THESE

Pour l'obtention du Grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE POITIERS

(Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

Ecole Doctorale : Sciences et Ingénieries en Matériaux, Mécanique, Energétique
Secteur de Recherche : Biomécanique et Bio-ingénierie

Présentée par :

Domitille PRINCELLE

Evaluation des déterminants biomécaniques du départ en BMX : vers une optimisation de la performance

---

Directeur de thèse : Tony Monnet
Co-directeur de thèse : Mathieu Domalain

Soutenue le 19 mai 2021
Devant la Commission d'Examen

JURY

Rapporteur	**Laurence Chèze**	Professeur des Universités	Université Lyon 1
Rapporteur	**Sylvain Dorel**	Maître de conférences HDR	Université de Nantes
Examinateur	**Frédérique Hintzy**	Maître de conférences HDR	Université de Savoie
Examinateur	**John McPhee**	Professeur des Universités	Université de Waterloo
Examinateur	**Patrick Lacouture**	Professeur Emérite	Université de Poitiers
Examinateur	**Mathieu Domalain**	Maître de conférences	Université de Poitiers
Examinateur	**Tony Monnet**	Professeur des Universités	Université de Poitiers

« Quoi que tu rêves d'entreprendre, commence-le.
L'audace a du génie, du pouvoir, de la magie. »

Johann Wolfgang von Goethe

Remerciements

Passion, labeur, échanges, choix, démotivation, formation, projet, joie… autant de mots rattachés à ces quelques années. Il est peut-être plus facile de trouver une structure au mémoire qu'à ces quelques lignes de remerciements. Ordonnées ou désordonnées, ils sont l'occasion de se rappeler le soutien des uns et des autres dans la réalisation de ce projet.

Mon sujet de thèse repose sur une collaboration avec la Fédération Française de Cyclisme, le CRITT Sport Loisirs, le CREPS de Poitiers et l'institut PPRIME. Je remercie donc tout d'abord le CRITT Sport Loisirs pour avoir financé cette thèse, et plus spécialement Franck et Sylvie pour le suivi, ainsi que la confiance que vous m'avez accordée pour mener le projet tout au long de ces trois années. Merci également pour l'opportunité d'avoir fait partie des Classes Olympiques Sciences et Sport. Ce fut un plaisir de transmettre au plus jeune cette soif de connaissance et cette passion de pouvoir allier les lois physiques à l'activité sportive, à l'analyse et la compréhension du mouvement humain. Merci également à Sébastien et Bruno pour leur aide et disponibilité.

Sans l'aide des membres de l'équipe RoBioSS, je n'aurais pas pu aller aussi loin dans l'analyse, le développement et la valorisation de ce projet de thèse. La recherche est un travail d'équipe. C'est pourquoi mes remerciements vont aux collègues du labo, pour vos explications, vos avis éclairés, vos coups de main et les bons moments partagés autour d'une bière, d'un repas ou lors des fameuses rencontres sportives « doctorants vs permanents ». Tout particulièrement un merci à mes deux directeurs de thèse Tony Monnet et Mathieu Domalain. Leur savoir et surtout leur confiance ont été primordiaux dans la construction de ce travail. Bien évidemment, je remercie également Laetitia, Floren, Romain, Mathias, et Arnaud pour toutes les discussions et tous les échanges qui m'ont permis d'avancer dans ce projet, mais aussi à construire mon « après thèse ». Merci à vous aussi Patrick, d'avoir continué à me suivre de loin. Vos questionnements, votre finesse de lecture votre bienveillance lors de la relecture de ce manuscrit, m'ont fait mûrir.

Bien plus que les permanents, mes pensées se tournent vers mes collègues doctorants : Andrian et Quentin ainsi que les Docteurs Couvertier et Retailleau. Plus particulièrement à toi Léonie, car au-delà de l'aspect recherche, ces trois années ont été une grande aventure humaine, et ô combien nous avons échangé dans le bureau… Merci pour tout cela.

Je tiens à remercier spécialement le Professeur John McPhee pour son intérêt porté au projet et l'opportunité d'avoir pu travailler à ses côtés durant 18 semaines à l'université de Waterloo en Ontario. Bien que la situation n'ait pas été idéale, due au Covid et au confinement, cette expérience au sein de votre laboratoire a été plus qu'enrichissante d'un point de vue professionnelle, mais aussi personnelle. So thank you professor for the opportunity to work and learn alongside you, for your guidance regarding the simulation and the tire modelling, and for still following me, and my research, from across the ocean. Also, a special thanks to all the members of the Motion Research Group for their suggestion and feedback over the past year.

Revenir en France sans avoir pleinement exploité cet échange fut frustrant. Donc merci à toi Antoine Eon, d'avoir pris le relais, de m'avoir épaulé et donné un coup de main, ô combien précieux, pour le développement de ce modèle de roue.

Je tiens à remercier François et Jean-François du Centre d'Analyse d'Image de la Performance Sportive basé au sein du CREPS de Poitiers, ainsi que les entraineurs de la Fédération Française de Cyclisme pour toutes les discussions enrichissantes, les rencontres, mais aussi l'aide apportée lors des expérimentations. Et, bien entendu, je remercie les pilotes élites de l'équipe de France sans qui ces travaux n'auraient pas eu lieu.

Je remercie aussi les filles du Hand. Bien que je ne sois pas venue sur Poitiers dans l'optique de rejouer au Hand, ces trois années à vos côtés, que ce soit dans la victoire ou la défaite… tous ces moments de joie ont été pur bonheur. Sans forcément comprendre le pourquoi et le comment de mon travail, vous m'avez permis de décompresser le week-end.

Enfin, un grand merci à ma famille, sans qui je n'aurais jamais réussi. Je pense particulièrement à mes parents pour leur soutien inconditionnel tout au long de ma scolarité qui m'a aidé à garder confiance et enthousiasme. Etre la globe-trotteuse de la famille n'est pas toujours évident, mais vous avez su croire en moi, me laisser grandir et me pousser à saisir une belle opportunité quand elle s'offre à moi. Je pense bien sûr aussi à mon frère Ludovic et ma sœur Dorothée qui ont chacun, sans bien s'en rendre compte, posé une pierre à l'édifice. Tous vous m'avez permis de me détendre, de me changer les idées et de me ressourcer. Merci à vous !

Je termine en témoignant ma reconnaissance aux rapporteurs de mon manuscrit, la Professeure Laurence Chèze et le Docteur Sylvain Dorel ainsi qu'aux examinateurs la Docteure Frédérique Hintzy, le Professeur John McPhee, et le Professeur Emérite Patrick Lacouture pour s'intéresser à mes travaux, l'évaluer et faire naître la discussion scientifique. Enfin, merci à Emmanuel Brunet, Responsable Recherche et Performance au sein de la Fédération Française de Cyclisme et le Docteur et Directeur du CRITT Sport Loisirs Franck Leplanquais pour avoir fait partie de ce jury.

Table des matières

REMERCIEMENTS **4**

AVANT-PROPOS **13**

INTRODUCTION GENERALE **15**

1. La performance sportive en cyclisme 15
2. Problématique 19
3. Organisation de la thèse 20

CHAPITRE 1 : ETAT DE L'ART **21**

1. Présentation de l'activité 21
2. Analyse biomécanique du BMX gate start 24
   - 2.1. Techniques spécifiques liées au départ 25
   - 2.2. Analyse cinématique 26
   - 2.3. Analyse dynamique 28
   - 2.4. L'importance du choix du braquet et de la forme du pédalier 30
   - 2.5. Modélisation de la performance 32
   - 2.6. Lien avec les entraineurs 33
3. Recherches et discussions relatant de l'analyse biomécanique 35
   - 3.1. Pédalage assis versus en danseuse 36
   - 3.2. Influence de l'inclinaison de la pente 40
   - 3.3. Mouvement de pédalage hors plan sagittal du cycliste 41
4. Conclusion de l'état de l'art 43

CHAPITRE 2 : PROTOCOLE EXPERIMENTAL 45

1. Matériel et méthodes 46
   1.1. La population étudiée 46
   1.2. Le protocole expérimental 47
   1.3. Acquisition des actions mécaniques externes du pilote 47
      1.3.1. Les pédales instrumentées 47
      1.3.2. Le système d'acquisition 48
      1.3.3. Procédure réalisée en amont de l'acquisition des essais 49
   1.4. L'acquisition des données cinématiques du pilote et de son vélo 49
      1.4.1. La position des caméras 50
      1.4.2. La phase de calibrage 52
      1.4.3. La phase de capture de mouvement 53
      1.4.4. La reconstruction tridimensionnelle 54
   1.5. Choix du placement des marqueurs 55
      1.5.1. Positionnement des marqueurs sur le pilote 56
      1.5.2. Positionnement des marqueurs sur le BMX 58
   1.6. Synchronisation des signaux lors des enregistrements de départ 59
2. Les outils statistiques utilisés 61
   2.1. Analyse de série temporelle 61
   2.2. Introduction de la méthode clustering 64
   2.3. Application de la méthode « *Model-based* » clustering 65
3. Conclusion 69

CHAPITRE 3 : APPROCHE THEORIQUE DE L'ANALYSE DU DEPART : DEVELOPPEMENT D'UN MODELE BIOMECANIQUE MULTI-CORPS 71

1. Les modèles biomécaniques 72
   1.1. Le modèle du pilote 72
   1.2. Le modèle du vélo 76
   1.3. Le modèle complet : {Pilote + vélo} 80
2. Approche théorique utilisée pour l'analyse du départ 82
   2.1. Système {Pilote} 82
   2.2. Système complet : {Pilote + vélo} 87
   2.3. Relation entre la force motrice et les actions du pilote sur le vélo 91
3. Conclusion 92

CHAPITRE 4 :
ETUDE 1 : ANALYSE MECANIQUE DE LA TECHNIQUE DE PEDALAGE 93

1. Introduction 94
   1.1. Le cycle de pédalage 94
   1.2. Force utile et indice d'efficacité en cyclisme 96
      1.2.1. Indice d'efficacité et technique de pédalage 97
      1.2.2. Indice d'efficacité versus performance 101
   1.3. Positionnement de l'étude 103
2. Méthodologie 104
   2.1. Rappel du protocole expérimental 104
   2.2. Traitement des données 105
   2.3. Classification des différentes techniques des pilotes 107
3. Résultats 109
   3.1. Forces et indice d'efficacité 109
      3.1.1. Indice d'efficacité et performance 109
      3.1.2. Analyse des indices d'efficacité 2D (IE_{2D}) et 3D (IE_{3D}) 114
      3.1.3. Analyse type « *clustering* » des séries temporelles 118
   3.2. Autre paramètres mécaniques 119
      3.2.1. Puissance au pédalier versus performance 119
      3.2.2. Force produite au guidon 120
      3.2.3. Force de contact roue-sol versus performance 121
4. Discussion 124
5. Limites 132
6. Conclusion 133

CHAPITRE 5 :
ETUDE 2 : ANALYSE BIOMECANIQUE DU MOUVEMENT DE PEDALAGE 135

1. Introduction 136
   1.1. Coordination inter-segmentaire et dynamique articulaire 136
   1.2. Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur la dynamique articulaire et la coordination inter-segmentaire 138
   1.3. Apport de l'analyse tridimensionnelle 141
      1.3.1. Analyse cinématique 141
      1.3.2. Analyse dynamique 142
   1.4. Positionnement de notre étude 145

2. Méthodologie 146
2.1. Rappel du protocole expérimental 146
2.2. Traitement des données 147
2.3. Traitement statistique des données 151
2.4. Classification des différentes techniques 152
3. Résultats 153
3.1. Analyse complète du départ 155
3.2. Comparaison entre les méthodes de calcul de la puissance articulaire 159
3.3. Analyse clustering multivariée de la puissance articulaire 161
3.4. La trajectoire du vélo versus la performance 167
4. Discussion 170
5. Limites 178
6. Conclusion 180

CHAPITRE 6 : COLLABORATION AVEC LES ENTRAINEURS : SYNERGIE DES CONNAISSANCES 185

1. Expertise apportée par les entraineurs 186
1.1. Indicateurs de performance 186
1.2. Indicateurs au regard de la gestuelle technique 188
2. Fiche dédiée aux entraineurs 192
3. Fertilisation croisée : Comparaison de deux pilotes 197
3.1. Données dynamiques externes au pilote 198
3.2. Données de dynamiques articulaires 202
4. Conclusion 204

CHAPITRE 7 : *PERSPECTIVES* VERS UNE OPTIMISATION DE LA TECHNIQUE DE PEDALAGE PAR LA SIMULATION 207

1. Etat de l'art 208
1.1. Analyse dynamique multi corps par la dynamique directe 210
1.2. Simulation du mouvement 212
1.2.1. Contrôle optimal 212
1.2.2. La simulation via l'expérimentation 213
1.2.3. Simulation prédictive 215

2. Appropriation de la simulation à notre contexte 218
2.1. Positionnement de notre étude sur la simulation 219
2.1.1. Apport théorique du fonctionnement d'OpenSim Moco 219
2.1.2. Fonctionnement d'OpenSim Moco 222
2.1.3. Application de l'outil de simulation à notre étude 223
2.2. Développement d'un modèle pneumatique 225
2.2.1. Modèle théorique 226
2.2.2. Réglage du pneumatique 227
3. Conclusion 236

CONCLUSION GENERALE 237

BIBLIOGRAPHIE 243

ANNEXE 266

A. Annexe : Robustesse des expérimentations et de la chaîne de traitement 266

B. Annexe :
Résultats supplémentaires pour l'analyse biomécanique : Analyse clustering 270

C. Annexe : Fiche entraineur 273

Avant-propos

Ce projet de thèse s'inscrit dans un programme global de collaboration de recherche entre le Centre d'Analyse d'Images Sportives (CAIPS) et la Fédération Française de Cyclisme (FFC), initiée en 2015. Le CAIPS est une structure qui fédère le Centre Régional d'Innovation et de Transfert de Technologie Sport-Loisir (CRT - CRITT SL), le Centre de Ressources et d'Expertise de la Performance Sportive (CREPS) de Poitiers et l'Institut PPRIME (UPR 3346, CNRS et Université de Poitiers) par l'intermédiaire de son équipe de recherche Robotique, Biomécanique, Sport, Santé (RoBioSS) au sein de laquelle j'ai réalisé ces travaux de thèse. Pour cela, j'ai bénéficié d'une bourse CIFRE portée par le CRITT SL, complétée par un financement suite aux appels à projets INSEP, 2017 et 2018.

L'objectif général de cette thèse est l'évaluation du profil biomécanique du pilote de BMX lors d'un départ, par mesures en situation écologique, c'est à dire *in situ*. Il s'agit donc de « déplacer le laboratoire » ainsi que le matériel de mesure directement dans l'enceinte sportive, à savoir la piste de BMX. Compte tenu de la spécificité de cette discipline sportive, il était indispensable de rendre possible l'acquisition et la compréhension complète du mouvement de pédalage des pilotes dans leur environnement matériel de leur pratique. En collaboration avec les entraineurs, l'expertise scientifique du geste a permis d'identifier des déterminants de la performance. Ces résultats constituent des informations cruciales pour les entraineurs, et répondent ainsi à certaines de leurs attentes. Cette thèse a aussi pour ambition d'établir les prémices d'une plateforme de simulation du départ afin non seulement d'optimiser la technique du pilote, mais aussi d'offrir aux entraineurs la possibilité de tester numériquement l'influence de variables matérielles. Pour conduire ce travail sur la simulation, une collaboration avec le laboratoire du Professeur John McPhee de l'université de Waterloo (Canada) a été initiée. Ces échanges ont donné lieu à un déplacement au Canada durant 18 semaines. Si le confinement a entravé les ambitions initiales, ce rapprochement a malgré tout permis l'élaboration d'un modèle dynamique de roue, brique primordiale aux futurs développements.

Ce travail a également fait l'objet de plusieurs communications :

- Deux communications orales, dont les publications sont soumises à un comité de lecture

44ème congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers
D. Princelle, T. Monnet, E. Brunet, J. Sastre et M. Domalain (2019)
Dynamic analysis of the BMX start: interactions between riders and their bike, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22:sup1, S311-S313,
DOI: 10.1080/10255842.2020.1714924

45ème congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers
D. Princelle, M. Domalain, J. F. Debril, E. Brunet, J. Sastre et T. Monnet (2020)
Hip joint dynamics during the BMX gate start: a case study, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 23:sup1, S238-S240, DOI: 10.1080/10255842.2020.1815321

- Trois articles 1er auteur soumis dans une revue internationale à comité de lecture :

D. Princelle, M. Domalain, J. F. Debril, E. Brunet, J. Sastre and T. Monnet, Pedal forces and mechanical effectiveness during the BMX gate start: Benefit from a three-dimensional analysis, (Soumis dans *Journal of Science and Cycling*).

D. Princelle, M. Domalain, J. F. Debril, E. Brunet, J. Sastre and T. Monnet, Joint-specific moment and power production during the BMX gate start: a field study, (Soumis dans *Sports Biomechanics*).

D. Princelle, M. Domalain, J. F. Debril, E. Brunet, J. Sastre and T. Monnet, Influence of out of sagittal plane movement on joint power calculation in cycling, (Soumis dans *Journal of Biomechanics*).

Introduction générale

SOMMAIRE

1. La performance sportive 15
2. Problématique 19
3. Organisation de la thèse 20

1. La performance sportive en cyclisme

La réalisation d'une performance sportive est souvent présentée à la fois comme l'objectif et la récompense de tous les efforts consentis lors de séances d'entraînement. Le ressenti des sportifs à l'égard de la performance est celui d'un jugement, que ce soit par des temps chronométrés, des distances parcourues, de poids soulevés (haltérophilie) ou simplement de classement. Toutefois, au-delà de ce jugement, la notion prépondérante reste le dépassement de soi et fait pleinement écho aux propos de Platonov V.N (1984) qui définit la performance comme étant « *les possibilités maximales d'un individu dans une discipline à un moment donné de son développement* ».

Cette définition fait référence à trois principaux éléments ; le premier porte sur les capacités maximales qu'un individu peut solliciter, capacités qui sont le fruit d'une combinaison de plusieurs facteurs endogènes et exogènes. Pour les premiers, nous trouvons *(i)* le *facteur physique* d'abord, qui correspond à l'utilisation de toutes ses aptitudes physiologiques et musculaires ; *(ii)* la *technique* de l'athlète. Celle-ci consiste à maîtriser les gestes, les postures ou encore les mouvements qui constituent le fondement du sport pratiqué. Au-delà de la technique, il y a les facteurs *techno-tactiques* (tactiques et cognitifs) lesquels correspondent à l'analyse d'une situation pour sélectionner la technique appropriée à un instant *t*. Les facteurs *sociaux* et *psychologiques* sont eux aussi à prendre en compte. Enfin, les facteurs exogènes sont ceux que l'on ne peut pas contrôler tels les blessures, l'arbitrage, la météo, etc… Le deuxième élément, de la définition de Platonov V.N (1984), est la discipline sportive. Tous les facteurs propres à l'individu vus précédemment peuvent se distinguer en fonction du sport pratiqué.

Enfin, le troisième élément fait appel à l'état de l'individu à un « instant donné de son développement ». Cet élément fait donc écho à l'entraînement, et à travers lui, l'identification des paramètres à optimiser, que l'entraineur cherche à perfectionner, à modifier ou tout simplement à entretenir. Cette notion d'entraînement dans la définition de la performance rappelle les propos de Weineck (1997) : « *la capacité de performance sportive représente le degré d'amélioration possible d'une certaine activité motrice sportive et s'inscrivant dans un cadre complexe, elle est conditionnée par une pluralité de facteurs spécifiques* ». Ainsi donc, la performance sportive est multifactorielle.

- L'activité cyclisme

Apparu au milieu du XVIIIe siècle, le vélo qui n'était alors qu'un moyen de transport représente aujourd'hui la deuxième activité d'extérieur des Français après la randonnée pédestre. En effet, 19% des 15-70 ans sont adeptes du vélo, soit environ neuf millions de personnes. Bien entendu, suite au Covid et au confinement, ce chiffre a décuplé, avec une augmentation en moyenne de 32% des passages journaliers (INSEE : Institut national de la statistique et des études économiques). Cependant, cette audience record doit être nuancée, car le cyclisme ne compte que 113 000 licenciés, dont 196 athlètes de haut niveau. Le cyclisme est une discipline olympique depuis la création des Jeux de l'ère moderne en 1896, avec 6 épreuves au programme : cinq en cyclisme sur piste (vitesse, kilomètre, 100 km, 10 km et 12 heures) et une en cyclisme sur route : la course en ligne. Cette discipline a beaucoup évolué au fil des années et les épreuves traditionnelles établies à partir des Jeux d'été sont les mêmes encore aujourd'hui : la vitesse, le kilomètre, la poursuite (à partir de 1964), la poursuite par équipes, le tandem (qui disparaît après 1976), la course en ligne et le contre-la-montre (par équipe jusqu'en 1992, individuel depuis). En plus des épreuves traditionnelles, le cyclisme regroupe plusieurs disciplines : le cyclisme sur route et sur piste (dont découle les épreuves traditionnelles), mais aussi le cyclisme en salle, le VTT de descente, le BMX race, etc.

Tout comme pour la performance sportive en général, la performance en cyclisme est elle aussi multifactorielle et ces facteurs révèlent d'une analyse systématique multi corps du couple homme-matériel. Comme vu précédemment, la plupart des facteurs sont reconnus comme étant liés au potentiel humain intrinsèque. Toutefois, il est important de noter aussi l'importance d'autres paramètres fondamentaux relatant de l'environnement (conditions météorologiques, relief, etc…) ainsi que du matériel (réglages spécifiques du vélo en lien avec le cycliste, choix des matériaux, etc…).

De nombreuses études ont été réalisées sur la problématique que pose l'aspect multifactoriel de la performance. Et parmi l'ensemble des champs scientifiques œuvrant pour l'étude et la compréhension de la performance en cyclisme, la biomécanique, associée à la physiologie, constitue le cœur de ces recherches.

- L'importance de la biomécanique en cyclisme

L'étude du pédalage est présente dès le début du XX^{ème} siècle de par l'utilisation du premier ergomètre (Krogh, 1913; Krogh et Lindhard, 1913) qui permet, encore aujourd'hui, de reproduire la gestuelle, le mouvement de pédalage. En plus de ces premières études, d'autres se sont focalisées sur les aspects physiologiques du cycliste ainsi que l'analyse des différentes forces exercées par le cycliste, du couple et de la puissance mécanique externe produits au pédalier (Davis et Hull, 1981; Hull et Davis, 1981; Soden et Adeyefa, 1979). L'objectif principal de ces études est de déterminer l'évolution des forces appliquées aux pédales au cours du cycle de pédalage (les forces dites utiles, lesquelles contribuent à la rotation du pédalier et les forces non-utiles), les dépenses et coûts énergétiques par l'analyse physiologique et leur influence sur la performance. Les résultats de ces études scientifiques sur l'analyse de la technique de pédalage ont aujourd'hui été intégrés dans des programmes d'entraînement, des exercices spécifiques et cela dans le but d'améliorer et/ou d'optimiser la gestuelle du cycliste. L'apport des connaissances scientifiques dans le développement de programmes d'entraînement performants et optimisés n'est pas anodin. Le développement des cellules « Recherches et Performance » au sein des Fédérations sportives en témoigne. L'enjeu de ces cellules est double ; il s'agit de mieux connaître les mécanismes mis en jeu dans le but ; d'une part d'optimiser la technique de pédalage pour atteindre une performance, et d'autre part, d'être capable de transmettre ces connaissances (Vigarello, 1988). Cela constitue déjà les prémisses d'un savoir-faire.

- L'importance de la mesure en cyclisme

D'après Mendeleïev (1869) « *la science commence là où commence la mesure* », car même si l'influence de la science est reconnue dans le monde du sport, sa pertinence repose sur des données mesurées, chiffrées. En biomécanique, deux approches se distinguent classiquement, à savoir la cinématique et la dynamique. Appliquée au cyclisme, la dynamique concerne l'évaluation des forces et des moments de force s'exerçant sur le cycliste ou sur le système cycliste/vélo. La deuxième, la cinématique, permet d'accéder aux mouvements des segments du corps humain, au déplacement du vélo et de ses éléments qui le constituent : pédales, manivelles, roues. En associant cinématique et dynamique, on peut remonter aux efforts articulaires générés aux articulations. A cela s'ajoute, pour être complet, l'introduction d'une modélisation musculo-squelettique afin d'objectiver les synergies musculaires génératrices des mouvements segmentaires.

Si la mesure du mouvement est une condition nécessaire à une démarche scientifique rigoureuse, celle-ci n'est pas de toute simplicité. Cette difficulté à mesurer directement en contexte écologique a favorisé l'émergence de montages expérimentaux préalables en laboratoire. Ces études ont déjà permis l'accès à des mesures cinématiques et/ou dynamiques précises. De plus, le mouvement d'un point de vue dynamique implique de s'intéresser à la coordination, dans l'espace et le temps, des différents segments et groupes musculaires intervenant dans le mouvement de pédalage. En effet, toute production motrice résulte de l'action coordonnée de plusieurs groupes musculaires. L'objectif essentiel de l'analyse du mouvement humain est de comprendre et de caractériser le fonctionnement du système locomoteur pendant l'exécution d'une tâche motrice ; ici le pédalage. Ainsi, toutes ces informations de coordination intersegmentaire, forces et couples articulaires, forces générées aux pédales, couple et puissance mécanique externes développés au pédalier ont un enjeu commun : cerner les déterminants de la performance. Cette compréhension des déterminants de la performance est très convoitée par les entraineurs, car elle vise à une meilleure adaptation des contenus d'entraînement.

Cependant, malgré les avancées technologiques, peu d'études ont été réalisées dans un environnement écologique. Bien que l'évaluation en laboratoire permette de contrôler certains paramètres (Bernard, 2015; Millour, 2020; Pouliquen, 2017), et ainsi isoler leur influence, ces analyses ne prennent pas en compte le caractère écologique de la situation sportive, le cadre dans lequel évolue le cycliste en compétition (Bertucci et al., 2011; Soden et Adeyefa, 1979). Le transfert des technologies de laboratoire pour une analyse et une utilisation sur le terrain en cyclisme se fait déjà. Le capteur de puissance est un exemple représentatif en termes d'apport au contrôle et au suivi de l'entraînement. Il convient donc maintenant d'obtenir une analyse complète du mouvement, de la technique du cycliste dans son environnement de compétition (Devys, 2019; Grigg, 2019). Cette compréhension et expertise du geste du cycliste sont des prérequis indispensables pour, ensuite, chercher à optimiser à la fois le matériel et/ou la technique de pédalage.

- <u>L'apport de la simulation dans le monde du sport</u>

Connaître quels sont les paramètres susceptibles d'être améliorés n'est pas une condition suffisante pour optimiser la performance. En effet, l'optimisation d'un paramètre peut potentiellement se faire au détriment d'un autre tout aussi important, voire entraîner une modification de la gestuelle qui suppose un apprentissage long et complexe. Par exemple, pour le BMX race et selon les réflexions des entraineurs, lorsque les pilotes et les entraineurs prennent la décision de changer une longueur de manivelle il faut, le plus souvent, attendre entre quatre à six mois avant de pouvoir réellement comparer et analyser les deux configurations en évaluant celle qui apporte la meilleure performance.

Dans ce contexte, la simulation prédictive est présentée comme un outil de choix pour analyser le mouvement humain en général et particulièrement pour investiguer la technique optimale en cyclisme. Pour cela, un modèle complet utilisable requiert l'incorporation de la dynamique du vélo, dont un modèle de roue, ainsi que la dynamique complète du cycliste. Le but d'une telle approche est de pouvoir adapter et tester différentes conditions. Ainsi, le développement, à terme, d'une simulation prédictive permettrait de tester différentes longueurs de manivelles, ainsi que plusieurs de rapports de développement (comme pour le cyclisme sur piste, le BMX ne dispose que d'un seul rapport de développement), de cadence de pédalage, mais également toutes techniques gestuelles du pilote. La difficulté réside alors dans l'appropriation, par le pilote, des modifications apportées. Mais, le choix d'un changement ne serait plus basé sur une intuition, ni testé selon l'approche essais/erreurs ou encore considéré comme un risque puisqu'il aura été préalablement testé théoriquement par la simulation. Toutefois, il convient de ne pas se laisser piéger par le choix du modèle de simulation. Si celui-ci est trop détaillé, il sera alors trop complexe. Trop simple, celui-ci ne sera pas représentatif de ce qui se passe.

2. Problématique

Une approche biomécanique de la motricité permet de déduire des relations entre la cinématique d'un mouvement complexe impliquant plusieurs segments et les forces associées à la réalisation de ce mouvement. L'étude des coordinations inter-segmentaires et des facteurs de performance requiert donc l'élaboration de différents modèles théoriques. Les modèles doivent être basés sur des mesures, dont la collecte nécessite le développement d'une « plateforme » instrumentale permettant la mise en œuvre d'un protocole tenant compte des spécificités de l'activité sportive.

Notre travail s'inscrit dans une démarche globale de compréhension des facteurs de la performance du pilote de BMX race, et vient, par la même occasion, compléter les différentes démarches effectuées à ce jour par la communauté scientifique et le monde du cyclisme. Cette approche globale émane d'une demande des entraineurs de la Fédération Française de Cyclisme qui fixent deux objectifs principaux : caractériser et expertiser la technique du départ afin d'identifier les paramètres déterminants de la performance d'un départ optimal et assurer un suivi (et une détection) des pilotes. L'objectif est d'établir des relations entre l'organisation gestuelle du pilote, les forces mises en jeu et, à terme, les groupes musculaires sollicités, afin de mieux appréhender les moyens d'optimisation du geste sportif. Une meilleure connaissance du geste permettra d'améliorer la performance notamment en minimisant les efforts inefficaces, voire contre-productifs, à la propulsion du système pilote-vélo.

3. Organisation de la thèse

Le déroulement de la thèse est donc le suivant et s'apparente à une décomposition en quatre parties :

Tout d'abord, une première partie est consacrée à l'analyse biomécanique tridimensionnelle du BMX. Dans un premier temps, une synthèse bibliographique regroupe les travaux réalisés spécifiquement sur le BMX. Pour compléter, cette synthèse est ensuite étendue à l'analyse de la biomécanique du cyclisme de manière plus générale (Chapitre 1). Dans un deuxième temps, le protocole expérimental est décrit ainsi que tous les outils utilisés, théoriques et expérimentaux, dans le traitement et l'analyse des données (Chapitre 2). Le chapitre 3 présente quant à lui le développement des différents modèles utilisés dans ces travaux.

Suite au développement d'une plateforme de recueil/traitement de données, la seconde partie offre deux niveaux d'analyse de la technique de pédalage lors départ. Une première analyse purement mécanique se focalise sur les données de forces aux pédales, les efforts agissant sur le système {Pilote} – puissance produite au pédalier et la force au guidon – et enfin les efforts agissant sur le système complet {Pilote + vélo}, soient les forces de contact roue/sol (Chapitre 4). Ensuite, une analyse biomécanique de la technique de pédalage du pilote – la cinématique et dynamique articulaire – est présentée au chapitre 5.

Les résultats obtenus au cours de ces deux études sont ensuite mis à disposition des entraineurs. En effet, cette collaboration entre chercheurs et entraineurs s'est transcrite notamment par la création d'une fiche entraineur (Chapitre 6) laquelle agrège les connaissances acquises et apportées par la science à toute l'expertise des entraineurs.

Enfin, la dernière partie est consacrée au développement d'une plateforme de simulation du départ en BMX race (Chapitre7). Sur la base d'une synthèse bibliographique, nous avons adapté ce qui a d'ores et déjà été réalisé pour proposer une méthodologie de simulation propre à notre contexte. Mais plus encore, cela a mis en évidence un manque d'adaptabilité dans l'utilisation de certain modèle, notamment les modèles de roue lesquels sont essentiels pour simuler le contact roue/sol. Ainsi, ces travaux de thèse s'achèvent sur le développement d'un modèle dynamique de roue, un modèle pneumatique simplifié pouvant être aisément réutilisable.

