la vitesse moyenne ( $R_T = m a$ ).  $R_a$  et  $R_r$  étaient déterminées à partir de la relation entre  $R_T$  et  $v^2$ .

Comparée à la méthode de référence en soufflerie pour les automobiles, en plein air avec cette méthode,  $R_a$  est surestimée d'environ 5% (5). Mais son avantage est de pouvoir quantifier à la fois  $R_a$  et  $R_r$  sur différents types de terrains. De plus, la méthode est très facilement utilisable en routine et est peu onéreuse comparée à la soufflerie. Toutefois, des erreurs potentielles de mesures sont possibles en tenant compte des conditions environnementales et de la nature du terrain. Ces variables impondérables tendent à altérer la précision de la méthode au point que des variations de mesures proches de 10% et plus ont déjà été observées (36).

Afin d'éviter de telles erreurs de mesure, les tests ont été effectués à l'intérieur de couloirs (8, 7, 15, 26, 33). Récemment, un petit émetteur-détecteur infra rouge a été développé pour mesurer la vitesse en fonction du temps durant la décélération (8). Avec ce système intéressant, de petites déviations standard ( $CV = 5\%$ ) ont été obtenues pour  $R_a$  et  $R_r$ . Toutefois, aucune donnée concernant la reproductibilité et la sensibilité de la méthode est disponible.

La possibilité offerte par cette méthode de mesurer  $R_a$  et  $R_r$  en routine sur le terrain nous a particulièrement séduit. Aussi, n'ayant pas ce dispositif de mesure dans le laboratoire, parallèlement à l'étude 1, une seconde étude (**étude 2**) a été conduite pour réaliser et construire un nouveau dispositif de mesure palliant certains inconvénients rencontrés par le dispositif de l'équipe américaine. Il permettrait d'affiner la précision de la mesure qui n'était pas assez sensible avec le premier dispositif testé (étude 1). L'obtention de ce dispositif nous a ensuite permis de réaliser un certain nombre d'études.

### **3 - Etude 1 : Mesure de la traînée aérodynamique et de la résistance de roulement d'un cycliste dans différentes positions à l'aide d'un dispositif de mesure simple**

*Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon JD (1997). Aerodynamic resistance in field cycling with special reference to the Obree's position. Ergonomics, 40 (12): 1299-1311.*

Cette première étude a consisté à étudier l'influence de la position en cyclisme sur  $R_a$  et  $R_r$ . Les trois principales positions généralement utilisées par les cyclistes sont fonction du type de course et de la géométrie du terrain. La position assise ( $PA$ ), caractérisée par les mains placées sur la partie supérieure du guidon, est essentiellement adoptée lors de l'exercice en montée. La position couchée ( $PC$ ), caractérisée par les mains placées sur la partie inférieure du guidon, est adoptée aux hautes vitesses de déplacement afin de minimiser  $R_a$ . La position aérodynamique ( $PAé$ ), où les avant-bras sont placés sur les coussinets d'un guidon de triathlon, est considérée comme la meilleure pour vaincre  $R_a$ . Elle est principalement utilisée dans les contre-la-montre. Le  $SC_x$  (surface frontale effective,  $m^2$ ), variable représentative de  $R_a$ , (voir équation 2) a été

mesuré par un grand nombre d'auteurs (33, 27, 10, 7, 15, 24, 30, 31, 3, 26). *PA* considérée comme une position de "touriste" a été le sujet de peu d'investigations (27, 15). Les valeurs de  $SC_x$  en *PAé* ont été peu comparées à celles de *PC* (23) et ont été particulièrement bien étudiées par Ménard (30, 31). En juillet 1993, Obree adoptait sur piste une nouvelle position (*PO*) et établissait un nouveau record de l'heure (52.713 km). Ses mains étaient en support sous la poitrine, les avant-bras pliés contre les bras, le tronc incliné en avant proche de la position horizontale. A notre connaissance, les valeurs de  $SC_x$  dans cette nouvelle position n'avaient encore jamais été rapportées dans la littérature. Ainsi, le gain aérodynamique qui pouvait être attendu avec l'adoption de cette position comparée aux trois autres positions classiques n'avait pas encore été montré scientifiquement. C'est pourquoi, l'objectif de ma première étude a été de comparer chez un cycliste de la catégorie élite les valeurs de  $SC_x$  des trois positions classiques (*PA*, *PC*, *PAé*) avec la nouvelle valeur de référence de  $SC_x$  en *PO* en utilisant un dispositif de mesure de la puissance développée sur le terrain (Max One, Look S.A., Nevers, France, 1991). Contrairement aux méthodes de mesure antérieures (19, 24, 30, 32, 7, 33, 10, 3, 27), le dispositif permettait de mesurer  $SC_x$  sur le terrain en condition réelle de locomotion afin de prendre en compte la gestuelle naturelle de l'athlète sur sa bicyclette lors de l'exercice.  $SC_x$  était déterminé à partir de la relation entre  $P_{ext}$  et  $v_d$  comme dans les études antérieures. Le dispositif de mesure de  $P_{ext}$  était inséré dans un moyeu de roue arrière spécialement conçu. Des capteurs transmettaient l'information *via* un câble fixé le long des tubes de la bicyclette à un l'écran d'un boîtier fixé sur le guidon de la bicyclette.

Des expérimentations ont été préalablement conduites afin de tester la validité et la reproductibilité de la  $P_{ext}$  produite par le système de mesure utilisé.  $P_{ext}$  a été mesurée deux fois successivement dans des conditions standard (exercice à bicyclette sur un tapis roulant contre des pentes variant de 1% à 14%) et aucune différence significative n'a été observée entre les deux séries de mesure. Toutefois, une erreur systématique de mesure a été notée autorisant l'utilisation d'un facteur de correction. Dans les quatre positions étudiées,  $R_T$  augmentait linéairement ( $p < 0.001$ ,  $r = 0.90$  à  $0.95$ ) avec  $v_d^2$ .  $SC_x$  était significativement différent ( $p < 0.001$ ) entre les quatre positions, excepté entre *PC* et *PAé*. Comparée à *PA*, en *PC*, *PAé* et *PO*, les réductions significatives de  $SC_x$  étaient de 7.8%, 12.4% et 27.8% respectivement. Ces réductions étaient associées avec le degré de flexion du rachis et avec la diminution de la distance latérale entre les deux membres supérieurs. En *PA*,  $SC_x$  ( $0.299 \text{ m}^2$ ) était inférieur (- 23%) aux valeurs rapportées dans les études précédentes. En *PC* et *PAé*, les  $SC_x$  ( $0.276 \text{ m}^2$  et  $0.262 \text{ m}^2$ ) étaient similaires à ceux rapportés dans les études précédentes. En *PO*, aucune étude n'a permis d'effectuer une comparaison réelle avec la valeur de  $SC_x$  ( $0.216 \text{ m}^2$ ) trouvée dans cette étude. La valeur moyenne de la résistance de roulement dans les quatre positions ( $R_r = 1.95 \text{ N}$ ) était en accord avec les résultats des études antérieures.

Les résultats de cette étude ont montré que la position adoptée par le cycliste Obree déterminait des avantages aérodynamiques substantiels. Elle est certainement un facteur important de la performance en cyclisme pour l'amélioration des records. Cependant, il semble important de prendre en considération les éventuelles altérations que pourrait déterminer cette nouvelle position. En effet, la position très fléchie du buste et le placement des membres supérieurs sous la poitrine pourraient déterminer des changements significatifs de certaines variables physiologiques.

## 4 - Etude 2 : Réalisation et construction d'un dispositif permettant de mesurer la traînée aérodynamique et la résistance de roulement en cyclisme

*Candau R, Grappe F, Menard M, Bonnefoy R, Busso T, Rouillon JD. (co-inventeurs). Système de mesure des résistances aérodynamique et de roulement d'un véhicule terrestre. Brevet d'invention National déposé le 6 octobre 1994 sous le N° 94 - 11968 (cabinet Ballot-Schmit). Déposant: Université de Franche Comté.*

L'étude précédente avait montré que le Max One était un dispositif de mesure qui permettait la mesure des résistances aérodynamiques et de roulement sur le terrain en condition réelle de déplacement. Toutefois, le système de mesure a montré sa limite de sensibilité. En effet, la différenciation de la traînée aérodynamique de deux positions qui déterminent des placements segmentaires légèrement différents est impossible. Une mesure très précise oblige l'apport d'un système de mesure plus performant. De plus, les tests conduits sur le terrain sont soumis aux conditions environnementales extérieures qui peuvent influencer sur les mesures.

Pour nous permettre d'avancer plus loin dans nos travaux, nous étions donc obligés d'adopter une seconde démarche et de tout mettre en œuvre pour réaliser et construire un procédé et un dispositif de mesure des résistances aérodynamiques et de roulement en cyclisme qui puisse remédier aux limites imposées par le Max One. Pour mener à bien cette étude, nous avons immédiatement pris contact avec le Pr. Maurice Ménard (professeur honoraire) qui était l'ancien Directeur de l'Institut Aérotechnique de St Cyr. Cet imminent personnage est le pionnier de l'aérodynamique en France. Il a conduit les premiers véritables travaux sur la thématique de l'aérodynamique appliquée au sport, en étudiant la formule 1, le ski et le cyclisme. Le dispositif que nous avons décidé de mettre au point serait une amélioration de la méthode de décélération sur le terrain utilisée par les équipes américaines (19, 20, 21, 8). Elle est peu coûteuse, facile à mettre en place sur tous les terrains, et donne des résultats en accord avec ceux mesurés en soufflerie. Elle offre par ailleurs une large gamme de possibilités. Toutefois, nous nous étions aperçu de certains inconvénients inhérents à cette méthode. C'est pourquoi, l'amélioration de la méthode viserait essentiellement la méthode de calcul des résistances (algorithme différent) à partir d'un système de mesure plus facile à utiliser en routine.

Le dispositif de base élaboré par Kyle et Edelman (27) à partir de six capteurs de pression, calcule les vitesses moyennes dans chaque intervalle à partir des temps mesurés entre les impulsions électriques délivrées entre deux capteurs. La régression linéaire qu'ils trouvent entre les vitesses moyennes et les distances n'est physiquement pas une régression linéaire car durant la phase de décélération, le déplacement du cycliste n'est pas un mouvement uniformément décéléré. La décélération n'est par conséquent pas constante car elle est sous l'effet de la traînée aérodynamique qui s'oppose au déplacement et qui augmente avec le carré de la vitesse de l'air. La relation entre la vitesse et la distance ne peut pas être une droite. La méthode proposée par Kyle et Edelman (27) qui suppose que sur 30 mètres la décélération est constante, introduit par conséquent une erreur qui peut se répercuter sur l'évaluation  $R_a$  et  $R_r$ . En s'inspirant de ce système de mesure américain très ingénieux, nous avons souhaité élaborer une version améliorée du procédé et du dispositif de mesure afin de pouvoir mesurer de manière encore plus précise  $R_a$  et  $R_r$ .

Les améliorations apportées au système de Kyle et Edelman sont les suivantes :

- Les capteurs qui délivrent les impulsions électriques sont au nombre de 3. Ce qui réduit le coût et le temps consacré à la mise en place du matériel lors des séances de test.
- $R_a$  et  $R_r$  sont calculées à partir 1) de la détermination de la vitesse initiale calculée à partir de l'intervalle de temps mesuré entre les impulsions délivrées par le premier et le deuxième capteur, 2) de l'intervalle de temps mesuré entre les impulsions délivrées par le deuxième et le troisième capteur (voir principe de la méthode ci-après), et 3) à l'aide d'un algorithme décrivant la décroissance de la vitesse du véhicule sous l'effet des résistances aérodynamiques et de roulement.

Ainsi, notre méthode se propose d'introduire un minimum d'erreur en ne considérant pas constante la décélération du cycliste car le mouvement qu'il détermine n'est physiquement pas uniformément décéléré.

Une fois réalisé, notre système de mesure a été validé par :

- Différentes séries de mesures dans une même position sur la bicyclette pour montrer sa reproductibilité,
- des tests avec différentes pressions de gonflage des pneumatiques et différentes positions sur la bicyclette visant à montrer sa sensibilité.

### **Principe de la méthode**

Dans un couloir plat « indoor » de 80 m de long (en l'absence de vent), sur un sol en linoléum, un cycliste s'élance puis cesse de pédaler (sujet en roue libre). Cette procédure est répétée 30 fois avec des conditions expérimentales constantes (position du sujet sur la bicyclette identique). Seule la vitesse initiale avant décélération varie (de 2,5 à 12,8 m.s<sup>-1</sup>). L'accélération du cycliste est mesurée avec un système de chronométrage à partir de l'horloge interne d'un ordinateur *via* une interface spécialement conçue (30 μs, Electronique Informatique du Pilat, Jonzieux, France). Le système de chronométrage est constitué de trois bandes (C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>) sensibles à la pression exercée par le passage de la roue avant du cycliste. Entre C<sub>1</sub> et C<sub>2</sub> (5 m), la vitesse initiale du cycliste est quantifiée. Le temps (T<sub>2</sub>) pour couvrir la distance (20 m) de C<sub>2</sub> à C<sub>3</sub> (L<sub>2</sub>) est mesuré.

Une méthode de calcul itérative est employée pour calculer, à chaque instant, les résistances à l'avancement, l'accélération, la vitesse de déplacement et la distance théorique couverte (L<sub>2</sub><sup>\*</sup>) entre C<sub>2</sub> et C<sub>3</sub> à partir de l'équation suivante :

$$D^*(v_0, T) = 1/(2\beta) \cdot \ln \left[ \frac{\left( 1 + \tan \left( \sqrt{\alpha\beta} \cdot T - \operatorname{atan} \left( \sqrt{\beta/\alpha} \cdot v_0 \right) \right) \right)^2}{1 + (\beta/\alpha) \cdot v_0^2} \right] \quad (14)$$

où,  $D^*$  correspond à  $L_2^*$ ,  $v_0$  (m.s<sup>-1</sup>) est la vitesse instantanée à C<sub>2</sub>,  $T$  (s) est le temps mesuré entre C<sub>2</sub> et C<sub>3</sub>,  $\alpha = -g C_r$  et  $\beta = -\rho S C_x / [2 \cdot (\text{masse cycliste} + \text{bicyclette})]$ .

Toutefois, comme  $v_0$  n'est pas égale à la vitesse moyenne entre C<sub>1</sub> et C<sub>2</sub>, la décélération du cycliste entre ces points est prise en considération pour affiner la méthode de mesure. Ainsi,  $v_0$  (de l'équation 14) est calculée à partir de l'équation :

$$v_0 = V(D_{initial}, T_{initial}) = \sqrt{\alpha / \beta} \left( \cos(\sqrt{\alpha\beta} \cdot T_{initial}) - e^{\beta \cdot D_{initial}} \right) / \sin(\sqrt{\alpha\beta} \cdot T_{initial}) \quad (15)$$

où,  $v$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) est la vitesse moyenne entre  $C_1$  et  $C_2$ ,  $T_{initial}$  (s) le temps entre  $C_1$  et  $C_2$  et  $D_{initial}$  (m) la distance entre  $C_1$  et  $C_2$ .

En utilisant les équations 14 et 15,  $SC_x$  et  $C_r$  sont déterminés par itérations en minimisant la somme des écarts des moindres carrés entre  $L_2^*$  (distance parcourue pendant  $T_2$ ) et  $L_2$ .

$SC_x$  et  $C_r$  étant inconnus dans l'équation 14, ils sont déterminés par itérations en minimisant la somme des écarts des moindres carrés entre  $D^*$  et  $D$  qui représentent les distances entre  $C_2$  et  $C_3$  respectivement, calculée et mesurée. A chaque itération,  $v_0$  et  $D^*$  étaient calculés en reconsidérant les nouvelles valeurs de  $SC_x$  et  $C_r$ .