Chapitre 1 :

Etat de l'art

SOMMAIRE

1. Présentation de l'activité 21
2. Analyse biomécanique du BMX gate start 24
   2.1. Techniques spécifiques liées au départ 25
   2.2. Analyse cinématique 26
   2.3. Analyse dynamique 28
   2.4. L'importance du choix du braquet et de la forme du pédalier 30
   2.5. Modélisation de la performance 32
   2.6. Lien avec les entraineurs 33
3. Recherches et discussions relatant de l'analyse biomécanique 35
   3.1. Pédalage assis versus en danseuse 36
   3.2. Influence de l'inclinaison de la pente 40
   3.3. Mouvement de pédalage hors plan sagittal du cycliste 41
4. Conclusion de l'état de l'art 43

1. Présentation de l'activité

Le Bicycle Motocross, connu sous le nom de BMX, a été développé dans les années 1960 aux Etats-Unis, comme une alternative au moto-cross (Nash, 1986). Le BMX race et freestyle sont devenus très rapidement des sports de compétition dans les années 1980 pour devenir populaires grâce à leur diffusion dans les XGames. Grâce à cette visibilité, dans les années 1990, le BMX est l'un des sports qui connaissent le plus fort développement, et notamment pour la tranche d'âge des 12-24 ans (Honea, 2013). Le BMX race est alors introduit aux Jeux Olympiques de 2008 à Pékin en Chine. Aujourd'hui, en 2021, la France est deuxième au classement mondial des nations et comporte dans son effectif trois athlètes dans le top cinq (UCI, *Union Cycliste Internationale*).

Le BMX Supercross (SX) est le format de BMX race spécifique retenu pour les compétitions de niveau international chez les seniors. Il se distingue par sa rampe de départ de huit mètres de haut et de dix mètres de large. La piste en elle-même, d'une longueur variant de 300 à 400 mètres, est parsemée d'obstacles en tous genres (bosses simples, doubles, ou triples, etc…) et de virages relevés (figure 1.1).

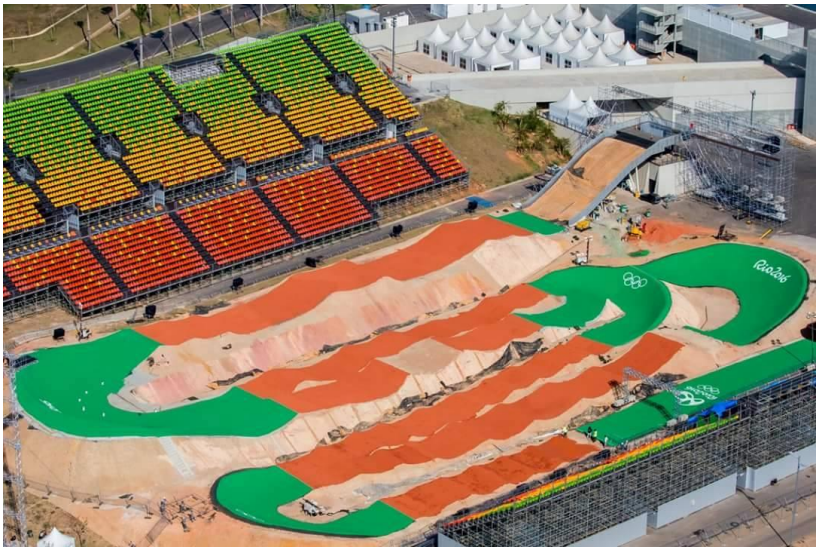


Figure 1.1: Piste de BMX des Jeux Olympiques de Rio 2016

La rampe de départ est standardisée en hauteur (8 mètres) mais peut varier légèrement en longueur. Cette rampe est constituée de trois parties : la première est propre au départ, lorsque les pilotes sont en attente contre la grille (la pente varie entre 15 et 18°). La deuxième partie est homologuée pour avoir une pente à 18°. Enfin, une dernière partie avec une pente à 28° termine la rampe de départ. La rencontre entre les deux pentes (18° et 28°) est appelée la « cassure » (Figure 1.2).

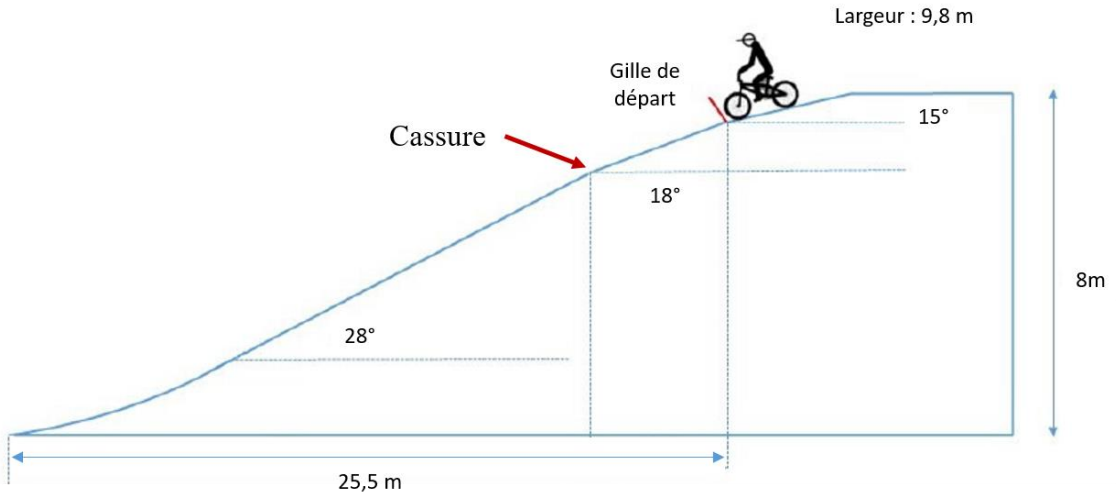


Figure 1.2: Butte de départ BMX Super Cross définie d'après la réglementation fédérale relative aux équipements sportifs destinés à la pratique du BMX Race.

Les compétitions de BMX sont organisées en plusieurs manches. Lors d'une manche, huit pilotes sont positionnés sur la ligne de départ, contre la grille. Celle-ci s'abaisse après un signal à la fois visuel et sonore. Les pilotes s'élancent alors pour un tour de piste qui dure entre 30 et 40 secondes. Les quatre premiers accèdent donc au tour suivant. Il est important de noter que la taille spécifique du vélo contraint les pilotes à pédaler en danseuse, c'est-à-dire debout sur les pédales, tout au long de la course (Figure 1.3).



Figure 1.3: Sylvain André, pilote élite de l'équipe de France, championnat de France 2019

L'action de départ en BMX est spécifique ; les pilotes effectuent un départ arrêté en appui contre une grille. Tout d'abord, un signal sonore est émis « *Ok rider, random start, riders ready, watch the gate* ». A la fin de ce signal s'écoule un temps aléatoire allant de 0.1 à 2.7 secondes. A la suite de ce temps aléatoire, la procédure de départ démarre ; elle dure 0.36 seconde (Figure 1.4). Cette procédure consiste en une séquence de quatre brefs signaux sonores (« bip ») et visuels (série de feu de couleurs : rouge, jaune, jaune et vert). La grille tombe et déclenche le chronomètre officiel de la course au dernier « bip » sonore et à l'apparition du feu vert.

Séquence	Action	Temps
1	«OK RIDERS RANDOM START»	1.50 sec
2	Pause (mode automatique)	1.80 sec
3	«RIDERS READY – WATCH THE GATE»	2.00 sec
4	Délai aléatoire	.1 to 2.70 sec
5	1 tonalité (632 Hertz) – lumière rouge s'allume	0.060 sec
6	Pause	0.060 sec
7	1 tonalité (632 Hertz) – lumière jaune s'allume	0.060 sec
8	Pause	0.060 sec
9	1 tonalité (632 Hertz) – lumière jaune s'allume	0.060 sec
10	Pause	0.060 sec
11	1 tonalité (632 Hertz) – lumière verte s'allume	2.25 sec

Figure 1.4: Séquence de départ (Union Cycliste Internationale, 2019)

La phase de départ est primordiale, car être en pole position en bas de la rampe de départ constitue un avantage certain. Pilotes et entraineurs cherchent donc à améliorer cette phase ; cette attention est justifiée, car le classement des pilotes en fin de première ligne droite s'avère être décisif pour le classement final de la course (Rylands et Roberts, 2014). En effet, par une analyse statistique effectuée sur une base de données qui comprend les résultats de 358 pilotes sur 171 courses, Rylands et Roberts (2014) ont trouvé une corrélation entre la position des trois premiers pilotes en fin de rampe de départ et les trois premiers en fin de course, et ce pour les hommes (t=0.581, $p < 0.01$) et les femmes (t=0.571, $p < 0.01$). Mais encore, le fait d'être devant en bas de butte permet aussi au pilote de choisir la meilleure trajectoire et d'éviter les collisions (Mateo et al., 2011; Mateo-March et al., 2014; Zabala et al., 2009).

Bien que l'existence d'une corrélation ne permette pas d'identifier et d'expliquer les causes, elle démontre néanmoins l'existence d'une relation entre l'action de départ et le classement à l'issue de la course (Rylands et Roberts, 2014) justifiant ainsi une analyse spécifique du départ.

2. Analyse biomécanique du BMX gate start

Les analyses scientifiques spécifiques sur le BMX ont débuté dans les années 1980 et portent essentiellement sur les pathologies et traumatismes liés à la pratique (Brogger-Jensen et al., 1990; Illingworth, 1985). Avec l'arrivée du BMX race en tant que discipline olympique, les études se sont multipliées et diversifiées allant de la mesure de la performance (Bertucci et al., 2012, 2007b; Chiementin et al., 2012; Costa, 2013; Gross et al., 2017), à l'identification de paramètres clés pour l'action de « pumping » ou la technique de pédalage (Cowell et al., 2011; Gross et al., 2017; Rylands et al., 2017a), en passant par l'analyse de l'apport du feedback sur la performance (Zabala et al., 2009), et la possibilité de réaliser des acquisitions de données cinématiques sans l'utilisation de marqueur (Grigg et al., 2018b).

Tout comme le cyclisme sur piste, le BMX race est une discipline où un haut niveau de production de puissance est nécessaire pour un haut niveau de performance. C'est pourquoi certaines études se sont intéressées aux capacités physiologiques des pilotes (Herman et al., 2009; Louis et al., 2012; Marquet et al., 2015; Mateo-March et al., 2012a; Zabala et al., 2011, 2008). Enfin, d'autres études se sont portées sur une analyse biomécanique du départ, couplant ainsi l'analyse de la puissance mécanique au pédalier, la cinématique du pilote et/ou du vélo et les forces produites aux pédales (Bertucci et al., 2012, 2007, 2011; Daneshfar et al., 2020a, 2020b; Elvira et al., 2020; Grigg et al., 2018a; Gross et al., 2017; Janssen et Cornelissen, 2017; Kalichová et al., 2013; Mateo-March et al., 2012b; Rylands et al., 2017c, 2017b, 2013; Zabala et al., 2009).

La partie suivante s'attache à préciser les méthodes employées ainsi que les résultats obtenus de ces différentes études.

2.1. Techniques spécifiques liées au départ

Bien que seul le dernier signal sonore de la procédure de départ déclenche le chronomètre et la chute de la grille, les pilotes ont l'autorisation de bouger à partir du premier signal. Cette capacité d'anticipation, caractérisée par un temps de réaction, constitue un paramètre déterminant. Deux études notamment se sont focalisées sur ce mouvement d'anticipation, manœuvre appelée le « slingshot » (Gianikellis et al., 2011; Zabala et al., 2009). Gianikellis et al. (2011) utilisent des paramètres clés dans le but de définir et de décrire la réalisation d'un bon départ et cela à deux instants : le départ et lorsque la grille tombe. L'action est ainsi divisée en deux phases : la manœuvre de « slingshot » et tout ce qui précède la chute de la grille, et la phase de chute de la grille jusqu'à son contact avec le sol. Cette manœuvre de « slingshot » représente l'action des pilotes basculant leur corps vers l'avant. De manière concomitante, il se crée un mouvement de recul du vélo permettant aux pilotes de lever leur roue avant pour se retrouver uniquement sur leur roue arrière. Cette manœuvre est essentielle, car les pilotes doivent amorcer leur mouvement bien avant la chute de la grille. Avec ce mouvement de recul, les pilotes peuvent avancer dans la butte en même temps que la chute de la grille. Plus le temps de réaction des pilotes est faible, plus tôt ils peuvent amorcer cette manœuvre et plus grande sera leur vitesse lors de la chute de la grille (Zabala et al., 2009).

Suite à cette analyse spécifique de la manœuvre de « slingshot », il s'avère que très peu d'études portent sur la cinématique du vélo, du pilote, ou encore des deux. Kalichová et al. (2013) ont étudié le départ de deux pilotes de BMX et propose une autre décomposition du départ, celle-ci en cinq phases. Cette décomposition vise à faciliter l'analyse du départ pour les entraineurs et les athlètes, mais aussi pour les scientifiques. Les cinq phases sont donc les suivantes : le temps de réaction, la manœuvre « slingshot », le premier coup de pédale, le point mort lorsque la pédale est en bas et enfin le deuxième coup de pédale (Figure 1.5). Leurs résultats indiquent qu'une mauvaise technique et une mauvaise coordination dans les phases 1, 2 et 4 conduisent irrémédiablement à une mauvaise performance. Ce mauvais départ découlerait d'une faible production de force à la pédale, ou mauvaise orientation des forces, lors des phases 3 et 5 soit durant les deux premiers coups de pédale (Kalichová et al., 2013). Ainsi, une performance optimale lors de cette phase de mouvement dépendrait essentiellement des capacités physiques et de coordinations inter-segmentaires des pilotes.

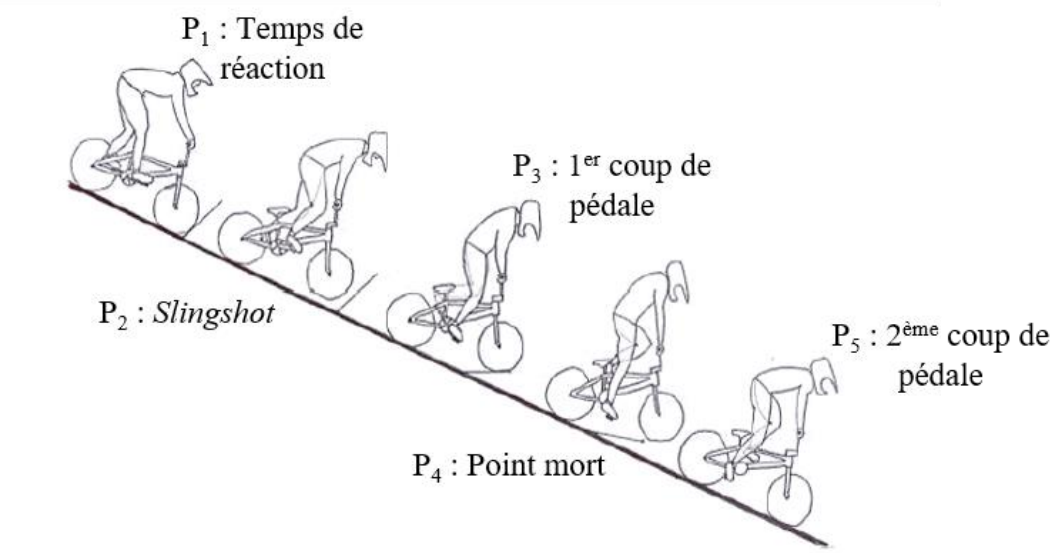


Figure 1.5: Kinogramme de la décomposition en cinq phases du départ (Kalichová et al., 2013)

2.2. Analyse cinématique

Les autres études cinématiques relatant du départ en BMX et l'analyse de la gestuelle du pilote sont bien plus récentes. Grigg et al. (2018b) a notamment réalisé une analyse cinématique à l'aide de Kinovea (Kinovea.org, France) spécifiquement dans le plan sagittal. Cette analyse a montré la faisabilité de réaliser des expérimentations *in situ* à des coûts moindres, sans grand matériel, et cela avec une erreur standard de mesure (uniquement) d'environ 2° et une grande fiabilité intra-pilote. Cette validité de la répétabilité des résultats a été analysée par une comparaison entre les angles obtenus par Kinovea dans le plan de la caméra (lequel est confondus avec le plan sagittal) aux angles mesurés considérés comme étant « vrais » (acquis à l'aide d'un goniomètre). La puissance statistique de cette erreur a ensuite été calculée par le biais de l'outil DSS *Research Knowledge Center*, avec un *t-test* bilatéral. Grigg et al. (2018a) reportent ainsi des amplitudes articulaires de cinq articulations et de deux segments sur un total de dix athlètes (quatre femmes et six hommes) sur les trois premiers coups de pédales pour trois départs en condition d'effort maximal. Les résultats sur les amplitudes articulaires en moyenne sont de 87 ± 7° pour l'articulation de l'épaule, 47 ± 15° pour le coude, 62 ± 11° pour la hanche, 93 ± 12° pour le genou et enfin 58 ± 14° pour la cheville (Figure 1.6) et une amplitude articulaire de 39 ± 6° pour le torse de 38 ± 35° pour la tête. Une analyse statistique a montré une différence significative entre les amplitudes articulaires des athlètes hommes et femmes.

		Female (n=4) Ave	Male (n=6) Ave	p (Alpha ≤ 0.1)	Effect Size	Total (n=10) Ave
Kink time (s)		1.350 ± 0.030	1.258 ± 0.071	0.00	1.69	1.295 ± 0.073
Trunk Segment (°)	Max	147 ± 3	142 ± 5	0.02	1.2	144 ± 6
	Min	105 ± 5	104 ± 4	0.91	0.22	104 ± 7
	Range	41 ± 4	38 ± 5	0.15	0.66	39 ± 6
Head Segment (°)	Max	168 ± 4	171 ± 10	0.64	0.39	170 ± 9
	Min	139 ± 2	147 ± 13	0.96	0.86	143 ± 11
	Range	29 ± 4	45 ± 45	0.50	0.50	38 ± 35
Shoulder Joint (°)	Max	90 ± 3	93 ± 5	0.15	0.73	92 ± 5
	Min	6 ± 4	5 ± 6	0.75	0.20	5 ± 6
	Range	85 ± 3	88 ± 7	0.14	0.56	87 ± 7
Elbow Joint (°)	Max	175 ± 4	179 ± 2	0.08	1.26	177 ± 5
	Min	130 ± 10	128 ± 12	0.68	0.18	129 ± 15
	Range	45 ± 7	49 ± 15	0.47	0.34	47 ± 15
Hip Joint (°)	Max	134 ± 5	133 ± 9	0.65	0.14	133 ± 9
	Min	74 ± 3	72 ± 7	0.96	0.37	73 ± 7
	Range	63 ± 6	60 ± 10	0.50	0.36	62 ± 11
Knee Joint (°)	Max	152 ± 8	158 ± 12	0.25	0.59	156 ± 14
	Min	64 ± 3	63 ± 5	0.45	0.24	64 ± 5
	Range	89 ± 7	95 ± 10	0.17	0.69	93 ± 12
Ankle Joint (°)	Max	140 ± 8	137 ± 22	0.93	0.18	138 ± 19
	Min	96 ± 23	79 ± 18	0.17	0.82	86 ± 32
	Range	53 ± 4	62 ± 16	0.14	0.77	58 ± 14

Figure 1.6: Récapitulatif des temps moyens à la cassure, des amplitudes articulaires des segments et articulations pour les femmes, les hommes et les dix participants confondus, le test statistique (t-test-) comparant les résultats des hommes et femmes avec une différence significative pour les résultats grisés (Grigg et al., 2018a).

Enfin, Gross et al. (2017) ont réalisé une analyse tridimensionnelle du départ à l'aide de vingt caméras Vicon (Vicon, Oxford Metrics Group, Oxford, UK) avec une fréquence d'acquisition de 100Hz. L'objectif a été de décrire la cinématique des deux membres inférieurs durant le départ en BMX. Une attention particulière fut portée au départ, entre cette manœuvre de recul et le premier coup de pédale. Durant cette phase, l'articulation de la hanche du pied avant effectue un mouvement d'extension tandis que l'on observe un mouvement de flexion pour l'articulation du genou de la jambe avant (Figure 1.7 cercle bleu). Il est intéressant de noter que ce mouvement de flexion du genou de la jambe avant dans la phase de préparation, « slingshot », est suivie d'un mouvement d'extension lors du premier coup de pédale, pouvant être caractérisé d'explosif. Cela semble suggérer qu'un cycle d'étirement-court est réalisé afin d'améliorer la puissance produite au genou. Plus précisément, cela met en avant la contribution des extenseurs de genou mono-articulaire.

Outre cette attention portée aux premiers instants du départ, Gross et al. (2017) présentent aussi l'évolution temporelle de l'angle de flexion/extension de la hanche et du genou (Figure 1.7). Une distinction est observée entre les pics de flexion/extension entre les experts et non-experts, mais cela est aisément justifié par un temps de réaction plus court pour le groupe le plus rapide (courbe noire). L'articulation du genou évolue dans une amplitude comprise entre 85° et 155° tandis que celle de la hanche est comprise entre 75° et 15°. Le mouvement de BMX étant très spécifique, il est intéressant de constater que ces données cinématiques observées par Gross et al. (2017) sont similaires à celles reportées dans une précédente étude sur le pédalage en danseuse (Li et Caldwell, 1998).

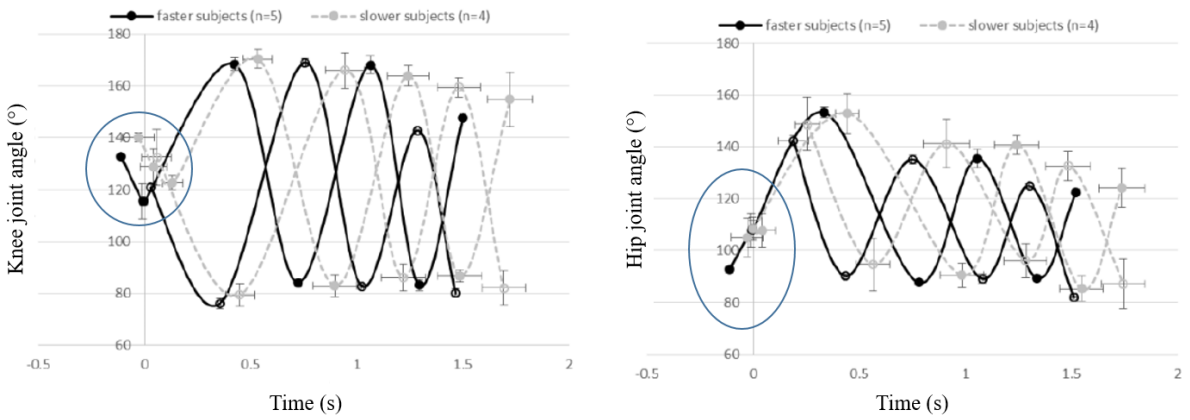


Figure 1.7: Evolution temporelle de la cinématique de la flexion/extension pour chaque groupe (noire groupe le plus rapide et grise le plus lent) du genou et de la hanche, pour les deux jambes, lors d'un départ en BMX sur les deux jambes (Gross et al., 2017). L'évolution temporelle présentée correspond à la moyenne de tous les essais de tous les pilotes (5 essais par pilotes) par groupes. Aux extremums du mouvement, maximum et minimum, sont présentés les écarts types lesquels sont illustrés par une croix représentant l'étendu du mouvement pour le groupe étudié.

2.3. Analyse dynamique

Reconnaissant que le départ est une action explosive, Debraux et Bertucci (2011) se sont focalisés à définir des facteurs de performance lors d'un sprint de 80 mètres effectué sur terrain plat. Les données relevées sont la puissance, la cadence et le moment au pédalier par le biais du système PowerTap (modèle professionnel, CycleOps, USA). La vitesse de déplacement maximale, le temps à 20 mètres et 80 mètres sont obtenus grâce aux cellules photoélectriques (Racetime 2, Microgate, Italy). Cette étude a mis en avant l'importance d'analyser et de comprendre les relations existantes entre la puissance mécanique externe produite au pédalier, la cadence et le braquet. Suite à cela, quelques études se sont focalisées sur la recherche et la compréhension de ces liens, et partagent un objectif commun : identifier les paramètres clés du départ en reliant la technique et les forces externes produites aux pédales ainsi que la cadence (Daneshfar et al., 2020a, 2020b; Debraux et Bertucci, 2011; Gross et al., 2017).

Traditionnellement, l'analyse de la technique de pédalage est effectuée par l'étude des forces produites aux pédales. Cette analyse renvoie directement les informations nécessaires quant à la technique et la qualité du pédalage à travers le calcul de l'indice d'efficacité (Bernard, 2015). Cet indice d'efficacité est évalué par le rapport entre la force utile (force normale à la manivelle, celle qui crée le couple au pédalier) et la norme de la force résultante produite à la pédale et mesurée au cours du cycle ; cet indice est calculé pour les côtés droit et gauche ou globalement (Coyle et al., 1991; Davis et Hull, 1981; Kautz et Hull, 1993). Cet indice, utilisé dans toutes les disciplines en cyclisme, reflète directement l'efficacité du pédalage du pilote (S. Dorel et al., 2008; Grappe, 2009). C'est à l'aide de cet indice que Janssen et Cornelissen (2017) ont comparé la technique de pédalage des cyclistes sur piste à celle des pilotes de BMX. Cette comparaison s'est effectuée pour un sprint, d'une durée de 5s, sur un ergomètre

Wattbike. Les données de forces ont été acquises par l'intermédiaire de pédales instrumentées en capteur de force bidimensionnel (500Hz, Powerforce System, Radlabor, Freiburg, Germany). Leurs résultats n'ont montré aucune différence significative quant aux intensités des forces produites à la pédale pour les deux premiers coups de pédale. La différence entre les deux disciplines s'est faite sur l'indice d'efficacité. En effet, les cyclistes sur piste ont présenté un indice plus élevé sur le deuxième coup de pédale, pour les deux membres inférieurs, comparés aux pilotes de BMX, 0.70 ± 0.06 et 0.55 ± 0.09 pour le pied avant et 0.75 ± 0.06 et 0.55 ± 0.16 pour le pied arrière respectivement pour les deux disciplines. Cependant, il est important de noter que l'indice d'efficacité ne rapporte qu'un seul élément : la qualité du pédalage. Cet indice reporte uniquement que le rapport entre force utile sur force totale produite à la pédale est plus important pour les cyclistes sur pistes que les pilotes de BMX. En effet, cet unique indice n'est pas suffisant pour comparer et apporter des informations explicatives quant à la performance. En effet, un cycliste peut avoir un indice d'efficacité faible, comparer à un autre, mais si la composante de force normale à la manivelle est plus importante, alors celui-ci sera plus performant et ce malgré un indice plus faible. Il est intéressant de constaté que Janssen et Cornelissen (2017) ont complété leur analyse avec les données de composante de force normale à la manivelle. Ainsi, ils ont constaté que la différence, entre les athlètes des deux disciplines, est uniquement observée sur l'indice d'efficacité, et non sur l'intensité des forces produites aux pédales. Ces résultats indiquent que les pilotes de BMX produisent une composante de force inefficace plus importante que les cyclistes sur piste. Outre la gestuelle, il convient de noter que lors d'un départ, les pistards doivent encore accélérer pour atteindre leur pic de vitesse et cadence optimale, tandis que les pilotes de BMX sont déjà proches de la cassure au bout de deux coups de pédales et ont, potentiellement, déjà atteint leur cadence optimale. Ainsi, la création de puissance sur le premier coup de pédale est majoritairement tributaire de l'intensité de la force utile, et donc de l'orientation des forces aux pédales, tandis que pour les coups suivants, la cadence de pédalage semble être plus prépondérante.

Cette analyse des forces aux pédales nécessite une instrumentation adaptée. Une autre approche dans l'analyse des paramètres de performance en cyclisme est la recherche de la cadence et puissance optimale. En effet, par l'étude du profil « force/couple-vitesse » (Figure 1.8.a) et/ou « puissance-vitesse » (Figure 1.8.b) il est possible de mettre en place des stratégies spécifiques et individuelle aux capacités intrinsèques des pilotes. A titre d'exemple, Dorel et al. (2005) ont réalisé des expérimentations sur ergomètre stationnaire (Monark 818^{E}, Stockholm, Suède). Une jauge de contrainte (200N, bandwidth 500Hz) enregistre les forces de friction et un codeur angulaire (1969.2 points par mètre de déplacement, ou 11815 points par tour de pédale) enregistre la rotation de la roue, le tout acquis à une fréquence de 200 Hz. Cette cadence optimale représente la cadence à laquelle les pilotes produisent une puissance maximale au pédalier. Debraux et Bertucci (2011) ont trouvé une cadence optimale ~120 rpm pour des pilotes de BMX. Leurs résultats émanent d'une expérimentation sur terrain plat équipé uniquement du système PowerTap, puis à partir de la relation linéaire théorique entre la cadence et le

couple au pédalier, ils ont extrapolé les valeurs de cadence optimale et du couple optimal au pédalier. Comparée à ce que l'on trouve dans la littérature scientifique, la cadence optimale des pilotes de BMX obtenue par Debraux et Bertucci (2011) coïncide parfaitement avec des études relatant d'autres disciplines en cyclisme, puisque les sprinteurs présentent une cadence d'environ 128 ± 7 rpm, et les pistards, pour leur part, une cadence d'environ 129 ± 9 rpm (Gardner et al., 2007).

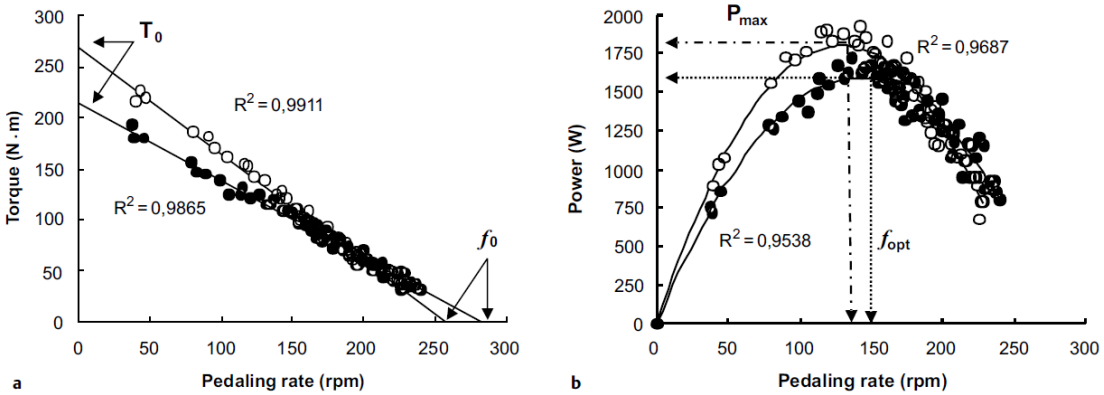


Figure 1.8: Relations couple (a) et puissance -vitesse (b) de deux athlètes, F et K, valeurs moyennées pendant la phase de descendante de la pédale obtenues de trois sprints de 5 secondes. Détermination de la puissance maximale (P_{max}), la cadence optimale (f_{opt}), de la cadence maximale (f_0), et du couple maximal (T_0). Athlète F : cercle plein. Athlète K : cercle vide. (Dorel et al., 2005)

2.4. L'importance du choix du braquet et de la forme du pédalier

Tout comme le cyclisme sur piste, le « *Match Sprint* », le vélo de BMX ne possède pas de dérailleur (Dorel et al., 2005), ce qui signifie que le développement est unique, faisant du choix du braquet un point crucial. C'est pourquoi plusieurs études se sont centrées sur l'étude et l'analyse de l'impact de ce choix de braquet sur la performance du départ (Debraux et al., 2013; Rylands et al., 2017b).