## 5 - Etude 3 : Validation du dispositif de mesure

*Candau R, Grappe F, Ménard M, Barbier B, Millet GY, Hoffman MD, Belli A, Rouillon JD (1999). Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. Med Sci Sports Ex, 31(10): 1441-1448.*

Pour que le système soit valide, nous devons tester sa reproductibilité et sa sensibilité à partir de différentes conditions expérimentales. Pour tester la reproductibilité, un cycliste en position de triathlète a répété quatre fois la même série de mesure (4 x 30 = 120 passages) à partir du protocole standard préalablement défini sur une bicyclette de course classique équipée de boyaux gonflés à une pression standard. Les données ont été analysées selon trois façons :

1. tous les tests de décélération étaient inclus dans les calculs,
2. seuls les tests de décélérations qui déterminaient une différence entre  $D$  et  $D^*$  inférieure à deux écarts types au dessus de la différence moyenne étaient inclus dans le calcul,
3. afin d'évaluer l'influence du nombre d'essais par procédure de test sur la précision des mesures de  $SC_x$  et  $C_r$ , une troisième analyse a été effectuée en utilisant 15 essais de décélération à partir des 4 procédures testées.

La variabilité du test dans la première analyse (30 décélérations par test) a été comparée à celle de la troisième analyse (15 décélérations par test).

La sensibilité du dispositif a été testée à partir de tests effectués avec différentes positions de la tête sur la bicyclette pour observer les différences de  $SC_x$  à partir de la méthode :

1. tête relevée
2. tête en ligne avec le buste
3. tête avec une position intermédiaire

Pour chaque condition, la position du reste des parties du corps était standardisée et ne bougeait pas.

Nous avons également testé la sensibilité du dispositif en regard de  $C_r$  à partir de la modification de la charge verticale appliquée sur les pneumatiques de la bicyclette. Les tests ont été effectués avec :

1. aucune masse additionnelle,

2. des masses additionnelles de 5, 10 et 15 kg.

Le sujet roulait en position assise et portait les charges additionnelles dans un sac à dos. Afin de garder constant  $SC_x$  pour chaque condition, le volume du sac était maintenu constant. La pression de gonflage des pneumatiques était également constante.

Lors des tests de reproductibilité, l'erreur moyenne était de 0,76% et 0,54% respectivement pour  $SC_x$  et  $C_r$ . Une analyse de variance a montré que  $SC_x$  était significativement différent entre les quatre positions. Cette différence significative de  $SC_x$  entre les positions a confirmé la sensibilité importante de la méthode puisqu'elle était en mesure de déterminer des changements de positions minimes. En soufflerie (méthode de référence), l'erreur de mesure est d'environ 1%. Dans cette étude, l'erreur moyenne inférieure à 1% a montré que la méthode de détermination de  $SC_x$  et  $C_r$  possédait une reproductibilité proche de la méthode de référence. De plus, les valeurs de  $SC_x$  et  $C_r$  observées dans les différentes conditions expérimentales étaient similaires à celles relevées dans la littérature.

En conclusion, les résultats de cette étude ont montré que la méthode était valide (reproductible et sensible) et utilisable pour étudier les résistances aérodynamiques et de roulement en cyclisme. En outre, elle présente l'avantage d'une mesure en situation réelle de déplacement (mouvements de rotation des membres inférieurs et mouvements latéraux de la bicyclette possibles) peu coûteuse qui peut être utilisée pour des mesures à ski et en fauteuil roulant.

Nous avons déposé un brevet d'invention à l'INPI portant sur le dispositif de mesure en considérant que d'une part, le prix d'une journée d'essais en soufflerie est proche de 100.000 F et que d'autre part, les études d'antériorité ne montraient pas de trace d'un tel procédé en France. Le brevet porte sur un "Système de mesure des résistances aérodynamiques et de roulement d'un véhicule terrestre" (brevet d'invention National déposé le 6 octobre 1994 sous le N° 94-11968 ; cabinet Ballot-Schmit ; déposant : Université de Franche Comté). Le système a été commercialisé à un prix d'environ 15 000 F.

Les revendications principales dans le dépôt de brevet portent sur trois aspects distincts :

- le dispositif (système de chronométrage original avec une précision inférieure à 1/1000 s)
- le procédé (méthode de calcul employée)
- les applications : 1) mesure de la puissance mécanique externe lors du sprint en cyclisme, et 2) détermination des aptitudes énergétiques de l'athlète à partir de son  $SC_x$ ,  $C_r$  et de ses records personnels sur piste).

## **6 - Etude 4 : Variations du coefficient de roulement en fonction de la pression de gonflage et de la charge**

*Grappe F, Candau R, Barbier B, Hoffman M, Belli A, Rouillon JD (1999). Influence of tyre pressure and vertical load on rolling coefficient and simulated cycling performance. Ergonomics, 10 : 1361:1371.*

Le dispositif de mesure des résistances à l'avancement étant validé et utilisable en routine facilement, j'ai souhaité étudier l'influence de la pression de gonflage et de la charge verticale sur  $R_r$  en cyclisme sachant que les travaux sur ce sujet étaient relativement pauvres. De plus, j'ai réalisé un logiciel sous "excel" permettant de faire des simulations et de prédire une performance en fonction des principales variables mécaniques étudiées jusqu'à présent (voir équation 6).

La diminution de  $R_r$  a été un facteur majeur contribuant à l'amélioration de la performance en cyclisme durant les vingt dernières années.  $R_r$  a été réduite à partir du développement de pneumatiques autorisant de hautes pressions de gonflage ( $P_r$ , kPa), et des bicyclettes plus légères ayant pour effet de réduire la force verticale ( $F_v$ , N) appliquée sur les pneumatiques.

La résistance de roulement en cyclisme est directement liée aux pertes par déformation hystérétique des matériaux (18, 31, 36, 37). La déformation hystérétique apparaît dans le cas de matériaux non élastiques. Ainsi, lorsqu'on applique une charge linéaire sur un matériau, il existe une charge limite à partir de laquelle le matériau s'allonge plus que la loi linéaire ne la prévoit. Si l'on diminue la charge limite, le matériau ne reprend pas sa position initiale. Mathématiquement, l'aire comprise entre la courbe d'étirement et la courbe de relâchement du matériau représente l'énergie de déformation du matériau. Cette énergie est associée à une perte hystérétique qui se traduit par un dégagement de chaleur. En cyclisme, le pneumatique en caoutchouc qui se déplace sur une surface dure se comprime à chaque passage en ne reprenant que très lentement sa forme initiale. Les pneumatiques génèrent ainsi des pertes hystérétiques (18, 31, 36, 37). La magnitude de cette déformation détermine la grandeur de  $C_r$  qui varie dans des proportions importantes de 0,0015 à 0,017 (24) en fonction de variables qui induisent des pertes hystérétiques plus ou moins importantes (1, 22, 24, 26, 27, 28, 31, 39) :

1. *La pression de gonflage* : La pression de l'air à l'intérieur des pneumatiques influe directement sur la surface de contact avec le sol. Ainsi, plus la pression des pneumatiques est faible, plus la surface de frottement au sol est grande et par conséquent, plus la résistance de roulement augmente.
2. *Le type de pneumatique* : Il a été rapporté (22) que les pneumatiques qui ne contiennent pas de chambre à air déterminent une  $R_r$  inférieure aux boyaux (qui contiennent une chambre à air grâce à une couture). Toutefois, Ménard (31) et Ménard *et al.* (30) estiment que les boyaux de qualité supérieure en coton ou en soie déterminent une moindre  $R_r$  comparée aux pneumatiques classiques.
3. *L'épaisseur de la gomme à déformer* : Plus importante est l'épaisseur de la gomme du pneumatique à déformer et plus élevées seront les pertes hystérétiques. Par conséquent,  $C_r$  augmente avec l'épaisseur de la chape (31).
4. *La nature des matériaux utilisés* : Les pertes hystérétiques semblent correspondre à un frottement interne entre les macromolécules constituant le caoutchouc. La texture avec laquelle a été fabriqué un boyau (coton ou nylon) pourrait également avoir une action non négligeable sur  $C_r$ . Ainsi, des gains de 20 % ont été obtenus en changeant les proportions des constituants chimiques du caoutchouc (31).
5. *La sculpture de la chape du pneumatique* : Indépendamment de l'épaisseur, la forme de la sculpture a, par son aptitude à se déformer une influence sur  $C_r$

(pompage d'air à l'intérieur des micro-cavités de la structure du pneumatique). Une bande roulement très lisse peut diminuer la résistance de roulement de 14 % à 18 % comparée à une bande de roulement qui admet des irrégularités (24).

6. *La section transversale du boyau* : Les contraintes locales sont moins importantes pour le pneumatique de grosse section que pour celui de faible section, qui augmente  $C_r$  (31). Cependant, un compromis avec la traînée aérodynamique due à la largeur du pneumatique doit être établi.
7. *L'ellipse de contact* : La surface de contact observée entre le boyau et le sol a une forme d'ellipse. Il existerait une relation étroite entre la forme de l'ellipse et  $C_r$  (31).
8. *Le diamètre de la roue* : Plus on augmente le diamètre de la roue et plus la forme de l'ellipse de contact induit une diminution de  $C_r$ . Toutefois, une roue de diamètre plus petit impliquera une diminution significative de la traînée (24, 31).
9. *L'angle de dérive* : C'est l'angle que fait le plan de roulage du pneumatique avec la trajectoire de la bicyclette. Cette dérive permet d'annuler la force centrifuge au virage.  $C_r$  augmente rapidement en fonction de l'angle de dérive (24, 31).
10. *La nature du sol* :  $C_r$  augmente si la compacité diminue. L'idéal en cyclisme est de trouver un sol qui soit le plus élastique possible afin de diminuer les pertes par déformation hystérétique. Le revêtement de la route influe directement sur  $C_r$ .
11. *La température* : Pour une température variant entre 0°C et 30°C, les pertes par déformation hystérétiques peuvent diminuer de près de 40 % (31).

En cyclisme, à des vitesses de compétition de  $14 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $R_r$  représente seulement 10% de la résistance totale qui s'oppose au déplacement. En revanche, à de faibles vitesses ( $7 \text{ m.s}^{-1}$ ),  $R_r$  peut atteindre 30% de la force totale (3, 10, 11, 12, 15, 27, 30, 31, 33). Dans la plupart des études préalablement conduites,  $R_r$  a été rapportée indépendante de la vitesse de déplacement et égale au produit de  $C_r$  et de  $F_v$  (voir équation 3) (2, 3, 7, 10, 12, 23, 30, 31, 33).

Une étude récente sur le cyclisme conduite en laboratoire avait rapporté une relation linéaire positive entre  $C_r$  et  $F_v$  et une relation inverse entre  $C_r$  et  $P_r$  (31). Cependant, une étude moins récente conduite sur le terrain avait aussi observé une relation inverse entre  $C_r$  and  $P_r$  mais non linéaire (28). De plus, les études antérieurement menées en laboratoire et sur le terrain avec des véhicules de transport montraient de nombreuses relations empiriques entre  $C_r$  et  $P_r$  et entre  $C_r$  et  $F_v$  (36).

Il a été montré qu'une diminution de 0.02% de  $C_r$  avait un impact important sur la performance en course (28). Ce changement de  $C_r$  pourrait résulter de la seule augmentation de 10% de  $P_r$ . Une étude récente en laboratoire a conclu qu'une augmentation de  $P_r$  de 550 to 960 kPa était trop petite pour détecter des variations de mesures des variables métaboliques (34). Ainsi, des variations de  $P_r$  et  $F_v$  auraient des conséquences significatives sur la performance en cyclisme sans que cela puisse être mesuré physiologiquement.

Suite aux constats énoncés préalablement, nous avons étudié (13) d'une part, les relations qui liaient  $C_r$  avec  $P_r$  et  $C_r$  avec  $F_v$  et d'autre part, les effets de la variation de  $P_r$  et de  $F_v$  sur la performance en cyclisme à partir de l'utilisation d'un modèle mathématique conçu spécialement dans "Excel". Ce modèle permettait d'estimer la vitesse de déplacement théorique du cycliste à partir de la détermination par itérations des valeurs de  $R_a$  et de  $R_r$ .

Un sujet a effectué une série de tests à partir de deux conditions expérimentales différentes. La première condition visait à étudier l'influence de cinq pressions de gonflage différentes sur  $C_r$  (150, 300, 600, 900 and 1200 kPa). La seconde procédure de test étudiait l'influence de quatre charges verticales différentes (5, 10 and 15 kg) sur  $C_r$ . Le protocole expérimental était similaire à celui rapporté lors de l'étude 3 concernant la validation du système de mesure.

La détermination de  $SC_x$  et de  $C_r$  a été réalisée à l'aide de notre système de mesure à partir du protocole exposé dans l'étude 2 concernant la réalisation du dispositif.

Le résultat principal de cette étude est d'avoir montré que l'influence de  $P_r$  et de  $F_v$  sur  $C_r$  est de nature non linéaire.  $C_r$  diminuait curvilinéairement avec l'augmentation de  $P_r$  et augmentait curvilinéairement avec l'élévation de  $F_v$ . Le modèle mathématique utilisé pour prédire la performance a montré que de très petites variations de  $P_r$  et de  $F_v$  pouvaient entraîner des variations significatives de la performance.

La relation hyperbolique inverse observée dans cette étude entre  $C_r$  et  $P_r$  est probablement due à la forme de l'ellipse de contact résultante de  $P_r$  et des propriétés élastiques du pneumatique. Un résultat similaire avait déjà été rapporté pour des pneumatiques de véhicules de transport. Il pourrait être lié aux pertes hystérétiques qui ont lieu lors des déformations observées au niveau des boyaux. Elles se manifestent par un dégagement de chaleur qui est inversement proportionnel à l'élasticité des pneumatiques.  $P_r$  diminuait et les pertes hystérétiques augmentaient rapidement pour des  $P_r$  inférieures à 300 kPa. Ce résultat suggère que les boyaux perdent une grande partie de leur élasticité pour des  $P_r$  inférieures à 300 kPa. Les valeurs de  $C_r$  étaient similaires à celles rapportées dans la littérature.  $C_r$  diminuait de moitié (57%) entre 150 kPa et 1200 kPa. Entre 600 et 900 kPa (pressions habituellement utilisées par les cyclistes sur route et sur piste),  $C_r$  diminuait de 21,8%. Cela représente une diminution de la résistance totale à l'avancement de 2% pour un cycliste qui roule à 45 km.h<sup>-1</sup>. Ce résultat montre que pour des  $P_r$  supérieures à 600 kPa, il ne faut pas s'attendre à trouver des diminutions importantes de  $C_r$ .

Cette étude a montré qu'une surcharge de 15 kg entraînait une augmentation de 11.4% de  $C_r$ . L'influence de  $F_v$  sur  $C_r$  n'est par conséquent pas négligeable.  $C_r$  était relié avec  $F_v$  à partir d'une relation polynomiale du second degré. Ce résultat avait déjà été observé sur des véhicules de transport. En revanche ce type de relation n'avait pas été observée dans les précédentes études qui relataient une relation linéaire entre les deux variables (31, 24, 28). Cette non linéarité de la relation observée entre  $F_v$  et  $C_r$  est probablement à mettre sur le compte de la présence de pertes hystérétiques qui augmentent au niveau des pneumatiques.

Notre modèle permettant de prédire la performance en cyclisme a montré qu'une diminution sensible de  $C_r$  à partir d'une augmentation de  $P_r$  permettait d'améliorer

significativement la performance. Pour une  $F_v$  donnée, une augmentation de  $P_r$  de 900 à 1200 kPa permettrait l'augmentation d'une distance de 100 m sur un record de l'heure sur piste. En revanche, pour une  $P_r$  donnée, une augmentation de  $F_v$  de 5 kg entraînerait directement une diminution de 200 m de la distance parcourue durant ce type de record.

Au total, cette étude a montré que les relations  $C_r - P_r$  et  $C_r - F_v$  en cyclisme étaient similaires à celles rapportées avec les véhicules de transport. La non linéarité des relations observées entre les variables résulterait probablement de la façon avec laquelle ces variables altèrent l'ellipse de contact et les propriétés élastiques du pneumatique. De plus, il semble inutile de gonfler des pneumatiques à des pressions de gonflage trop élevées. La pression moyenne de 700 kPa utilisée par la majorité des coureurs sur route apparaît bien appropriée. Elle permet de diminuer les risques de crevaison, d'éviter les dérapages dans les virages et détermine une résistance de roulement optimale sur tous les types de terrains.

## Bibliographie

1. Burke E, Larry (1974). Rolling resistance measurements on the criterium 250 tubular tires. *Bicycling*, pp. 58-59.
2. Candau R, Grappe F, Ménard M, Barbier B, Millet GY, Hoffman MD, Belli A, Rouillon JD (1999). Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Med Sci Sports Ex*, 31(10): 1441-1448,.
3. Capelli C, Rosa G, Butti F, Ferretti G, Veicsteinas A, Di Prampero PE (1993). Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *Eur J Appl Physiol* 67 : 144-149.
4. Chandler NR, Chandler CH (1910). Tractive resistance to cycling. *Cycling*, 20th July, B.2 and 3rd August, 9 : 132.
5. Davis WJ (1926). The tractive resistance of electric locomotives and cars. *Electric Review*. 29 : 685-700.
6. Davies CTM (1980). Effect of air resistance on the metabolic cost and performance of cycling, *Eur J Appl Physiol*, 45 : 245-254.
7. Davies CTM (1980). Effects of wind assistance and resistance on the forward motion of a runner. *J Appl Physiol*, 48(4) : 702-709.
8. De Groot G, Sargeant A, Geysel J (1995). Air friction and rolling resistance during cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 27 :1090-1095.
9. Dickinson S (1929). The efficiency of bicycle-pedaling, as affected by speed and load. *J Physiol London*, 67: 242-255.
10. Di Prampero PE, Cortili G, Mognoni P, Saibene F (1979). Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol* , 47(1) : 201-206.
11. Di Prampero PE (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med*, 7: 55-72.

12. Grappe F, Candau R, Belli A, Rouillon JD (1997). Aerodynamic resistance in field cycling with special reference to the Obree's position. *Ergonomics*, 40(12): 1299-1311.
13. Grappe F, Candau R, Barbier B, Hoffman M, Belli A, Rouillon JD (1999). Influence of tyre pressure and vertical load on rolling coefficient and simulated cycling performance. *Ergonomics*, 10: 1361:1371.
14. Griffith JM, Venhuizen J R (1986). Least-squares estimates of automotive-drag coefficients from coast-down tests. *Proceedings of the American control conference*. 1:189-194.
15. Gross AC, Kyle CR, Malewicki DJ (1983). The aerodynamics of human-powered land vehicles. *Sc American*, 249 : 126-134.
16. Hoerner SF (1965). Résistance à l'avancement dans les fluides. Gauthier-Villars (Ed), Paris. pp. 8-68.
17. Judje AW (1925). The mechanism of the car. London : Chapman and Hall Ltd.
18. Kauzlarich JJ, Thacker JG (1985). Wheelchair tyre rolling resistance and fatigue. *J Rehab Res Develop*, 22 : 25-41.
19. Kawamura TM (1953). Wind drag of bicycles. Report N° 1 (november), Tokyo University.
20. Kempe (1969). Engineers' yearbook. London : Morgan Brother Publishers Ltd.
21. Kyle CR (1979). Reduction of wind resistance and power output of racing cyclists and runners traveling in groups. *Ergonomics*, 22 : 387-397.
22. Kyle CR (1988). The mechanics and aerodynamics of cycling. In : *Medical and scientific aspects of cycling*. Burke ER (Ed.), Human Kinetics Books, Champaign, Ill. pp. 235-251.
23. Kyle CR (1989). The aerodynamics of handlebars and helmets. A review of Steve Hed's new wind tunnel tests. *Cycling Science* (december), 1(4) : 22-25.
24. Kyle CR, Burke ER (1984). Improving the racing bicycle. *Mechanical engineering*, 9 : 34-45.
25. Kyle CR, Caiozzo VJ (1981). Experiments in human ergometry. Transactions, first international human-powered vehicle scientific symposium, Allan Abbott, Ed. Anaheim, California, pp. 65-78.
26. Kyle CR, Crawford C, Nadeau D (1973). Factors affecting the speed of a bicycle. CSULB engineering report 73-1, California State University, Long-Beach. pp. 0-16.
27. Kyle CR, Edelman WE (1975). Man powered vehicle design criteria. Proceedings of third international conference on vehicle system dynamics, Amsterdam, Blackburg, pp. 20-30.
28. Kyle CR, Van Valkenburg P (1985). Rolling resistance. *Bicycling*. pp. 141-152.
29. Lacour JR, Barthélémy JC (1991). Trainability of pedaling and running skills. In: *Biomedical division*. Elsevir Science Publisher B.V., Sport for all (Eds), P. Oja and R. Delalma, pp. 155-161.
30. Ménard M, Blanche C, Niepceron G (1990). L'aérodynamisme et la pratique de la bicyclette. In : *Contribution à l'amélioration des performances du coureur cycliste*. Rapport du Conservatoire National des Arts et Métiers, Paris. pp. 31-58.
31. Menard M (1992). L'aérodynamisme et le cyclisme. In : *Jornadas internacionales sobre biomecanica del ciclismo, Tour 92*. Donostia San Sebastian : Centro de estudios e investigaciones tecnicas de gipuzkoa.
32. Nonweiler T (1956). Air resistance of racing cyclists. *Cranfield College of Aeronautics Report* (England), 106 : 1-9.

33. Pugh LGCE (1974). The relation of oxygen intake and speed in competition cycling and comparative observations on bicycle ergometer, *J Physiol (London)*, 241: 795-808.
34. Ryschon TW, Stray-Gundersen J (1993). The effect of tyre pressure on the economy of cycling, *Ergonomics*, 36 : 661-666.
35. Sharp A (1896). Bicycles and tricycles. London : Longmans, Green and Co.
36. Schuring DJ (1980). The rolling loss of pneumatic tires. *Rubber Chem. Techno.*, 53: 600-727.
37. Tabor,D (1955). Elastic work involved in rolling a sphere on another surface. *Breath J Appl Physiol*, 6 : 79-81.
38. Whitt FR (1967). Power of electric cars. *Engineering*, 204 (5296) : 613.
39. Whitt FR (1971). A note on the estimation of the energy expenditure of sporting cyclists. *Ergonomics* 14 : 419-424.

## **Thématique 2**

### **Fréquence optimale de pédalage et performance en cyclisme**

## 1 - Etude 5 : Détermination de la fréquence optimale de pédalage en fonction de l'intensité de l'exercice

*Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. Eur J Appl Physiol, 79: 426 - 432.*

Lors d'un exercice de pédalage, l'optimisation du déplacement peut être envisagée à partir de différents aspects : musculaire, technique (gestuelle de pédalage) et technologique. Un des paramètres essentiels et facilement modifiable, est la fréquence de pédalage. En effet, le cycliste peut choisir sa fréquence de pédalage en modifiant le développement utilisé. Existe-t-il une fréquence de pédalage meilleure qu'une autre ? Cette fréquence optimale est-elle différente d'un cycliste à un autre ? La fréquence de pédalage doit-elle varier selon les contraintes de la situation ?

Deux situations distinctes d'exercice sont rencontrées, les contraintes mécaniques et physiologiques étant différentes : les exercices réalisés en condition sous maximale, de type endurance et les exercices réalisés en condition maximale, de type sprint.

### L'EXERCICE EN CONDITION SOUS MAXIMALE

Lors d'un exercice de pédalage réalisé en condition sous maximale (c'est-à-dire en dessous de 80% de la Puissance Maximale Aérobie du cycliste), le rendement musculaire est une des variables essentielles. Le rendement est défini par le rapport énergie mécanique fournie sur énergie métabolique utilisée. La seule source d'énergie étant alors aérobie (glycolytique et/ou lipolytique), mesurer la consommation d'oxygène ( $VO_2$ ) permet d'estimer la libération d'énergie métabolique nécessaire à ce travail. La puissance mécanique développée peut être déterminée précisément grâce à une bicyclette ergométrique durant un test en laboratoire. Lors d'un exercice sous maximal, une certaine valeur de consommation d'oxygène correspond à une puissance de travail spécifique, pour chaque individu. La puissance développée étant le produit de la force exercée sur les manivelles par la fréquence de pédalage ( $\text{Puissance} = \text{Force} \times \text{Vitesse}$ ), il est possible de faire varier ces deux composantes tout en obtenant une puissance constante. Ainsi, deux combinaisons différentes de force et de fréquence (comme force faible - fréquence élevée ou force élevée - fréquence faible) peuvent produire un même niveau de puissance. Par exemple, pour développer une puissance de 200 W, il est possible de pédaler à une fréquence de 100 rpm pour une force de 20 N ou de pédaler à une fréquence de 50 rpm pour une force de 40 N. Or, pour ces deux combinaisons, la  $VO_2$  n'est pas nécessairement identique bien que la puissance le soit. Ainsi, pour une même puissance développée, on peut obtenir une  $VO_2$  faible ou élevée selon la combinaison force - fréquence utilisée. De plus, la fréquence de pédalage utilisée par le sujet peut déterminer le type de fibres musculaires recrutées lors de l'exercice (fibres rapides ou fibres lentes) [39, 69]. Il existe donc une force optimale et une fréquence optimale pour développer un certain niveau de puissance tout en consommant le moins d'oxygène possible, c'est-à-dire utiliser le moins de carburant pour une même charge de travail [38].

Un test réalisé en laboratoire sur une bicyclette ergométrique permet la détermination de cette force optimale et, plus précisément, de cette fréquence optimale de pédalage.

Un des protocoles expérimentaux utilisé le plus couramment consiste en la réalisation de 5 paliers successifs de 4 min, séparés de 1 min de récupération passive [23, 86]. La puissance de travail, identique pour les 5 paliers, doit être relativement faible (inférieure à 250 W) de façon à ce que l'exercice soit réalisé en condition strictement aérobie. Le choix d'une puissance fixée à 150 W permet à tout cycliste de rester en condition sous maximale, qu'il soit de niveau débutant ou expert. En effet, différentes études ont montré que pour une puissance de 150 W, la  $VO_2$  correspondait à environ 50-60% de la consommation maximale d'oxygène chez un sujet sain et/ou sportif [23, 25, 95]. De plus, la concentration en lactate sanguin ne dépasse pas  $2 \text{ mmol.l}^{-1}$ , ce qui confirme la prédominance des voies aérobies [104]. Afin de garder la puissance constante à 150 W, une combinaison entre respectivement, la force de friction appliquée (37,5, 25, 18,5, 15 et 12,5 N) et la fréquence de pédalage (40, 60, 80, 100 et 120 rpm) peut être proposée [23, 51]. La durée de chaque palier doit être d'environ 3-4 min afin d'atteindre un état stabilisé de  $VO_2$ , quel que soit le palier.

L'évolution de la  $VO_2$  en fonction de la fréquence de pédalage au cours de ce test est de type parabolique [51, 86]. Il faut noter que l'évolution de la fréquence cardiaque avec la fréquence de pédalage suit très sensiblement celle de la  $VO_2$ . Il est ainsi possible de déterminer la fréquence optimale de pédalage à partir de la mesure de la fréquence cardiaque au moyen d'un cardiofréquence-mètre. La  $VO_2$  est élevée pour les conditions force élevée - fréquence faible et force faible - fréquence élevée, bien que la puissance développée par le cycliste soit identique. Par contre, elle est minimale dans une condition spécifique de force et de fréquence appelée force optimale et fréquence optimale. Notons qu'une relation similaire  $VO_2$  - Vitesse est obtenue sur une fibre musculaire isolée car le rendement mécanique de la fibre est principalement influencé par la vitesse de raccourcissement à laquelle la contraction se produit [40, 48, 49].

Dans la littérature scientifique, les fréquences de pédalage pour lesquelles la  $VO_2$  est minimale sont de l'ordre de 40 - 60 rpm [3, 6, 22, 23, 38, 45, 51, 57, 70, 72, 79]. Ces fréquences, généralement appelées fréquences métaboliquement optimales, ne sont valables que si l'exercice est réalisé sur cycloergomètre en laboratoire ou sur le terrain (au moyen d'appareils de mesure portatifs).

L'augmentation de la  $VO_2$  aux fréquences de pédalage faibles est due à la tension musculaire imposée trop élevée. Par contre, lorsque la fréquence devient trop importante, trois explications peuvent être avancées :

- 1) L'augmentation de la  $VO_2$  est due au travail supplémentaire que demande la stabilisation du tronc lors d'un pédalage à fréquence élevée [19, 71],
- 2) L'énergie dépensée pour le mouvement des membres inférieurs à vide (pédalage sans charge), appelée travail interne, augmenterait de façon exponentielle avec la fréquence de pédalage [60, 61, 101, 103],
- 3) Enfin, Gladeen et Welch (39) et Londeree et coll. (69) ont justifié l'élévation de la  $VO_2$  à des fréquences élevées par un recrutement privilégié des fibres musculaires de type rapide qui sont moins économiques que les fibres lentes. Ainsi, pédaler aux alentours de 60 rpm permet de minimiser la contrainte métabolique, que l'exercice soit réalisé sur bicyclette ergométrique, en laboratoire ou sur le terrain, lors d'une épreuve de type moyenne à longue distance, d'intensité moyenne.

Toutefois, certaines variables peuvent influencer cette fréquence de pédalage métaboliquement optimale. En effet, plus la puissance à développer est élevée, plus la fréquence optimale sera, elle aussi élevée [3, 6, 23, 26, 35, 85, 88, 95]. A titre d'exemple, la fréquence optimale est de l'ordre de 40 rpm pour une puissance de

120 W, de 50 rpm pour une puissance de 200 W et de 60 rpm pour une puissance de 300 W [85]. Ainsi, le cycliste doit augmenter sa fréquence de pédalage s'il souhaite augmenter sa puissance tout en minimisant toujours sa dépense énergétique. D'un point de vue mathématique, il est logique d'augmenter la fréquence si la puissance augmente, de façon à réduire la force à développer [76, 102]. L'exemple proposé ci-dessous permet de mieux cerner ce phénomène. Si la puissance est de 100 W (exercice ressenti comme très facile) et la fréquence de 50 rpm, la force développée doit être de 20 N, ce qui représente une intensité relativement faible. Si la puissance augmente jusqu'à 300 W (puissance ressentie comme pénible car proche de la PMA chez des sujets entraînés) et que la fréquence reste à 50 rpm, la force à développer devrait être de 60 N. Or, cette force est bien trop élevée pour cette faible fréquence puisqu'il faut, à chaque tour de pédale lors des passages aux points morts, relancer les roues et/ou le volant d'inertie. Par contre, pour cette même puissance de 300 W, l'augmentation de la fréquence de 50 à 70 rpm permet de réduire la force à développer de 60 à 43 N. La fréquence imposée reste toujours métaboliquement optimale et la force à développer devient bien plus supportable. L'exercice est par conséquent plus facilement réalisable.