Rylands et al. (2013) ont analysé la production de vitesse des pilotes BMX sur un essai de sprint de 50 mètres. Les vélos de BMX étaient équipés d'un capteur de puissance SRM (Schoberer Rad Messtechnik). Comme en BMX le braquet est unique ; une fois la puissance maximale atteinte (pic observé à 1539 ± 148 W) la cadence de pédalage devient le facteur prépondérant à la production de puissance, donc à la vitesse de déplacement des pilotes. Cela soulève donc grandement l'importance du choix du braquet. Un petit braquet permet au pilote une mise en mouvement rapide, mais présente l'inconvénient d'atteindre ainsi une cadence limite pour laquelle il n'a plus assez de résistance externe pour continuer à produire une puissance au pédalier. Tandis qu'un braquet plus élevé engendre un départ plus lent (dû à une résistance plus élevée au pédalier), mais permet d'atteindre une puissance plus élevée et, théoriquement, une vitesse de déplacement, elle aussi, plus élevée (Debraux et al., 2013; Rylands et al., 2017b). Bien qu'un braquet plus élevé semblerait optimal, il convient de ne pas oublier que huit

pilotes sont alignés au départ sur une largeur de dix mètres. De ce fait, il arrive qu'un pilote avec un braquet plus faible passe devant dans les premiers mètres et « barre » ainsi la route à ses poursuivants (possédant un braquet plus élevé), les empêchant ainsi de profiter de leur avantage. Ce choix de braquet n'est pas aisé et il est très stratégique. Il est donc le plus souvent optimisé pour la performance lors du départ engendrant ainsi un dépassement de la cadence optimale dès les premiers instants (Rylands et al., 2013; Rylands et Roberts, 2014).

Suite à ce choix crucial et déterminant, certaines études ont étudié la possibilité de changer la forme du pédalier, notamment en testant l'influence d'un pédalier ovale (le Q-ring) (Elvira et al., 2020; Mateo-March et al., 2014). Ce pédalier présente la spécificité de permettre au pilote de passer plus de temps en phase de « poussée » et de « traction », et de diminuer les phases de transitions (pédales en bas et en haut). Il s'agit de pouvoir augmenter la puissance produite au pédalier et améliorer ainsi l'efficacité du pédalage et les forces appliquées, donc *in fine* la performance. Mateo-March et al. (2014) confirment cela, car leurs résultats montrent que l'utilisation d'un tel pédalier améliore la performance de départ du BMX. Le pédalier utilisé permet des variations du nombre de dents, passant de 36.5 dents à 40 dents (Figure 1.9.b). Cependant, cette amélioration n'est pas due à une augmentation de la puissance générée au pédalier, et l'impact de ce changement de pédalier dépend du niveau des pilotes. En effet, seuls les pilotes élites arrivent à tirer profit de ce pédalier en augmentant la distance parcourue de 0.26 mètre en 3.95 secondes, laquelle correspond à un gain de 1.12% permettant au pilote de se placer en pole position pour le premier virage.

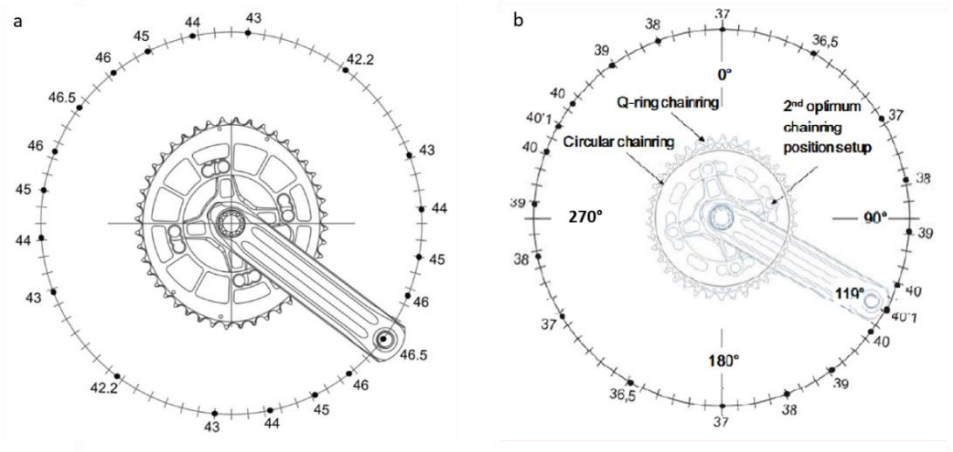


Figure 1.9: Changement de ration variable créé par un pédalier non circulaire, un pédalier Q-ring. (a) pédalier utilisé par (Elvira et al., 2020) offrant un rapport de -1.5 à +2.5 autour d'un pédalier à 44 dents, et (b) pédalier utilisé par Mateo-March et al. (2014) offrant un rapport plus important lors de la phase de descente à 119°.

Ces résultats de Mateo-March et al. (2014) sont cependant en contradiction avec l'étude plus récente d'Elvira et al. (2020). En effet, les résultats d'Elvira et al. (2020) montrent que l'utilisation du pédalier Q-ring, permettant de passer de 42.2 dents à 46.5 dents (Figure 1.9.a), n'a permis aucune amélioration du départ. Aucune différence significative n'a été trouvée entre un pédalier normal et le Q-ring. Il est important de noter les conditions d'expérimentations sont différentes entre les deux études.

Tandis que l'étude d'Elvira et al. (2020) porte sur des expérimentations réalisées dans des conditions d'entraînement, celle de Mateo-March et al. (2014) a été réalisée sur une rampe SX, *in situ*, en condition de départ type. La différence de résultats et de conclusion quant à l'utilisation d'un tel pédalier entre les deux études peut aussi provenir de la durée relativement courte de l'entraînement des pilotes avec ce nouveau matériel, et donc à une difficulté d'adaptation (Mateo-March et al., 2014); par ailleurs les pilotes ont dû utiliser un vélo type instrumenté et non le leur (Elvira et al., 2020).

De plus, il convient de noter que certains cyclistes sur route ont adopté ce pédalier ovale depuis des années. Pourtant, aucun pilote élite de BMX n'en utilise. Au vu des résultats contradictoires, il serait intéressant de conduire des recherches plus approfondies sur le changement de pédalier et son impact, d'une part sur la dynamique externe, l'orientation des forces appliquées aux pédales et à la puissance générée au pédalier, et d'autre part sur la dynamique interne, à savoir, les patterns de l'activité musculaire et/ou des groupes musculaires et la coordination segmentaire. Ces analyses devraient permettre de voir si l'amélioration de la performance provient d'une modification des paramètres externes, tels que les forces et la puissance produites au pédalier, ou d'un changement de la coordination inter-segmentaire, ou encore si elle provient d'une combinaison des deux.

2.5. Modélisation de la performance

Comme vu précédemment, la performance est multifactorielle. Cet aspect se retrouve parfaitement dans le modèle déterministe de la performance de Gross et al. (2017) par l'évaluation de huit paramètres potentiellement déterminants du départ. Le modèle proposé repose majoritairement sur le développement de la vitesse de déplacement. Cette vitesse est le lien fondamental et même déterminant, reliant les trois facteurs principaux, facteurs clés du départ. Les premiers facteurs sont dits techniques et découlent des temps et des vitesses à des instants spécifiques. Les seconds facteurs sont neuromusculaires et visent notamment les couples et les puissances mécaniques produits au pédalier ainsi que des cadences spécifiques. Enfin, les derniers facteurs sont anthropométriques et reflètent la taille et le poids des pilotes (Figure 1.10).

Ce modèle met en avant l'importance de la manœuvre de « slingshot » ; elle doit être techniquement bien exécutée et dans le bon timing par rapport à la chute de la grille. De plus, le modèle met en évidence l'importance prédominante du premier coup de pédale associée à la puissance développée dans le but d'optimiser les performances au départ.

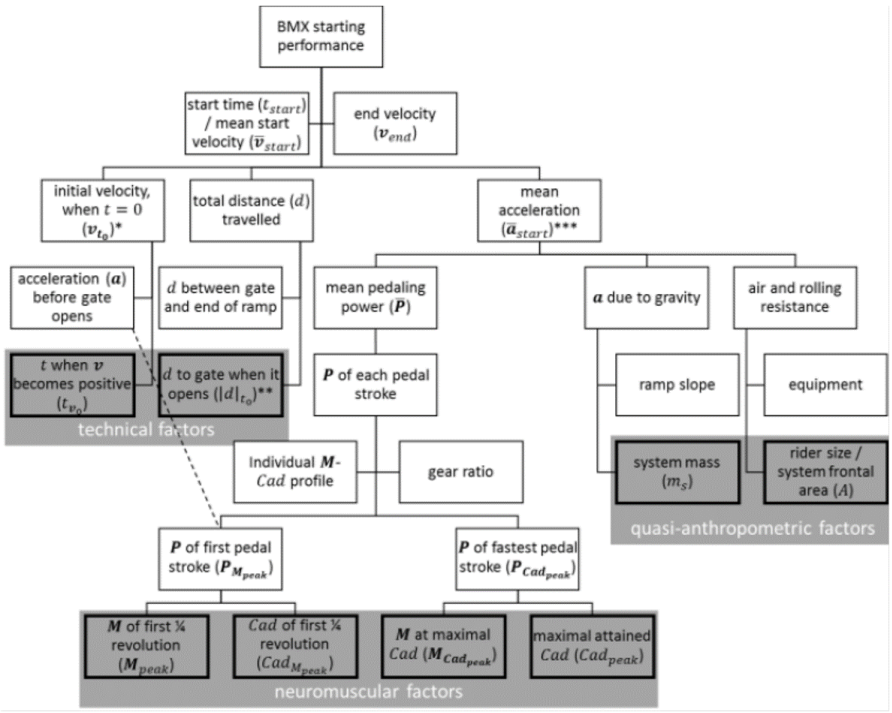


Figure 1.10: Modèle déterministe du départ en BMX présenté par (Gross et al., 2017)

Ce modèle est intéressant ; il prend en compte les paramètres mécaniques du départ, soit les paramètres faisant avancer le pilote dans la butte : la puissance au pédalier, plus précisément la cadence de pédalage et le moment au pédalier. Malgré le fait que ce modèle présente des facteurs anthropométriques, ce modèle reste mathématique et ne tient pas compte du caractère biomécanique apporté par le pilote : sa gestuelle technique.

2.6. Lien avec les entraineurs

Il est important que toutes les analyses et les résultats obtenus concernant les paramètres clés de la performance, que ce soit la cadence optimale, le choix du braquet ou encore la technique gestuelle à adopter, soient les plus précis possibles pour une meilleure compréhension et utilisation auprès des entraineurs. Cette notion de précision fait notamment appel à la transcription des indicateurs sportifs en variables scientifiques, ainsi qu'aux résultats d'analyse (lesquels dépendent entre autres de la qualité de la mesure).

Ces liens avec les entraineurs sont très importants. Le but ultime reste, au travers de l'analyse biomécanique, de pouvoir donner des pistes d'amélioration, soulever des points importants quant à une technique spécifique, ou encore trouver des exercices et des liens entre les activités réalisables à l'entraînement et la spécificité de la discipline. Zabala et al. (2009) ont notamment montré l'importance du feedback lors des séances d'entraînement.

Ces feedbacks sont séparés en deux catégories : un feedback axé sur la stratégie et technique gestuelle, en expliquant comment la tâche a été effectuée, et un feedback par rapport aux résultats, par exemple le temps pris pour parcourir 4.5 mètres après la grille (Zabala et al., 2009). Cowell et al. (2012) ont réutilisé des résultats de recherches précédentes, portant sur le couple et la puissance produits au pédalier, dans le but de les intégrer et adapter aux entraînements. Plus spécifiquement, il a trouvé des liens entre des activités et exercices réalisables en salle (comme les squats et le développé couché avec un chargement adapté), lesquels reproduisent les exigences physiques spécifiques liées au départ. Enfin, comme le départ est une action rapide, certaines études se sont concentrées sur l'analyse des relations existantes entre les groupes musculaires et la performance lors d'un départ. Bertucci et Hourde (2011) ont notamment montré l'existence d'une corrélation ($r > 0.70$) entre la performance dans la première ligne droite et d'autres indicateurs de performance tels que les pics de puissance produits sur ergomètre, des squats sautés ou encore des sauts verticaux en contre mouvement « *counter movement jump* ».

Toutefois, comme souligné précédemment, il est nécessaire que ces informations soient précises et valides. Il convient donc d'être attentif et sensible au fait que la plupart des études ont été réalisées en laboratoire sur ergomètre. Et ce, d'autant plus que certaines études ont relevé des différences entre les résultats obtenus en laboratoire et ceux *in situ*. Bertucci et Hourde (2011) ont comparé le pic de puissance produite au pédalier obtenu en laboratoire et *in situ*, et ont noté une différence entre les deux. La puissance développée en laboratoire (1340 ± 240W) est bien plus élevée que celle obtenue sur le terrain (819 ± 108W). Rylands et al. (2015) ont eux aussi observé une différence entre mesures effectuées en laboratoire et *in situ* mais les conclusions divergent de celles de Bertucci et Hourde (2011). En effet, leurs résultats indiquent une augmentation de la puissance développée ($p \leq 0.001$, 34 ± 9%) pour les mesures effectuées sur le terrain. Mais encore, une différence sur le couple produit au pédalier a aussi été observé, avec là encore un couple supérieur en condition écologique. Cependant, la significativité du test statistique était bien trop faible pour que la différence soit acceptable d'un point de vue statistique ($p = 0.182$, 6 ± 8%). Malheureusement, pour les deux études, aucune explication n'a été apportée quant à l'origine de cette diminution du temps de production de puissance. Toutefois, ces deux études mettent en avant qu'il est indéniable qu'une différence existe entre des mesures réalisées en condition de laboratoire et en situation écologique. Mais plus encore, les conclusions différentes des deux études (Bertucci et Hourde, 2011, Rylands et al. 2015) quant aux divergences entre laboratoire et *in situ*, empêche une quantification standard de l'erreur, de la différence, qu'il occure entre les deux situations de mesures.

Ainsi, ces disparités dans les résultats et observations entre des analyses laboratoire et *in situ* questionnent la valeur des informations collectées en laboratoire par rapport à ce que réalisent réellement les pilotes sur la piste lors du départ. Les conditions sont réellement différentes ; le BMX race regroupe à lui seul plusieurs spécificités : une pente descendante de 18° puis de 28°, un pédalage en danseuse constant tout au long de la course, un vélo avec une géométrie bien différente de celle des ergomètres et enfin l'interaction avec la grille de départ.

Bien que quelques études cinématiques *in situ* du départ aient été effectuées, la majorité des études relatant de la recherche de paramètres déterminants de la performance ou de la caractérisation de la technique de pédalage sont réalisées en laboratoire. Or, quelques études ont noté des différences dans la gestuelle et technique de pédalage entre ergomètres et *in situ*. Ainsi, aucune connaissance du départ n'a été apportée en couplant une analyse cinématique et dynamique du départ dans les conditions propres à l'activité. Réaliser de nouvelles analyses expérimentales s'avère donc nécessaire.

Il convient tout de même d'étendre cette analyse bibliographique aux études concernant d'autres disciplines du cyclisme qui potentiellement peuvent apporter des connaissances complémentaires pertinentes pour le BMX.

3. Recherches et discussions relatant de l'analyse biomécanique

Compte tenu de l'aspect multifactoriel qui caractérise l'analyse biomécanique de la performance, de nombreuses études ont été réalisées sur cette problématique scientifique. (Bini et al., 2013a) propose une revue de littérature relativement complète sur ces travaux dont la finalité est, pour la plupart, d'améliorer la force produite à la pédale, que ce soit son intensité et/ou son orientation par rapport à la manivelle. Tandis que certaines recherches s'orientent sur l'analyse des forces externes produites aux pédales et leurs conséquences en termes de couple ou de puissance mécanique produits au pédalier (Álvarez et Vinyolas, 1996; Gregor et Wheeler, 1994; Hull et Davis, 1981; Nabinger et al., 2002), d'autres s'intéressent à la relation entre le coût énergétique et la technique de pédalage dans le but d'améliorer l'interaction entre le cycliste et son vélo (Bini et al., 2013a, 2013b; Dorel et al., 2009; Korff et al., 2007; Soden et Adeyefa, 1979). D'autres sujets d'étude portent sur l'évolution des puissances articulaires en fonction de l'augmentation de la charge résistive (Elmer et al., 2011; Grappe, 2009).

Dans l'ensemble, la compréhension des déterminants cinématiques et dynamiques de la performance en cyclisme fait l'objet d'une multitude d'études. Les recherches qui nous intéressent sont celles en lien avec les spécificités de la discipline du BMX, à savoir le pédalage en danseuse et l'impact que le changement de position engendre sur la cinématique et la dynamique interne et externe, l'influence de la pente et le fait de conduire une analyse tridimensionnelle et non bidimensionnelle du mouvement de pédalage.

3.1. Pédalage assis versus en danseuse

Une compréhension accrue de la différence, d'un point de vue de la biomécanique, entre pédaler en danseuse et assis prend ici toute son importance, notamment au regard de la performance (Hansen et Waldeland, 2008). C'est pourquoi beaucoup d'études portent sur ce sujet afin de discerner les différentes cinématiques articulaires, dynamiques (internes aux articulations et externes), de quantifier les différentes sollicitations musculaires, ou encore pour évaluer les conséquences de ces postures d'un point de vue du métabolisme.

Lorsque l'on pédale en danseuse, c'est-à-dire en position debout sur les pédales, les hanches, le bassin, et *in fine* le centre de gravité effectuent des mouvements d'oscillation. Plus spécifiquement, la hanche et le genou présentent un mouvement d'extension plus prononcé et la cuisse a donc une direction plus verticale. Ce changement induit alors une modification de la direction de la force à la pédale (Caldwell et al., 1999; Wilkinson et al., 2020) (Figure 1.11).

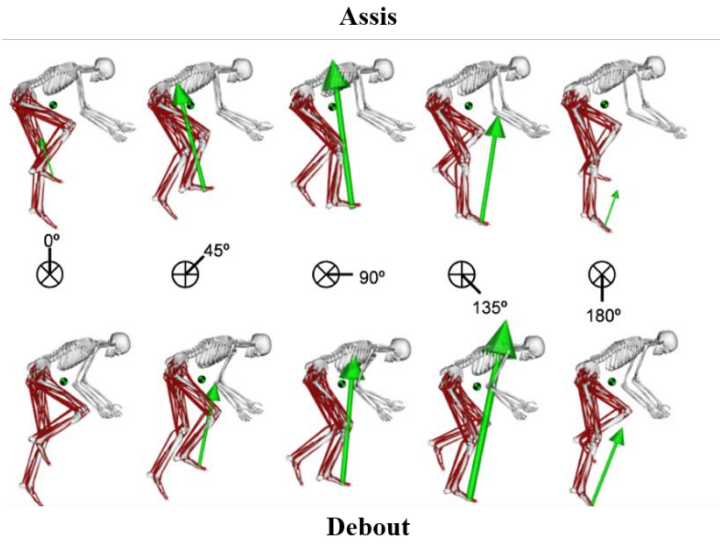


Figure 1.11 : Images dans le plan sagittal d'un sujet pédalant en position assise (haut) et position danseuse (bas) montrant la différence quant à l'orientation et l'intensité de la force appliquée à la pédale lors de la phase de poussée, phase descendante (Wilkinson et al., 2020).

En plus d'un effet direct sur la gestuelle du cycliste, pédaler en danseuse impacte aussi la dynamique, notamment par le biais de la puissance générée au pédalier. A titre d'exemple, par le biais d'un test incrémental sur ergomètre en condition de laboratoire, il a été montré que des cyclistes amateurs effectuent ce changement de position de manière spontané dès lors que la puissance devenait trop élevée (568 W à 90 rpm) (Costes et al., 2015). En condition écologique, Hansen et Waldeland (2008) ont montré que des cyclistes confirmés amélioraient leur temps de performance lors d'une montée de côte dès lors qu'ils pédalaient en danseuse. Ces études réalisées en conditions sous maximales apportent des premiers éléments de réponses. Cependant, dans ces conditions la notion de performance n'est pas attrait aux mêmes concepts que pour des conditions d'effort maximal. Hansen et Waldeland

(2008) et Millet et al. (2002) ont tous deux analysé cette puissance au pédalier lors d'un sprint de 30 secondes et ont aussi observé une augmentation de la production de puissance au pédalier lors d'un pédalage en danseuse. Ce changement de position, d'assis en danseuse, induit une augmentation de la force normale à la manivelle (22.4%) ainsi qu'une augmentation du coût mécanique du mouvement (19%) lequel a été calculé par le biais de la puissance produite au pédalier, la masse du pilote et la vitesse de déplacement (Bouillod et Grappe, 2018). Cette augmentation de la force normale à la manivelle, qui engendre une amélioration de la performance, que ce soit en condition sous maximale ou maximale, peut avoir plusieurs causes et a été l'objet de plusieurs travaux.

La première hypothèse est la suivante : l'augmentation de la force à la pédale et donc l'amélioration de la performance serait due à la contribution du centre de gravité (Hull et Hawkins, 1990; Soden et Adeyefa, 1979; Wilkinson et al., 2020). En effet, le pédalage en danseuse induit une oscillation du centre de gravité qui est observée dans l'analyse de l'énergie mécanique.

La deuxième hypothèse porte sur la contribution du haut du corps dans la production de puissance au pédalier. Cette contribution a d'ores et déjà été montrée lors d'un pédalage en position assis et à faible cadence par les études de Reiser et al. (2002) et Baker et al. (2002). Cette augmentation de la puissance au pédalier est notamment expliquée et observable lorsque le pilote agrippe le guidon. De plus, Duc et al (2008) ont montré, par une analyse plus fine sur l'activité musculaire, que les muscles du tronc présentaient une activité plus importante lors d'un pédalage en danseuse. Ceci se traduit donc par une plus grande sollicitation du haut du corps, laquelle serait due au fait de devoir supporter plus de poids, le poids du pilote, ainsi que de devoir stabiliser le pelvis et le tronc afin de contrôler le mouvement de balancer du vélo. Ces résultats de contribution du haut du corps sont corroborés par de nombreuses études (Duc et al., 2008; Soden et Adeyefa, 1979; Stone et al., 2019; Turpin et al., 2017; Wilkinson et al., 2020) et notamment Bertucci et al. (2005) et Rylands et al. (2017a) qui ont démontré l'importance et l'effet de la contribution du haut du corps sur la performance en BMX. Cependant, le lien entre l'apport et la contribution du haut du corps et la puissance au pédalier semble être limité et ne permet pas d'expliquer, à lui seul, le gain de puissance au pédalier associé au pédalage en danseuse (Stone et Hull, 1995; Wilkinson et al., 2020).

La dernière hypothèse porte sur le fait que l'avantage de la position danseuse, lors du pédalage, semble être associé à la coordination inter-segmentaire et musculaire. C'est cette organisation et cette coordination qui représenteraient un paramètre réellement déterminant de la production de puissance au pédalier et de l'efficacité de pédalage (Wakeling et al., 2010). Wilkinson et al. (2020) est l'un des seuls à comparer la répartition des couples et puissances articulaires entre un pédalage en position assise et en danseuse (Figure 1.12). Les expérimentations sont réalisées en laboratoire, sur ergomètre stationnaire. Les données cinématiques sont acquises à l'aide d'un système optoélectronique, *Vicon,* et les données dynamiques ont été recueillies à l'aide de pédales instrumentées en capteur de force

bidimensionnel. Un résultat clé constitue la diminution de 66% de la puissance nette produite au niveau du genou entre la position assise à celle en danseuse (Figure 1.12), laquelle est due à l'augmentation de production de puissance négative au genou. Une des explications à ce phénomène repose sur la stratégie de coordination inter-segmentaire et musculaire, notamment sur l'un des muscles du genou ayant pour but d'optimiser la production de force dans les jambes (van Ingen Schenau et al., 1990). Cependant, bien que récente, cette étude se focalise encore une fois sur des exercices en condition sous maximale. Il serait intéressant de conduire des analyses spécifiques sur des conditions d'effort maximale pour lesquelles la performance et la demande n'est pas la même.

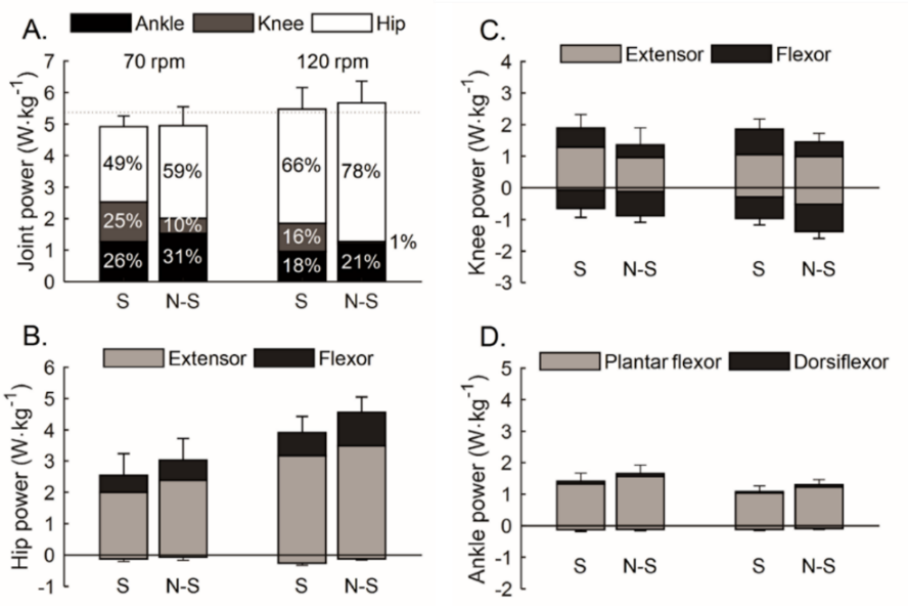


Figure 1.12: A. Puissance totale de la jambe ($\bar{x} \pm sd$) par cycle lors d'un pédalage assis (S) et en danseuse (N-S) à une fréquence de pédalage de 70 rpm et 120 rpm. Les barres sont labellisées par les contributions de puissance nette (%) de la hanche, du genou et de la cheville par rapport à la puissance totale de la jambe. La différence entre la production de puissance positive et négative de moments nets de flexion et d'extension est montrée pour la hanche (B), le genou (C) et la cheville (D). (Wilkinson et al., 2020)

Des travaux de thèse de Julien Bernard (2015) ont été réalisés précédemment au sein de l'équipe. Bien que là encore les exercices aient été réalisés dans des conditions sous maximales, ces derniers permettent notamment d'apporter quelques éléments de réponse quant à l'influence de la posture du cycliste sur la production de la force utile à la pédale, ou du couple et de la puissance au pédalier a été l'une des problématiques abordées. Lors de ces travaux, Bernard (2015) a analysé des cyclistes semi-professionnels sur un ergomètre instrumenté en capteurs 6 axes (2 au guidon, 1 à la selle et 2 aux pédales) lors d'une série de tests triangulaires pour des paliers de puissance croissants de 50 W allant de 100W à 500 W et une cadence fixée à 90 rpm.

La base théorique de ces travaux repose sur le Principe de la résultante dynamique rendu exploitable dans la mesure où l'ensemble des efforts externes agissant sur le cycliste sont mesurés. Auquel cas, il est possible d'écrire que :

Équation 1-1

$$\underbrace{\sum \vec{F}_{ext/cycliste}}_{Bilan\ des\ forces\ externes} = \sum_i \underbrace{m_i \vec{A}_{Gi_{Cycliste}/R_0}}_{Quantité\ d'accélération\ segmentaire}$$

Les forces externes sont mesurées par les capteurs soient :

- $\vec{F}_{C_D/Pied_D}$: force exercée par le capteur pédale droite sur le pied droit ;
- $\vec{F}_{C_G/Pied_G}$: force exercée par le capteur pédale gauche sur le pied gauche ;
- $\vec{F}_{Guidon_D/main_D}$: force exercée par le guidon poignée droite sur la main droite ;
- $\vec{F}_{Guidon_G/main_G}$: force exercée par le guidon poignée gauche sur la main gauche ;
- $\vec{F}_{Selle/Pelvis}$: force exercée par la selle sur le pelvis ;
- $m_i \vec{g}$: poids des différents segments.

Une fois ces forces identifiées, chacune d'entre elles est projetée dans le référentiel lié au pédalier ; elle crée un couple par rapport à l'axe du pédalier qui peut être évalué puisque les positions de l'axe du pédalier, des centres de pression des forces et des centres de gravité segmentaires sont connues à chaque instant par les données cinématiques. L'originalité des travaux a été de définir, pour chacun de ces couples, la force équivalente exercée à la pédale qui produit un couple au pédalier égal à celui calculé précédemment. La relation suivante est alors obtenue, exprimant les forces utiles produites aux pédales (celles qui créent le couple) en fonction des forces équivalentes ; les contributions des actions de la selle, du cintre, des poids et des quantités d'accélération segmentaires sont alors quantifiées, soit :

Équation 1-2

$$F^{ut}_{C_G/Pied_G} + F^{ut}_{C_D/Pied_D} = F^{ut}_{Guidon_G/main_G} + F^{ut}_{Guidon_D/main_D} + F^{ut}_{Selle/pelvis} + \sum_i m_i g^{ut} - \sum_i m_i A^{ut}_{Gi_{Cycliste}}$$

Les termes à droite du signe égalité contribuent à la production des forces aux pédales. Ainsi, lorsque le cycliste « tracte » sur son guidon l'intensité des forces utiles associées augmente, ou encore lorsque les centres de gravité segmentaires sont en avant de l'axe du pédalier les poids segmentaires contribuent, ce qui est vrai pour le poids du haut du corps et pour le poids du membre inférieur, lorsque celui-ci est dans la phase de descente de la pédale ; dans la phase de remontée, la contribution est négative, les centres de gravité du pied, de la jambe et de la cuisse sont alors en arrière de l'axe du pédalier. Par cette approche, on voit bien également comment il est possible de quantifier l'apport du pédalage en danseuse sur la production des forces aux pédales. Ainsi, une partie du poids du corps dont le centre de gravité se situe à l'aplomb de la pédale et contribue à créer un couple.

En résumé, en fonction du profil de la route, mais aussi des conditions d'essais (sprint ou non), le cycliste se met en « bec de selle » éloignant les centres de gravité de l'axe du pédalier, « tracte » sur son

guidon pour augmenter la contribution des forces exercées, pour en dernier ressort, se mettre en danseuse lorsque la pente devient trop importante augmentant ainsi la contribution des poids segmentaires. Dans le cas du BMX, les pilotes sont constamment en danseuse.

De manière générale dans le cyclisme, le changement de position entre un pédalage assis et en danseuse entraîne des modifications dans la gestuelle du pilote ; cinématique et dynamique articulaire. Ainsi, toute la coordination inter-segmentaire du pilote est modifiée. Cependant, en comparaison avec le BMX, les résultats de la littérature portent encore sur des expérimentations réalisées soit en laboratoire soit sur des vélos de route. Or, l'influence du contexte écologique est non négligeable sur l'analyse des résultats. De plus, le vélo étant de plus petite taille, il semble probable que la cinématique et dynamique articulaire ne soient pas les mêmes lors d'un pédalage en danseuse sur un BMX que sur un vélo type route ou encore sur un ergomètre.

3.2. Influence de l'inclinaison de la pente

En plus de la position de danseuse lors du pédalage qui, comme nous venons de le voir, impacte la gestuelle ainsi que la dynamique (interne et externe) du cycliste, un changement d'inclinaison de la route peut tout autant affecter la technique de pédalage. En effet, dans le cas d'une montée, l'orientation du cycliste et du vélo, avec l'influence de la gravité, engendre certaines modifications, comme par exemple sur une route pentue, une position plus avancée du cycliste vers le guidon.

Certaines études ont donc analysé l'influence du changement de terrain sur la technique de pédalage (Bouillod et al., 2018; Bouillod et Grappe, 2018; Duc et al., 2008; Fonda et Šarabon, 2012; Hansen et Waldeland, 2008; Li et Caldwell, 1998; Sarabon et al., 2012). Duc et al. (2008) ont notamment montré que l'augmentation de l'inclinaison de pente de 4% à 10%, en pente ascendante, n'entraine pas de modification significative dans l'intensité, le timing et la durée d'activation EMG des muscles du tronc (muscle abdominal et les muscles érecteurs de la colonne vertébrale) et des bras (Biceps et Triceps) (Figure 1.13). Seul un changement de la posture utilisée (assise ou en danseuse) entraine une augmentation importante de l'intensité et de la durée d'activation EMG des muscles du tronc et des bras. Bien qu'étonnant, les résultats de Duc et al. (2008) sont en accord avec ceux de (Li et Caldwell (1998). Il convient tout de même de noter que le changement de la position des mains sur le guidon lors d'un pédalage en danseuse induit une augmentation de l'activité musculaire du haut du corps, et plus particulièrement des bras. En effet, Duc et al. (2008) reportent une augmentation de 11% et 5% pour les biceps et les triceps respectivement lorsque la position des mains passe de la position normale sur les poignées (niveau des freins) à une position basse sur le guidon, et pour une pente ascendante à 4%. Il convient tout de même d'avoir un œil critique sur les résultats obtenus, car dans le cadre de l'étude réalisée par Duc et al. (2008) l'effet de l'inclinaison de la pente sur l'activité musculaire a été étudié sur

des cyclistes pédalant sur un tapis roulant motorisé à vitesse constante, inclinaison constante et un braquet (rapport de transmission) unique, donc pour un environnement contrôlé en laboratoire.