Les conditions de terrain modifient aussi la fréquence de pédalage optimale. En effet, sur terrain plat, l'énergie dépensée est principalement utilisée pour vaincre la résistance de l'air. Par contre, lors d'une montée, l'énergie dépensée sert surtout à lutter contre la force de gravité [93]. Couramment, les cyclistes réduisent leur fréquence de pédalage lorsqu'ils sont en montée, en augmentant en valeur relative le développement utilisé. Pourtant, une étude récente a montré qu'il était préférable, dans une optique d'optimisation du rendement métabolique, de garder une fréquence de pédalage relativement élevée (la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque et le débit ventilatoire sont significativement inférieurs à une fréquence de 80 rpm en comparaison à 40 rpm) [93]. En fait, il est préférable de "mouliner" plutôt que de "tirer des gros braquets" !

Un autre élément influençant la fréquence de pédalage métaboliquement optimale concerne les caractéristiques de la population. En effet, les sujets non entraînés en cyclisme présentent pour une puissance identique, des fréquences de pédalage optimales voisines de 40 rpm [23] alors que, chez des cyclistes entraînés, elles sont de l'ordre de 60-70 rpm [6, 31, 46, 63, 95]. Les explications sous-jacentes à cette différence sont encore contradictoires. Certaines études ont montré que les cyclistes de haut niveau auraient appris à modifier leur technique de pédalage par une adaptation neuromusculaire au fur et à mesure que la fréquence s'accroît [25, 95]. Leur rendement métabolique serait meilleur à des fréquences de pédalage élevées comparé à des sujets non entraînés en cyclisme qui ont un meilleur rendement à des fréquences de pédalage plus faibles. Par exemple, une augmentation de l'activation des muscles fléchisseurs des membres inférieurs avec la fréquence de pédalage permet d'économiser les muscles extenseurs [95]. En revanche, d'autres études n'ont pas relevé de différence entre les techniques de pédalage (intensité et orientation des forces sur les pédales) de cyclistes très entraînés et de cyclistes débutants, quelles que soient la puissance et la fréquence imposées [71, 83]. Le niveau de condition physique pourrait expliquer une partie de cette élévation de la fréquence métaboliquement optimale chez les cyclistes très entraînés, ces derniers ayant des capacités physiques meilleures que les cyclistes de niveau "loisir" ou les débutants [70]. En conclusion, ces adaptations techniques et/ou physiologiques modifient la relation  $VO_2$  - fréquence de

pédalage, la  $VO_2$  étant minimale pour des fréquences plus élevées chez des cyclistes entraînés par rapport à des cyclistes non entraînés. Des différences de fréquences métaboliquement optimales ont aussi été observées entre des sportifs ayant des typologies musculaires des membres inférieurs différentes.

Une étude de Suzuki (92) a montré que pour une même puissance développée, les sportifs à dominance fibres rapides ont une fréquence métaboliquement optimale supérieure à celle de sportifs à dominance fibres lentes. Il est important de rappeler que sur une fibre musculaire isolée, les fibres rapides sont activées quand la vitesse de raccourcissement musculaire est élevée alors que, inversement, les fibres lentes le sont quand la vitesse de raccourcissement musculaire est faible [37, 40, 64]. La distribution en type de fibres variant selon la spécialisation sportive, les sportifs spécialisés en activités explosives ont un pourcentage élevé de fibres rapides alors que, inversement, les sportifs spécialisés en activités d'endurance ont un pourcentage élevé de fibres lentes [24, 62, 98]. Ainsi, il n'est pas surprenant de trouver que pour une même puissance développée, les cyclistes spécialisés en sprints et en contre-la-montre ont leur meilleur rendement à des fréquences plus élevées que les cyclistes spécialisés en longue distance.

Bien que les facteurs précédents (puissance et caractéristiques de la population) modifient légèrement la fréquence de pédalage métaboliquement optimale, celle-ci reste proche de 40 - 60 rpm, que l'exercice soit réalisé en laboratoire ou sur le terrain. Pourtant, lors d'entraînements ou de compétitions, les fréquences de pédalage utilisées sur le terrain sont plutôt proches de 90 -110 rpm [44, 54, 57, 63, 99]. Les cyclistes choisissent ainsi de pédaler à des fréquences bien supérieures à celles permettant de minimiser leur consommation d'oxygène, c'est à dire la contrainte énergétique.

La puissance imposée peut en partie expliquer ce décalage entre la fréquence métaboliquement optimale et la fréquence naturellement choisie sur le terrain. En effet, lors d'une compétition ou d'un entraînement en cyclisme, la puissance développée sur le terrain est relativement élevée [46]. Or, comme précédemment expliqué, la fréquence de pédalage métaboliquement optimale est positivement corrélée avec la puissance mécanique fournie [3, 6, 23, 26, 35, 85, 88, 95]. Cependant, même si le test est réalisé à des puissances relativement élevées, la fréquence métaboliquement optimale ne dépasse pas pour autant les 60 rpm et reste encore bien inférieure aux fréquences de 90 -110 rpm relevées sur le terrain. Des variables autres que métaboliques interviennent dans le choix de la fréquence de pédalage sur le terrain. Au total, il n'existerait pas une fréquence optimale de pédalage mais des fréquences optimales minimisant une contrainte spécifique.

Borg (7) a proposé un outil permettant de mesurer la perception subjective de l'exercice physique (Rate of Perceived Exertion : RPE). Il s'agit d'une échelle graduée de 06 à 20, avec la note de 06 pour un exercice ressenti comme très facile et la note de 20 pour un exercice ressenti comme très difficile. Les modalités d'application de ce test sont plus longuement expliquées par Borg dans son dernier ouvrage de synthèse écrit en 1998. Selon les études, les fréquences de pédalage perçues comme les moins pénibles sont influencées par des facteurs centraux (cardio-vasculaires, respiratoires et métaboliques [7, 9,11]) et/ou périphériques (contraintes mécaniques au niveau des muscles et des articulations, fatigue neuromusculaire, accumulation de lactate au niveau des muscles [9, 11, 32, 73, 74, 90]). Lors d'un exercice de pédalage constitué de plusieurs paliers à puissance constante comme le protocole précédemment énoncé, il est aussi possible

de déterminer la fréquence de pédalage pour laquelle la sensation de l'exercice est minimale. Pour ce faire, le cycliste doit identifier à chaque palier l'indice de difficulté correspondant. La relation obtenue entre la perception de l'exercice et la fréquence de pédalage est de type parabolique [67]. Les fréquences de pédalage très faibles et très élevées sont considérées comme les plus pénibles. Si la fréquence est trop faible, le sujet ressent comme pénible la tension relativement élevée (facteur périphérique) qu'il doit développer à chaque cycle de pédalage. A l'inverse, si la fréquence est trop élevée, la contrainte métabolique (facteur central) entraîne une augmentation de la perception subjective de l'exercice. La fréquence perçue comme optimale est celle qui offre un compromis entre tension et fréquence, tout en étant en adéquation avec les qualités physiques des sujets. En général, ces fréquences sont de l'ordre de 60 - 80 rpm [68, 73, 90]. Notons aussi que cette fréquence de pédalage ressentie comme optimale varie légèrement avec les caractéristiques de la population : les cyclistes non entraînés préfèrent pédaler à des fréquences inférieures à celles des cyclistes entraînés (60 contre 70 - 80 rpm), compte tenu de qualités physiques et/ou de typologie musculaire différentes [67, 74].

En conclusion, les fréquences de pédalage ressenties comme les moins pénibles sont bien supérieures à celles métaboliquement optimales, les cyclistes préférant pédaler à des fréquences voisines de 70 - 80 rpm même s'ils dépensent plus d'énergie. Toutefois, les fréquences observées sur le terrain étant encore nettement plus élevées, il semblerait que d'autres facteurs doivent aussi être pris en considération.

La fatigue est une variable qui influence significativement la fréquence de pédalage utilisée sur le terrain. Lors d'une activité de pédalage d'intensité modérée à élevée, la fatigue résulte de trois éléments : la contrainte mécanique, l'accumulation de lactate dans les muscles et la fatigue neuromusculaire.

La contrainte mécanique imposée aux muscles et aux articulations des membres inférieurs s'apparente à la tension musculaire développée [32, 82]. En effet, développer une force importante sur les pédales est perçue par le sujet comme une contrainte musculaire relativement pénible [14, 74]. Ainsi, si l'on prend en considération la relation  $\text{Puissance} = \text{Force} \times \text{Fréquence}$ , il devient évident qu'augmenter la fréquence de pédalage permet de diminuer la force à développer sur les pédales tout en produisant le même niveau de puissance. Une fréquence de pédalage élevée permet ainsi de réduire la fatigue due à la contrainte mécanique ressentie au niveau des membres inférieurs. Toutefois, si la fréquence devient trop élevée (supérieure à 100 rpm), d'autres aspects négatifs surviennent, comme une augmentation très importante du travail interne [60, 61, 101, 103], un recrutement privilégié des fibres musculaires rapides peu économiques [39, 69], une perte d'énergie importante due à la stabilisation du tronc [19, 71] et un contrôle neuromusculaire du mouvement des membres inférieurs très difficile [42]. Ainsi, pédaler à une fréquence d'environ 90 rpm représente un juste compromis pour limiter la fatigue due à cette contrainte mécanique [32, 82].

L'accumulation de lactate au niveau des muscles est aussi ressentie par le cycliste comme une fatigue périphérique [14, 90, 91]. Le lactate, produit au cours de la glycolyse anaérobie (dégradation du glucose en l'absence d'oxygène), peut s'accumuler dans le sang et/ou dans le muscle au cours d'un exercice relativement intense. Or, l'accumulation de lactate entraîne une diminution du pH sanguin et une sensation de fatigue musculaire locale. Cette sensation de fatigue, bien perçue par le cycliste,

modifie sa fréquence de pédalage considérée subjectivement comme la moins pénible. En fait, l'augmentation de la fréquence de pédalage entraîne une diminution de l'accumulation de lactate au niveau des muscles actifs. Deux explications peuvent être avancées. Augmenter la fréquence permet de diminuer la force à fournir et de diminuer la production de lactate au niveau du muscle [6, 90]. L'élimination du lactate musculaire vers la circulation sanguine est aussi améliorée [55]. Ainsi, pédaler à une fréquence de 80 - 90 rpm permet de minimiser la concentration en lactate dans les muscles des membres inférieurs et de retarder l'apparition de la sensation de fatigue [6, 12, 55, 90]. Il faut toutefois préciser que l'intensité de l'exercice doit être relativement élevée, sans quoi, l'accumulation de lactate musculaire est trop faible pour représenter une véritable contrainte pour le cycliste.

Un autre type de fatigue pouvant aussi être perçu par le sujet est la fatigue neuromusculaire [75, 96, 97]. Elle correspond à une fatigue centrale et périphérique puisqu'elle se localise au niveau des neurones moteurs, de la synapse (terminaison du neurone), de la plaque motrice (jonction nerf - muscle) et des unités contractiles musculaires. Le niveau de fatigue neuromusculaire peut être déterminé par des signaux électromyographiques intégrés (iEMG) recueillis au moyen d'électrodes de surface posées sur les muscles. Le niveau d'activation des muscles, en intensité et en durée, peut être mesuré. Une relation de type parabolique a été obtenue entre la fréquence de pédalage et l'amplitude de ce signal iEMG. Les fréquences de pédalage correspondantes à une fatigue neuromusculaire minimale sont voisines de 90 rpm [75, 96, 97]. Au-dessus de cette fréquence, le recrutement d'unités motrices supplémentaires et/ou l'augmentation des décharges de chaque unité motrice entraîne une élévation des signaux iEMG et un accroissement de la fatigue neuromusculaire. Notons toutefois que le paramètre iEMG n'est pertinent que lors d'exercices dont l'intensité est relativement élevée, sans quoi, la fatigue locale ne serait pas un facteur limitant [71].

Une légère différence existe entre les fréquences de pédalage minimisant la fatigue neuromusculaire de non cyclistes (80 rpm) et de cyclistes entraînés (90 rpm). Comme précédemment expliqué, des adaptations neuromusculaires ont pu être acquises au cours des entraînements. Ainsi, chez un cycliste de haut niveau, l'activation de certains muscles est diminuée au profit d'autres muscles, de façon à s'adapter à l'augmentation de la fréquence de pédalage et ainsi, retarder l'apparition de la fatigue.

En conclusion, utiliser une fréquence de pédalage proche de 90 rpm permet de minimiser la fatigue, qu'elle soit due à la contrainte mécanique, à l'accumulation de lactate musculaire ou aux aspects neuromusculaires. Toutefois, bien qu'assez proche des fréquences relevées sur le terrain, cette fréquence de 90 rpm reste encore inférieure.

Une dernière variable qui peut influencer la fréquence de pédalage choisie par les cyclistes sur le terrain lors d'un exercice sous maximal est le coût énergétique (CE). Le terme "CE", historiquement développée en course à pied, est obtenu en divisant la consommation d'oxygène par la vitesse de déplacement (voir équation 1) [29, 30, 65]. Le CE renseigne sur l'économie du déplacement et/ou du geste occasionnés lors d'un exercice d'intensité sous-critique. La pertinence de cette mesure est qu'elle prend en compte chez l'athlète, l'aspect métabolique ( $VO_2$ ) et les contraintes réelles de l'exercice, c'est-à-dire la performance (vitesse) en indiquant l'énergie consommée par unité de distance parcourue. La fréquence de pédalage minimisant le CE peut être déterminée

en laboratoire par le même type d'exercice que précédemment décrit. Il en ressort que pédaler à une fréquence de 105 -110 rpm permet de minimiser le  $CE$  [50]. Or, cette fréquence correspond à celle utilisée spontanément par les cyclistes sur le terrain, à l'entraînement ou lors des compétitions. La diminution du  $CE$  représente la contrainte essentielle lors d'une compétition en cyclisme sur route.

En réalité, il existe un conflit entre la  $VO_2$  et la vitesse de déplacement. Une analyse mathématique plus approfondie de la relation  $VO_2$  - fréquence permet de mieux cerner ce conflit [50]. Pour des fréquences de pédalage inférieures à 105 rpm, l'augmentation de la  $VO_2$  ( $\Delta_{VO_2}$ ) est inférieure au gain de vitesse qui en découle ( $\Delta_{vitesse}$ ). Le cycliste consomme ainsi plus d'oxygène qu'à la fréquence optimale de 60 rpm mais le gain de vitesse obtenu compense ce désagrément. Par contre, au-dessus de 105 rpm, le  $\Delta_{VO_2}$  devenant supérieur au  $\Delta_{vitesse}$ , l'augmentation de la  $VO_2$  devient plus importante que le gain de vitesse. Le cycliste consomme toujours plus d'oxygène mais cette surconsommation n'est plus rentable comparé au gain de vitesse qu'elle engendre [50]. Ainsi, utiliser une fréquence de 105 - 110 rpm apparaît être un choix judicieux pour une compétition de type contre-la-montre, même si cela se traduit par une baisse du rendement.

## L'EXERCICE EN CONDITION MAXIMALE

Rappelons que les fréquences de pédalage précédemment évoquées sont liées à un exercice en condition sous maximale. Toutefois, le cycliste peut développer une puissance supérieure à sa PMA. La  $VO_2$  ne représente plus le seul besoin des muscles en énergie. D'autres sources d'énergie sont utilisées et s'ajoutent aux premières : les systèmes anaérobies. Il s'agit principalement de l'ATP, de la créatine-phosphaste et de la glycolyse anaérobie. Ainsi, lors d'un exercice de courte durée à intensité élevée ou très élevée (accélération lors d'une échappée, sprint final, vitesse sur piste et route), l'objectif principal n'est plus d'optimiser le rendement métabolique, ni de minimiser la fatigue mais bien de développer le maximum de puissance. Or, l'aptitude du cycliste à développer une puissance maximale est en partie déterminée par la relation qui existe au niveau musculaire entre la force et la vitesse.