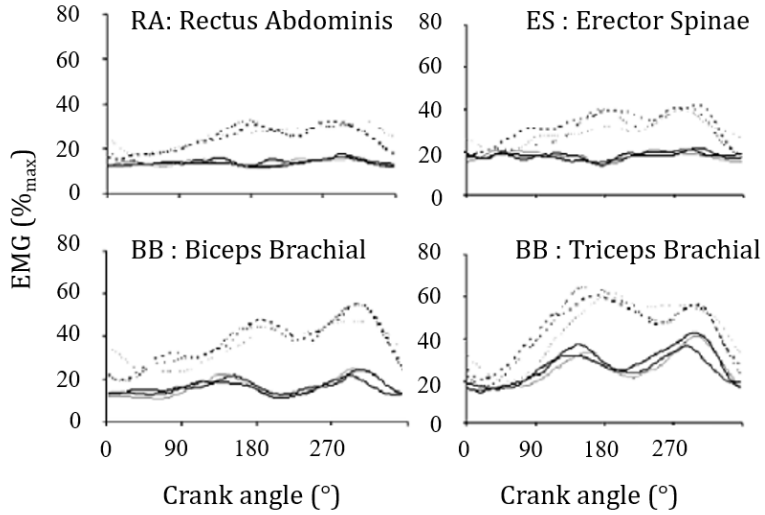


Figure 1.13 : Moyenne de l'ensemble des courbes d'EMG (des 10 cyclistes) à chaque inclinaison de pente (4%, 7% et 11%) et pour chaque posture (trait plein condition assise et pointillée condition danseuse) pour les muscles du tronc (RA et ES) et du bras droit (BB et TB). Les données d'EMG pour chaque cycliste sont normalisées par rapport à la valeur maximale observée, toutes conditions considérées (Duc et al., 2008).

Toutes ces études précédentes ont analysé l'influence de la pente sur la technique de pédalage, mais uniquement pour des pentes ascendantes et non descendantes comme lors du BMX. Ainsi, un réel manque existe dans la littérature quant à l'influence d'une pente descendante sur la technique gestuelle du pédalage.

3.3. Mouvement de pédalage hors plan sagittal du cycliste

La majorité des études précédentes a été réalisée en 2D et en laboratoire, et de ce fait a simplifié l'analyse du mouvement de pédalage en danseuse en un mouvement contenu dans le plan sagittal. Pourtant, cette analyse planaire peut être discutable et à plusieurs titres. En effet, il s'avère que ces analyses réalisées en laboratoire sur des ergomètres ou des tapis roulants peuvent induire des changements sur les caractéristiques mécaniques de l'activité.

Soden et Adeyefa (1979) et Bertucci et Hourde (2011) ont tous les deux relevés l'impact du mouvement de balancé du vélo, le mouvement de roulis, qui est un mouvement hors plan sagittal. Ce mouvement pourrait alors induire des changements de la coordination inter-segmentaire et notamment au niveau des couples articulaires et de l'activité musculaire, sur la puissance développée au pédalier ou encore sur la cinématique articulaire. Concernant la puissance développée au pédalier, Fang et al. (2016) ont montré une corrélation entre la cinématique du genou et la puissance avec un test incrémental sur ergomètre. Les données cinématiques et dynamiques tridimensionnelles ont été acquises à l'aide d'un système optoélectronique ainsi que par le biais de pédales instrumentées. En effet, leurs résultats ont

démontré qu'une augmentation de la puissance au pédalier, à cadence constante, augmente de manière significative le moment maximal d'abduction au genou allant de 5.82 N.m à 14.36 N.m.

Enfin, pour la cinématique articulaire, Umberger et Martin (2001) mettent en évidence des différences significatives au regard des angles anatomiques obtenus par un calcul bidimensionnel (uniquement contenu dans le plan sagittal à l'aide d'une caméra vidéo) ou tridimensionnel lors d'un pédalage sur ergomètre. Ainsi, l'erreur relevée est de 32° pour l'angle maximal de la hanche et 7° pour celui de la cheville dans le plan sagittal. La figure 1.14 présente les amplitudes articulaires aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville, obtenues sur ergomètre lors d'un test incrémental jusqu'à la fatigue. Il apparaît que les amplitudes des mouvements d'abduction et de rotations sont non négligeables (Pouliquen et al., 2018).

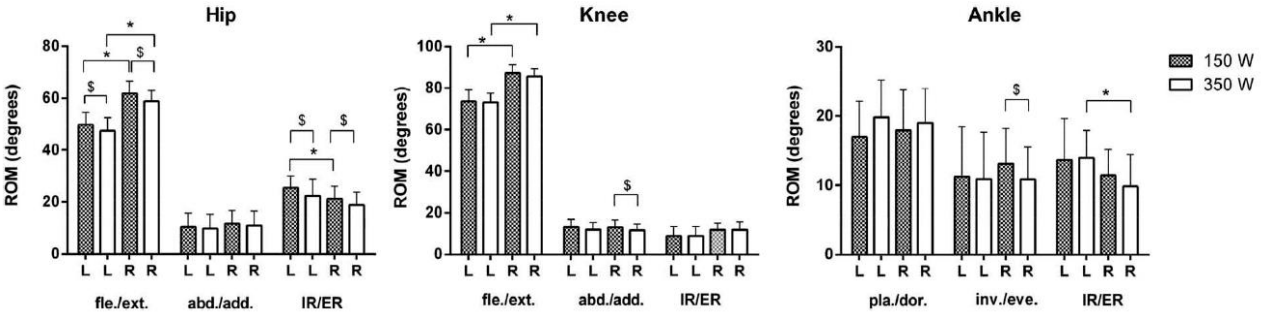


*Figure 1.14 : Amplitude articulaire de la hanche, du genou et de la cheville. Comparaison bilatérale (R: droit, L: gauche) et analyse de l'effet de l'augmentation de la puissance. *(P<0.05) pour une comparaison bilatérale et $ (P<0.05) pour l'influence de la puissance (Pouliquen et al., 2018).*

En effet, même si le mouvement est majoritairement dans le plan sagittal avec une amplitude articulaire allant de 15° à 70° pour le bas du corps, Umberger et Martin (2001) montrent que lors d'un effort de 250W à 90 rpm, l'amplitude peut aller jusqu'à 10° hors du plan sagittal.

Sur le même principe, Bini et al. (2016) mesurent des amplitudes encore supérieures, pouvant atteindre 24° pour la rotation latérale de la jambe au cours d'un test incrémental. Par ailleurs, Sayers et al. (2012) mettent en évidence une amplitude articulaire pouvant aller jusqu'à 17° pour la rotation interne/externe du genou lors de la phase de descente de la pédale, au cours d'un effort réalisé lors d'un contre-la-montre d'une heure décomposée en six phases de dix minutes. Il apparaît donc que les variables hors du plan sagittal doivent être considérées lors de l'analyse du pédalage, en particulier au cours d'efforts exhaustifs. Certaines études notifient d'ailleurs cette analyse bidimensionnelle comme une limite de leur étude et soulignent le besoin de données tridimensionnelles récoltées sur le terrain (Wilkinson et al., 2020). Bouillod et al. (2018) quant à eux, sont parmi les seuls à prendre en compte ce mouvement de balancer du vélo, le « *bicycle sway* » dans son analyse, si bien qu'il tente de relier la performance, les changements de postures et d'efforts entre la position assis et danseuse avec ce « *bicycle sway* ».

Ces études mettent en avant le caractère tridimensionnel du pédalage, notamment lorsque celui-ci est réalisé en danseuse, ce qui était attendu. Bien que les amplitudes articulaires des mouvements d'abduction et de rotation soient faibles en comparaison des amplitudes de flexion/extension, celles-ci sont cependant présentes et donc il convient de les analyser. Bien que Grigg et al. (2018b) aient réalisé une étude cinématique bidimensionnelle afin de caractériser le départ en BMX, il semblerait que cette simplification soit réductrice au vu de la complexité que présente le pédalage lors du départ. Mais encore, les angles de flexion/extension reportés sont des angles obtenus à l'aide d'une caméra placée sur la rampe, donc compris dans le plan sagittal. Ainsi, ces angles reportés sont une combinaison de plusieurs mouvements et non les angles de flexion/extension réels effectués par les pilotes.

4. Conclusion de l'état de l'art

Notre volonté ici n'a pas été d'établir une liste exhaustive des études réalisées sur le cyclisme, car elles sont très nombreuses et pas nécessairement pertinentes pour notre problématique. Cependant, le constat est que, manifestement, des différences sont observables dans les sollicitations physiologiques et biomécaniques entre les différentes conditions, à savoir en laboratoire et *in situ*, pédalage assis versus en danseuse, pédalage sur du plat versus en pente ascendante, mais aussi des variations entre les différentes disciplines du cyclisme. De plus, les spécificités liées à la pratique du BMX race, telles que la position debout sur les pédales, l'important mouvement de roulis, la rampe de départ en descente (inclinaison de 18° puis 28°) et l'interaction avec la grille de départ nous empêchent d'appliquer les résultats de la revue de littérature ici analysés.

Le BMX race est à l'origine un sport de plein air et, à ce titre, la majorité des compétitions de haut-niveau, et notamment les Jeux Olympiques, se déroulent en extérieur. Bien plus que cet environnement extérieur, ce sont les spécificités et configurations propres à la discipline, telles que la rampe de départ et l'interaction avec la grille, qu'il est important de respecter. Aussi, il parait naturel d'enregistrer les différentes données nécessaires à la mobilisation, la technique de pédalage, lors de la pratique sur piste réelle. Cependant, les données expérimentales nécessaires sont difficiles à obtenir/acquérir. La difficulté à contrôler les conditions expérimentales, à installer une instrumentation complète, sans pour autant gêner et dénaturer le geste du pilote, et/ou le manque de précision des outils de mesures sont les principaux facteurs limitant l'expérimentation *in situ*.

Bien qu'une analyse en laboratoire soit possible, nous avons précédemment observé une différence dans la performance des pilotes aux tests réalisés en laboratoire et ceux *in situ*. De plus, un suivi des pilotes de l'équipe de France de BMX est d'ores et déjà effectué sur ergomètre à l'aide de tests forces-vitesse, puissance-vitesse, asymétrie, etc… Cependant, ces tests ne reflètent pas la gestuelle réelle

des pilotes. Le souhait premier des entraîneurs est bien évidemment l'identification des paramètres déterminants d'un départ. Mais encore, ils souhaitent pouvoir quantifier l'état de forme de leur pilote à l'instant *t*, leur technique gestuelle et leur stratégie de coordination inter-segmentaire laquelle permettrait d'orienter plus spécifiquement les exercices de renforcement musculaires notamment lorsque qu'un changement matériel a été effectué et/ou le pilote a suivi un entraînement spécifique entre les différentes sessions. Pour cela, il nous semble nécessaire d'avoir une compréhension totale du mouvement de départ, du pilote et du vélo, d'un point de vue cinématique et dynamique.

Au vu du manque d'information relatant l'analyse de la technique de pédalage *in situ* couplant cinématique et dynamique, nous avons fait le choix d'effectuer une analyse tridimensionnelle du départ. C'est pourquoi nous initions ces travaux par la mise au point d'une méthodologie de recueil de données pouvant être effectué sur la piste de Saint-Quentin-en-Yvelines. Ce recueil de données constitue la base fondamentale des recherches scientifiques proposées dans ce manuscrit et servira d'appui scientifique lors des échanges avec les entraineurs. En effet, cette disposition nous permet d'obtenir toutes les mesures nécessaires à la modélisation dynamique complète du pilote laquelle apporte des éléments biomécaniques pertinents de compréhension de la performance motrice du pilote : qualité de production et d'orientation de force à la pédale, la gestuelle technique, etc… Tous ces paramètres permettent d'identifier les déterminants de la performance lors du départ, ainsi que de fournir des pistes d'individualisation des entraînements.

Les deux chapitres suivants présentent (donc) la mise en place/œuvre de ce protocole expérimental, les outils statistiques exploités/utilisés (Chapitre 2) ainsi que l'ensemble de la méthodologie nécessaire au traitement des données : les différents modèles créés, une analyse purement théorique du départ et tous les indicateurs pouvant être calculés (Chapitre 3).

A retenir :

- Le BMX regroupe plusieurs spécificités: pédalage debout (danseuse), « petit » vélo, pente descendante (18° puis 28°) et l'interaction avec la grille.
- Peu d'études cinématiques du départ, dont seulement deux analyses tridimensionnelles.
- Quelques études sur les paramètres dynamiques (puissance, moment au pédalier et cadence optimale) et le choix du braquet.
- Manque d'information sur la cinématique et dynamique articulaire, ainsi que sur l'intensité et l'orientation des forces exercées aux pédales, lors d'un départ.
- Pédalage en danseuse induit un changement cinématique et dynamique articulaire, ainsi qu'un changement dans la production et l'orientation des forces aux pédales
- Mouvements d'abduction et rotation non négligeable lors du pédalage en danseuse et différence significative entre analyses bi- et tridimensionnelles du pédalage en danseuse.

Chapitre 2 :

Protocole expérimental

SOMMAIRE

1. Matériel et méthodes 46
1.1. La population étudiée 46
1.2. Le protocole expérimental 47
1.3. Acquisition des actions mécaniques externes du pilote 47
1.3.1. Les pédales instrumentées 47
1.3.2. Le système d'acquisition 48
1.3.3. Procédure réalisée en amont de l'acquisition des essais 49
1.4. L'acquisition des données cinématiques du pilote et de son vélo 49
1.4.1. La position des caméras 50
1.4.2. La phase de calibrage 52
1.4.3. La phase de capture de mouvement 53
1.4.4. La reconstruction tridimensionnelle 54
1.5. Choix du placement des marqueurs 55
1.5.1. Positionnement des marqueurs sur le pilote 56
1.5.2. Positionnement des marqueurs sur le BMX 58
1.6. Synchronisation des signaux lors des enregistrements de départ 59
2. Les outils statistiques utilisés 61
2.1. Analyse de série temporelle 61
2.2. Introduction de la méthode clustering 64
2.3. Application de la méthode « *Model-based* » clustering 65
3. Conclusion 69

L'objectif principal de ces expérimentations est donc de recueillir les données nécessaires à l'identification des paramètres déterminants de la performance, d'expertiser la gestuelle technique des pilotes lors du départ et enfin, de compléter le protocole pour un suivi des pilotes déjà existant en partenariat avec l'INSEP.

1. Matériel et méthodes

Le chapitre précédent a mis en avant un manque de ressources et de données expérimentales réalisées en situation écologique pour une analyse biomécanique du pédalage pour l'activité BMX race. Pour parvenir aux buts fixés et répondre aux demandes des entraineurs, il est nécessaire d'accéder à trois types de grandeurs, cinématique, dynamique articulaire et dynamique externe qui constituent les données d'entrée des modèles utilisés pour conduire une analyse du mouvement de pédalage.

Le protocole expérimental pour le recueil des données fait l'objet de ce chapitre. L'objectif est de présenter les différents outils de mesure et de traitement statistique. Ainsi, ces différents outils présentés sont utilisés pour l'ensemble des expérimentations et des différentes études abordées dans les chapitres suivants. Si, le cas échéant, une étude ou expérimentation nécessite un outil particulier, celui-ci sera décrit lors de la présentation du protocole associé.

1.1. La population étudiée

Huit pilotes élites de l'équipe de France de BMX ont participé au recueil de données. Une partie d'entre eux (n = 6) sont classés dans le top 50 du classement mondial UCI lors du passage des expérimentations. Plus précisément, nous avons les 2ème et 4ème au classement mondial. Tous ont effectué les expérimentations ; ils étaient équipés de cuissard et ont réalisé les départs sur leur propre vélo.

Tableau 2-1 : Moyenne et écart type des données anthropométriques et de l'âge pour les huit pilotes.

N = 8	*Age (année)*	*Taille (cm)*	*Masse (kg)*
$\bar{x}$	24	181.0	88.4
sd	1.7	4.3	7.0

1.2. Le protocole expérimental

Après un échauffement individualisé, les pilotes ont effectué au minimum six départs conformément à notre demande. Contrairement aux conditions de compétition, les pilotes exécutaient individuellement les expérimentations sur la grille de départ. Le test, autrement dit la procédure de départ, débutait uniquement lorsque le pilote en faisait la demande, estimant ainsi avoir réuni les conditions optimales pour pouvoir s'exprimer au mieux. Notre demande était ciblée sur une reproduction la plus fidèle possible des actions gestuelles que le pilote réalise lors d'un départ en compétition. La performance de chaque pilote, à chaque départ, est définie par le temps mis pour arriver à la cassure, ainsi que le temps et la vitesse mesurés en bas de butte. Lorsque les pilotes effectuaient plus de six départs, les essais les moins performants de chaque pilote, au regard des critères définis précédemment, ont été systématiquement supprimés pour finalement ne garder uniquement que les six meilleures réalisations.

Les campagnes d'essais se sont déroulées en cours de saison, une première en juin 2018 et une seconde en décembre 2018. Lors de nos expérimentations, nous avons veillé à ce que la performance des pilotes ne soit pas perturbée par des séances de développement de la force sur ergomètre. Toutefois, le fait de réaliser ces expérimentations *in situ* nous a contraints à les effectuer de nuit afin de nous prémunir de la lumière du jour perturbant les mesures cinématographiques.

1.3. Acquisition des actions mécaniques externes du pilote

1.3.1. Les pédales instrumentées

La connaissance des actions de contact entre le pilote et le vélo à chaque instant est un préambule indispensable à la modélisation dynamique envisagée dans ce travail. Ces actions sont exercées en quatre points clairement identifiés : les deux mains et les deux pieds. L'instrumentation nécessaire pour l'acquisition complète de ces données est trop spécifique pour être disponible. Un capteur guidon, ou plus spécifiquement des poignées amovibles, pouvant se monter sur chaque vélo de chaque pilote n'était pas disponible. Nous nous sommes donc concentrés sur la mise en œuvre de capteurs au niveau des pédales. Une paire de pédales instrumentées en capteur 6 axes a été utilisée (Sensix, 2018). Celui-ci permet donc une mesure des trois composantes de la force ainsi que des trois composantes de moment de force dans son propre référentiel. La précision de mesure affichée par le constructeur est inférieure à 1% de l'étendue de mesure (www.sensix.fr). Deux codeurs de position angulaire, un pour chaque pédale (Sconcan, 2MCA, résolution 0.018°), déterminent l'orientation de la pédale par rapport à la manivelle.

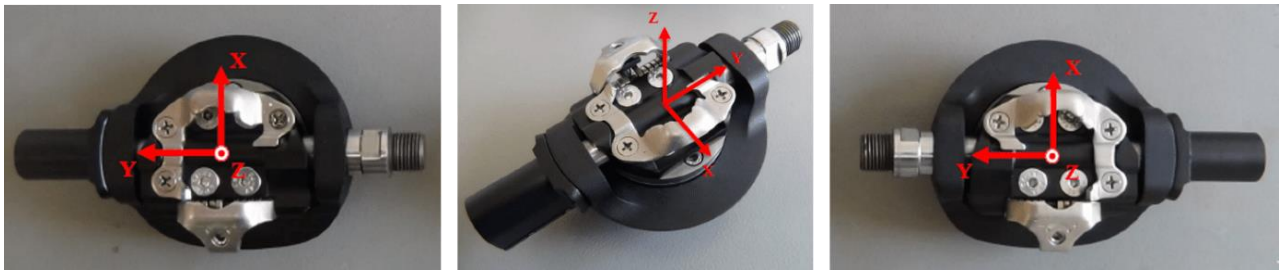


Figure 2.1: Capteurs intégrés dans chaque pédale et leur référentiel associé

Pour compléter le set de capteur pédale, un codeur manivelle permet d'évaluer l'orientation des manivelles par rapport au cadre du vélo. Ainsi, ces capteurs Sensix permettent d'avoir directement les forces aux pédales dans le repère pédalier. Via l'interface, il est possible d'analyser la cadence de pédalage, le couple et la puissance au pédalier. Malheureusement, réaliser les expérimentations avec le matériel des pilotes signifie que l'on n'a aucun contrôle sur le vélo et plus spécifiquement sur la géométrie du cadre du vélo. De ce fait, il nous a été impossible d'équiper chaque vélo du codeur manivelle. En tout, seuls deux pilotes possédaient un vélo compatible avec la pose du codeur manivelle. Cette variable de position angulaire des pédales en fonction du pédalier/des manivelles est donc réalisée à l'aide des données cinématiques via un set de marqueur (détail partie 1.5.2).

1.3.2. Le système d'acquisition

Le signal est récupéré par le logiciel I-Crankset à l'aide d'un boitier de traitement analogique utilisant INA 2128 (Texas Instrument, USA) et une tablette, tous les deux placés dans un sac-à-dos porté par le pilote (Sensix, 2018). A chaque départ, la tablette est déclenchée de manière filaire à l'aide d'un trigger externe. Une fois l'acquisition démarrée, le câble est déconnecté avant de démarrer la procédure de départ.



Figure 2.2: Boitier de traitement et de centralisation de données avant de les transmettre à la tablette sur la DAQ-Cord.

1.3.3. Procédure réalisée en amont de l'acquisition des essais

Comme chaque pilote réalise les essais sur son propre vélo, il est impératif d'initialiser la chaine de mesure dynamique avant chaque campagne de mesures et pour chaque BMX. Cette étape a pour but d'initialiser l'orientation des pédales par rapport à la manivelle. Cette procédure sert aussi à déterminer les « zéro » des voies analogiques des capteurs. Pour cela, le vélo et les deux roues sont positionnés horizontalement, ainsi que les manivelles et les pédales. La convention utilisée ici est de calibrer avec la manivelle gauche positionnée en avant (Figure 2.3).



Figure 2.3: Positionnement du vélo pour l'initialisation de la chaine de mesure dynamique.

1.4. L'acquisition des données cinématiques du pilote et de son vélo

Il existe différentes méthodes permettant d'accéder à la cinématique des mouvements : la méthode directe (potentiomètres, goniomètres, centrales inertielles, etc…) et indirecte.

Les méthodes indirectes reposent sur l'enregistrement d'images du mouvement sur un support donné. L'analyse repose sur l'utilisation d'un système d'analyse de mouvement équipé de marqueurs passifs : sphères de plastiques recouvertes de matériaux rétro-réfléchissants. Ces systèmes travaillent soit en lumière infrarouge, tel que *Qualisys* (Hanley et al., 2018; Sandbakk et al., 2012), soit en lumière rouge, tel que *Vicon* (Gross et al., 2017; Wilkinson et al., 2020). Avec ces systèmes, le participant peut se déplacer librement dans le champ de vision calibré des caméras.

Pour les expérimentations, nous avons utilisé le système optoélectronique d'analyse du mouvement *Qualisys* (Oqus Qualisys, Gethemburg, Suède). Ce système est composé de dix-neuf caméras comprenant deux caméras vidéo et dix-sept caméras infrarouges. Grâce à la propriété rétro réfléchissante du papier qui les entoure, les marqueurs passifs collés sur les habits du pilote renvoient la lumière dans la direction du rayon incident lorsqu'ils sont situés dans le champ des caméras. Contrairement aux tenues relativement amples utilisées par les pilotes lors des compétitions, nous avons spécifié aux pilotes de venir équipés d'habits près du corps tel qu'un cuissard de pistard ou legging. En plus de cela des précautions ont été prises pour minimiser au maximum le mouvement des habits.

1.4.1. La position des caméras

La position des caméras doit répondre à un impératif : tous les marqueurs placés sur les pilotes doivent être vus par au moins deux caméras à tout instant du mouvement. Chaque caméra étant fixe, les marqueurs sont susceptibles de sortir aisément de son champ de vue au cours du mouvement. Ces marqueurs devront être alors obligatoirement vus par une autre caméra, ce qui implique d'utiliser un nombre de caméras conséquent. De plus, idéalement, l'angle d'incidence entre les caméras doit être supérieur à 30 degrés. En dessous de cet angle, la précision des données 3D se dégrade rendant les données inutilisables.

Dans le cadre de nos campagnes de mesures, la détermination du positionnement optimum des dix-sept caméras (plus deux vidéos) fut particulièrement difficile à établir. Elle a nécessité un nombre important d'essais durant lesquels nous avons exploré un maximum de configurations différentes. Le principal problème auquel nous nous sommes confrontés concernait l'enregistrement continu par au moins deux caméras d'un nombre important de marqueurs. Cette tâche fut particulièrement ardue pour les marqueurs placés sur la face interne des segments du pilote, et ce à cause du manque de recul possible des caméras. Les marqueurs les plus concernés sont notamment ceux placés dans la région de l'articulation du genou et du torse. Le nombre important de marqueurs placés sur le pilote est la conséquence directe de la nécessité de localiser chaque segment. En effet, un minimum de trois marqueurs par segment corporel est indispensable pour être à même de définir sa position et son orientation dans l'espace. Dû au fait que nous sommes dans l'incapacité de placer les marqueurs à même la peau des pilotes, mais aussi au difficile placement des caméras, nous avons décidé de coupler deux combinaisons de marqueurs : une combinaison dite anatomique, comprenant 35 marqueurs, et une dite technique utilisant 12 clusters de 4 marqueurs placés sur chaque segment. Ainsi, ces marqueurs techniques nous ont permis de reconstruire les marqueurs anatomiques (Cappozzo et al., 1995). A ce nombre, il convient d'ajouter les 21 marqueurs placés sur le vélo, dont 2 clusters spécifiques pour les pédales. Enfin, dans l'optique de suivre le mouvement du système {Pilote + Vélo} dans la butte de

départ, il convient de placer des marqueurs sur celle-ci. Au total, 120 marqueurs ont été nécessaires pour suivre le pilote et son vélo dans la butte de départ.

Au final, la configuration des caméras a évolué entre les deux sessions (Figure 2.4). La disposition en soi n'a pas réellement changé, nous avons simplement pris plus de recul d'un côté de la piste et ajouté une caméra passant d'un set de 16 caméras à un set de 17 caméras (avec toujours deux caméras vidéo). Les deux configurations sont présentées et schématisées par la figure 18. Toutes les deux consistent à disposer des caméras de part et d'autre du pilote, et au-dessus de lui. Le pilote est donc filmé en vue plongeante par les caméras positionnées à arrière et en contre-plongée par celles placées devant. Cependant, côté gauche du pilote (caméras 1 à 5), le recul n'était pas suffisant. Nous avons donc déplacé la caméra 2 sur la butte d'à côté pour obtenir plus de recul et nous avons ajouté une caméra supplémentaire pour combler un vide dans le champ d'acquisition.

Cette seconde disposition a été jugée meilleure que la première, car elle aboutit à des acquisitions de meilleure qualité en ce qui concerne la visualisation des marqueurs et la labellisation de ceux-ci. Les caméras numérotées de 1 à 17, ou 16 pour la première configuration sont les caméras de mesure, tandis que les deux dernières caméras sont des caméras vidéo.

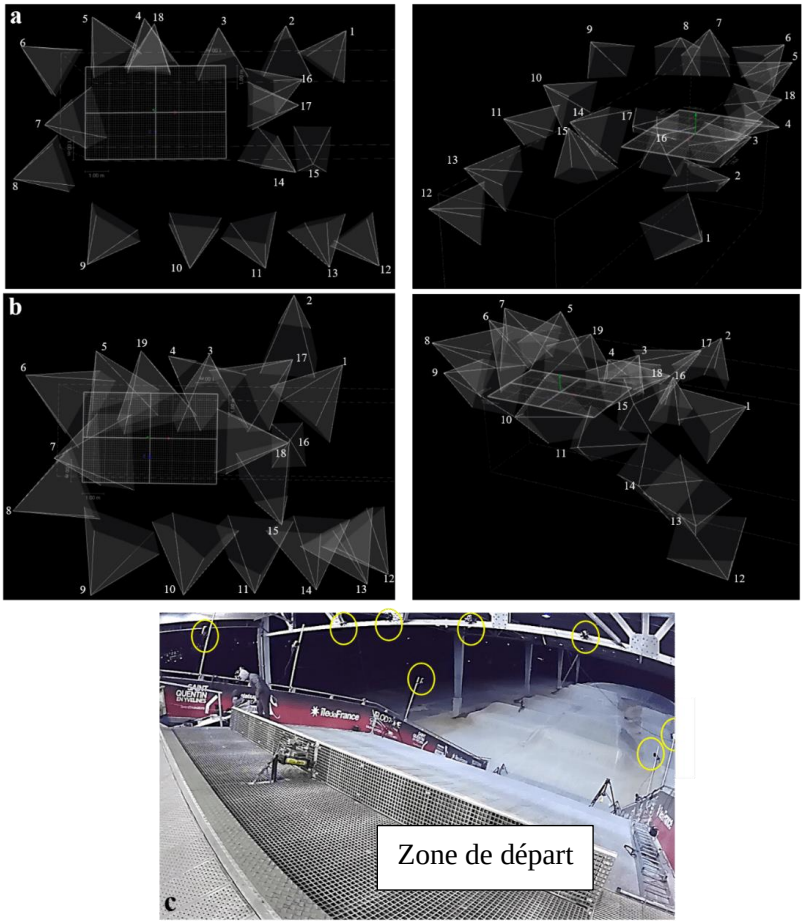


Figure 2.4: Positionnement des caméras sur la butte de départ. (a) configuration de la session de juin 2018 vue de dessus et vue de côté, (b) configuration de la session de décembre 2018 (configuration retenue) avec vue de dessus et de côté. (c) photo du positionnement des caméras sur la butte.

1.4.2. La phase de calibrage

Cette étape est indispensable. Le logiciel d'acquisition Qualisys Track Manager (QTM) doit avoir accès à la position des caméras pour qu'il puisse suivre et convertir les données, c'est-à-dire convertir la position des marqueurs 2D en 3D par triangulation. Cette calibration est réalisée à l'aide d'un kit complet comprenant une « baguette », dont les dimensions sont connues par le logiciel d'acquisition QTM et dont chaque extrémité est équipée d'un marqueur, ainsi qu'une équerre de référence. Cette équerre est utilisée afin de définir le référentiel R_0 fixe de base.

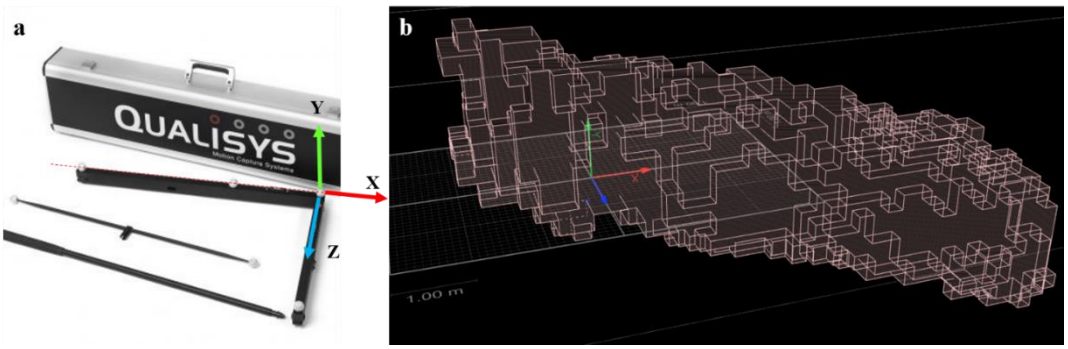


Figure 2.5: (a) Kit de calibration comprenant l'équerre et la "baguette". (b) Volume calibré sur la butte et visualisation du référentiel R0 créé au niveau de la grille, l'axe x parallèle à l'horizontale.

Nous avons fait en sorte que l'axe $\vec{x}$ soit orienté vers l'avant et à l'horizontale, $\vec{z}$ est transverse à la piste et orienté vers la droite et enfin l'axe $\vec{y}$ est orienté vers le haut, parallèle à la gravité. Le tout forme un trièdre direct (Figure 2.5).