Différents protocoles expérimentaux peuvent être proposés pour l'étude des caractéristiques mécaniques du sprint. Le cycliste réalise un sprint sur une bicyclette ergométrique modifiée par l'ajout de deux capteurs [1] : une jauge de contrainte pour mesurer la force de friction et un codeur incrémental pour mesurer la vitesse. Il est donc possible d'obtenir, sur un seul sprint, l'évolution instantanée de la force, de la vitesse et de la puissance. Le protocole expérimental utilisé consiste en la réalisation d'au moins un sprint d'une durée de 6 à 8 s (la réalisation de plusieurs sprints permet d'utiliser différentes charges de friction et d'obtenir une relation force - vitesse plus significative). Le sujet démarre à l'arrêt, une pédale placée à  $45^\circ$  vers l'avant, les fesses plaquées sur la selle. Les charges de friction appliquées sur le volant d'inertie par serrage de la courroie, s'échelonnent généralement de  $0,5$  à  $1 \text{ N.kg}^{-1}$  de masse corporelle pour des sujets hommes sains et/ou des sportifs [1, 66]. Elles peuvent toutefois être de  $0,4 \text{ N.kg}^{-1}$  pour des enfants ou des femmes non sportives et même monter jusqu'à  $1,2 - 1,3 \text{ N.kg}^{-1}$  pour des sprinters. La charge légère de  $0,5 \text{ N.kg}^{-1}$  permet au cycliste de démarrer assez vite contre une force faible et d'atteindre rapidement des vitesses maximales en fin de sprint. Le Choix d'une charge inférieure à  $0,5 \text{ N.kg}^{-1}$  entraîne l'atteinte de la

vitesse maximale trop rapidement (au bout de 2 à 3 coups de pédale) et les cyclistes ont alors l'impression de pédaler "dans le vide". Par contre, la charge lourde de  $1 \text{ N.kg}^{-1}$  induit un départ de sprint trop difficile (car la force à développer est trop élevée) et une vitesse en fin de sprint assez faible. Si la charge est supérieure à  $1 \text{ N.kg}^{-1}$ , la force est trop importante en début de sprint pour permettre un démarrage.

La force instantanée varie en fonction de la position de la pédale. Elle est minimale lorsque la pédale se situe au niveau des points morts haut et bas (manivelle verticale) et est maximale lorsque la pédale se situe à  $90^\circ$  en avant [27, 43]. Ainsi, un coup de pédale peut être caractérisé par la courbe entre deux valeurs minimales successives de force. Au cours du sprint, la force moyenne par coup de pédale est maximale au départ sur le premier coup de pédale puis diminue. La vitesse est nulle au départ du sprint et augmente progressivement pour atteindre la vitesse maximale vers 5 à 6 s. Elle se stabilise ensuite à cette vitesse maximale quelques secondes. Notons que la vitesse ne varie guère au cours d'un cycle de pédalage. Enfin, la puissance moyenne par coup de pédale est minimale au début du sprint (car la vitesse est nulle). Elle augmente pour devenir maximale vers 3 à 4 s puis diminue ensuite (car la force devient minimale). La puissance instantanée est aussi grandement influencée par la position de la pédale.

La puissance résultant du produit de la force par la vitesse, la relation entre ces deux variables mécaniques peut être décrite par une régression linéaire inverse [13, 15, 52, 53, 66, 85, 87]. La relation force - vitesse permet la détermination de plusieurs caractéristiques mécaniques du sprint et, par la même, des caractéristiques mécaniques des muscles extenseurs des membres inférieurs. Il faut noter que cette relation inverse entre la force et la vitesse s'explique par les caractéristiques mécaniques du muscle, une même relation inverse hyperbolique étant obtenue sur une fibre isolée ou un muscle isolé [48, 49]. En effet, la vitesse de raccourcissement d'une fibre isolée dépend de la force qui lui est opposée. Réciproquement, la force que peut développer une fibre dépend de sa vitesse de raccourcissement [48, 49].

La force maximale ( $F_{\max}$ ) est la valeur la plus élevée de force mesurée sur le premier coup de pédale. La vitesse maximale ( $V_{\max}$ ) est la vitesse de pédalage maximale atteinte vers la fin du sprint. A l'atteinte de la vitesse maximale, le contrôle neuromusculaire est le principal facteur limitant et le cycliste n'est plus en mesure de mouvoir ses membres inférieurs plus rapidement [42]. Des valeurs de  $F_{\max}$  de 80 - 140 N et de  $V_{\max}$  de 140 - 170 rpm ont été relevées lors de sprints sur cycloergomètre respectivement, par des cyclistes endurants et des cyclistes explosifs [1, 47, 51, 53]. Notons qu'il s'agit là de valeurs de force moyennées par coup de pédale. Or, la force évolue sinusoïdalement au cours d'un coup de pédale et des valeurs de force maximales instantanées très élevées de l'ordre de 900 - 1600 N peuvent être mesurées lorsque la pédale se situe vers  $90^\circ$  en avant [17, 47]. La force maximale théorique à vitesse nulle ( $F_0$ ) et la vitesse maximale théorique à charge nulle ( $V_0$ ) extrapolées de la relation force-vitesse, correspondent graphiquement à l'intersection de la droite de régression avec respectivement, l'axe des forces et l'axe des vitesses. Les relations puissance - vitesse et puissance - force sont de type paraboliques [1, 13, 15, 18, 28, 47, 52, 66, 77, 84, 85, 87, 89, 100]. Une analogie avec les propriétés mécaniques de la fibre musculaire isolée est possible puisque les relations puissance - vitesse et puissance - force obtenues sont de types polynomiales [48, 49].

Pour la relation puissance - vitesse, la puissance est nulle lorsque la vitesse est nulle ou maximale (car la force est très faible). De la même manière, pour la relation

puissance - force, la puissance est nulle lorsque la force est faible ou maximale (car la vitesse est nulle). Les relations puissance - vitesse et puissance - force permettent la détermination des valeurs de puissance maximale ( $P_{max}$ ), de vitesse optimale ( $V_{opt_{Max}}$ ) et de force optimale ( $F_{opt_{Max}}$ ). Ainsi, il est possible de connaître la fréquence de pédalage à laquelle le cycliste peut développer le maximum de puissance. Cette fréquence de pédalage optimale est voisine de 130 - 140 rpm pour une  $P_{max}$  de 9 à 13  $W.kg^{-1}$  [1, 13, 15, 47, 51, 53]. Il s'agit de puissance moyennée par coup de pédale, les valeurs de puissance maximales instantanées étant proches de 2500 à 3000 W [17].

Comme précédemment rapporté à propos des fréquences optimales à utiliser lors d'un exercice en condition sous maximale, plusieurs facteurs influencent aussi la fréquence optimale lors d'un sprint. La puissance développée, par exemple, modifie la fréquence optimale puisqu'il existe une relation linéaire positive entre la  $P_{max}$  et la fréquence optimale. Plus la  $P_{max}$  est élevée, plus la fréquence optimale est élevée [1, 47, 51].

Cette relation, similaire à celle obtenue lors d'un exercice de pédalage en condition sous maximale, est logique si l'on se réfère à la formule : Puissance = Force x Vitesse. En effet, pour augmenter la puissance sans dégrader la force, il est nécessaire d'augmenter la vitesse de pédalage.

Les caractéristiques des cyclistes, et notamment la typologie musculaire, influencent aussi la fréquence optimale lors d'un sprint [16, 24, 34, 44, 47, 84, 98]. Les cyclistes endurants (ayant un pourcentage élevé de fibres lentes) développent des  $P_{max}$  assez faibles (environ 9  $W.kg^{-1}$ ) à des  $V_{opt_{Max}}$  faibles (110 rpm). En revanche, les cyclistes explosifs (ayant un pourcentage élevé de fibres rapides) développent des  $P_{max}$  importantes (environ 15  $W.kg^{-1}$ ) à des  $V_{opt_{Max}}$  élevées (140 rpm). La relation entre  $P_{max}$  et la vitesse optimale de pédalage est identique à celle relevée lors d'un exercice de pédalage en condition sous maximale où plus le pourcentage en fibres rapides est élevé, plus la fréquence de pédalage métaboliquement optimale l'est aussi. La distribution en type de fibres des muscles des membres inférieurs des cyclistes influence la fréquence optimale à la fois lors d'un exercice sous maximal et maximal.

L'explication de ce résultat peut provenir des caractéristiques mécaniques des fibres musculaires. En effet, la vitesse maximale de raccourcissement d'une fibre dépend de sa typologie, avec des vitesses maximales 3 à 5 fois supérieures avec des fibres rapides comparé à des fibres lentes [4, 5, 20, 21, 36, 37, 58, 59, 78, 80, 81, 84, 94]. La  $P_{max}$  se produisant à une vitesse de raccourcissement d'environ 1/3 de la vitesse maximale, la vitesse optimale en condition maximale des fibres rapides est logiquement supérieure à celle des fibres lentes [2, 36, 37, 40, 41, 56].

Les valeurs de  $P_{max}$  et de  $V_{opt_{Max}}$  obtenues par le cycliste permettent d'estimer indirectement sa typologie musculaire, notamment en comparant ses valeurs à celles d'autres cyclistes de même niveau [47]. Mais surtout, les tests de force - vitesse peuvent servir à la détermination d'un programme d'entraînement individuel et rigoureux de développement de la force et/ou de la vitesse. A  $P_{max}$  correspond une valeur de force optimale et une valeur de vitesse optimale. Or, la part relative de la force et de la vitesse dans la composition de  $P_{max}$  est variable selon les individus. Si le cycliste est plutôt de type fort, sa  $P_{max}$  sera principalement due à un pourcentage élevé de force optimale et non de vitesse optimale. A l'inverse, un cycliste plutôt vélocé a un pourcentage élevé de vitesse optimale par rapport à la force optimale. L'allure de la relation force - vitesse, notamment les caractéristiques  $F_o$  et  $V_o$ , complète cette

remarque : les cyclistes de type fort ont une  $F_o$  élevée et une  $V_o$  faible alors que les cyclistes véloce ont une  $F_o$  faible et une  $V_o$  élevée.

Ainsi, il existe une harmonie propre aux caractéristiques de chaque sportif, entre la force et la vitesse pour le développement d'une puissance maximale. Mais encore faut-il que le rapport  $F_o / V_o$  corresponde aux contraintes de la discipline sportive pratiquée. En effet, chaque discipline sportive peut être caractérisée par un indice  $F_o / V_o$  spécifique. Plus la composante force est importante dans l'activité, plus le rapport  $F_o / V_o$  doit être élevé. A l'inverse, le ratio  $F_o / V_o$  est d'autant plus faible que la composante vitesse est primordiale pour la réussite dans l'activité physique.

En conclusion, les mesures obtenues à partir du test de sprint force - vitesse ont différents objectifs et plusieurs applications :

- Une détermination individuelle de la meilleure fréquence de pédalage à utiliser lors d'un sprint,
- Une amélioration de la puissance maximale grâce à l'élaboration d'un programme musculaire individualisé et spécifique à chaque discipline sportive,
- Un suivi rapide et objectif de l'entraînement.

Il n'est pas possible d'affirmer qu'il existe une fréquence optimale de pédalage pour le cycliste. En fait, plusieurs fréquences optimales sont à relever, chacune minimisant une contrainte spécifique liée à l'activité cyclisme. C'est par conséquent au cycliste de choisir, en modifiant son développement, la fréquence de pédalage qui correspondant le mieux à sa capacité d'adaptation.

Lors d'une promenade calme à bicyclette entre amis, sur terrain plat, la variable à optimiser est la consommation d'oxygène. Ainsi, pédaler à une fréquence de 60 rpm permet de minimiser cette dépense énergétique.

Pour se déplacer à intensité modérée, la sensation subjective de la difficulté de l'exercice représente la principale contrainte. La fréquence de pédalage qui sera ressentie comme la moins pénible semble proche de 80 rpm.

Si le but recherché est de rouler très vite lors d'une épreuve d'intensité élevée tout en retardant l'apparition de fatigue, il convient alors de minimiser les parts relatives de la glycolyse, de la fatigue neuromusculaire et/ou des contraintes mécaniques musculaires. Il apparaît ainsi judicieux de pédaler à une fréquence voisine de 90 rpm.

Lors d'une épreuve type contre-la-montre, où il s'agit de parcourir une distance donnée le plus rapidement possible, il convient de diminuer au maximum le coût énergétique du déplacement. Il faut rechercher une fréquence de pédalage permettant un bon compromis entre la consommation d'oxygène et la vitesse. La fréquence de pédalage optimale apparaît proche de 105 -110 rpm. Cette fréquence est d'ailleurs utilisée instinctivement la plupart du temps par les cyclistes sur le terrain.

Enfin, lors d'un sprint final sur route ou d'une épreuve de vitesse sur piste, le but est d'avancer le plus vite possible en produisant le maximum de puissance (les contraintes énergétiques et mécaniques sont secondaires). La variable à optimiser étant la puissance développée, il est préférable de pédaler à une fréquence d'environ 140 rpm.

## Bibliographie

1. Arzac LM, Belli A, Lacour J-R (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eu. J Appl. Physiol*, 74 : 100-106.
2. Awan MZ, Goldspink G (1970). Energy utilization by mammalian fast and slow muscles in doing external work. *Biochim Physios Acta*, 216 : 229-230.
3. Banister EW, Jackson RC (1967). The effect of speed and load changes on oxygen intake for equivalent power outputs during bicycle ergometry. *Int Z Angew Physiol Einschl Arbeitsphysiol*, 24 : 284-290.
4. Barany M (1967). ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J General Physiol*, 50 : 197-218.
5. Baratta RV, Solomonow M, Best R, Zembo M, d'Ambrosia R (1995). Force-velocity relations of nine load-moving skeletal muscles. *Med Biol Eng Comput*, 33 : 537-544.
6. Böning D, Gönen Y, Maassen N (1984). Relationship between work load, pedal frequency, and physical fitness. *Int J Sports Med*, 5 : 92-97.
7. Borg G (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehab Med*, 2 : 92-98.
8. Borg G (1998). *Perceived exertion*. Champaign Il, Illinois : Human Kinetics Publishers.
9. Borg G, Hassmen P, Lagerstrom M (1987). Perceived exertion related to heart rate and blood lactate during arm and leg exercise. *Eur J. Appl Physiol*, 65 : 679-685.
10. Borg G, Ljunggren G, Ceci R (1985). The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer. *Eur. App. Physiol*, 54 : 343-349.
11. Borg G, Noble BJ (1974). Perceived exertion. In : Wilmore JH ed. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. New York : Academic Press : 131-153.
12. Buchanan M, Weltman A (1985). Effects of pedal frequency on VO<sub>2</sub>, and work output at lactate threshold (LT), fixed blood lactate concentrations of 2 m/M and 4 m/M, and max in competitive cyclist. *Int J Sports Med*, 6 : 163-168.
13. Buttelli O, Vandewalle H, Pérès G (1996). The relationship between maximal power and maximal torque-velocity using an electronic ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 73 : 479-483.
14. Cafarelli E (1978). Effect of contraction frequency on effort sensations during cycling at a constant resistance. *Med Sci Sports*, 10 : 270-275.
15. Capmal S, Vandewalle H (1997). Torque-velocity relationship during cycle ergometer sprints with and without toe clips. *Eur J Appl Physiol*, 76 : 375-379.
16. McCartney N, Heigenhauser GJF, Jones NL (1983). Power output and fatigue of human muscle in maximal exercise. *J Appl Physiol*, 55 : 218-224.
17. McCartney N, Heigenhauser GJF, Sargeant AJ, Jones NL (1983). A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *J Appl Physiol* 55 : 212-217.
18. McCartney N, Obminski G, Heigenhauser GJF (1985). Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *J Appl Physiol*, 58 :1459-1462.
19. Cavanagh PR, Sanderson DJ (1986). The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In : burke ER ed. *Science of cycling*. Champaign : Human Kinetics Book II : 91-122.