Ensuite, la « baguette » de calibration est utilisée et positionnée dans l'espace qui va être utilisé lors des acquisitions. Pour assurer une bonne calibration, il est primordial que chaque caméra voit la « baguette » sous différents angles. Il est préconisé de balayer plusieurs fois le volume, afin d'obtenir une meilleure calibration. Cette étape peut prendre du temps, surtout si le volume à calibrer est conséquent. C'est une étape primordiale pour assurer une précision des coordonnées tridimensionnelles d'environ un millimètre. Cependant, la précision se détériore rapidement dès lors que les marqueurs sortent de ce volume (Senior, 2004). Bien évidemment, pour que la précision reste constante tout au long de l'expérimentation, il est nécessaire que les caméras ne soient absolument pas touchées après cette phase de calibrage. Cette phase a systématiquement été effectuée avant chaque expérimentation.

1.4.3. La phase de capture de mouvement

Cette étape fait suite au placement des marqueurs sur le sujet et à l'étape de calibration. Aussi, à cause de la spécificité des dispositions des marqueurs, et compte tenu de la complexité de nos campagnes expérimentales, nous lui avons consacré un paragraphe entier. Le placement des marqueurs sera donc décrit au paragraphe 1.5 suivant.

L'enjeu de cette phase de capture de mouvement est de fournir toutes les données cinématiques nécessaires à la modélisation du pilote et de son vélo. Cette modélisation implique de connaître précisément la position des segments du pilote dans le référentiel R_0 de la butte de départ. Elle requiert également la localisation du centre de chaque articulation reliant deux segments. Cependant, ces informations ne sont pas directement accessibles lors d'un simple test de départ.

Nous avons eu recours à des enregistrements supplémentaires, pour parvenir à l'ensemble des données indispensables (Figure 2.6). Il en résulte ainsi trois types d'enregistrements qui composent les expérimentations :

- L'enregistrement du départ.
- Un enregistrement statique. Son but est d'acquérir, en condition statique, la position de tous les marqueurs ; techniques et anatomiques (Figure 2.6.b et 2.6.c). Ces marqueurs anatomiques sont situés sur des repères osseux. Ainsi, les marqueurs anatomiques sont localisés dans le repère technique du segment créé à partir des clusters. Cela permet de recalculer les positions de ces repères anatomiques notamment lorsqu'ils sont tombés ou masqués. Un enregistrement statique est aussi effectué sur le vélo, lorsque la mise à zéro des capteurs 6 axes est réalisée. De ce fait, ces données nous permettent d'avoir les différents repères techniques du vélo : un pour chaque roue, le cadre, le guidon/la fourche, le pédalier et un repère pour chaque pédale. Comme nous l'avons vu précédemment, nous mesurons les forces dans le repère pédale, mais il nous manque l'orientation de la manivelle par rapport au cadre. Ainsi, nous avons utilisé les données cinématiques pour effectuer les transformations nécessaires et obtenir les données de force aux pédales dans le repère pédalier. Ces transformations sont essentielles pour analyser la technique de pédalage de chaque pilote.
- Le dernier est un enregistrement d'un ensemble de mouvements fonctionnels du pilote afin de solliciter les articulations du bas du corps, côté droit et gauche. Ces mouvements fonctionnels sont composés de mouvements spécifiques au niveau de la hanche (Figure 2.6.d), des squats (Figure 2.6.e) et de mouvement de pédalage à l'arrêt contre la grille (Figure 2.6.f). Les données ainsi recueillies servent à déterminer les centres fonctionnels de ces articulations appelés centres articulaires (Ehrig et al., 2007; Halvorsen, 2003) (voir section 1.5.1).



Figure 2.6: Tous les enregistrements réalisés lors des expérimentations. (a) Enregistrements dynamiques, les départs, (b, c) enregistrements en position statique de référence, (d) enregistrements de mouvement fonctionnel de la hanche, (e) mouvement de squats et (f) mouvement de rétropédalage à l'arrêt, contre la grille.

1.4.4. La reconstruction tridimensionnelle

Une fois les enregistrements effectués, les coordonnées de chacun des marqueurs sont reconstruites à l'aide du logiciel QTM. Les marqueurs doivent ensuite être identifiés par un opérateur, cette phase s'appelle la labellisation. La trajectoire de chacun des marqueurs peut alors être déterminée tout au long de l'enregistrement. Cependant, avec 83 marqueurs placés sur le pilote, et un total de 120 marqueurs en tout, la situation n'est guère idéale. La position du pilote proche des caméras et l'apparition de marqueurs parasites augmentent considérablement la durée de cette labellisation. De ce fait, les marqueurs doivent donc être identifiés plusieurs fois au long de l'acquisition.

Le logiciel QTM offre des palliatifs à ces difficultés avec la possibilité d'une aide à la reconnaissance des marqueurs. Cette aide, AIM, fonctionne par « *machine learning* », et agit comme un modèle comportant des segments et connexions et, à travers un « bon apprentissage », parvient à une labellisation automatique. Cette procédure n'a pas pu être utilisée.

Le modèle AIM parvenait à une mauvaise labellisation des marqueurs, engendrant ainsi un temps supplémentaire dû aux corrections à effectuer. Une autre aide de QTM est de créer, à partir d'un ensemble de marqueurs (quatre minimum), des corps rigides (6 DOF). Grâce à leur design spécifique, une reconnaissance automatique est faite. De plus, si l'un des marqueurs s'avère manquant, suite à une occlusion ou une autre cause, QTM peut le reconstruire.

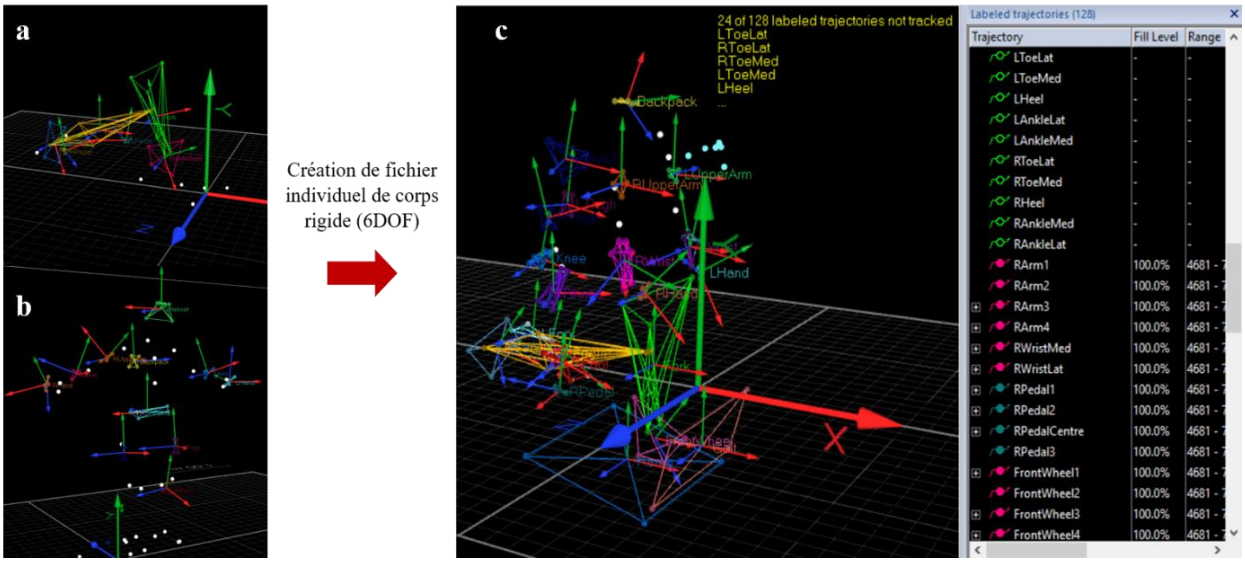


Figure 2.7 : Stratégie de labellisation et création des corps rigides (6DOF) spécifiques au vélo (a) et au pilote pour les clusters et le bassin (b). (c) avancement de la labellisation du pilote et de son vélo après utilisation de la méthode 6DOF.

Nous avons donc appliqué cette méthode et créé des corps rigides pour une labellisation automatique du vélo, décomposé en six corps, et douze clusters posés sur le pilote. Cette étape a été réalisée pour chaque pilote, car les vélos sont propres à chaque pilote, ce qui engendre la création d'un fichier individuel des corps rigides. Par la suite, le fichier de corps rigide propre au pilote doit, lui aussi, être individualisé pour créer le cluster du bassin de chaque pilote. Ainsi, pour les essais de départ, seuls les 35 marqueurs anatomiques aisément identifiables restaient à labelliser. La labellisation était considérée finie lorsque les marqueurs étaient reconstruits à un pourcentage de 100% dans la séquence étudiée.

1.5. Choix du placement des marqueurs

Les marqueurs placés sur le pilote sont supposés suivre le mouvement du système squelettique. Cependant, n'étant pas en laboratoire, il n'est pas envisageable pour les pilotes de venir sans leur équipement ce qui rend donc impossible la pose des marqueurs à même la peau (Barré et al., 2017; Camomilla et al., 2017; Dumas et al., 2015). Et quand bien même, il subsiste tout de même des artefacts des mouvements de peau.

La disposition des marqueurs sur le pilote, ainsi que sur le vélo, doit être définie avec soin. Cette disposition dépend de deux critères :

- L'enregistrement lors de l'essai : les marqueurs doivent être vus par un minimum de deux caméras tout au long du mouvement.
- La répétabilité de la mesure : les marqueurs doivent être placés à des endroits facilement reproductibles sur tous les pilotes.

Là encore, la disposition des marqueurs a quelque peu changé entre les deux sessions, notamment au niveau du bassin. La disposition des marqueurs présentée est la seconde, car elle offre une meilleure labellisation, une reconstruction des marqueurs perdus ainsi qu'une meilleure analyse.

1.5.1. Positionnement des marqueurs sur le pilote

- Marqueurs anatomiques

Pour le marqueur set anatomique (marqueurs rouge figure 2.8), un total de trente-cinq marqueurs a été positionné sur les points anatomiques suivant :

- Pieds : arrière du calcanéum, tête du premier métatarsien, tête du cinquième métatarsien (placés sur la chaussure)
- Jambe : malléole interne et externe
- Cuisse : condyle interne et externe
- Bassin : épine iliaque antéro-postérieure, épine iliaque postéro-supérieure et crête iliaque
- Avant-bras : processus styloïde de l'ulna et du radius
- Bras : acromion, épicondyle latéral et médial
- Tronc : apophyse épineuse de C7, vertèbre sacrale et sternum
- Tête : tempes (casque)

- Marqueurs techniques

Pour les marqueurs techniques, nous avons utilisé un total de douze clusters (marqueurs bleu figure 2.8). Chaque cluster, composé de quatre marqueurs, a été créé avec un design unique pour une reconnaissance et une reconstruction quasi-immédiate. Ces clusters sont placés sur les segments suivants : jambes, cuisses, mains, avant-bras, bras, casque (au sommet) et au dos (sur le sac-à-dos).

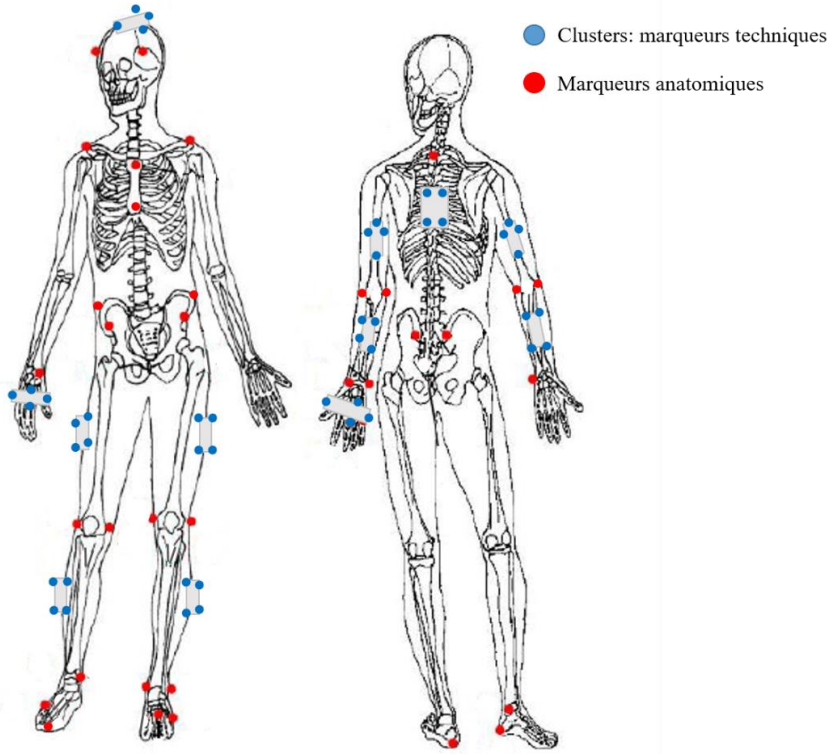


Figure 2.8: Visualisation des marqueurs cutanés positionnés sur le pilote. Marqueurs rouges pour le marqueur set anatomique, et les marqueurs bleus pour le marqueur set technique (les clusters).

- <u>Comparaison des deux marqueurs set</u>

Comme dit précédemment, la différence entre les deux marqueurs set se situe au niveau du bassin (Figure 2.9). Durant la première campagne de mesure, nous avions créé un cluster spécifique bassin, positionné sur le côté gauche du pilote (voir Figure 2.9.a). Nous avions ainsi les marqueurs des épines iliaques en plus du cluster. Toutefois, ce choix s'est avéré contre-productif, car lors de la labellisation le cluster engendrait des erreurs de reconstruction, lesquelles se propagent ainsi dans le calcul des centres articulaires. C'est pourquoi nous avons opté pour la solution d'ôter ce cluster et de le remplacer par un marqueur sur chaque crête iliaque (Figure 2.9.b). Nous avons ainsi six marqueurs définissant le bassin permettant une meilleure reconstruction des marqueurs lorsqu'ils manquaient, ainsi que les marqueurs des centres articulaires déduits des mouvements fonctionnels. De plus, les mouvements parasites dus aux vêtements étaient moins visibles que lors du port du cluster.

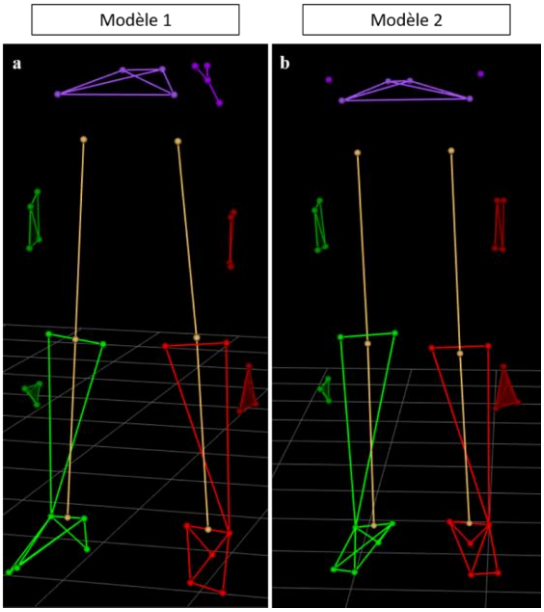


Figure 2.9 : (a) modèle du bassin créé à l'aide d'un cluster, (b) modèle du bassin 2 créé à l'aide de marqueurs supplémentaires positionnés sur les crêtes iliaques.

- Calcul des centres articulaires

Pour rappel, les pilotes effectuent des mouvements supplémentaires, mouvements dits fonctionnels. Ces derniers permettent de calculer la position des centres articulaires des hanches par la méthode développée par Halvorsen (2003), et les genoux par la méthode SARA développée par Ehrig et al. (2007). Les centres articulaires des chevilles ont été définis comme étant le milieu des deux malléoles médiale et latérale. Les différents segments sont construits en prenant compte tous les marqueurs : anatomiques et techniques. Les repères fonctionnels sont ensuite créés par l'intermédiaire des marqueurs anatomiques (Wu et al., 2002). Tandis que pour les centres articulaires du haut du corps, des poignets et des coudes, nous avons pris le parti de calculer leurs centres articulaires comme étant le milieu des deux marqueurs anatomiques ; les marqueurs placés au niveau des processus styloïdes de l'ulna et du radius pour le poignet et les épicondyles latéral et médial pour le coude.

1.5.2. Positionnement des marqueurs sur le BMX

Les 31 marqueurs placés sur le vélo ont été installés de telle sorte à pouvoir décomposer le vélo en six corps rigides identifiables aisément (Figure 2.10). Pour contrecarrer les possibles problèmes d'occlusions ou chute de marqueurs, nous avons pris le parti d'avoir une redondance de marqueurs par corps rigides du vélo. Les différents emplacements de marqueurs par parties du vélo sont les suivants:

- 4 marqueurs placés sur chaque roue avec un design différent afin que QTM puisse distinguer roue avant et roue arrière.
- Un cluster spécifique de 4 marqueurs pour chaque pédale.

- Le cadre est identifié à l'aide de 8 marqueurs : 2 sur l'axe de la roue arrière, 2 sur l'axe du pédalier, 2 sur la géométrie du cadre et enfin 2 à la liaison avec la fourche.
- Enfin, 7 marqueurs sont utilisés pour identifier la fourche : 2 aux extrémités du guidon (aux poignées), 1 sur le haut de l'axe de rotation de la potence, 2 à l'embouchure de la fourche et 2 à l'axe de la roue avant.

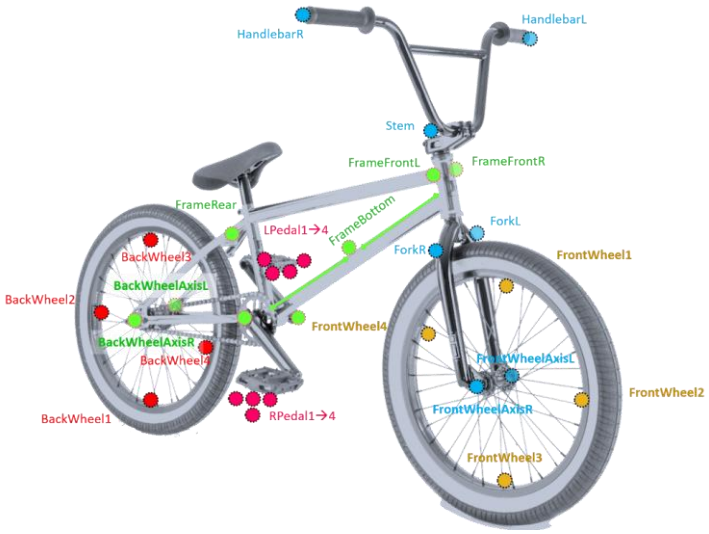


Figure 2.10: Marqueur set du vélo

1.6. Synchronisation des signaux lors des enregistrements de départ

Lors des enregistrements de départs, les données cinématiques sont échantillonnées à la même fréquence que les signaux des capteurs de force, soit 300Hz. En plus de ces deux signaux, nous avons récupéré les signaux de la grille de départ (les ordres audio) ainsi que les signaux de plusieurs cellules placées à certains endroits dans la rampe de départ afin de récupérer temps et vitesse à des distances clés. Une paire de cellules est installée au niveau de la cassure (environ 6 mètres du départ) afin de récupérer le temps lorsque la roue avant coupe le faisceau. Deux paires ont été placées en bas de butte, la première permet d'avoir le temps en bas de butte, et la deuxième, espacée d'un mètre avec la première, permet de calculer, par différence, la vitesse de l'ensemble {pilote + vélo} en bas de butte (Figure 2.11).

Les signaux de la grille et des cellules sont récupérés par l'analogue board de Qualisys puis les signaux analogiques sont convertis en signaux digitaux (16 bit). Comme le boitier recueillant les signaux analogiques est directement relié à l'enregistrement cinématique, l'ensemble des mesures est synchronisé. Les données acquises par les différents outils sont donc la cinématique (plus les signaux analogiques tels que le signal de la grille et les ordres de départ) enregistrée par Qualisys et les efforts aux pédales par le système I-Crankset. Le système I-Crankset a la possibilité d'être branché par un

trigger externe et ainsi être branché sur le câble trigger de Qualisys. Ainsi, le déclenchement de l'acquisition depuis Qualisys envoie un front montant au système I-Crankset qui démarre alors automatiquement son acquisition.

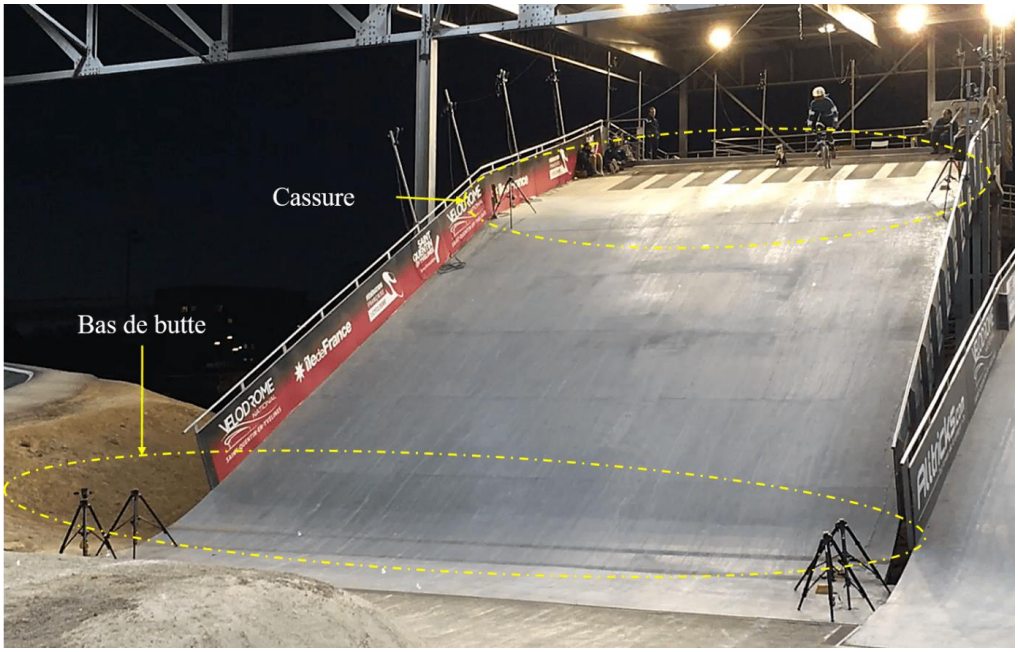


Figure 2.11 : Emplacement des cellules sur la butte de départ

A la suite du traitement des trajectoires par QTM, les images situées en début et fin d'enregistrement sont supprimées dans le but d'obtenir la partie de l'enregistrement souhaitée. L'enregistrement analysé démarre donc au signal du premier bip sonore de la procédure de départ (c'est-à-dire après le temps aléatoire) et s'arrête lorsque le pilote coupe les cellules positionnées au niveau de la cassure. Ainsi, l'enregistrement analysé dure en moyenne 1.7 seconde, et comprend entre 500 et 550 images au cours desquelles les pilotes effectuent trois coups de pédales avec le quatrième qui est plus ou moins tronqué.

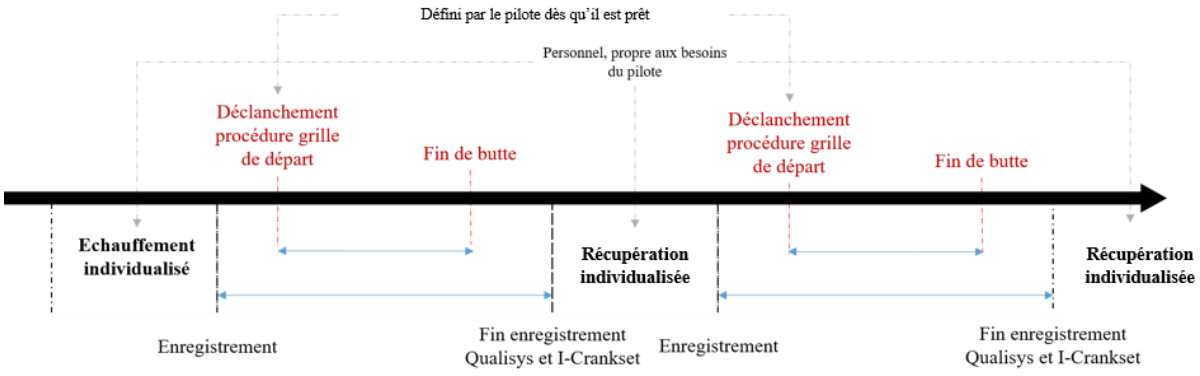


Figure 2.12: Frise chronologique de l'enregistrement des signaux.

Ces données expérimentales ont toutes été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas Butterworth d'ordre quatre, à une fréquence de coupure de 20Hz.

2. Les outils statistiques utilisés

Dans cette partie, nous exposons les outils statistiques utilisés pour analyser les résultats discutés dans les chapitres suivants. Une analyse temporelle permet de conserver les informations relatant des valeurs mêmes des données, mais aussi de leur évolution temporelle, c'est-à-dire leur pattern. Une telle analyse permet non seulement de différencier les dissimilitudes entres les différents sets de données, mais aussi l'instant auquel on observe une différence.

Ainsi, l'utilisation d'une analyse de série temporelle permet une analyse plus fine quant à l'étude de la technique de pédalage, notamment au regard de l'individualisation des entraînements.

2.1. Analyse de série temporelle

L'analyse SPM (*Statistical Parametric Mapping*) est une approche statistique qui permet la réalisation d'une comparaison temporelle de deux séries de données. Plus précisément, cette analyse a pour objet la comparaison par analyse/test statistique de deux groupes afin de déterminer les zones qui diffèrent significativement (Bini, 2021).

Cette analyse apporte un avantage par rapport aux analyses statistiques couramment utilisées, notamment par rapport à la RMSE (Root Mean Square Error). La RMSE permet certes de quantifier l'erreur moyenne entre deux séries de mesure, mais elle ne fournit pas de renseignement quant à une similitude entre les deux séries. Plus encore, il peut y avoir une erreur moyenne faible entre les deux séries et pour autant avoir, à un instant précis, une différence significative. C'est pourquoi nous utilisons l'analyse SPM (via la toolbox spm1d de Matlab) (Pataky et al., 2016, 2015, 2013).

Ce test est conduit en deux étapes :

- Le calcul du test statistique : le *t-test* ou encore appelé le test de *Student*
- Et le calcul de l'inférence statistique

- Le test statistique : *t-test*

Le test statistique 1D est « trivial », car c'est une extension du test statistique 0D dans un domaine 1D *q*, où *q* représente le temps dans les ensembles de données susmentionnés. Le test statistique *t* 1D est donc un assemblage du test effectué en 0D, mais à chaque pas de temps *q*. Ainsi, le *t-test* continue pour des essais simple – « *one-sample* » –, couplé – « *paired* » – et pour deux essais – « *two-samples* » – sont définis de la manière suivante :

$$One - sample\ ;\ \ SPM\{t\}\ \equiv t(q) = \frac{\bar{y}(q)}{s_1(q)/\sqrt{J}}$$

Équation 2-1

$$Paired\ ;\ \ SPM\{t\}\ \equiv t(q) = \frac{\overline{\Delta y}(q)}{s_p(q)/\sqrt{J}}$$

$$Two - samples\ ;\ \ SPM\{t\}\ \equiv t(q) = \frac{\overline{y_B} - \overline{y_A}}{\sqrt{\frac{1}{J}\left(s_A^2(q) + s_B^2(q)\right)}}$$

Avec $\bar{y}$, *s* et *J* la moyenne, l'écart type et la taille de l'échantillon, des données, respectivement.

Cependant, le simple test statistique *t* à lui seul ne constitue pas une analyse statistique. Il convient maintenant de calculer l'inférence statistique.

- L'inférence statistique

Tout d'abord, le taux d'erreur établi est de type I avec α = 5%. Si notre échantillon est de type 0D, et que le test statistique *t* a déjà été conduit, la valeur correspond directement à une seule valeur critique t, que nous notons t*. Ainsi, si la valeur $t \geq t^*$, cela signifie que le test est significatif à une erreur de type I avec α = 5%. De la même manière, pour un échantillon 1D, la valeur correspond à la valeur maximale de *t* sur l'ensemble des instants *q*, sur l'ensemble du continuum.

Cette valeur critique t* pour un échantillon 0D (t_{0D}^*) est donnée par la relation suivante :

Équation 2-2

$$P(t > t_{0D}^*) = \int_{t_{0D}^*}^{\infty} f_{0D}(x)dx = \alpha$$

Avec $f_{0D}(x)$ la fonction de densité de probabilité du test statistique *t*, et $P(t > t_{0D}^*)$ est la probabilité pour laquelle le test *t* dépassera la valeur critique t_{0D}^* si les données sous-jacentes sont gaussiennes. Ainsi, l'hypothèse nulle est rejetée si la valeur *t* est supérieure à cette valeur critique t_{0D}^*.

Dans notre contexte, pour les données 1D, la valeur critique t_{1D}^* est donnée par la théorie des champs aléatoires ou RFT (*Random Field Theory*) (Adler and Taylor, 2007) :

Équation 2-3

$$P(t(q)_{max} > t_{1D}^*) = 1 - \exp\left(-\int_{t_{1D}^*}^{\infty} f_{0D}(x)dx - ED\right) = \alpha$$

Avec ED la fonction de densité d'Euler (*smoothness-dependent Euler density function*) (Worsley et al., 2004).

Ainsi, l'équation 2-3 représente la probabilité pour laquelle $t(q)_{max} > t^*_{1D}$ pour des données sous-jacentes gaussiennes filtrées. Comme pour 0D, l'hypothèse nulle est rejetée si la valeur *t* est supérieure à cette valeur critique t^*_{1D}.

- Données paramétriques et non-paramétriques

Les fonctions de densité de probabilité pour des données paramétriques sont identiques aux non-paramétriques dans le sens où elles décrivent un comportement de données aléatoires. La différence majeure entre les données paramétriques et non-paramétriques réside dans le fait que les données paramétriques « paramètrent » les fonctions de densité de probabilité (PDF) tandis que les non-paramétriques ne le font pas. Ainsi, pour les données paramétriques, on formule l'hypothèse que les données répondent à une distribution gaussienne. Si les données, pour un échantillon non-paramétrique, répondent effectivement à une distribution gaussienne, les fonctions de densité de probabilité non-paramétrique convergent vers les fonctions paramétriques.

Il existe deux méthodes lesquelles permettent d'obtenir les valeurs citriques t^*_{0D} et t^*_{1D} : la méthode *Bootstrap* et la méthode de permutation (Good, 2005). Il convient tout de même de noter que les méthodes *n*D paramétriques et *n*D non-paramétriques sont conceptuellement identiques dans le sens où toutes deux décrivent un comportement aléatoire pour produire une valeur critique t^*_{nD}. Plus encore, les résultats de la méthode *n*D non-paramétrique convergent vers des résultats similaires de la méthode paramétrique dès lors que les données sous-jacentes s'apparentent à des gaussiennes. Le fonctionnement du *t-test* en non-paramétrique est basé sur la méthode de permutation laquelle est expliqué de manière plus approfondie par Nichols et Holmes (2001). Enfin, toute la méthodologie et les différences entre les données paramétriques et non-paramétriques sont entièrement détaillées dans l'article de Pataky et al. (2015).

L'utilisation du *t-test* dépend donc entièrement de la situation et des données à tester. Lorsque l'on souhaite tester la différence entre un seul jeu de données et une constante (le plus souvent zéro), il convient d'utiliser le « *one-sample t-test* ». Si l'on souhaite tester une différence de mesure ou de traitement sur un même jeu de donnée alors il est nécessaire d'utiliser le « *paired t-test* ». Enfin, si l'on souhaite tester la différence entre deux jeux de données, il convient d'utiliser le « *two-sample t-test* ».

Ainsi, par cette analyse SPM{t} et le test approprié, nous avons accès à la comparaison temporelle entre deux moyennes, ce qui permet une analyse plus fine quant à la différence entre deux méthodes utilisées, ou bien la différence entre deux techniques, entre deux pilotes, etc… Attention, le *t-test* consiste en une comparaison des moyennes ; il faut aussi être conscient du fait qu'une seule acquisition (pour le test, le participant) constitue une très mauvaise estimation de la moyenne de la distribution correspondante.

Savoir si les sets de données comportent des dissimilitudes entre eux est une première approche, mais celle-ci ne permet pas de savoir si, au sein d'une cohorte de pilotes, certains présentent un profil similaire. Ainsi, toujours par les séries temporelles, nous avons effectué une classification, un regroupement des pilotes par le biais de l'analyse clustering.

2.2. Introduction de la méthode clustering

L'analyse de séries temporelles par la méthode clustering, ou encore « *cluster analysis* » consiste à l'identification de groupes de données homogènes sans aucune connaissance préalable sur les données. De manière plus spécifique, l'analyse de série temporelle, ou communément appelé l'analyse des données fonctionnelles, utilise l'information issue des courbes.

A ce jour, il existe plusieurs méthodes permettant une telle analyse, telles que le *k-means* (Hartigan et Wong, 1979), la classification par hiérarchisation ou encore à l'aide de modèle (Banfield et Raftery, 1993; Celeux et Govaert, 1995). Ces méthodes peuvent être regroupées selon quatre approches (Figure 2.23) :

- La première, la « *row-data clustering* » est vraisemblablement la moins performante, car elle ne tient pas compte de la dépendance temporelle des données.
- La seconde, la méthode « *two-stage* » considère la nature fonctionnelle des données, car la première étape consiste en une approximation des courbes en une base de fonction finie.
- La troisième est la méthode non paramétrique. Son avantage réside dans sa simplicité ; elle est facile à comprendre et de ce fait facile à implémenter. Cependant, cette facilité constitue aussi un inconvénient : toute structure complexe de cluster ne peut pas être modélisée par cette approche.
- Enfin, la dernière méthode est la méthode par modèle « *model-based clustering* ». Cette méthode est considérée comme étant la plus performante, car elle tient compte de la nature des données, et exécute la réduction de modèle et le regroupement (la classification) de manière simultanée.

Les données temporelles peuvent être de différents types : univariées (Bouveyron et al., 2019, 2015; Bouveyron et Jacques, 2011; Jacques et Preda, 2013; James et Sugar, 2003) (p. ex. l'analyse d'une seule variable telle que l'indice d'efficacité) ou multivariées (Schmutz et al., 2020) (p. ex. l'analyse des angles de flexion de la hanche et du genou (Ramsey et Silverman, 2005)). Bien qu'utile, ce type d'analyse statistique est encore très peu utilisé dans le sport, ou dans le monde de la biomécanique en général. En effet, on compte aujourd'hui seulement quelques études ayant appliqué ces méthodes statistiques dans le milieu du sport (Forrester et Townend, 2015; Liebl et al., 2014; Mallor et al., 2010).

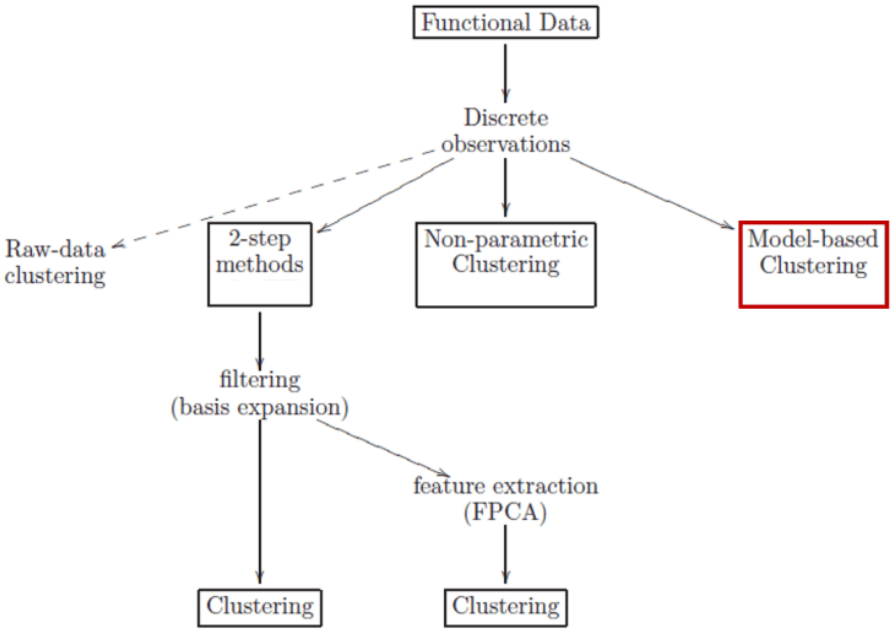


Figure 2.13: Classification des différentes méthodes de « clustering » des données fonctionnelles (Jacques et Preda, 2014)

A titre d'exemple, (Leroy et al., 2018) a récemment utilisé une méthodologie similaire à celle utilisée dans cette thèse, et a pu ainsi identifier différents profils de nageurs afin d'optimiser la détection de jeunes nageurs prometteurs. Ainsi, une fois le profil « sélectionné », il est possible d'effectuer une individualisation des entraînements dans le but de perfectionner la technique.

2.3. Application de la méthode « *Model-based* » clustering

Le but de l'analyse de données fonctionnelles consiste à créer et à identifier *K* groupes homogènes (ou clusters) à partir des données d'entrées (courbes, séries temporelles ou des fonctions). Pour cela, nous sommes partis du modèle *funHDDC* (Bouveyron et Jacques, 2011; Jacques et Preda, 2014; Schmutz et al., 2020) permettant de réaliser des analyses univariées et multivariées. Ce modèle est basé sur un modèle de mélange latent fonctionnel qui répartit les individus dans des sous-espaces fonctionnels spécifiques aux groupes à l'aide d'une analyse en composante principale multivariée fonctionnelle. Par la suite, un algorithme de type EM (*Expectation* et *Maximisation*) (Dempster et al., 1977) est proposé pour l'inférence du modèle. Le choix des hyper paramètres se fait par le biais de la sélection du modèle.

- Reconstruction des données fonctionnelles

En pratique, l'expression fonctionnelle des courbes observées est inconnue, nous avons uniquement accès aux observations discrètes mesurées à des temps précis. La méthode la plus utilisée consiste à exprimer les courbes dans un espace de dimension fini, engendré par une base de fonction (Ramsey et Silverman, 2005).

Soit $\{X_1, \ldots, X_n\}$ un ensemble de n courbes p-variées avec $X_i = (X_i^1, \ldots, X_i^p)$. On suppose alors que chaque courbe peut être décrite par une combinaison linéaire de bases de fonctions :

Équation 2-4

$$X_i^j(t) = \sum_{r=1}^{R_j} c_{ir}^j \left(X_i^j\right) \phi_r^j(t)$$

avec $i \in \{1, ..., n\}$, $j \in \{1, ..., p\}$, R_j le nombre de bases de fonctions et $(\phi_r^j(t))_{1 \le r \le Rj}$ la base de fonction pour la *j-ième* composante de la courbe multivariée. Les coefficients c_{ir}^j peuvent ensuite être concaténés au sein d'une matrice :

Équation 2-5

$$C = \begin{pmatrix} c_{11}^1 & \ldots & c_{1R_1}^1 & c_{11}^2 & \ldots & c_{1R_2}^2 & \ldots & c_{11}^p & \ldots & c_{1R_p}^p \\ & & & & \ldots & & & & & \\ c_{n1}^1 & \ldots & c_{nR_1}^1 & c_{n1}^2 & \ldots & c_{nR_2}^2 & \ldots & c_{n1}^p & \ldots & c_{nR_p}^p \end{pmatrix}$$

Et les matrices de bases de fonctions $(\phi_r^j(t))_{1 \le r \le Rj}$ peuvent être concaténées au sein de $\phi(t)$ telles que :

Équation 2-6

$$\phi(t) = \begin{pmatrix} \phi_1^1(t) & \ldots & \phi_{R_1}^1(t) & 0 & \ldots & 0 & 0 & \ldots & 0 \\ 0 & \ldots & 0 & \phi_1^2(t) & \ldots & \phi_{R_2}^2(t) & 0 & \ldots & 0 \\ & & & & \ldots & & & & \\ 0 & \ldots & 0 & 0 & \ldots & 0 & \phi_1^p(t) & \ldots & \phi_{R_p}^p(t) \end{pmatrix}$$

Ainsi, avec ces notations, on peut alors écrire : $X(t) = C\phi'(t)$

Dans le cas univarié, une donnée fonctionnelle X est représentée par une unique courbe, $X(t) \in \mathbb{R}$, $\forall t \in [0\ T]$. Le cheminement par la suite est le même que pour l'analyse multivariée.

Une fois cette transformation effectuée, l'objectif est de séparer $X_1, \ldots, X_n$ en *K* clusters.

Soit Z_{ik} la variable latente telle que Z_{ik} = 1 si X_i appartient au cluster *k*, et 0 sinon. Afin de faciliter la présentation du modèle, supposons dans un premier temps que les valeurs z_{ik} de Z_{ik} sont connues pour tout $1 \leq i \leq n$ et $1 \leq k \leq K$. L'idée est de les estimer à partir des données collectées. Ainsi $n_k = \sum_{i=1}^{n} z_{ik}$ correspond au nombre de courbes du cluster *k*.

Supposons que ces courbes peuvent être décrites dans un sous-espace fonctionnel de plus faible dimension $d_k \leq R$, $k = 1, \ldots, K$. La base spécifique au groupe est obtenue à partir de $\{\phi_r^j\}_{(1\leq j\leq p),(1\leq r\leq Rj)}$ par transformation linéaire à l'aide d'une analyse en composante principale fonctionnelle : $\varphi_{kj}(t) = \sum_{l=1}^{R} q_{k,jl}\phi_l(t)$ avec $(q_{k,jl})$ les coefficients des fonctions propres exprimés dans la base initiale ϕ.

Soit $\left(\delta_i^k\right)_{1\leq i\leq n_k}$ les scores d'analyse en composante principale fonctionnelle des n_k courbes du cluster *k*. On assume que ces scores suivent une distribution gaussienne telle que $\delta_i^k \sim \mathbb{N}(\mu_k, \Delta_k)$ avec $\mu_k \in \mathbb{R}^2$ la fonction moyenne, et Δ_k pouvant s'écrire :

Équation 2-7

$$\Delta_k = \begin{pmatrix} a_{k1} & & 0 & & & \\ & \ddots & & & 0 & \\ 0 & & a_{kd_k} & & & \\ & & & b_k & & 0 \\ & 0 & & & \ddots & \\ & & & 0 & & b_k \end{pmatrix} \begin{matrix} \} \\ \\ \} \\ \\ \} \end{matrix} \begin{matrix} d_k \\ \\ R - d_k \end{matrix}$$

Cette hypothèse sur Δ_k permet de modéliser finement la variance des premières d_k composantes principales, les dernières étant considérées comme du bruit et sont alors modélisées par un unique paramètre b_k.

Le modèle ainsi créé est référencé tel quel $[a_{kj}b_kQ_kd_k]$. Le modèle présenté ici est le modèle de Schmutz et al. (2020) permettant des analyses plus complexes que le modèle proposé par Jacques et Preda (2014). A partir de ce modèle, plusieurs sous-modèles peuvent être utilisés et définis suivant les contraintes appliquées aux paramètres du modèle. Les modèles possibles sont donc les suivants :

- $[a_kb_kQ_kd_k]$ est utilisé si les premières d_k composantes principales sont communes entre les différents groupes. A ce moment-là, il n'y a que deux valeurs principales dans Δ_k, a_k et b_k.
- $[a_{kj}bQ_kd_k]$, les b_k sont fixes et communs entre les groupes. Cela suppose que la variance en dehors du sous-espace d'un groupe est commune, ce qui est acquis comme hypothèse de départ lorsque les données sont acquises dans un processus d'acquisition commun.
- $[a_kbQ_kd_k]$, les a_k sont fixes et communs dans chacun des groupes et les b_k sont fixes et communs entre les groupes.
- $[ab_kQ_kd_k]$, les a_{kj} sont fixes et communs entre et dans chacun des groupes.

- $[abQ_kd_k]$, les a_{kj} et b_k sont fixes et communs entre et dans chacun des groupes.

En pratique, les z_{ik} sont inconnus et notre but est de les prédire. Pour cela, un algorithme de type EM est proposé pour estimer les paramètres du modèle. Les z_{ik} sont ensuite estimés par Maximum a posteriori.

- Estimation du modèle et choix du nombre de clusters

Lors de la classification par modèle, l'estimation des paramètres d'un modèle est traditionnellement réalisée en maximisant la vraisemblance à l'aide d'un algorithme EM (Dempster et al., 1977). Cet algorithme EM alterne entre deux phases ; l'une dite *Expectation*, et l'autre *Maximisation*. L'étape (*E*) consiste à calculer l'espérance de la log-vraisemblance complétée et l'étape (*M*) calcule alors les paramètres maximisant l'espérance de la log-vraisemblance complétée trouvée à l'étape précédente. Cette étape est décrite de manière plus approfondie par Bouveyron et Jacques (2011), Jacques et Preda (2014) et enfin Schmutz et al. (2020).
Afin de choisir et d'obtenir la dimension intrinsèque d_k de chaque cluster, le *scree-test* de Cattell est utilisé (Cattell, 1966). Cette estimation du nombre de dimensions intrinsèque est réalisée durant la phase *M* de l'algorithme EM.

La dernière étape est le choix du nombre de clusters, l'hyper-paramètre *K*. Le choix de cet hyper-paramètre est vu comme un problème de sélection de modèles. Il y a différentes méthodes pour réaliser cette sélection : le critère d'information d'Akaike (*AIC*, (Akaike, 1974)), le critère d'information Bayésien (*BIC*, (Schwarz, 1978)) et le critère d'intégration vraisemblable complété (*ICL*, (Biernacki et al., 2000)). Le critère utilisé pour le modèle *funHDDC* est le *BIC* et est calculé de manière suivante :

Équation 2-8

$$BIC = l(\hat{\theta}) - \frac{m}{2} \times log\ (n)$$

avec $l(\hat{\theta})$ la valeur maximale de la log-vraisemblance, *m* le nombre de paramètres du modèle et *n* le nombre d'individus. Ainsi, le modèle maximisant le critère, la valeur de *BIC*, est choisi.

3. Conclusion

Ce chapitre nous a permis de présenter de manière détaillée les principaux outils utilisés pour conduire ces travaux de thèse. Nous nous sommes plus particulièrement centrés sur cette analyse tridimensionnelle ainsi que les différents outils à synchroniser lors des enregistrements. De plus, l'analyse clustering, peu utilisée dans le domaine sportif, ou biomécanique en général, constitue une originalité afin d'identifier des techniques individuelles chez des athlètes de haut niveau. Cette thèse permet de mettre en avant l'utilisation d'un tel outil pour conduire une analyse scientifique, mais aussi pour faciliter l'interprétation des données et leur appropriation par les entraineurs.

Ce protocole expérimental précédemment détaillé met en avant les nombreuses possibilités, niveaux, d'analyse. En effet, recueillir des données de force, de couple, et de puissance au pédalier dissociées de chaque côté, droit et gauche, et connaître la position du pilote par rapport à son vélo, le tout sur la butte, tout au long du départ, offre une multitude d'analyses possibles. En effet, il est possible connaître les interactions entre le pilote et son vélo en chaque point de contact, mais aussi les interactions entre ce système complet {Pilote + vélo} et la piste. Mais encore, plus spécifique pour le pilote, il est possible par dynamique inverse d'évaluer les forces et moments nets aux articulations, et par conséquent, associés à la cinématique articulaire, de calculer les puissances articulaires. Cette dynamique interne offre de nombreuses informations supplémentaires quant à la technique de pédalage employée par les pilotes, notamment leur stratégie de coordination inter-segmentaire. Cette analyse biomécanique du mouvement de pédalage que nous souhaitons réaliser repose donc sur les lois de la mécanique des systèmes multi-corps. Cependant, leur mise en œuvre suppose de modéliser l'objet d'étude, à savoir le pilote et le vélo. Ce développement des différents modèles multi-corps fait l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 3 :

Approche théorique de l'analyse du départ : Développement d'un modèle biomécanique multi-corps

SOMMAIRE

1. Les modèles biomécaniques 72
    1.1. Le modèle du pilote 72
    1.2. Le modèle du vélo 76
    1.3. Le modèle complet : {Pilote + vélo} 80
2. Approche théorique utilisée pour l'analyse du départ 82
    2.1. Système {Pilote} 82
    2.2. Système complet : {Pilote + vélo} 87
    2.3. Relation entre la force motrice et les actions du pilote sur le vélo 91
3. Conclusion 92

La tâche réalisée par le pilote consiste à déplacer l'ensemble {Pilote+ vélo} dans un environnement contraint et cela, par les seules dynamiques internes produites par le cycliste, dépendantes des interactions du système avec son environnement. En effet, cet environnement influence la performance à travers des effets aérodynamiques favorables ou pas, des effets gravitationnels défavorables lorsqu'il s'agit de monter une pente ou favorables, lors d'une descente et enfin, sans oublier les effets dus aux interactions roues/route. Ainsi, par le jeu des forces musculaires produites (dynamique interne) qui conduisent à la mise en mouvement des segments corporels et à la production d'efforts aux interactions pilote/vélo (dynamique externe par rapport au cycliste), au niveau des pédales et du guidon, le système {Pilote+ vélo} se déplace. Cette mise en mouvement du pilote s'explique donc par sa « capacité » à produire des forces sur les pédales qui seront « transmises » par la mise en rotation des plateaux, de la chaine, des pignons et des roues, à la route, pour créer aux interactions roues/route, une force suffisante pour provoquer ce déplacement.

Ainsi, ce chapitre présente les différents modèles nécessaires à l'analyse du départ et des interactions entre les différents systèmes : {Pilote} et {Pilote+ vélo}. Ceux-ci ont pour principal objectif de rendre compte, de manière simplifiée, une réalité complexe du mouvement de pédalage et du départ en BMX race, à la fois d'un point de vue cinématique et dynamique. Enfin, une approche purement théorique de la technique de pédalage utilisée, de l'analyse du départ, est présentée et permet de calculer ces interactions entre les différents systèmes.

1. Les modèles biomécaniques

1.1. Le modèle du pilote

Pour le modèle biomécanique du pilote nous avons utilisé le logiciel OpenSim, logiciel « open source » développé par l'équipe de Delp (Delp et al., 2007) à l'université de Stanford, et pris le modèle corps complet de Rajagopal et al. (2016). Ce modèle comprend 22 segments : le pelvis, puis pour le bas du corps, le fémur, la patella, le tibia/fibule, le talus, le calcanéum ainsi que les tarses et les métatarses. Pour le haut du corps, le tronc qui correspond à l'ensemble tête et torse, puis l'humérus, l'ulna, le radius et la main. Le modèle comprend 37 degrés de liberté (*dof*) : 20 pour le bas du corps (6 pour le pelvis/R_0 et 7 pour chaque jambe) et 17 pour le haut du corps (3 décrivant le tronc par rapport au pelvis et 7 par membres supérieures). Les dimensions géométriques des os de ce modèle reflètent ceux d'un homme de 75 kilos mesurant 170 centimètres (Arnold et al., 2010; Hamner et al., 2010). Ce modèle complet a été créé sur la base d'un ensemble de données prélevées sur 22 cadavres (Ward et al., 2009) et à partir de 24 images IRM de patients jeunes et sains (Handsfield et al., 2014). Enfin, ce modèle générique de Rajagopal et al. (2016) a été validé lors d'une simulation d'une marche saine et d'une course à pied.

Cependant, un modèle OpenSim n'est pas figé, l'utilisateur peut le modifier grâce aux accès possibles aux codes sources. Il est donc possible de changer et d'ajouter des segments, des corps rigides, et des articulations au modèle, ce qui peut changer le nombre de degrés de liberté des articulations (Delp et Loan, 2000). Il est aussi possible de modifier les amplitudes articulaires (Delp et al., 2007), ainsi que l'emplacement des marqueurs liés aux segments osseux, permettant ainsi une individualisation des modèles. Pour notre part, afin de pouvoir appliquer le modèle générique de Rajagopal et al. (2016) à notre utilisation, nous avons justement dû effectuer des modifications par rapport au modèle de base (Figure 3.1).

Dans un premier temps, nous avons retiré tous les actionneurs musculaires du bas du corps car ils ne nous sont d'aucune utilité. Ensuite, nous avons changé les degrés de liberté du modèle ; nous passons donc d'un modèle à 37 degrés de liberté à un modèle à 41 degrés de liberté. En effet, les articulations des genoux et des chevilles ont été modélisées par des rotules (trois degrés de liberté).

L'avantage d'utiliser un modèle est l'incorporation d'une chaîne cinématique qui permet de diminuer les artefacts des mouvements des habits. Ce choix de modifier les modélisations du genou et de la cheville est argumenté par un besoin lors de l'analyse tridimensionnelle complète de la gestuelle du départ (Chapitre 5). Du fait des rajouts des degrés de liberté à la cheville, le mouvement d'inversion/éversion (subtalar) de la cheville a été bloqué, empêchant ainsi tout mouvement. De plus, du fait du port de chaussures, l'analyse des angles métatarsiens nous semble incohérente amenant cette articulation à être aussi bloquée.

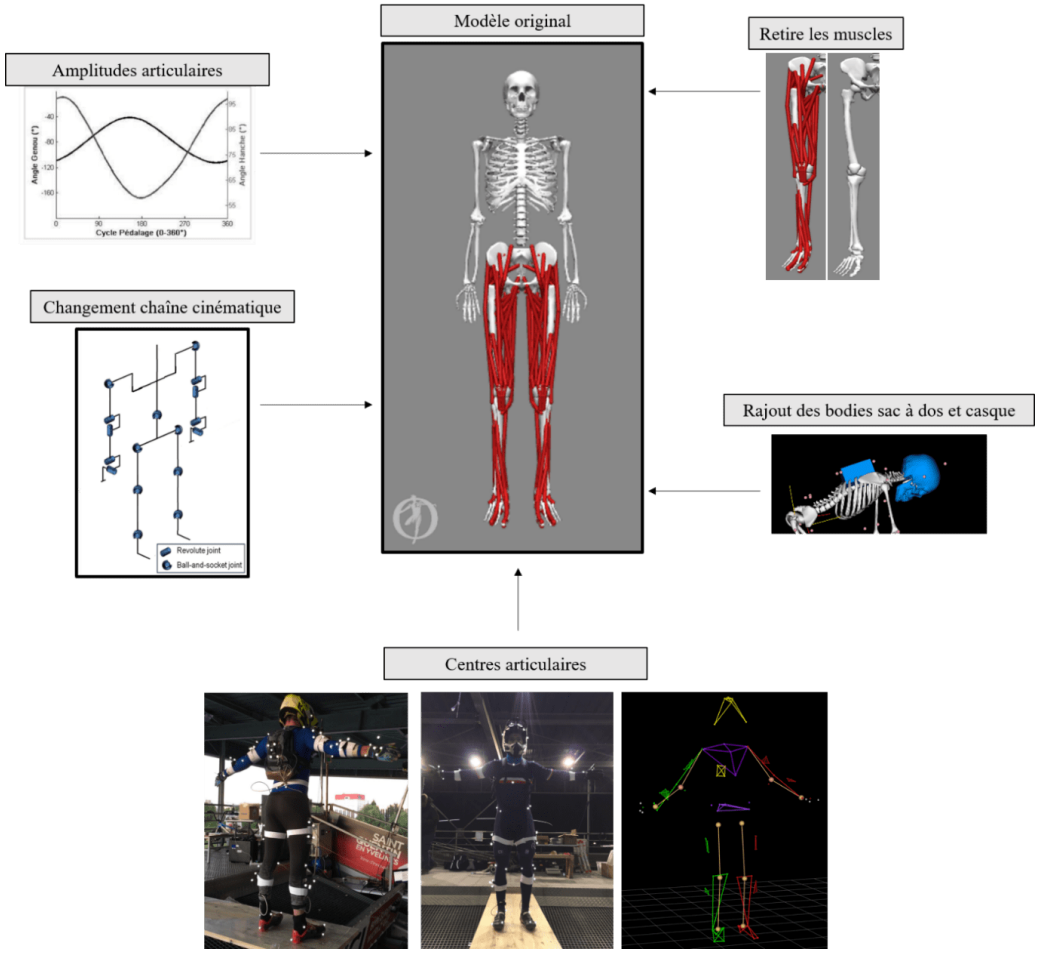


Figure 3.1: Changements opérés sur le modèle original développé par (Rajagopal et al., 2016). Mise à jour de la chaîne cinématique et des degrés de liberté du modèle, modification des amplitudes articulaires, implémentation des centres articulaires, ajout du sac à dos et du casque ; les actionneurs musculaires ont été retirés.

Cependant, même avec ces modifications, ce modèle ne couvre pas les amplitudes importantes de flexion/extension maximales atteintes lors d'un pédalage en danseuse, ou encore lors des mouvements hors plan sagittal, ce qui modifie l'estimation de la cinématique articulaire. Nous avons donc modifié les amplitudes articulaires et contraint certaines articulations, comme l'abduction et la rotation du genou, pour que les mouvements observés restent cohérents d'un point de vue anatomique. Au niveau de la hanche, l'angle de flexion est contraint dans l'intervalle [-50° ; 120°], [-60° ; 30°] pour l'angle d'abduction et [-40° ;40°] pour la rotation. Pour le genou, nous avons augmenté l'angle de flexion

[-145° ;10°] et nous avons contraint les amplitudes de l'angle d'abduction [-20° ; 20°] et de rotation [-25° ; 25°]. Enfin pour la cheville, l'angle de dorsiflexion est contraint dans l'intervalle [-50° ;50°], [-15° ;15°] pour l'angle d'abduction et [-45° ;30°] pour la rotation.

Les repères segmentaires sont créés de telle sorte qu'en position anatomique, l'axe $\vec{x}$ correspond à l'axe postéro-antérieur et pointe donc vers l'avant, l'axe $\vec{z}$ coïncide avec l'axe médio-latéral et est orienté vers la droite. Enfin l'axe $\vec{y}$ est orienté vers le haut pour créer un trièdre direct comme l'illustre la figure 3.2 (pour plus de détail au regard des repères segmentaires ainsi que de leur position au niveau anatomique, voir l'étude d'Arnold et al. (2010)).

Pour ce qui est de la cinématique et de la séquence d'axe de rotation, celles-ci sont identiques à celles de la hanche : soit $\vec{z}, \vec{x}, \vec{y}$ correspondants aux angles de flexion, adduction et de rotation interne. Cette séquence correspond donc, au niveau du genou, aux angles d'extension, d'adduction et de rotation interne. Tandis qu'à la cheville, cette séquence coïncide avec les angles de flexion dorsale, d'adduction et de rotation interne. Nous avons aussi ajouté deux corps rigides au modèle ; le sac-à-dos, avec une liaison encastrement avec le torse, et la casque, là aussi avec une liaison encastrement avec la tête, ceci afin de tenir compte des masses additionnelles (le sac-à-dos faisant près de 2 kg).

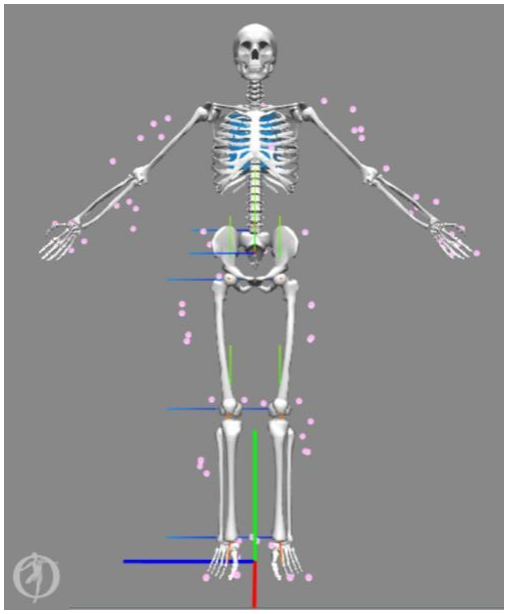


Figure 3.2: Convention des repères segmentaires pour le modèle biomécanique du pilote. L'axe rouge correspond à l'axe x ⃗, l'axe vert à l'axe y ⃗et l'axe bleu à l'axe z ⃗.

Une fois le modèle générique créé, et configuré pour convenir à notre utilisation, il doit être mis à l'échelle pour une correspondance aux données anthropométriques du pilote (Delp et al., 2007). Cette étape de mise à l'échelle, lors de l'acquisition où le pilote est en position statique de référence, permet de calculer les longueurs segmentaires. Cette mise à l'échelle est d'autant plus précise lorsque les centres articulaires sont intégrés au modèle (Kainz et al., 2017).

La méthode de calibration utilisée, et appliquée par notre étude, correspond à celle détaillée dans l'étude de (Lund et al., 2015). Plus spécifiquement, la mise à l'échelle du bassin est réalisée à l'aide des marqueurs positionnés sur les épines iliaques antéro-postérieures et médio-latérales. Pour les segments de la cuisse, la jambe et du pied, la longueur est obtenue par les centres articulaires et la largeur par les marqueurs médio-latéraux. Enfin, pour le haut du corps, c'est une mise à l'échelle homogène par défaut qui a été réalisé. Pour ce qui est de la masse, seule la masse du pilote est rentrée, puis c'est une distribution linéaire qui est réalisée.

Malgré cette mise à l'échelle, il faut tout de même être conscient du fait que les modèles développés sur OpenSim sont réalisés dans le but d'étudier des gestes avec de faibles amplitudes de mouvement. Ce modèle est donc adapté pour couvrir les amplitudes dans les plans transverse et frontal obtenus au cours d'un cycle de pédalage sur ergomètre. De plus, les caractéristiques osseuses des modèles sont basées sur des études préalables offrant des caractéristiques moyennes de différentes populations étudiées. Cependant, ces anthropométries, de population dite « normale et saine », ne coïncident pas nécessairement avec l'anthropométrie des pilotes de BMX élite, c'est-à-dire sportif de haut niveau. Ce qui est effectué dans cette étape de *scaling*, est une mise à l'échelle globale avec une répartition uniforme de la masse, sans prendre en compte les morphologies individuelles.

Plusieurs dispositifs permettent aujourd'hui de réaliser une mise à l'échelle personnalisée notamment le système EOS (EOS, EOS imaging, France) lequel permet d'obtenir le système squelettique « réel », une reconstruction tridimensionnelle, afin de définir les géométries osseuses du participant. Une autre méthode pourrait être de rentrer directement les longueurs segmentaires, ou encore des marqueurs spécifiques pouvant définir les segments, dans le logiciel d'OpenSim lors de l'étape du *scaling*. Cependant, celle-ci comporte aussi une simplification/une erreur supplémentaire dans le sens où cette mesure segmentaire dépend de l'opérateur.

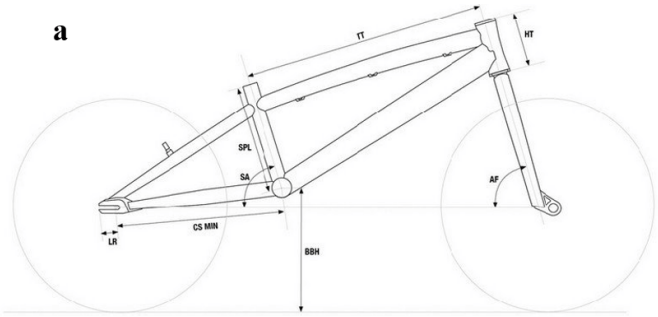
Au regard de la répartition de la masse, celle-ci n'est pas ajustée, alors qu'elle peut être différente entre un adulte moyen et un athlète de haut niveau. Il est possible aujourd'hui d'effectuer une personnalisation du modèle inertiel, ce qui signifie l'identification de la masse, de la position du centre de gravité et de la matrice d'inertie pour chaque segment (Monnet et al., 2008; Rao et al., 2006). Cette identification est d'autant plus importante dès lors que l'on réalise une analyse dynamique. Cependant, cette personnalisation supplémentaire demande des expérimentations spécifiques lesquelles viennent s'ajouter au protocole expérimental déjà conséquent. De plus, il se peut que le degré de raffinement du modèle soit négligeable face à l'amplitude des forces aux pédales mise en jeu.