20. Close RI (1964). Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J Physiol*, 173 : 74-95.
21. Close RI (1972). Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev*, 52 : 129-197.
22. Coast JR, Cox RH, Welch HG (1986). Optimal pedalling rate in prolonged bouts of cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc*, 18 : 225-230.
23. Coast JR, Welch HG (1985). Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol*, 53 : 339-342.
24. Coyle EF, Costill DL, Lesmes GR (1979). Leg extension power and muscle fiber composition. *Med Sci Sports Exerc*, 11 : 12-15.
25. Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Montain SJ, Baylor AM, Abraham LD, Petrek GW (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, 23 : 93-107.
26. Croissant PT, Boileau RA (1984). Effect of pedal rate, brake load and power on metabolic responses to bicycle ergometer work. *Ergonomics*, 27 : 691-700.
27. Davis RR, Hull ML (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *J Biomech*, 14 : 857-872.
28. Davies CTM, Wemyss-Holden J, Young K (1984). Measurement of short term power output: comparison between cycling and jumping. *Ergonomics*, 27 : 285-286.
29. Di Prampero PE (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med*, 7 : 55-72.
30. Di Prampero PE, Capelli C, Pagliaro P, Antonutto G, Girardis M, Zamparo P, Soule RG (1993). Energetics of best performances in middle-distance running. *J Appl Physiol*, 74 : 2318-2324.
31. Drake G (1993). The cadence question: Is it time to modify the pedal fast prescription? *Bicycling*, 34 : 44-46.
32. Ekblom B, Goldberg AN (1971). The influence of physical training and other factors on the subjective rating of perceived exertion. *Acta Physiol Scand*, 83 : 399-406.
33. Ericson MO, Nisell R (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int J Sports Med*, 9 : 118-122.
34. Essen B, Jansson E, Henriksson J, Taylor AW, Saltin B (1975). Metabolic characteristics of fibre types in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, 95 : 153-165.
35. Faria I, Sjojaard G, Bonde-Petersen F (1982). Oxygen cost during different pedalling speeds for constant power output. *J Sports Med*, 22 : 295-299.
36. Faulkner JA, Clafflin DR, McCully KK (1986). Power output of fast and slow fibers from human skeletal muscles. In : Jones NL, McCartney N, McComas AJ eds. *Human Muscle Power*. Champaign IL, Illinois : Human Kinetics Publishers : 81-91.
37. Fitts RH, Costill DL, Gardetto PR (1989). Effect of swim exercise training on human muscle fiber function. *J Appl Physiol*, 66 : 465-475.
38. Gaesser GA, Brooks GA (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol*, 38 : 1132-1139.
39. Gladden LB, Welch HG (1978). Efficiency of anaerobic work. *J Appl Physiol*, 44 : 464-570.

40. Goldspink G (1978). Energy turnover during contraction of different types of muscle. In : Asmussen E, Jorgensen K eds. *Biomechanics VI A*. Baltimore : University Park Press : 27-39.
41. Goldspink G, Larson RE, Davies RE (1970). The immediate energy supply and the cost of maintenance of isometric tension for different muscles in the hamster. *Z Vgl Physiol*, 66 : 389-397.
42. Goubel F, Lensele-Corbeil G (1998). *Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire*. Paris : Masson.
43. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM (1991). The biomechanics of cycling. *Exerc Sport Sci Rev*, 19 : 127-169.
44. Gregor RJ, Edgerton VR, Perrine JJ, Campion DS, Debus C (1979). Torque-velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol*, 47 : 388-392.
45. Gueli D, Sherphard RJ (1976). Pedal frequency in bicycle ergometry. *Can J Appl Sport Sci*, 1 : 137-141.
46. Hagberg JM, Mullin JP, Giese MD, Spitznagel E (1981). Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *J Appl Physiol*, 51 : 447-451.
47. Hautier CA, Linossier M-T, Belli A, Lacour J-R, Arsac LM (1996). Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre composition. *Eur J Appl Physiol*, 74 : 114-118.
48. Hill AV (1938). The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proc Roy Soc Lond*, 126 : 136-195.
49. Hill AV (1964). The effect of load on the heart of shortening of muscle. *Proc Roy Soc B*, 159 : 297-318.
50. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Candau R (1997). Coût énergétique du pédalage sur cycloergomètre et sur le terrain. VII<sup>ème</sup> Congrès International des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Marseille, France.
51. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon J-D (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol*, 79 : 426-432.
52. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon J-D (1999). Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non-isocinétique. *Science & Sports* 14: 137-144.
53. Hintzy F, Belli A, Rouillon J-D, Grappe F (1999). Effet d'un plateau non circulaire sur la relation force-vitesse obtenue lors de sprints sur cycloergomètre. *Science et Motricité*. A Paraître.
54. Horowitz JF, Sidossis LS, Coyle EF (1994). High efficiency of type I muscle fibres improves performance. *Int J Sports Med*, 15 : 152-157.
55. Hughes EF, Turner SC, Brooks GA (1982). Effects of glycogen depletion and pedaling speed on anaerobic threshold. *J Appl Physiol*, 52 : 1598-1607.
56. McIntosh B, Herzog W, Suter E, Wiley PJ, Sokolosky J (1993). Human skeletal muscle fibre types and force: velocity properties. *Eur J Appl Physiol*, 67 : 499-506.
57. Jordan L, Merrill EG (1979). Relative efficiency as a function of pedalling rate for racing cyclists. *J Physiol*, 296 : 49-50.
58. Julian FJ, Moss RL, Wallers GS (1981). Mechanical properties and myosin light chain composition of skinned muscle fibres from adult and new-born rabbits. *J Physiol*, 311 : 201-218.

59. Julian FJ, Rome LC, Stephenson DG, Stritz S (1986). The maximum speed of shortening in living and skinned frog muscles fibres. *J Physiol*, 370 : 181-199.
60. Kaneko M, Yamazaki T (1978). Internal mechanical work due to velocity changes of the limb in working on a bicycle ergometer. In : Asmussen E, Jorgensen K eds. *Biomechanics VI-A*. Baltimore : University Park Press : 86-92.
61. Kaneko M, Yamazaki T, Toyooka J (1979). Direct determination of the internal mechanical work and the efficiency in bicycle pedalling. *J Physiol Soc Jpn*, 41 : 68-69.
62. Komi PV, Rusko H, Vos J, Vihko V (1977). Anaerobic performance capacity in athletes. *Acta Physiol Scand*, 100 : 107-114.
63. Kroon H (1983). The optimal pedaling rate. *Bike Tech*, 2 : 1-5.
64. Kushmerick MJ, Davies RE (1969). The chemical energetics of muscle contraction. II. The chemistry, efficiency, and power of maximally working sartorius muscle. *Proc R Soc Lond Ser, B*. 1174: 315-353.
65. Lacour J-R, Padilla-Magunacelaya S, Barthelemy J-C, Dormois D (1990). The energetic of middle-distance running. *Eur J Appl Physiol*, 60 : 38-43.
66. Linossier M-T, Dormois D, Fouquet R, Geysant A, Denis C (1996). Use of the force-velocity test to determine the optimal braking force for a sprint exercise on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 74 : 420-427.
67. Löllgen H, Graham T, Sjøgaard G (1980). Muscle metabolites, force, and perceived exertion bicycling at varying pedal rates. *Med Sci Sports Exerc*, 12 : 345-351.
68. Löllgen H, Ulmer HV, Nieding GV (1977). Heart rate and perceptual response to exercise with different pedalling speed in normal subjects and patients. *Eur J Appl Physiol*, 37 : 297-304.
69. Londeree BR, Moffitt-Gerstenberger J, Padfield JA, Lottmann D (1997). Oxygen consumption of cycle ergometry is nonlinearly related to work rate and pedal rate. *Med Sci Sports Exerc*, 29 : 775-780.
70. Marsh AP, Martin PE (1993). The association between cycling experience and preferred and most economical cadences. *Med Sci Sports Exerc*, 25 : 1269-1274.
71. Marsh AP, Martin PE (1995). The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 27 : 217-225.
72. Michielli DW, Stricevic M (1977). Various pedaling frequencies at equivalent power outputs. Effect on heart-rate response. *New York State J Med*, 77 : 744-746.
73. Pandolf KB, Cafarelli E, Noble BJ, Metz K (1972). Perceptual responses during prolonged work. *Percept Mot Skills*, 35 : 975-985.
74. Pandolf KB, Noble BJ (1973). The effect of pedalling speed and resistance changes on perceived exertion for equivalent power outputs on the bicycle ergometer. *Med Sci Sports*, 5 : 132-136.
75. Patterson R, Moreno M (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*, 22 : 512-516.
76. Patterson RP, Pearson JL, Fisher SV (1983). The influence of flywheel weight and pedalling frequency on the biomechanics and physiological responses to bicycle exercise. *Ergonomics* 26 : 659-668.
77. Pérès G, Vandewalle H, Monod H (1981). Aspect particulier de la charge-vitesse lors du pédalage sur cycloergomètre. *J Physiol, (Paris)* 51 : 1175-1182.

78. Petit J, Chua M, Hunt CC (1993). Maximum shortening speed of motor units of various types in cat lumbrical muscles. *J Neurophysiol*, 69 : 442-448.
79. Pugh LGCE (1974). The relation of oxygen intake and speed in competition cycling and comparative observations on the bicycle ergometer. *J Physiol*, 241 : 795-808.
80. Ranatunga KW (1983). Temperature-dependence of shortening velocity and rate of isometric tension development in rat skeletal muscle. *J Physiol*, 329 : 465-483.
81. Ranatunga KW, Thomas PE (1990). Correlation between shortening velocity, force-velocity relation and histochemical fibre-type composition in rat muscles. *J Muscle Res Cell Motil*, 11 : 240-250.
82. Redfield R, Hull ML (1986). On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in cycling. *J Biomech*, 19 : 317-329.
83. Sanderson DJ (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-state cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sci Sports*, 9 : 191-203.
84. Sargeant AJ, Dolan P, Young A (1984). Optimal velocity for maximal short-term (anaerobic) power output in cycling. *Int J Sports Med*, 5 : 124-125.
85. Sargeant AJ, Hoinville E, Young A (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 51 : 1175-1182.
86. Seabury JJ, Adams WC, Ramey MR (1977). Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. *Ergonomics*, 20 : 491-498.
87. Seck D, Vandewalle H, Decrops N, Monod H (1995). Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *Eur J Appl Physiol*, 70 : 161-168.
88. Sidossis LS, Horowitz JF, Coyle EF (1992). Load and velocity of contraction influence gross and delta mechanical efficiency. *Int J Sports Med*, 13 : 407-411.
89. Sjøgaard G (1978). Force-velocity curve for the bicycle work. In : Asmussen E, Jorgensen K eds. *Biomechanics VI-A*. Baltimore : University Park Press : 93-99.
90. Stamford BA, Noble BJ (1974). Metabolic cost and perception of effort during bicycle ergometer work performance. *Med Sci Sports*, 6 : 226-231.
91. Steed J, Gaesser GA, Weltman A (1994). Rating of perceived exertion and blood lactate concentration during submaximal running. *Med Sci Sports Exerc*, 26 : 797-803.
92. Suzuki Y (1979). Mechanical efficiency of fast- and slow-twitch muscle fibers in man during cycling. *J Appl Physiol*, 47 : 263-267.
93. Swain DP, Wilcox JP (1992). Effect of cadence on the economy of uphill cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 24 : 1123-1127.
94. Sweeney HL, Kushmerick MJ, Mabuchi K, Sreter FA, Gergely J (1988). Myosin alkali light chain and heavy chain variations correlate with altered shortening velocity of isolated skeletal muscle fibers. *J Biol Chem*, 263 : 9034-3039.
95. Takaishi T, Yamamoto T, Ono T, Ito T, Moritani T (1998). Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 30 : 442-449.
96. Takaishi T, Yasuda Y, Moritani T (1994). Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. *Eur J Appl Physiol*, 69 : 154-158.

97. Takaishi T, Yasuda Y, Ono T, Moritani T (1996). Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 28 : 1492-1497.
98. Thorstensson A, Larsson L, Tesch P, Karlsson J (1977). Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. *Med Sci Sports Exerc*, 9 : 26-30.
99. Ulmer HV (1970). Pedalling speeds of racing cyclists participating in track racing and ergometer riding. *Sportartz Sportmedizin*, 10 : 385-394.
100. Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Panel J, Monod H (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol*, 56 : 650-656.
101. Wells R, Morrissey M, Hughson R (1986). Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol*, 55 : 295-301.
102. Whitt FR, Wilson DG (1974). *Bicycling Science*. Cambridge, MA : MIT Press.
103. Widrick JJ, Freedson PS, Hamill J (1992). Effect of internal work on the calculation of optimal pedaling rates. *Med Sci Sports Exerc*, 24 : 376-382.
104. Zoladz JA, Rademaker ACHJ, Sargeant AJ (1995). Non-linear relationship between O<sub>2</sub> uptake and power output at high intensities of exercise in humans. *J Physiol*, 488 : 211-217.

## **Thématique 3**

### **Influence du type de matériel sur la performance en cyclisme**

Dans un soucis d'amélioration de la performance en cyclisme, de nombreux chercheurs et industriels ont tenté d'optimiser le maximum de variables biomécaniques contrôlables, par diverses modifications du matériel et/ou de la configuration de la bicyclette [pour une revue de la littérature, 1, 5, 13, 15, 36, 42]. Deux conditions particulières d'exercice doivent être définies : l'exercice de type endurance réalisé en condition sous maximale et l'exercice de type sprint réalisé en condition maximale.

## **L'EXERCICE EN CONDITION SOUS MAXIMALE**

Lors d'un exercice sur bicyclette réalisé à intensité sous-critique, la position du corps a une importance considérable sur la résistance totale à l'avancement (thématique 1). Toutefois, le type de matériel utilisé a également un rôle très important à jouer. Après avoir rapporté les effets des différents types de matériel sur la performance lors de l'exercice sous critique, nous avons réalisé une étude visant à étudier l'influence de la position en cyclisme sur la performance à partir de l'utilisation de différents guidons de course.

### **1 - Etude 6 : Influence du type de guidon sur la performance**

Grappe F, Candau R, Busso T, Rouillon JD (1998). Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. *Int J Sports Med* 19: 336-341.

Selon Abbot et Wilson (1), il faut différencier trois éléments pour analyser la position du cycliste sur la bicyclette : 1) La configuration de la bicyclette se réfère principalement à l'angle formé entre le tronc et le fémur, 2) L'angle du tube de selle renseigne sur la position de la hanche par rapport au pédalier et 3) L'orientation du haut du corps conditionne la position du buste par rapport à l'horizontal. La détermination d'une configuration optimale de la bicyclette correspond à un compromis entre la position la plus aérodynamique, la position la moins contraignante pour les systèmes cardio-respiratoires et la position permettant une optimisation du pattern de pédalage [12, 14].

Généralement, le cycliste adopte trois positions différentes selon les contraintes de la situation. La position assise redressée, mains sur la partie supérieure du guidon, est utilisée lors d'une montée ou pour se décontracter. Cette position permet une très légère amélioration des paramètres cardio-respiratoires par rapport aux autres mais elle entraîne une lourde dégradation du coefficient de pénétration dans l'air. La position couchée, mains dans la partie inférieure du guidon, est nécessaire pour adapter en course une position plus aérodynamique. La position très couchée du triathlète, coudes sur des coussinets et avant-bras resserrés en avant, permet une réduction significative de la surface frontale et entraîne un gain de vitesse de déplacement. En conclusion des travaux de Grappe et coll. (14), la position couchée et principalement celle de triathlète, s'avèrent être un bon compromis en regard du gain aérodynamique qu'elle procure même si elle entraîne une augmentation significative de certaines variables physiologiques.