1.2. Le modèle du vélo

Bien que le vélo de BMX soit un vélo typique avec une forme bien définie, il existe de nombreux modèles de vélo et la différence se situe notamment au niveau du cadre. Le vélo modélisé est celui que nous possédons au laboratoire, de marque « Spad ». De plus, il existe en différentes tailles.

L'objectif a été de créer un modèle CAO du BMX présent au laboratoire, mais ce modèle doit être paramétré pour justement permettre le changement de taille de cadre, ou autre spécificité, afin d'avoir un modèle du vélo individualisé pour chaque pilote. Pour la création de ce modèle, chaque partie du vélo a été pesée et mesurée pour être ensuite modélisée sous SolidWorks. Une attention particulière a été portée au système de transmission. Celui-ci est constitué d'une roue, d'un pignon et d'une chaîne, et est modélisé à l'aide d'une liaison chaîne/pignon sur SolidWorks. Elle prend en compte le trajet de la chaîne et la position de la roue pour identifier complètement la liaison mécanique. Ensuite, la contrainte mécanique est créée afin de transmettre le couple moteur/la force motrice (pédalier) vers le pignon (la roue arrière). Le rapport de transmission est alors calculé directement sur SolidWorks. Ce modèle CAO du vélo est nécessaire dans le but d'analyser la dynamique du système complet {pilote + vélo} car le modèle inertiel du vélo est indispensable.

a



b

Taille de cadre	TT	CS min	LR	AF (°)	SA (°)	HT	SPL	BBH
Expert	508	342.9	38.1	73	70	120	223.5	279.4
Pro	520.7	362	38.1	74	72.5	120	236.22	292.1
Pro XL	533.4	363.3	38.1	74	72.5	120	236.22	292.1
PRO XXL	546.1	368.3	38.1	74	72.5	120	236.22	292.1
Croiseur	546.1	387.3	38.1	73	69.5	120	250	304.8

Figure 3.3 : (a) Schéma illustrant les différents paramètres interchangeables et variables géométriques caractérisant un cadre de BMX généralement reportées par les fabricants, exemple du modèle Spad, (b) Tableau des différentes tailles du vélo "Spad".

- Validation du modèle

Une fois le modèle créé, celui-ci a été validé par l'intermédiaire du calcul du centre de gravité. Cette validation s'est faite en deux temps, une première analyse spécifique sur le cadre et une deuxième sur le vélo entier. Cela permet, dans un premier temps, de valider la position du centre de gravité du cadre avant de passer sur le vélo en entier. Pour cela, nous avons suspendu le vélo sachant que la ligne de la corde passe directement par le centre de gravité du solide accroché (cadre ou vélo) lorsque celui-

ci est à l'équilibre. Le but est de réaliser plusieurs essais, avec des points d'accroches différents (voir figure 3.4). L'identification du point d'intersection des deux lignes donne la position du centre de gravité. Les expérimentations sont réalisées avec le marqueur set du vélo et du cadre définis précédemment.

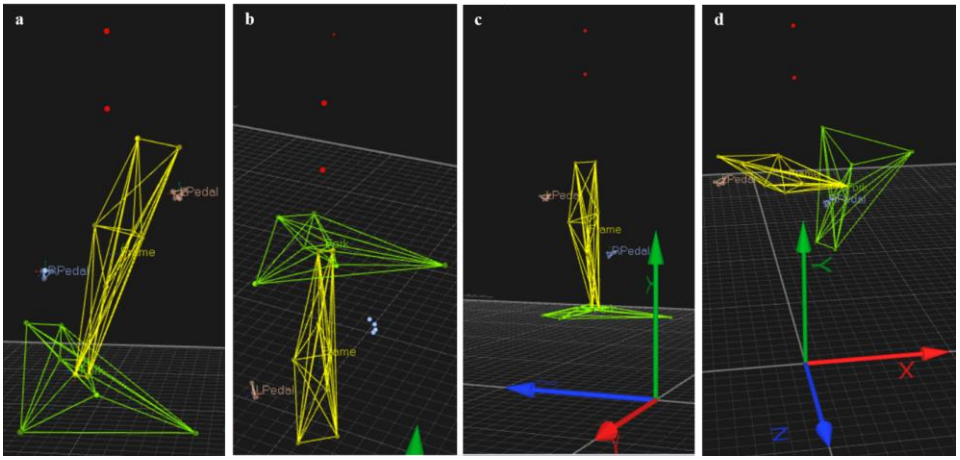


Figure 3.4: Différentes configurations des tests expérimentaux du BMX suspendu par une corde (a) au niveau du pédalier, (b) à la fourche, (c) à la roue arrière et (d) au niveau de l'assise.

Les résultats obtenus à travers les expérimentations, et ceux obtenus à partir du modèle CAO sous SolidWorks sont donc présentés dans le tableau 3-1. Les valeurs trouvées ne sont pas très différentes des unes des autres. L'étape suivante a donc été de modifier le modèle CAO pour en corriger les erreurs et ainsi rapprocher la position du centre de gravité du modèle SolidWorks de celle obtenue de manière expérimentale.

Tableau 3-1: Résultats des positions des centres de gravité et des masses du cadre et du vélo entier calculé de manière théorique, avec les données des expérimentations, et de par SolidWorks.

Pièce	Approche	Paramètres	Valeurs
Cadre	Expérimentale	Masse (kg)	2.220
		Centre de gravité (mm)	$CG_{expé} = \begin{bmatrix} 116.05 \\ 71.71 \\ -0.04 \end{bmatrix}$
	SolidWorks	Masse (kg)	2.260
		Centre de gravité (mm)	$CG_{théo} = \begin{bmatrix} 102.45 \\ 62.4 \\ -0.10 \end{bmatrix}$
Vélo	Expérimentale	Masse (kg)	9.180
		Centre de gravité (mm)	$CG_{expé} = \begin{bmatrix} 178.65 \\ 23.30 \\ 3.82 \end{bmatrix}$
	SolidWorks	Masse (kg)	9.080
		Centre de gravité (mm)	$CG_{théo} = \begin{bmatrix} 190 \\ 14.14 \\ 6.07 \end{bmatrix}$

Nous considérons en effet que la modélisation CAO est plus incertaine que l'approche expérimentale, due aux pesées approximatives des composants du vélo. Les erreurs et les différences entre les deux méthodes présentées dans le tableau 3-1 ont plusieurs origines :

- La première repose sur les erreurs de mesures qui sont dues à l'instrumentation elle-même ; la précision de placement des marqueurs, les conditions mesures, etc… Et notamment, est-ce que le vélo, une fois suspendu, reste bien immobile ?
- La seconde repose sur une partie de la modélisation du vélo sous SolidWorks, et plus précisément sur l'épaisseur des matériaux. En effet, lors de la prise de mesures des différentes parties du vélo, il est alors impossible d'avoir accès à l'épaisseur exacte des pièces. Les épaisseurs sont donc créées aléatoirement, de l'ordre de 1.3mm jusqu'à 3mm, ce qui engendre donc des erreurs et particulièrement au niveau du cadre.
- Enfin, la dernière cause d'erreur repose sur la modélisation, et plus précisément la masse. En effet, toutes les masses ont été mesurées à l'aide d'une balance avec une précision de 0.1 g. Le système, le vélo à proprement parler, contient près de 240 pièces. Cela peut induire une erreur de masse $\Delta M = 58g$ pouvant affecter la position du centre de gravité total.

Pièce	Approche	Paramètres	Valeurs
Cadre	Expérimentale	Masse (kg)	2.220
		Centre de gravité (mm)	$CG_{expé} = \begin{bmatrix} 116.05 \\ 71.71 \\ -0.04 \end{bmatrix}$
	SolidWorks	Masse (kg)	2.260
		Centre de gravité (mm)	$CG_{théo} = \begin{bmatrix} 116.19 \\ 71.40 \\ -0.10 \end{bmatrix}$
Vélo	Expérimentale	Masse (kg)	9.180
		Centre de gravité (mm)	$CG_{expé} = \begin{bmatrix} 178.65 \\ 23.30 \\ 3.82 \end{bmatrix}$
	SolidWorks	Masse (kg)	9.140
		Centre de gravité (mm)	$CG_{théo} = \begin{bmatrix} 181 \\ 14.14 \\ 6.07 \end{bmatrix}$

Tableau 3-2 : Résultats des positions des centres de gravité et des masses du cadre et du vélo entier calculé de manière théorique, avec les données des expérimentations, et de par SolidWorks après modifications du modèle.

Finalement, la mesure que l'on a le moins contrôlée est l'épaisseur des pièces pour la modélisation. Ainsi, l'épaisseur du cadre a été changée afin d'optimiser la position du centre de gravité de celui-ci. Ensuite, les masses des autres pièces ont, elles aussi, été modifiées, tout en faisant attention à ne pas entrer des valeurs illogiques et impossibles, pour faire coïncider le centre de gravité total calculé par SolidWorks avec celui calculé lors des expérimentations. Le tableau 3-2 rapporte les nouveaux résultats ; masse et position du centre de gravité.

La figure 3.5 présente la maquette CAO du vélo, lequel sert de base pour créer le modèle dans OpenSim.



Figure 3.5: Maquette CAO du vélo, après toutes les modifications dans SolidWorks. Le point visible au niveau du cadre inférieur renseigne sur la position du centre de gravité du vélo.

- La chaîne cinématique et les repères associés

Le modèle du vélo est donc construit sur un modèle cinématique à 4 degrés de liberté et est composé uniquement de pivot ; un pour chaque roue, un au niveau de la fourche et enfin un au niveau du pédalier. Une liaison de transmission entre le pédalier et la roue arrière est créée pour que, lors de la modélisation, une rotation au niveau du pédalier induise une rotation de la roue arrière. Enfin, deux degrés de liberté sont ajoutés au niveau des pédales, chacune équipée d'une liaison pivot. Comme vu précédemment, l'acquisition de la cinématique du mouvement de pédalage est réalisée par le système d'analyse Qualisys et l'acquisition des données dynamiques par le biais de pédales instrumentées en capteurs 6 axes.

Toutefois, en l'absence de codeur angulaire permettant de mesurer l'orientation du pédalier par rapport au cadre, il est nécessaire de définir des référentiels afin de pouvoir analyser les forces aux pédales non seulement dans leur repère, mais aussi dans celui propre au pédalier.

Différents repères ont donc été créés. Tout d'abord, le repère du vélo, fixe au niveau du pédalier, est créé à l'aide des marqueurs positionnés sur le cadre (repère violet sur la figure 3.6).

L'axe $\vec{x}$ est porté par le milieu des marqueurs de l'axe de la roue arrière et le milieu des marqueurs de la roue avant, l'axe $\vec{z}$ est porté par les marqueurs positionnés de part et d'autre du pédalier et est orienté vers la droite (lorsque l'on est positionné sur le vélo), c'est-à-dire vers l'extérieur. Enfin, l'axe $\vec{y}$ est construit par produit vectoriel $\vec{z}\wedge\vec{x}$. Le tout forme un trièdre direct. Ensuite, un repère manivelle a été créé (repère vert sur la figure 3.6). Celui-ci est le même que le repère associé au vélo lorsque les manivelles sont à l'horizontale. La différence est que l'axe $\vec{x}$ de ce repère manivelle est solidaire des manivelles droite et gauche permettant ainsi d'accéder à la cinématique de pédalage. Enfin, un repère spécifique à chaque pédale a été créé, grâce à leur cluster, de telle sorte que deux marqueurs décrivent parfaitement l'horizontale donc l'axe $\vec{x}$, et l'axe $\vec{z}$ est le même que celui défini au pédalier (repère orange qui illustre la pédale droite). Ensuite, un repère a été créé au niveau de la roue arrière (repère rose). Là encore, il a été construit de la même manière que le repère lié vélo et à la manivelle, sauf que l'axe $\vec{x}$ est porté par un marqueur positionné sur la jante de la roue arrière afin d'accéder à la rotation de celle-ci. Enfin, un dernier repère est construit au niveau du guidon (repère jaune). L'axe $\vec{y}$ est porté par l'axe du pivot de la potence, et l'axe $\vec{z}$ est porté par les deux marqueurs positionnés sur le guidon.

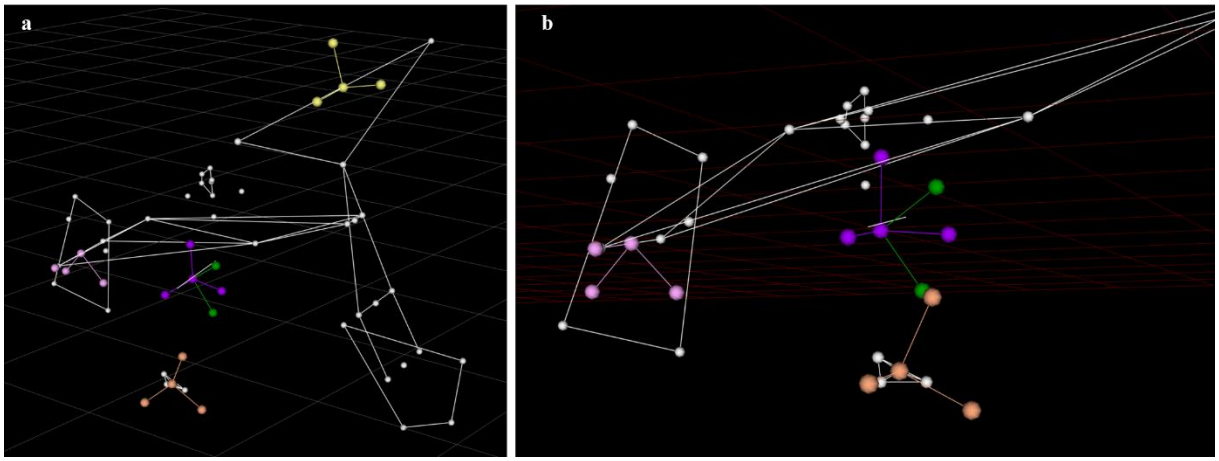


Figure 3.6 : (a) Visualisation des différents repères créés sur le vélo. Le repère orange pour la pédale droite, le repère violet pour le repère global du vélo au pédalier, le repère vert porté par la manivelle droite (qui suit le mouvement de rotation de la manivelle droite), en mauve le repère de la roue arrière et en jaune le repère du guidon/de la fourche. (b) Zoom des repères au niveau du pédalier et des pédales

1.3. Le modèle complet : {Pilote + vélo}

Une fois chaque modèle créé séparément, il convient de créer le modèle complet dans l'objectif de pouvoir analyser les efforts d'interactions entre le pilote et son vélo, mais aussi entre le système complet {Pilote + Vélo} et le sol de la butte (Figure 3.7). Ce modèle complet a été créé sur OpenSim et comporte quelques particularités. L'assemblage des deux modèles devient donc un modèle en chaîne fermée, entraînant ainsi des spécificités quant aux liaisons de fermeture de boucle. OpenSim ne prend pas en compte les modèles fermés uniquement avec des contraintes, il faut au moins une liaison

articulaire dans la chaîne pour que le modèle fonctionne dans OpenSim. Ce modèle complet en chaîne fermé constitue un élément essentiel pour réaliser des simulations du départ, mais aussi dans l'optique d'une simplification des expérimentations et notamment de diminuer le nombre de marqueurs. L'objectif serait d'équiper le pilote pour, en sortie, avoir la cinématique du système complet (Fohanno et al., 2014, 2013; Retailleau et Colloud, 2020).

Dans un premier temps, des contraintes d'encastrement ont été mises au niveau des liaisons pieds/pédales et à une liaison main/guidon, tandis que la deuxième liaison main/guidon a été modélisée comme une liaison pivot-glissant autorisant ainsi le modèle à pouvoir bouger la main du pilote sur le guidon, la poignée. Cependant, à travers ce choix de liaisons, la fermeture de boucle s'est avérée trop « forte ». Le modèle était « trop contraint » pour réaliser et suivre le mouvement effectué lors des expérimentations. Le modèle complet en fermeture de boucle ne comprend aujourd'hui que des liaisons articulaires afin d'autoriser plus de liberté au modèle. Une liaison pivot a été utilisée au niveau des liaisons pied/pédale. En effet, bien que les pieds soient clipsés aux pédales, une légère rotation est possible (et si rotation trop forte alors le pilote se dé-clips). Enfin, une liaison pivot glissante a été utilisée au niveau des liaisons mains/guidon, comme précédemment pour autoriser une rotation entre la main et la poignée du guidon, ainsi qu'un repositionnement possible sur le guidon.

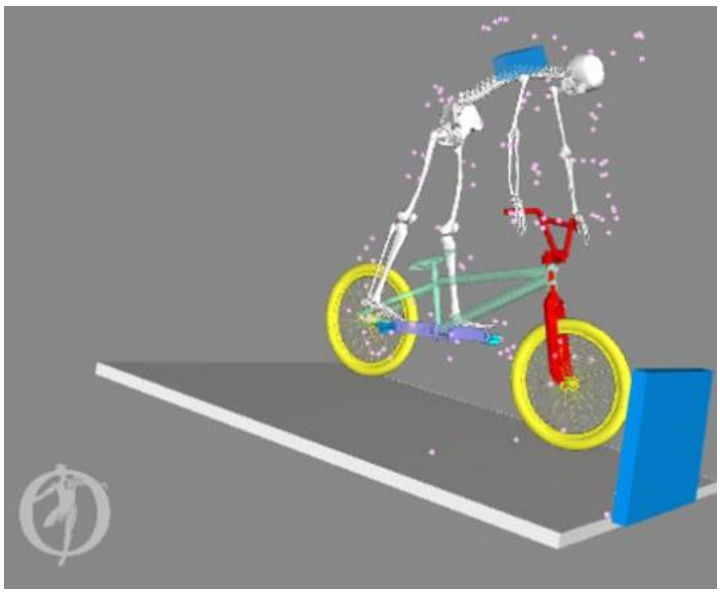


Figure 3.7 : Modèle OpenSim complet avec le modèle du pilote et le modèle du vélo.

A partir des différents systèmes ainsi modélisés, les lois fondamentales de la mécanique newtonienne prennent tout leur sens. Ainsi, la démarche expérimentale développée devient une aide pour quantifier des informations cruciales, des concepts abstraits, mais non négligeables de la performance : ces interactions entre le pilote et son guidon ou encore les interactions entre le système complet {Pilote + vélo} et le sol au niveau de la roue arrière.

2. Approche théorique utilisée pour l'analyse du départ

2.1. Système {Pilote}

Comme vu lors de l'état de l'art, la contribution du haut du corps dans la production de puissance au pédalier est non-négligeable. Par conséquent, cette force produite au guidon est certainement déterminante dans la production des forces produites aux pédales.

Pour mettre en évidence cette affirmation, il convient de les évaluer. Cependant, la force produite au guidon n'est pas mesurée par manque de matériel technologique. En effet, cela nécessite un capteur soit global lequel peut être instrumenté sur la potence, soit deux capteurs instrumentés au niveau des poignées droite et gauche. Cette donnée de force au guidon peut tout de même se déduire en réalisant une analyse théorique du système {pilote} et des efforts externes qui s'exercent sur lui. Nous identifions tout d'abord l'ensemble des efforts externe qui s'exerce sur le système {Pilote} (Figure 3.8).

- Le poids du pilote noté $\vec{P}_P^{R0}$ appliqué au centre de gravité du pilote et connu dans le référentiel R_0.
- Les forces de réaction des pédales sur les pieds gauche et droit ; $\vec{F}_{c_G/Pied_G}^{Rc_G}$ et $\vec{F}_{c_D/Pied_D}^{Rc_D}$ respectivement. Chacune de ces forces est mesurée dans le référentiel propre à chaque capteur six axes noté Rc_G et Rc_D, soit $\vec{F}_{c_G/Pied_G}^{Rc_G} = -\vec{F}_{Pied_G/c_G}^{Rc_G}$ et $\vec{F}_{c_D/Pied_D}^{Rc_D} = -\vec{F}_{Pied_D/c_D}^{Rc_D}$.

- On note $\vec{F}_{mains/Guidon}^{R_{Guidon}}$ cette force d'action résultante des mains sur le guidon que l'on considère comme appliquée à la potence du guidon (axe de rotation du guidon) et donc $\vec{F}_{Guidon/mains}^{R_{Guidon}} = -\vec{F}_{mains/Guidon}^{R_{Guidon}}$.

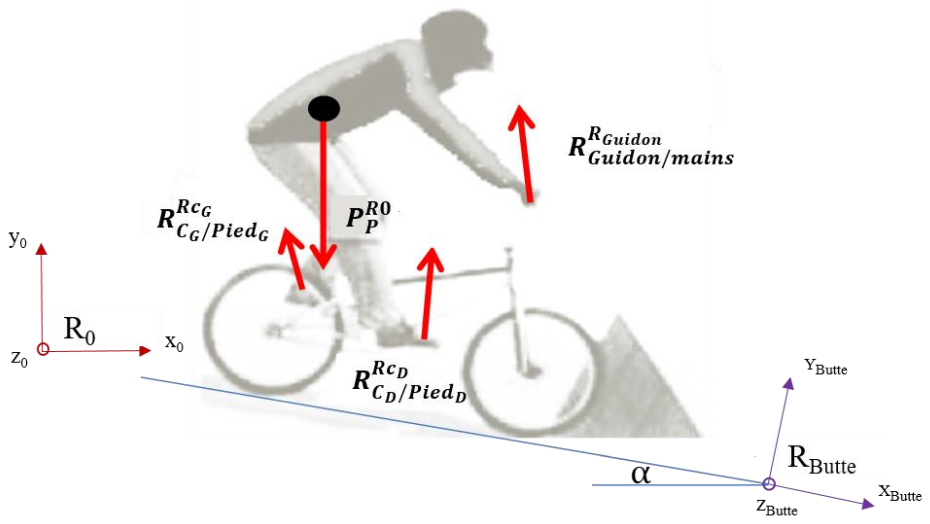


Figure 3.8: Efforts externes lesquels s'exercent sur le système {Pilote}. Ces forces sont les forces de réaction, soit les forces exercées par le BMX sur le pilote.

Ainsi, en appliquant le principe fondamental de la dynamique (PFD) au système {Pilote} dans le repère R_0, on obtient :

$$\sum \vec{F}_{ext/pilote} = \sum_i m_i \vec{A}^{R_0}_{CGi_{Pilote}}$$

Soit,

Équation 3-1

$$-R^{R_0}_{Rc_G}\vec{F}^{Rc_G}_{Pied_G/c_G} - R^{R_0}_{Rc_D}\vec{F}^{Rc_D}_{Pied_D/c_D} - R^{R_0}_{R_{Guidon}}\vec{F}^{R_{Guidon}}_{mains/Guidon} + \vec{P}^{R_0}_{P} = \sum_i m_i \vec{A}^{R_0}_{CGi_{Pilote}}$$

- <u>Phase préparatoire « immobile »</u>

Lorsque le pilote est immobile, en attente des ordres de départ, la composante $\sum_i m_i \vec{A}^{R_0}_{CGi_{Pilote}} = 0$
Les forces mesurées au guidon, exprimées dans le repère R_0, peuvent être déduites :

Équation 3-2

$$\vec{F}^{R_0}_{mains/Guidon} = -\vec{F}^{R_0}_{Pied_G/c_G} - \vec{F}^{R_0}_{Pied_D/c_D} + \vec{P}^{R_0}_{P}$$

Il est alors possible d'évaluer la force d'action résultante exercée par les mains sur le guidon, laquelle correspond à une sorte de mise en tension du système du pilote précédent le départ.

- <u>Mise en mouvement</u>

Lors de la mise en mouvement du pilote, nous repassons sur l'équation 3-1. Ainsi, en l'absence de mesure directe, cette équation nous permet de connaître, au cours du départ, l'intensité et l'orientation de la force du pilote sur le guidon dans le repère R_0.

Équation 3-3

$$\vec{F}^{R_0}_{mains/Guidon} = -\vec{F}^{R_0}_{Pied_G/C_G} - \vec{F}^{R_0}_{Pied_D/C_D} + \vec{P}^{R_0}_{P} - \sum_i m_i \vec{A}^{R_0}_{CGi_{Pilote}}$$

Ces données peuvent être particulièrement importantes lorsqu'il s'agit d'étudier la contribution de cette force à la production de force, et plus spécifiquement force utile, aux pédales. Outre ces

informations sensiblement reliées à la performance, ces données de forces au guidon peuvent intéresser les constructeurs, notamment au regard du dimensionnement.

A partir de cette analyse, il est possible de pousser cette étude théorique et d'investiguer la relation existante entre la force produite au guidon et celle au niveau des pédales. En effet, suivant la loi d'action réaction, si le pilote est considéré comme un solide rigide pouvant transmettre entièrement les efforts, le fait de tirer sur le guidon, dans la bonne direction, impacterait directement la production de force aux pédales. Pour cela il convient de reprendre notre équation précédente, laquelle définit la force au guidon dans le repère R_0 ou le repère guidon et de tout exprimer dans le repère pédalier.

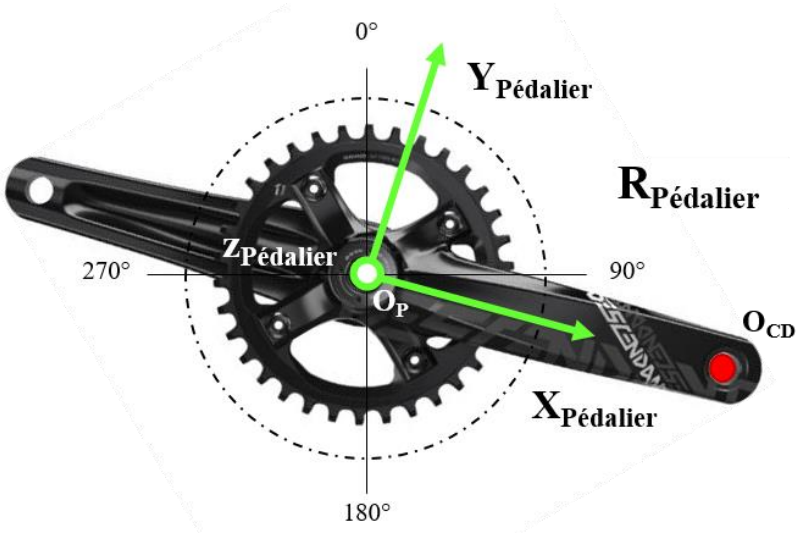


Figure 3.9: Définition du référentiel associé au pédalier : $R_{Pédlaier}$ ou encore R_P. L'axe x concorde à l'axe de la manivelle et de ce fait, le repère pédalier tourne.

Une fois cela réalisé, il est possible d'analyser les contributions de la cinétique du mouvement aux forces produites aux pédales. Plus précisément, il s'agit de traduire les forces des poids segmentaires, la force au guidon et les quantités d'accélération segmentaires en termes de contribution à la production de forces produites aux pédales, et cela exprimé dans le repère pédalier R_P.

Équation 3-4

$$-F^{R_P}_{mains/Guidon} - F^{R_P}_{Pied_G/C_G} - F^{R_P}_{Pied_D/C_D} + \sum_i P^{R_P}_{Si_P} = \sum_i m_i A^{R_P}_{CGi_{Pilote}}$$

Isolons les forces aux pédales :

Équation 3-5

$$F^{R_P}_{Pied_G/c_G} + F^{R_P}_{Pied_D/c_D} = -\sum_i m_i A^{R_P}_{CGi_{Pilote}} - F^{R_P}_{mains/Guidon} - \sum_i P^{R_P}_{Si_P}$$

L'étape d'après est de déterminer pour chacun des termes, leur moment par rapport à l'axe longitudinal du pédalier et évaluer la force équivalente qui, appliquée à la manivelle, produirait le même couple.

Pour la force au guidon, on aurait :

Équation 3-6

$$\overrightarrow{O_P O_{Guidon}} \times \vec{F}^{R_P}_{mains/Guidon} = \overrightarrow{O_P O_{CD}} \times^{eq} \vec{F}^{R_P}_{mains/Guidon}$$

Pour les quantités d'accélération segmentaires :

Équation 3-7

$$\overrightarrow{O_P O_{G_i}} \times \sum_i m_i \vec{A}^{R_P}_{CGi_{Pilote}} = \overrightarrow{O_P O_{CD}} \times \sum_i m_i{}^{eq} \vec{A}^{R_P}_{CGi_{Pilote}}$$

Et pour les poids segmentaires :

Équation 3-8

$$\overrightarrow{O_P O_{G_i}} \times \sum_i m_i \vec{g}^{R_P}_{CGi_P} = \overrightarrow{O_P O_{CD}} \times \sum_i m_i{}^{eq} \vec{g}^{R_P}_{CGi_P}$$

Une fois cela réalisé, il est dorénavant possible d'analyser la cinématique en termes de forces utiles équivalentes, c'est-à-dire les forces qui permettent la rotation du pédalier soit celles perpendiculaires à la manivelle.

Ainsi, de par les forces équivalentes au pédalier, il suffit de considérer uniquement la composante permettant la rotation de celui-ci, soit dans notre cas, la composante suivante l'axe $\overrightarrow{Z_{Pedalier}}$.

Ainsi, pour la force au guidon on obtient :

Équation 3-9

$$ut^{eq}\vec{F}^{R_P}_{mains/Guidon} = \frac{\left[\overrightarrow{O_P O_{Guidon}} \times \vec{F}^{R_P}_{mains/Guidon}\right]_{Z_P}}{d}$$

Avec *d* la longueur de la manivelle, nous obtenons la composante utile $ut^{eq}F^{R_P}_{mains/Guidon}$ de la force équivalente $^{eq}\vec{F}^{R_P}_{mains/Guidon}$ qui contribue à la production du couple au pédalier.

Par un raisonnement similaire, on obtient la composante utile des quantités d'accélération segmentaires et des poids segmentaires :

Équation 3-10

$$ut[\sum_i m_i{}^{eq}\vec{A}^{R_P}_{CGi_{Pilote}}] = \frac{\left[\overrightarrow{O_P O_{G_i}} \times \sum_i m_i \vec{A}^{R_P}_{CGi_{Pilote}}\right]_{Z_P}}{d}$$

Et

Équation 3-11

$$ut[\sum_i m_i{}^{eq}\vec{g}^{R_P}_{CGi_P}] = \frac{\left[\overrightarrow{O_P O_{G_i}} \times \sum_i m_i \vec{g}^{R_P}_{CGi_P}\right]_{Z_P}}{d}$$

L'équation 3-5 peut alors s'écrire en exprimant l'ensemble des forces uniquement avec les composantes de forces utiles, soit :

Équation 3-12

$$utF^{R_P}_{Pied_G/c_G} + utF^{R_P}_{Pied_D/c_D} = -ut[\sum_i m_i{}^{eq}A^{R_P}_{CGi_{Pilote}}] - ut^{eq}F^{R_P}_{mains/Guidon} - ut[\sum_i m_i{}^{eq}g^{R_P}_{CGi_P}]$$

Il est ainsi possible d'analyser :

- les contributions des accélérations segmentaires en leur associant le positionnement des centres de gravité segmentaires qui interviennent dans le vecteur $\overrightarrow{O_P O_{G_i}}$,
- des poids segmentaires et plus particulièrement, comme précédemment, la position des centres de gravités par rapport à l'axe du pédalier O_P. Ainsi, pour un segment donné, donc un poids donné, l'éloignement de ce centre de gravité O_{G_i} par rapport à O_P améliore la production de force utile à la pédale, et donc augmente la production de couple et de puissance au pédalier,
- De la force produite au guidon. Là encore, l'éloignement de ce dernier (les données géométriques du vélo, donc maintenant contenu dans le modèle du vélo) par rapport à O_P contribue à améliorer la force utile à la pédale.