Un angle optimal de tube de selle peut également être déterminé. Il est de 75° si le cycliste adopte une position assise et de 83 à 90° s'il se met en position de triathlète [36].

Les autres variables susceptibles d'avoir une action sur la performance sont également la hauteur de selle, la longueur des manivelles, le type de pédales et de pédalier.

### **La hauteur de selle**

Une variation de la hauteur de selle conduit à un changement de l'angle de travail des différentes articulations (hanche, genou, cheville et pied), de la longueur d'activation des muscles et du pattern d'activation musculaire. Cela induit une modification de la cinétique de pédalage et de la dégradation ou de l'amélioration du rendement métabolique. Il existe une hauteur de selle optimale (distance pédale - selle) pour laquelle la  $VO_2$  est minimale. Cette hauteur est de 106 à 109% de la longueur du membre inférieur (distance pied - symphyse pubienne ou entre-jambe) ou de 100% de la distance grand trochanter - sol [17, 30, 33]. Le Choix d'une hauteur supérieure entraîne une dégradation des forces motrices appliquées à la pédale et ainsi, une augmentation de  $VO_2$  pour un même niveau de puissance fourni. De plus, une hauteur de selle légèrement inférieure à la hauteur optimale est généralement utilisée chez les cyclistes débutants [1].

### **La longueur des manivelles**

Tout comme pour la hauteur de selle, changer la longueur des manivelles modifie la distance selle - pédale et indirectement le pattern de pédalage. Des longues manivelles entraînent une augmentation du bras de levier et une diminution de la vitesse de rotation. A l'inverse, avec des petites manivelles, le bras de levier est réduit et la vitesse de rotation augmentée [36]. D'un point de vue métabolique, utiliser des manivelles d'une longueur de 17 à 17,5 cm permet d'améliorer le rendement [8, 39]. De plus, cette longueur optimale est fonction des dimensions corporelles du cycliste puisqu'elle augmente avec la taille des membres inférieurs des cyclistes (dans une très faible proportion). Il faut noter que ces variations de  $VO_2$  en fonction de la hauteur de selle et/ou de la longueur des manivelles sont relativement faibles, dans la mesure où ces hauteurs et longueurs restent conventionnelles [18, 39].

### **Le type de pédales**

La position du pied sur la pédale (latéralement et en profondeur) et la fixation du pied sur cette pédale (pied seulement posé ou pied fixé sur la pédale par des sangles latérales, des cale-pieds et/ou des systèmes automatiques) ont été très souvent testées lors d'exercices d'endurance [5, 11, 22, 27, 29, 37, 41]. D'un point de vue théorique, les pédales automatiques et/ou les cale-pieds permettent de modifier la cinétique de pédalage.

Les contraintes mécaniques liées au trajet circulaire de la pédale induisent une variation de la force motrice positive (*i.e.* s'exerçant perpendiculairement à la manivelle) en fonction de la position de la manivelle. Ainsi, lors de chaque révolution, les forces exercées sur les pédales varient périodiquement en grandeur et en orientation. Les forces motrices appliquées sur la pédale sont maximales quand la manivelle est horizontale avec la pédale en position avant ( $90^\circ$ ). Elles sont minimales quand la manivelle est verticale avec la pédale située en haut ( $0^\circ$ ) et en bas ( $180^\circ$ ) [5, 7, 9, 22]. L'index d'efficacité de la force produite au niveau des pédales est maximal vers  $90^\circ$  [88, 23]. Quant à la phase ascendante de la manivelle (de  $180^\circ$  à  $360^\circ$ ), elle peut être

caractérisée par des forces négatives s'exerçant sur la pédale pouvant s'opposer à la montée de la manivelle [16]. Ces forces négatives sont dues à la masse du membre inférieur reposant passivement sur la pédale.

Ainsi, si le pied n'est pas fixé sur la pédale, seul le membre inférieur poussant sur cette pédale lors de sa phase descendante est en mesure de développer une force motrice. L'autre membre inférieur (qui repose passivement sur la pédale durant sa phase ascendante) devient alors une masse supplémentaire s'opposant au mouvement de rotation de la manivelle. Par contre, si le pied est fixé à la pédale, le membre inférieur montant peut devenir actif en tractant la pédale vers le haut. Les deux membres inférieurs peuvent travailler ensemble durant le cycle complet de pédalage [7, 9, 10, 23, 28]. En conséquence, utiliser des pédales automatiques et/ou des cale-pieds permet une activation musculaire plus longue et plus importante (en intensité) au cours du cycle complet de pédalage [35].

Les gains de rendement métabolique apportés par l'utilisation de pédales automatiques et de cale-pieds sont controversés. Certaines études rapportent une augmentation de la  $VO_2$  [29] alors que d'autres ne constatent aucune variation de  $VO_2$  lors d'un test d'effort progressif mené jusqu'à épuisement [37] ou lors d'un test sous maximal réalisé à une intensité de 70% de la fréquence cardiaque maximale [41]. En réalité, avec des pédales automatiques ou des cale-pieds, la force appliquée sur la pédale reste positive durant toute la révolution de la pédale (le membre inférieur ne représentant plus une charge supplémentaire à soulever par l'autre membre inférieur) sans présence d'une action de traction de la pédale lors de sa phase ascendante. Ainsi, tracter la pédale entraîne nécessairement une augmentation de la masse musculaire mise en jeu, d'où une dépense énergétique plus importante. Dans un souci purement d'économie musculaire, il semble ainsi préférable de ne pas tracter la pédale lors de sa phases ascendante pour éviter une fatigue supplémentaire [5, 11, 22, 28]. Par contre, le fait de fixer le pied sur la pédale permet de ne pas laisser le membre inférieur reposer passivement sur la pédale.

### **Le type de pédalier**

Dès la fin du siècle dernier, plusieurs plateaux de forme non circulaire ont été inventés dans le but d'optimiser la cinétique de pédalage [1 et 15 pour une revue de la littérature]. Deux grands types de plateaux non circulaires peuvent être différenciés. Les plateaux "Biopace" et "Eng 10" de forme similaire, ont comme principale propriété de minimiser le travail interne [6, 24, 25, 31]. Ils sont construits de façon à diminuer le bras de levier lorsque la pédale est située dans la zone efficace de pédalage (bras de levier en position horizontale) afin de diminuer le temps passé dans cette zone. Inversement, le bras de levier est augmenté quand la pédale passe dans les zones non efficaces (bras de levier vertical) pour augmenter le temps passé dans cette zone. Ainsi, au cours d'un cycle de pédalage, les variations de force peuvent être réduites de façon à diminuer les pertes d'énergie liées au mouvement des membres inférieurs [24, 31]. En revanche, les plateaux "Harmonic" et "Eng 90", également de forme semblable, ont pour objectif d'augmenter le niveau de force et d'améliorer l'efficacité de pédalage [3, 21, 25, 32]. Ces plateaux permettent de pallier la diminution du couple de force observée lors d'un cycle de pédalage, en réduisant le temps passé par chaque pédale dans les zones dites de points morts. A ces points, les pédales sont en positions verticales haute et basse et les forces motrices sont minimales. Ainsi, bien que tous regroupés sous le terme de plateaux non circulaires ou elliptiques, leur forme et leur

orientation par rapport au bras de levier sont très différentes. Le ratio entre le grand et le petit rayon (ovalité) conditionne l'amplitude de la variation de vitesse angulaire de la manivelle. Les angles grand rayon - petit rayon, manivelle petit rayon - manivelle grand rayon, influencent la cinétique de la variation de vitesse angulaire.

Lors d'un exercice sous maximal, le rôle d'un plateau non circulaire n'est pas d'augmenter les forces utiles appliquées aux pédales mais davantage de minimiser le travail interne, c'est à dire de réduire l'énergie dépensée pour le mouvement des membres inférieurs à vide [38].

Les avantages liés à l'utilisation d'un plateau non circulaire pour l'amélioration du rendement et/ou de la  $VO_2$  n'ont jamais été mis en évidence à partir :

- 1) du type de population testée (cyclistes [6, 25] ou non cyclistes [19]),
- 2) de la cadence de pédalage imposée (faible vers 50 rpm [19], modérée vers 70 - 90 rpm [6] ou libre vers 90 - 100 rpm [25]),
- 3) des caractéristiques du plateau.

Les conditions imposées lors des tests (puissance inférieure à 300 W et cadence inférieure à 90 rpm) semblent inadéquates pour mettre en évidence les avantages d'un plateau non circulaire. D'ailleurs, dès que la puissance développée dépassait 70% de la PMA lors d'un test progressif mené jusqu'à épuisement, une diminution significative de la  $VO_2$  a été observée avec l'utilisation d'un plateau de type Harmonic [3].

## L'EXERCICE DE SPRINT EN CONDITION MAXIMALE

Des facteurs technologiques, plus ou moins récents, peuvent également contribuer à l'amélioration de la performance lors de l'exercice de sprint, en ayant une action principale sur la puissance maximale développée. Après avoir recensé les différents types de matériels qui prennent part dans l'établissement de la performance lors de l'exercice maximal, nous avons testé l'importance de différents types de pédales et de pédaliers.

### 1 - Etude 7 : Caractéristiques mécaniques en sprint avec des pédales automatiques

Hintzy F, Grappe F, Belli A. The effects of both chainrings and shoe-pedal linkages on maximal sprint cycling. *Soumis à Med Sci Sports Ex*

Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD (1999). Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non isocinétique. *Science et Sport*, 14 : 137 - 44.

L'amélioration de la performance en sprint grâce à des pédales automatiques et/ou des cale-pieds a été peu étudiée, en comparaison aux nombreux travaux réalisés sur des exercices sous maximaux. Pourtant, la fixation du pied sur la pédale lors d'un test force - vitesse entraîne une nette amélioration des différentes caractéristiques mécaniques du sprint, comme la force maximale développée en début de sprint [2, 4, 20], la vitesse maximale atteinte en fin de sprint [20] et la puissance maximale développée [4, 20].

Cette augmentation est due à la possibilité qu'offre les pédales automatiques et/ou les cale-pieds de tracter la pédale durant sa phase ascendante [1]. L'activité électromyographique a d'ailleurs montré une activité EMG supérieure (en intensité et en durée) des muscles tractant la pédale. De plus, les muscles impliqués dans la phase de poussée de la pédale sont activés sur une plus grande portion lors de chaque révolution de pédale en développant un niveau de force plus élevé. Cette augmentation de la masse musculaire mise en jeu se produit à la fois dans les phases ascendante et descendante de la pédale, ce qui entraîne une augmentation de la force exercée pendant le cycle de pédalage complet [10, 35]. Cela entraîne aussi une amélioration de l'index d'efficacité, c'est à dire une augmentation des forces motrices au profit des forces non motrices [7, 10].

A la fin d'un exercice de sprint, la vitesse maximale est aussi améliorée par l'utilisation de pédales automatiques et/ou des cale-pieds [20]. La fixation des pieds sur les pédales empêche ces derniers de glisser, d'où une facilitation du contrôle moteur [9]. Il est par conséquent possible de pédaler à des vitesses plus élevées pour un même niveau de force fourni. L'augmentation de la puissance maximale s'explique par une amélioration de la force et de la vitesse, c'est à dire par une traction de la pédale lors de sa phase ascendante, une augmentation de l'activation musculaire lors de sa phase descendante et une meilleure coordination neuromusculaire tout au long du cycle de pédalage [4, 9, 11, 35, 40].

## 1 - Etude 8 : Relation force-vitesse avec un pédalier non circulaire

Hintzy F, Grappe F, Belli A. The effects of both chainrings and shoe-pedal linkages on maximal sprint cycling. *Soumis à Med Sci Sports Ex*

Hintzy F, Belli A, Rouillon JD, Grappe F (2000). Effet d'un plateau non circulaire sur les relations force-vitesse-puissance obtenues lors de sprints sur cycloergomètre. *Science et Motricité* (sous presse).

Les plateaux non circulaires utilisés lors de sprints doivent faire varier le bras de levier de la force en fonction de la position de la pédale pour augmenter la puissance maximale développée [18]. Les plateaux "Harmonic" et "Eng 90" répondent parfaitement à cette contrainte. Ils sont en effet construits de façon à ce que le grand rayon soit utilisé lorsque le bras de levier de la manivelle est horizontal, c'est à dire dans la zone efficace de pédalage. Cela induit, à force de pédalage équivalente, une diminution de l'accélération angulaire et une augmentation du temps passé par la pédale dans cette zone efficace. Inversement, le petit rayon est utilisé quand les manivelles se trouvent en position verticale, c'est à dire dans la zone la moins efficace de pédalage. L'accélération angulaire des manivelles est augmentée et entraîne une diminution du temps passé par la pédale dans cette zone non efficace. Ainsi, au cours d'un cycle complet de pédalage, la force motrice est améliorée par une relative augmentation du travail musculaire dans la zone efficace du pédalage.

Une augmentation significative de la puissance maximale développée (+ 3%) lors d'un sprint ou d'une montée a été montrée avec l'utilisation d'un cycloergomètre équipé du plateau Harmonic [21]. En revanche, la force maximale (mesurée sur le premier coup de pédale d'un test force - vitesse) n'est pas améliorée avec un plateau Harmonic. Le plateau non circulaire permet une amélioration de la force par une modification de la vitesse de rotation de la manivelle induisant la nécessité d'une vitesse de pédalage

minimale. Or, en début du sprint, cette vitesse est trop faible pour entraîner une modification significative de la dynamique de pédalage. De même, l'utilisation d'un plateau Harmonic n'améliore pas significativement la vitesse maximale atteinte à la fin d'un sprint. En fait, ce plateau non circulaire accélère la rotation quand les manivelles sont verticales mais entraîne aussi une décélération quand les manivelles sont horizontales. Ainsi, la vitesse angulaire moyenne sur un cycle de pédalage complet n'est pas modifiée, ce qui expliquerait la non amélioration de la vitesse optimale et de la vitesse maximale [21].

Les autres variables susceptibles d'avoir une action sur la performance en sprint sont la hauteur de selle, la longueur des manivelles et la position du corps sur la bicyclette.

### ***La hauteur de selle***

Une hauteur de selle (distance pédale - selle) égale à 105% de la longueur du membre inférieur permet d'augmenter significativement la puissance maximale développée [17]. Cette hauteur optimale induit une augmentation de l'activation musculaire (en intensité et en durée), une meilleure application de la force sur la pédale (augmentation de l'index d'efficacité) et une coordination neuromusculaire optimale.

### ***La longueur des manivelles***

Une longueur de manivelle proche de 16,5 cm entraîne une amélioration de la puissance maximale développée lors d'un sprint (Wingate 5 s et 30 s) compte tenu principalement d'une meilleure application des forces motrices [26] et d'une augmentation de la vitesse de pédalage [36]. Cette longueur optimale des manivelles varie légèrement avec la taille des sujets. Elle s'échelonne de 15 cm pour des cyclistes ayant des petits membres inférieurs à 17,5 cm pour ceux ayant de longs membres. Comme la longueur des manivelles influence le bras de levier, il n'est pas surprenant d'observer lors d'un sprint des longueurs optimales de manivelles inférieures à celles rencontrées pour un exercice d'endurance ou effectué en montée [36]. En effet, la vitesse de pédalage représente une variable essentielle en exercice de sprint. Or, la diminution de longueur des manivelles entraîne une augmentation de la vitesse angulaire de pédalage.

### ***La position du corps sur la bicyclette***

La position, la configuration et l'orientation du corps du cycliste par rapport à sa bicyclette ont aussi été testées lors de sprints [12, 36]. Il a été montré que l'angle optimal de la tige de selle permettant de développer une puissance maximale lors d'un test de Wingate était de 75°. Cet angle est similaire à celui obtenu lors d'exercices en condition sous maximale. En ce qui concerne la position du haut du corps, le cycliste choisit spontanément une position couchée, les mains en bas du guidon ou les coudes pliés à l'équerre, lorsqu'il s'agit de développer un niveau de puissance élevé. Toutefois, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence de la position du haut du corps sur le développement d'une puissance maximale.

## Bibliographie

1. Abbot AV, Wilson DG (1995). Human power transfer to modern vehicles In : Abbot AV et Wilson DG. *Human-Powered-Vehicles* : 29-45.
2. Arzac LM, Belli A, Lacour J-R (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 74: 100-106.
3. Barani D (1996). Performance et dépense énergétique chez 20 cyclistes entraînés : effet d'un plateau non circulaire. [D.E.A. S.T.A.P.S. non publié]. Université de Besançon, U.F.R. S.T.A.P.S.
4. Capmal S, Vandewalle H (1997). Torque-velocity relationship during cycle ergometer sprints with and without toe clips. *Eur J Appl Physiol*, 76: 373-379.
5. Cavanagh PR, Sanderson DJ (1986). The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders In : Burke ER. *Science of Cycling* : 91-122.
6. Cullen LK, Andrew K, Lair KR, Widger MJ, Timson BF (1992). Efficiency of trained cyclists using circular and noncircular chainrings. *Int J Sports Med*, 13: 264-269.
7. Davis RR, Hull ML (1981). Measurement of pedal loading in bicycling. II. Analysis and results. *J Biomech*, 14: 857-872.
8. Dickinson S (1929). The efficiency of bicycle-pedaling, as affected by speed and load. *J Physiol*, 67 : 242-245.
9. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J (1985) Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehab Med*, 17 : 53-61.
10. Ericson MO, Nisell R (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int J Sports Med*, 9: 118-122.
11. Faria IE et Cavanagh PR (1978). *The physiology and biomechanics of cycling*. New-York : Wiley.
12. Faria IE, Dix C, Frazer C (1978). Effect of body position during cycling on heart rate, pulmonary ventilation, oxygen uptake and work output. *J Sports Med*, 18 : 49-56.
13. Gonzales H, Hull ML (1989). Multivariable optimisation of cycling biomechanics. *J Biomech*, 22: 1151-1161.
14. Grappe F, Candau R, Busso T, Rouillon J-D (1998). Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. *Int J Sports Med*, 19 : 336-341.
15. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM (1991). The biomechanics of cycling. *Ex Sport Sci Reviews*, 19: 127-169.
16. DeGroot G, Welbergen E, Clijsen L, Clarijs J, Cabri J, Antonis J (1994). Power, muscular work, and external forces in cycling. *Ergonomics*, 37 : 31-42.
17. Hamley EJ, Thomas V (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J Physiol*, 191 : 55-57.
18. Harrison JY (1970). Maximizing human power output by suitable selection motion cycle and load. *Human Factors*, 12 : 315-329.
19. Henderson SC, Ellis RW, Klimovitch G, Brooks GA (1977). The effects of circular and elliptical chainwheels on steady-rate ergometer work efficiency. *Med Sci Sports*, 9: 202-207.

20. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon J-D (1999). Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non-isocinétique. *Science & Sports*, 14: 137-144.
21. Hintzy F, Belli A, Rouillon J-D, Grappe F (2000). Effet d'un plateau non circulaire sur la relation force-vitesse obtenue lors de sprints sur cycloergomètre. *Science et Motricité*. A Paraître.
22. Hoes MJAJM, Binkhorst RA, Smeeke-Kuyl AEMC, Vissers ACA (1968). Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different loads. *Int Zeit Ange Physiol Einschl Arbeit*, 26 : 33-42.
23. Hull ML, Davis RR (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation. *J Biomech* 14 : 843-856.
24. Hull ML, Kautz S, Beard A (1991). An angular velocity profile in cycling derived from mechanical energy analysis. *J Biomech*, 24 : 577-586.
25. Hull ML, Williams M, Williams K, Kautz S (1992). Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Med Sci Sports Exerc*, 24: 1114-1122.
26. Inbar O, Dotan R, Trousil T, Dvir Z (1983). The effect of bicycle crank-length variation upon power performance. *Ergonomics*, 26 : 1139-1146.
27. Lafortune MA, Cavanagh PR (1983). Effectiveness and efficiency during bicycle riding. In: Matsui H, Kobayashi K eds. *Biomechanics VIIB: International Series on Sports Science 4B*. Champaign, IL: Human Kinetics: 928-936.
28. Lafortune MA, Cavanagh PR, Valiant GA, Burke ER (1983). A study of the riding mechanics of elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 15 : 113.
29. Lavoie NF, Mahony MD, Marmelic LS (1978). Maximal oxygen uptake on a bicycle ergometer without toe stirrups and with toe stirrups versus a treadmill. *Can J Appl Sport Sci*, 3 : 99-102.
30. Nordeen-Snyder KS (1977). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports*, 9: 113-117.
31. Okajima S (1983). Designing chainwheels to optimize the human engine. *Bike Tech*, 2: 1-7.
32. Ratel S, Poujade B, Duche P, Bedu M (1998). Comparaison des données bioénergétiques observées lors d'un exercice musculaire sur bicyclettes équipées de plateaux rond ou "Harmonic". *Science et Sports*, 13 : 287-289.
33. Shennum PI et DeVries HA (1976). The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Med Sci Sports Exerc*, 8: 119-121.
34. Sjøgaard G, Nielsen B, Mikkelsen F, Saltin B (1982). *Etude physiologique du cyclisme*. Colloques Médico-Sportifs de Saint Etienne eds.
35. Tate J, Shierman G (1977). Toe clips: how they increase pedaling efficiency. *Bicycling*, 18 : 57.
36. Too D (1990). Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Med*, 10 : 286-302.
37. Visich PS (1988). Physiological changes riding a bicycle ergometer with and without toe stirrups. In: Burke ER eds. *Medical*. Champaign, IL: Human Kinetics p 121-131.
38. Wells R, Morrissey M, Hughson R (1986). Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol*, 55: 295-301.
39. Whitt FR (1969). Crank length and pedalling efficiency. *Cycling Touring* 12.

40. Whitt FR, Wilson DG (1974). *Bicycling Science*. Cambridge, MA : MIT Press.
41. Wilde SW (1978). Cardiovascular and metabolic responses to toe-clip use during bicycle ergometer work [thèse]. Southern Illinois University, Carbondale.
42. Yoshihuku Y, Herzog W (1990). Optimal design parameters of the bicycle-rider system for maximal muscle power output. *J Biomech*, 23 : 1069-1079.

# Perspectives de recherche

## **ANALYSE DU PATTERN DE PEDALAGE EN CYCLISME EN FONCTION DE LA POSITION SUR LA BICYCLETTE ET DU NIVEAU D'EXPERTISE DES ATHLETES**

### **• Introduction**

Les différences de performance observées entre des cyclistes spécialistes du contre-la-montre ne sont pas entièrement dues à des variations importantes de certaines variables physiologiques (7). Une étude dans laquelle ont été mesurés 1) la consommation maximale d'oxygène, 2) le seuil anaérobie lactique, 3) l'utilisation du glycogène musculaire, 4) la typologie musculaire, et 5) l'activité enzymatique, a permis d'émettre l'hypothèse selon laquelle la performance en cyclisme pouvait être en partie liée à des variables biomécaniques relatives à la technique individuelle de pédalage (7). D'ailleurs, les cyclistes expérimentés consomment moins d'oxygène par Watt développé comparé aux cyclistes de niveau inférieur (5). Il semble que ces différences de consommation d'oxygène ne soient pas entièrement dues à des variables physiologiques (typologie musculaire), mais aussi à des variables biomécaniques (4, 7). Certes, le potentiel physique de l'athlète est une condition *sine qua non* de la performance en cyclisme. Toutefois, il paraît intéressant d'étudier les mécanismes qui sous tendent la transformation de l'énergie produite par la contraction musculaire en énergie de propulsion mécanique sur la pédale.

Sur une compétition de très longue durée (par exemple un Tour de France), une amélioration minimale de l'efficacité motrice de l'athlète peut être déterminante dans l'accomplissement de la performance. En effet, une légère variation du pattern de pédalage peut : 1) modifier la quantité du travail produit, 2) augmenter les effets délétères de la fatigue et 3) augmenter la fatigue musculaire locale au niveau des membres inférieurs (4).

L'étude du pattern de pédalage peut revêtir le plus grand intérêt, d'autant plus qu'il existe à l'heure actuelle peu de données exploitables sur le cycliste expert (études réalisées avec des puissances trop faibles, cadences non appropriées, matériel trop différent). L'étude des différentes techniques de pédalage entre les sujets n'a à notre connaissance pas encore été rapportée de manière très précise (8). Il serait intéressant de mesurer le pattern de pédalage d'athlètes dans les conditions réelles de locomotion et sur différents types de terrains (plat et montée). Les résultats obtenus pourraient d'une part, permettre de mieux mesurer le poids de certaines variables biomécaniques déterminantes de la performance en cyclisme et d'autre part, d'optimiser les programmes et techniques d'entraînement.

### **• Pattern en fonction du niveau d'expertise des sujets**

Certaines études ont montré que les cyclistes expérimentés ont pour la même puissance développée, un pic de force significativement plus faible comparé aux cyclistes débutants (7). Dans ce cas, le pic du couple moteur (CM) et le moment où il intervient sont respectivement plus faible et plus tardif chez les débutants (10). En revanche, d'autres auteurs, ne trouvent pas de différence de pic de CM entre des cyclistes élites et des cyclistes « occasionnels » (10).

- **Indice d'efficacité du pédalage**

La force de propulsion est plus efficace lorsqu'elle est orientée dans un plan sagittal perpendiculairement à la manivelle. La capacité à orienter correctement cette force sur la pédale fait partie de la technique de pédalage proprement dite du cycliste élite. Un index d'efficacité du pédalage est défini comme le ratio entre la force efficace FE (perpendiculaire à la manivelle) et la force résultante FR (4). Un changement approprié de la direction de la force produite durant le cycle de pédalage augmente l'efficacité du geste (6, 7). Les différences de consommation d'oxygène observées pour une même puissance développée entre les cyclistes pratiquant la compétition et les cyclistes occasionnels (5), suggèrent que les compétiteurs possèdent un index d'efficacité (ratio FE / FR) supérieur. Toutefois Sanderson (11) et Patterson et al. (9) ont montré que l'indice d'efficacité du pédalage (IEP) des compétiteurs et des cyclistes occasionnels était similaire. Certains auteurs ont montré que l'IEP diminue lorsque la cadence de pédalage augmente (7, 10). La moyenne de l'IEP diminue de 0.5 à 0.35 lorsque la fréquence augmente de 40 à 90 rpm (9). L'habileté à diriger la force de manière optimale diminue de manière constante lorsque le rythme de pédalage augmente (9).

- **Limites du calcul de l'indice d'efficacité**

Il est important de noter que la grandeur du couple négatif lors de la phase de remontée de la pédale peut influencer l'IEP et rendre son mode de calcul inapproprié (10). En effet, la force appliquée lorsque la pédale remonte est considérablement plus faible que lorsque la pédale redescend. Cependant, lorsque l'IEP est déterminé, un CM important, ou très faible, a un impact équivalent sur l'IEP. Toutefois, des CM importants et faibles n'ont pas du tout la même influence en terme de magnitude des forces appliquées sur la pédale. Il faut par conséquent considérer le calcul de l'IEP à différents moments du cycle de pédalage. Pour résoudre ce problème, un index d'efficacité instantané a été calculé tout au long du cycle de pédalage. De plus, l'action de pédalage étant un mouvement complexe qui dépend de nombreuses variables cinématiques, dynamiques et de la coordination musculaire, il apparaît réducteur de ramener la notion d'efficacité en cyclisme à la seule détermination de l'IEP (10, 4).

- **Influence de la position**

Le pattern de pédalage en danseuse est très différent de celui assis sur la selle (8). Comparé à la position assise, en danseuse, le pic du CM est plus important (101 N.m en danseuse contre 77 N.m en position assise sur une pente de 8% à une puissance de  $294 \pm 17$  W) et arrive plus tardivement lors de la phase descendante de la pédale (en danseuse :  $131^\circ$  contre  $86^\circ$ )(1).

Lorsque le cycliste est assis sur la selle, le poids du corps est supporté par 5 points d'appuis (2 pieds sur les pédales, 2 mains sur le guidon, et le bassin sur la selle). Dans cette posture, la plus grande partie du poids est supportée par la selle. Par contre, en danseuse le poids du corps n'est plus réparti de la même manière. La distribution du poids sur le guidon et les pédales est influencée du fait que le centre de masse du sujet est plus haut et plus en avant (par rapport à la position assise). Cela engendre une

modification de la contribution musculaire (gravité), car l'angle de la hanche est plus important et les forces appliquées sont augmentées (1, 2).

## • Objectif de l'étude

L'objectif principal de notre prochaine étude sera d'une part, d'étudier les différences de pattern de pédalage en fonction de la position de l'athlète sur la bicyclette et de son niveau d'expertise et d'autre part, d'être capable de déterminer l'"empreinte" (la signature) du pattern de pédalage en fonction d'une condition expérimentale particulière.

## • Bibliographie

1. Caldwell G, Hagberg S, McCole S, Li L (1996). Lower Extremity joint Moments during uphill cycling. In : proceedings of the 9<sup>th</sup> Canadian society of Biomechanics Conference, edited by A. Hoffer. Vancouver, BC, Canada Society of Biomechanics, pp. 182- 183.
2. Caldwell G, Li L, Mccole S, Hagberg J (1998). Pedal and crank kinetics in uphill cycling. *J Appl Biomechanics*, 14 : 245-259.
3. Duchateau J, Hainaut K, Velocity (1999). Dependent muscle strategy during plantar flexions in humans. *J Electromyogr Kinesiol*, 9 : 1-11.
4. Coyle E, Feltner M, Kautz S, Hamilton M, Montain S, Baylor A, Abraham L, Petrek G (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc*, 23 (1) : 93-107.
5. Coyle E, Sidossis L, Horowitz J, Beltz J (1992). Cycling efficiency is related to the percentage of type 1 muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc*, 24 (7) : 782-788.
6. Kautz S, Hull M (1995). Dynamic optimisation analysis for equipment setup problems in endurance cycling. *J Biomechanics*, 28 (11) : 1391-1401.
7. Kautz S, Feltner E, Coyle E, Baylor A (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists : Changes with increasing workload at constant cadence. *Int J Sport Biomechanics*, 7 : 29-53.
8. Li L, Caldwell G (1998). Muscle coordination in cycling : effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol*, 85 (3) : 927 - 934.
9. Patterson R, Moreno M (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*, 22 (4) : 512 - 516.
10. Ryschon T, Stray - Gundersen J (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. 23 (8) : 949 - 953.
11. Sanderson D (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, 9 : 191-203.
12. Swain D, Wilcox J P (1992). Effect of cadence on the economy of uphill cycling. *Med Sci Sport Exerc*, 24 (10) : 1123 - 1127.
13. Swain D (1998). Cycling uphill and downhill. [Sports ci.org/jour/9804/dps.html](https://www.sports.ci.org/jour/9804/dps.html)

14. Thépaut - Mathieu C, Van-Hoecke J, Maton B (1988). Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *J Appl Physiol*, 6 : 1500 - 1505.