Cette approche fait écho à celle développée dans la thèse de Bernard (2015) et permet de mettre en évidence ce qui contribue le plus à la création de force à la pédale. Autrement dit, cette analyse constitue les prémices d'une réponse à la question : « d'où viennent les forces produites à la pédale ? ». Cela permettrait, là encore, d'orienter les entraineurs et pilotes sur des pistes d'améliorations pour une optimisation du départ. Il est important d'être conscient que cette approche repose sur une hypothèse forte : tout est transféré à la pédale, ce qui signifie que le pilote est un solide rigide non déformable. Par conséquent, il convient de prendre du recul par rapport à cette approche théorique. En effet, dans les travaux de Bernard (2015), les expérimentations ont été conduites sur ergomètre fixe, donc une action sir le guidon ou autre ne résulte pas en une rotation. Cela signifie donc que le moment dynamique du pilote en son centre de gravité est supposé négligeable. Toutefois ce n'est pas forcément le cas pour le BMX. Ainsi, une retranscription directe entre ce qui est effectuée en laboratoire, sur ergomètre, n'est

pas approprié dès lors que l'on effectue une analyse *in situ*. Cette approche reste tout de même intéressante et pourrait apporter des réponses supplémentaires aux entraineurs ainsi qu'à la communauté scientifique sur la contribution e chacun des termes à la production de force à la pédale. Il conviendrait ainsi de poursuivre cette analyse théorique en passant par le théorème du moment dynamique, lequel engendre des suppositions et hypothèses supplémentaires, afin de vérifier si l'hypothèse du moment dynamique du pilote en son centre de gravité négligeable est valide ou non.

2.2. Système complet : {Pilote + vélo}

Comme le pilote est en position de danseuse, nous avons dès à présent l'ensemble des interactions entre le pilote et son vélo lors de la phase de départ. Un constat intéressant est que durant cette phase de départ, comme présenté durant la revue de littérature (Chapitre 1.2.1), le pilote effectue son mouvement de « *slingshot* » qui résulte en un mouvement de recul du vélo. Durant cet instant, le pilote lève sa roue avant. Ainsi, durant les premiers instants du départ, le pilote se trouve uniquement sur sa roue arrière. Par conséquent, toute la performance du départ se retrouve dans cette capacité à créer de la force motrice à la roue arrière. Comme nous avons un modèle complet {Pilote + vélo} il est possible d'étudier cette force de contact roue/sol.

Les forces extérieures lorsque le pilote est en position d'attente contre la grille (Figure 3.10) sont les suivantes :

- Le poids du système complet {Pilote + vélo} noté $\vec{P}^{R_0}_{\{P+v\}}$, est appliqué au centre de gravité du système global et est connu dans le référentiel R_0
- La force d'action de la grille sur la roue avant : $\vec{F}^{R_0}_{grille}$ que l'on ne connait pas
- Les forces de réaction de la piste sur les roues du vélo : $\vec{F}^{R_0}_{Av}$ et $\vec{F}^{R_0}_{Ar}$ également toutes deux inconnues.

En phase de mouvement immobile, en attente du signal de départ, sous l'action de ces quatre forces le système est immobile :

$$\sum \vec{F}_{Ext/sysème} = 0$$

Soit, dans le repère R_0,

Équation 3-13

$$\vec{P}^{R_0}_{\{P+v\}} + \vec{F}^{R_0}_{grille} + \vec{F}^{R_0}_{Ar} + \vec{F}^{R_0}_{Av} = 0$$

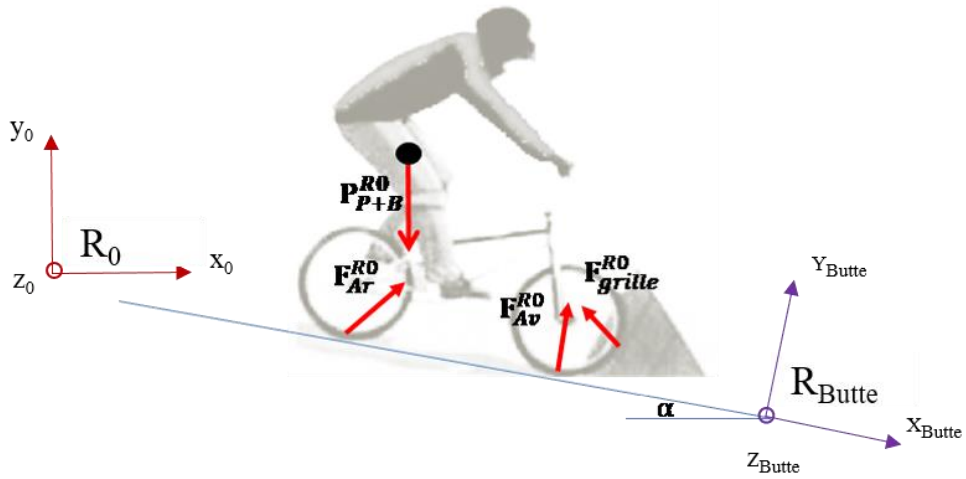


Figure 3.10: Efforts externes qui s'exercent sur le système {Pilote + vélo} en position au départ.

Dès le signal du 1er bip sonore, le pilote effectue son mouvement de « slingshot ». La roue avant n'est donc plus en contact avec la grille donc $\vec{F}_{Av}^{R_0} = 0$. Nous avons donc l'équation suivante :

$$\vec{P}_{\{P+v\}}^{R_0} + \vec{F}_{Ar}^{R_0} = \sum_i m_i \vec{A}_{Gi_{\{P+v\}}}^{R_0}$$

Notons que le vélo est inclus dans ce bilan des quantités d'accélération $m_i A_{Gi_{\{P+v\}}}^{R_0}$ (évaluées) dans R_0 à partir de l'analyse cinématographique.

Si on considère le repère de la butte R_{Butte}, nous avons (Figure 3.10) :

Équation 3-14

$$R_{R_0}^{R_{Butte}} \vec{P}_{\{P+v\}}^{R_0} + R_{R_0}^{R_{Butte}} \vec{F}_{Ar}^{R_0} = \sum_i m_i R_{R_0}^{R_{Butte}} \vec{A}_{Gi_{\{P+v\}}}^{R_0}$$

avec $R_{R_0}^{R_{Butte}}$ la matrice de changement de repère de R_0 dans R_{Butte}. Si le cycliste avançait tout droit, sans aucun mouvement transverse, la force motrice serait donc directement la force longitudinale de la roue, dans le repère R_{Butte}, suivant l'axe $\vec{x}$. Cependant, le système complet {Pilote + vélo} n'effectue pas un tracé parfaitement droit, mais exécute effectivement un mouvement de lacet. Par conséquent, la force motrice correspond à la force d'avancée dans le plan de la butte (xz). Ainsi, les deux composantes de la force motrice sont calculées de la manière suivante :

Équation 3-15

$$F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}} = \sum_i m_i A_{Gi\ /x}^{R_{Butte}} - P_{\{P+v\}\ /x}^{R_{Butte}}$$

Et

Équation 3-16

$$F_{Ar\ /z}^{R_{Butte}} = \sum_i m_i A_{Gi\ /z}^{R_{Butte}} - P_{\{P+v\}\ /z}^{R_{Butte}}$$

Ces relations montrent que certes, le poids $\vec{P}_{\{P+v\}}^{R_{Butte}}$ du système {Pilote + vélo} intervient dans la création des forces motrices sous les roues, mais également les quantités d'accélération du système qui participent à la création des forces motrices sous les roues. Il est possible de décomposer cette contribution des quantités d'accélération du système entre celles propres au pilote et celles dépendantes du vélo. De ce fait, les différents départs peuvent être comparés suivant les valeurs des forces motrices qui propulsent le système. De par cette analyse, il serait possible, et intéressant, de créer un indice de contributions des différents termes, ou pourquoi pas, corréler cet indice avec la performance.

Cependant, il convient de rappeler que durant cette phase de départ le pilote soulève sa roue avant, et ce de fait, le seul contact entre le système complet {Pilote + vélo} et le sol se fait par l'intermédiaire de la roue arrière. Par conséquent, l'intensité de la force motrice durant cette phase de départ est simplement :

Équation 3-17

$$\left\| F_{Motrice\ Roue}^{R_{Butte}} \right\| = norm\left(\left[F_{Roue\ /x}^{R_{Butte}} \quad F_{Roue\ /z}^{R_{Butte}}\right]\right)$$

Comme la roue arrière constitue l'unique point de contact, la performance du départ est dépendante de l'intensité de cette force motrice. De plus, même avec un mouvement de lacet, donc une composante $F_{Ar\ /z}^{R_{Butte}}$ non nulle, celle-ci est tout de même significativement plus faible que la composante longitudinale $F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}$.

De là, un indice de contribution des différents termes peut être calculé :

$$F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}} = \sum_i m_{i_{Pilote}} A_{Gi\ Pilote\ /x}^{R_{Butte}} + m_{BMX} A_{GBMX\ /x}^{R_{Butte}} - P_{\{P+v\}\ /x}^{R_{Butte}}$$

Soit

Équation 3-18

$$100\% = \left\{ \frac{\sum_i m_{i_{Pilote}} A_{Gi\ Pilote\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{RButte}} + \frac{m_{BMX} A_{GBMX\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{RButte}} - \frac{P_{\{P+v\}\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{RButte}} \right\} * 100$$

Ainsi, les différents départs peuvent être comparés au regard de la valeur de ces contributions.

Un des paramètres intéressant, mais inconnu dans l'étude, est le coefficient de frottement de la roue. En effet, ce paramètre renseigne quant à la limite au-delà de laquelle la roue glisse. Par conséquent, si la $F_{Motrice\ Ar}^{R_{Butte}}$ dépasse cette limite la roue glisse et le pilote est dans la contre-performance. A l'inverse, plus cette $F_{Motrice\ Ar}^{R_{Butte}}$ s'approche de cette limite, meilleure sera la performance. N'ayant pas les paramètres dynamiques de la roue, le coefficient de frottement peut être approximé de la manière suivante :

Équation 3-19

$$f \sim \frac{F_{Motrice\ Ar}^{R_{Butte}}}{F_{Ar/y}^{R_{Butte}}}$$

Dans notre contexte, le coefficient de frottement n'est pas suffisant. En effet, il est possible d'avoir un coefficient de frottement supérieur à 1 sans qu'il y ait glissement: les roues de formule 1 en sont l'exemple parfait avec un coefficient de frottement proche de 1,4. Ainsi, ce coefficient varie en fonction de la roue, mais aussi en fonction du revêtement de la piste. Il convient donc de rappeler que lors du départ, les six premiers mètres analysés, la piste comporte trois revêtements différents. Lors du départ contre la grille, le sol est aussi une grille, s'en suit pour les trois premiers mètres un revêtement spécifique, type papier de verre, lequel permet justement d'augmenter l'adhérence. Ensuite, le reste de la piste est composé d'un revêtement simple, sans caractéristique spécifique antidérapante (Figure 3.11). De ce fait, il n'est pas impossible d'observer un coefficient de frottement supérieur à 1 dans les premiers mètres du départ sans pour autant qu'il n'y ait de glissement.



Figure 3.11 : Butte de départ sous différents angles afin de voir les trois revêtements différents: la grille au départ, un revêtement antidérapant (lequel définit les couloirs de départ) et le revêtement normal de la butte.

Pour affiner cette analyse, il convient de calculer le taux de glissement, lequel permet de trancher si oui ou non il y a glissement. Ce taux de glissement est calculé de la manière suivante :

Équation 3-20

$$\tau_{Glissement} = 1 - \frac{R\omega}{V_{Roue}}$$

Avec : V_{Roue}, vitesse de déplacement de la roue dans la butte, R le rayon écrasé de la roue et ω la vitesse de rotation de la roue.

2.3. Relation entre la force motrice et les actions du pilote sur le vélo

En regroupant l'analyse effectuée au niveau du contact roue/sol et l'analyse effectuée sur le système pilote, il est possible de relier les deux. Pour rappel, lors de l'analyse roue/sol la force motrice, la force longitudinale principalement tributaire à la force motrice, est donnée par l'équation :

$$F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}} = \sum_i m_{i_{Pilote}} A_{Gi\ Pilote\ /x}^{R_{Butte}} + m_{BMX} A_{GBMX\ /x}^{R_{Butte}} - P_{\{P+v\}\ /x}^{R_{Butte}}$$

Il apparaît très clairement que le terme $\sum_i m_{i_{Pilote}} A_{CGi_{Pilote}}^{R_{Butte}}$ est commun aux deux analyses. Ainsi, en projetant suivant l'axe x l'équation du repère de la butte on obtient :

Équation 3-21

$$F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}} - m_{BMX} A_{GBMX\ /x}^{R_{Butte}} + P_{\{P+v\}\ /x}^{R_{Butte}} = -F_{Pied_G/c_G\ /x}^{R_{Butte}} - F_{Pied_D/c_D\ /x}^{R_{Butte}} - F_{mains/Guidon\ /x}^{R_{Butte}} + P_{P\ /x}^{R_{Butte}}$$

De ce fait, il est possible d'avoir les contributions des différentes forces d'actions du pilote sur le vélo lors du départ par rapport à la composante principale de la force motrice, ici $F_{Ar\ /x}^{RButte}$, de la roue arrière :

Équation 3-22

$$100\% = \left\{ -\frac{F_{Pied_G/c_G\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}} - \frac{F_{Pied_D/c_D\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}} - \frac{F_{mains/Guidon\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}} + \frac{m_{BMX} A_{GBMX\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}} - \frac{P_{\{v\}\ /x}^{R_{Butte}}}{F_{Ar\ /x}^{R_{Butte}}} \right\} * 100$$

Cette partie présente une approche théorique et permet d'analyser le départ ainsi que les interactions entre le pilote et son vélo, mais aussi entre le système complet {Pilote + vélo} et la butte. A partir de ce développement théorique se dégagent plusieurs indicateurs de performance d'un bon départ.

3. Conclusion

Ce chapitre nous a permis de présenter les modèles (bio)mécaniques utilisés pour l'analyse du départ. Le modèle spécifique du pilote, pris indépendamment des autres, reste classique. Cependant, la modélisation du vélo et la création d'un modèle complet {Pilote + vélo} sont spécifiques à notre étude. Ce développement du modèle complet constitue une étape indispensable à l'analyse de l'interaction entre le système {Pilote + Vélo} et la butte de départ. C'est aussi une piste future pour faciliter et alléger les expérimentations. Le but est de pouvoir mettre en place, *in fine*, des protocoles nécessitant moins de marqueurs et de caméras, voire sans marqueur, tout en garantissant une qualité d'analyse similaire à celle présentée dans ce document. Ce travail est poursuivi dans le cadre du doctorat de David Pagnon.

En plus de ces différents modèles, une approche théorique du départ est présentée. Cette analyse met en avant toutes les interactions entre le pilote et son vélo ainsi que les contributions de chaque élément, force au guidon, quantités d'accélération segmentaires ou encore poids segmentaires, à la création de force à la pédale /couple au pédalier. Au-delà de l'interaction entre le pilote et son vélo, cette approche théorique présente une analyse du contact roue/sol lors du départ. Comme le pilote se trouve uniquement sur la roue arrière, toute la performance doit se trouver dans cette force motrice de la roue arrière.

Ainsi, nous avons accès, par l'intermédiaire des outils de mesure et des modèles biomécaniques associés, à l'ensemble des données d'entrée nécessaires à l'étude de la cinématique et la dynamique du mouvement de pédalage, problématique scientifique dont les parties théoriques et expérimentales sont développées aux chapitres suivants. Ainsi, deux niveaux d'analyse de la technique de pédalage sont effectués : une analyse mécanique dont une partie est centrée sur l'analyse des forces aux pédales (Chapitre 4), et une analyse de la gestuelle des pilotes (Chapitre 5).

Chapitre 4 :

Etude 1 : Analyse mécanique de la technique de pédalage

SOMMAIRE

1. Introduction 94
   1.1. Le cycle de pédalage 94
   1.2. Force utile et indice d'efficacité en cyclisme 96
      1.2.1. Indice d'efficacité et technique de pédalage 97
      1.2.2. Indice d'efficacité versus performance 101
   1.3. Positionnement de l'étude 103
2. Méthodologie 104
   2.1. Rappel du protocole expérimental 104
   2.2. Traitement des données 105
   2.3. Classification des différentes techniques des pilotes 107
3. Résultats 109
   3.1. Forces et indice d'efficacité 109
      3.1.1. Indice d'efficacité et performance 109
      3.1.2. Analyse des indices d'efficacité 2D (IE_{2D}) et 3D (IE_{3D}) 114
      3.1.3. Analyse type « *clustering* » des séries temporelles 118
   3.2. Autre paramètres mécaniques 119
      3.2.1. Puissance au pédalier versus performance 119
      3.2.2. Force produite au guidon 120
      3.2.3. Force de contact roue-sol versus performance 121
4. Discussion 124
5. Limites 132
6. Conclusion 133

La tâche du pilote est essentiellement de produire une force sur chaque pédale, dans le but de créer un couple moteur au pédalier. Cette tâche de pédalage est donc dépendante de l'intensité et de l'orientation des forces produites aux pédales au cours des cycles de pédalage par rapport aux manivelles. L'étude de la technique de pédalage est donc portée par de nombreux travaux de recherche et l'analyse de l'efficacité de pédalage, à travers le calcul de l'indice d'efficacité, en est devenue un de paramètres clés (Bini et al., 2013a; Dorel et al., 2010, 2009; S. Dorel et al., 2008; Rossato et al., 2008).

Bien que les cyclistes puissent augmenter la puissance produite au pédalier en améliorant l'indice d'efficacité par l'amélioration de leur technique de pédalage, cela ne suffit pas (Bini et Diefenthaeler, 2010). Par exemple, pour une technique de pédalage similaire entre deux pilotes, une même cadence et une même longueur de manivelle, la différence de puissance produite au pédalier est dépendante de l'intensité de la force produite à la pédale. Tandis que pour deux intensités semblables, une même cadence et une même longueur de manivelle, le pilote ayant une efficacité plus élevée produit une puissance au pédalier plus importante et cela uniquement grâce à une meilleure technique. De ce fait, il convient donc de trouver et de tenir compte à la fois de l'intensité des forces créées, mais aussi de leurs orientations par rapport à la manivelle. Si l'orientation de ces forces est particulièrement décrite dans certaines études (Bini et al., 2011; Sanderson et Black, 2003), ainsi que dans des ouvrages techniques tels que Grappe (2009) et Bini et Carpes (2014), peu d'études se sont intéressées à une interprétation théorique et expérimentale de ces forces (Kautz et Hull, 1993; Neptune et Hull, 1999).

1. Introduction

1.1. Le cycle de pédalage

Classiquement, lorsque l'on analyse un cycle de pédalage, celui-ci est défini par une succession de quatre phases distinctes. Le cycle est alors initié lorsque l'une des pédales est en position haute, référence 0° par rapport à la direction verticale passant par l'axe du pédalier (Bini et al., 2011; Kautz et Hull, 1993; Neptune et Hull, 1999). Bien que les secteurs angulaires facilitent l'interprétation et l'analyse du cycle de pédalage, ce dernier peut être amené lui aussi à être défini par quatre phases fonctionnelles (Figure 4.1) :

- La première phase est la phase de descente de la manivelle. Cette phase est connue pour être qualifiée de « phase propulsive », terminologie plus adaptée, et balaye le secteur angulaire allant de ≈30° à ≈150° (valeurs dépendantes des pilotes).
- La seconde est une phase dite de transition basse, ou de point mort bas (≈150° - ≈210°). Cette phase correspond au point de passage entre l'extension et la flexion du genou.

- La troisième phase est la phase de remontée de la manivelle, encore appelée « phase de traction » (≈210° - ≈350°). Cette terminologie est liée au fait que le cycliste essaie de « tracter » la pédale afin de toujours créer un couple moteur au pédalier.
- Enfin, la quatrième et dernière phase correspond à la phase de transition haute, ou point mort haut, et clôt ainsi le cycle de pédalage (≈350° - ≈30°). A l'opposée de la phase de point mort bas, cette phase haute caractérise le passage entre la flexion et l'extension du genou.

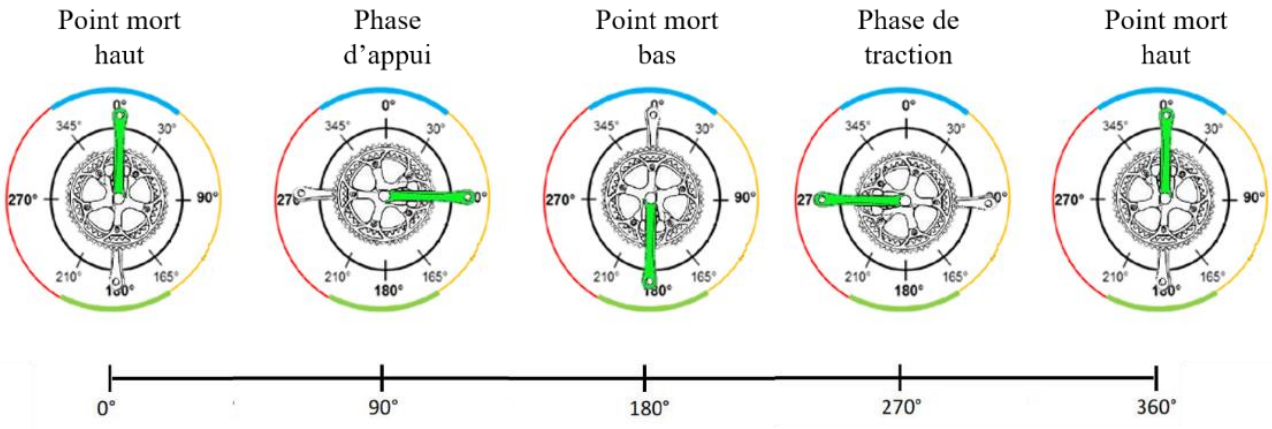


Figure 4.1: Un cycle de pédalage découpé en quatre phases ; une phase de transition haute, une phase de poussée, une phase de transition basse et une phase de traction. Figure adaptée de (Bernard, 2015) et (Menard, 2016).

A ce stade, il convient de différencier le terme « efficace » du terme « efficience ». Ce dernier est défini comme étant la relation entre les ressources utilisées et les résultats ou objectifs obtenus. Le plus souvent, ce terme d'efficience est utilisé pour caractériser des aspects physiologiques de la performance motrice. L'efficience est donc l'utilisation moindre des ressources pour atteindre de meilleurs résultats. Tandis que l'efficacité, elle, est directement définie comme l'atteinte d'un objectif ou d'un résultat. Appliquée au mouvement de pédalage, l'efficacité représente donc la capacité du pilote à exercer une force utile maximale pour créer le couple au pédalier.

La figure 4.2 représente la force globale appliquée sur la pédale ainsi que les différentes composantes de force : radiale et normale. La composante normale à la manivelle est celle qui contribue à la rotation du pédalier. Ainsi, si cette composante est dans le sens de rotation du pédalier la force est alors dite utile ou efficace. Si cette composante est opposée à la rotation du pédalier, la force est alors dite résistive.

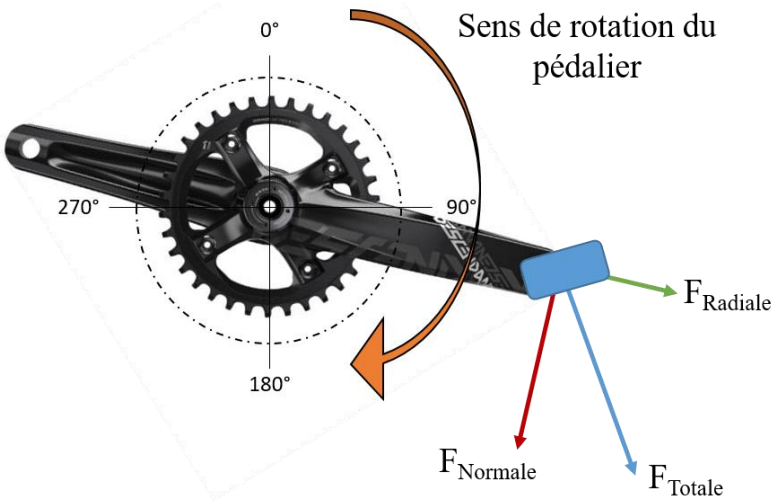


Figure 4.2: Représentation schématique de la force "utile"/"efficace" à la manivelle. La force totale (en bleu) est ici décomposée en deux composantes, la force radiale non propulsive (en vert) et la force normale, ici utile (en rouge).

1.2. Force utile et indice d'efficacité en cyclisme

C'est à partir de l'enregistrement des forces appliquées par le cycliste au niveau des pédales qu'il est possible de calculer l'indice d'efficacité de la force globale produite à la pédale. Cet indice est défini comme étant le ratio de la force utile (force normale à la manivelle Figure 4.2) et la force totale appliquée à la pédale (résultante, la norme de la force) (LaFortune et Cavanagh, 1983).

Équation 4-1

$$IE = \frac{\int_{t_i}^{t_f} F_{Normale}\, dt}{\int_{t_i}^{t_f} \left\| \vec{F}_{totale} \right\| dt}$$

L'indice d'efficacité renseigne donc sur l'orientation de la force à la pédale par rapport à la manivelle. Comme nous venons de le voir, cet indice est le rapport entre deux intensités de forces. Plus la force résultante appliquée est normale à la manivelle, plus l'efficacité du mouvement de pédalage est maximale, laquelle est indiquée par un ratio tendant vers 1. A l'inverse, moins la force exercée est normale à la manivelle, moins elle est efficace et se traduit alors par un ratio tendant vers 0. Enfin, lorsque la force exercée est normale à la manivelle mais dans le sens opposé au mouvement du pédalage, celle-ci se traduit par une force frénatrice et un ratio tendant vers -1. Pour autant si cet indice renseigne sur l'orientation de la force, il ne permet pas de connaître son intensité. L'indice peut être proche de 1 pour des forces de faible intensité, ce qui entraine, de fait, un faible couple au pédalier.

1.2.1. Indice d'efficacité et technique de pédalage

Selon Kautz et al. (1991), la compréhension de la technique de pédalage au travers de l'indice d'efficacité est un prérequis fondamental afin d'appréhender la biomécanique en cyclisme. Il fait notamment le constat que les analyses sur la technique de pédalage des pilotes ont été réalisées dans des conditions particulières ne reflétant pas les conditions réelles de pratiques. Cependant, cette analyse de l'indice d'efficacité en condition écologique, réelle, est d'autant plus importante qu'elle permet une différenciation entre les meilleurs pilotes, les meilleurs ayant un indice plus élevé (Böhm et al., 2008; Hasson et al., 2008; Holderbaum et al., 2007). De ce fait, de nombreuses études ont analysé l'évolution des forces produites aux pédales en fonction de plusieurs paramètres tels que la puissance globale générée au pédalier (Coyle et al., 1991; Kautz et al., 1991; Rossato et al., 2008; Sanderson, 1991; Zameziati et al., 2006), la cadence de pédalage (Candotti et al., 2009, 2007; Rossato et al., 2008; Sanderson, 1991), la posture du pilote sur le vélo (assis ou en danseuse) (Bini et Diefenthaeler, 2009; Diefenthaeler et al., 2006; Dorel et al., 2008; Grappe, 2009) et enfin en fonction de la fatigue (Diefenthaeler et al., 2007; Dorel et al., 2009).

Pour analyser l'influence que ces paramètres peuvent avoir entre eux, nous proposons d'établir les relations mathématiques qui les relient, à savoir :

- Sachant que la puissance $P_{pédalier}$ est égale au produit du couple au pédalier $\tau_{pédalier}$ par la vitesse angulaire des manivelles $\omega_{pédalier}$, on obtient : $P_{pédalier} = \tau_{pédalier}\omega_{pédalier}$,
- Le couple est également le produit de la composante de force normale aux manivelles par la longueur des manivelles, soit : $\tau_{pédalier} = F_{Normale}L_{manielle}$,
- Enfin, l'indice d'efficacité est égal à chaque instant à : $IE = \frac{F_{Normale}}{\|F_{totale}\|}$

Nous obtenons au final la relation qui relie la puissance produite au pédalier à l'indice d'efficacité

Équation 4-2

$$P_{pédalier} = L_{manielle} * \omega_{pédalier} * \|F_{totale}\| * IE$$

La relation mathématique ci-dessus (Equation 4-2) démontre l'implication de l'IE dans la puissance. Les études citées témoignent du fait qu'il est difficile, biomécaniquement, pour le cycliste d'exercer une force 100% efficace, et que de nombreux paramètres influencent cette capacité.

- Indice d'efficacité et puissance au pédalier

Ainsi, Kautz et al. (1991) ont comparé l'évolution des forces appliquées au cours du cycle de pédalage par des pilotes pédalant à deux niveaux de puissances, 120W et 200W respectivement, et avec une cadence fixée à 90rpm. Un de leurs résultats clés réside dans la différence de la force entre chaque cycliste et chaque condition, que ce soit en termes d'intensité ou d'orientation évaluée dans le référentiel propre à la pédale. De plus, Kautz et al. (1991) sont parmi les premiers à mettre en évidence des modifications de l'indice d'efficacité, et spécifiquement dans la phase de traction. Zameziati et al. (2006) ont directement évalué l'indice d'efficacité au cours d'un cycle de pédalage lors d'un test incrémental allant jusqu'à la fatigue. Le test démarrait à 100W avec une augmentation de 30W toutes les cinq minutes à une allure de 80rpm. Pour leur analyse, les auteurs ont choisi de découper le cycle de pédalage en deux phases et de calculer un indice d'efficacité pour chaque phase et un indice total. Il en est ressorti la mise en avant de la corrélation entre l'indice d'efficacité total, et l'indice d'efficacité calculé dans la phase dite de « poussée », et le rendement musculaire brut et net. Ce rendement musculaire, brut et net, a été calculé par la consommation d'oxygène et la puissance externe au niveau de la roue d'inertie de l'ergomètre (flywheel).

Concernant les résultats proposés par Kautz et al. (1991), une explication peut être avancée en se basant sur l'équation 3.2 précédente, à savoir : $P_{pédalier} = L_{manielle} * \omega_{pédalier} * \|F_{totale}\| * IE$. En effet, à cadence fixe, l'augmentation de la puissance ne peut être obtenue que si le facteur $\|F_{totale}\| * IE$ augmente c'est-à-dire que l'intensité de la force utile, composante $F_{Normale}$ positive augmente. Cela conduit à ce que le cycliste, pédalant à 200W, améliore l'orientation de la force F_{totale} produite à la pédale et/ou son intensité améliorant ainsi dans les deux cas, l'intensité de $F_{Normale}$.

Concernant les travaux de Zameziati et al. (2006), l'indice d'efficacité totale étant la somme des deux indices calculés pour le côté gauche et le côté droit, soit $IE_{total} = IE_{droit} + IE_{gauche}$, il apparaît comme logique que l'indice total soit corrélé avec l'indice d'efficacité calculé dans la phase propulsive alternativement établie du côté droit puis du côté gauche.

- Indice d'efficacité et Cadence de pédalage

Candotti et al. (2007) ont évalué l'indice d'efficacité de neuf cyclistes et huit triathloniens en fonction de la cadence de pédalage. Selon leurs résultats, les cyclistes confirmés produisent plus de force utile et ont un indice d'efficacité plus élevé aux cadences faibles (60 et 75 rpm) que les triathloniens, et que ces deux paramètres étaient négativement corrélés à la cadence (voir figure 4.3). Ceci est aussi constaté par Sanderson (1991) qui note que l'augmentation de la cadence influence négativement l'indice d'efficacité moyen sur le cycle.

Plus spécifiquement, pour une augmentation de cadence de 60 rpm à 100 rpm, l'indice diminue de 0.4 à 0.3 pour un palier à 100W et il passe de 0.6 à 0.4 pour un palier à 235W. De cette constatation, il met en évidence que l'efficacité du pédalage augmente avec l'intensité de palier, passant de 0.4 à 0.6 respectivement pour 100W et 235W à une cadence de 60 rpm, constat qui est le même pour la cadence de 100 rpm. Dans cet article, Sanderson (1991) est l'un des premiers à présenter des patterns de l'indice d'efficacité au cours d'un cycle.

Si là encore nous reprenons la relation de la puissance au pédalier précédente, équation 3.3, $P_{pédalier} = L_{manielle} * \omega_{pédalier} * \|F_{totale}\| * IE$, si à puissance $P_{pédalier}$ constante, la cadence augmente avec pour conséquence une augmentation de $\omega_{pédalier}$, alors le facteur $\|F_{totale}\| * IE$ doit diminuer. Cela signifie donc que, pour une même force appliquée à la pédale $\|F_{totale}\|$, l'indice d'efficacité diminue, ce qui transcrit une mauvaise technique de pédalage. Soit c'est l'intensité de $\|F_{totale}\|$ qui diminue, et la technique de pédalage s'améliore puisque l'indice d'efficacité doit augmenter. Bien qu'au travers de l'équation de la puissance au pédalier il est évident que la variation se trouve sur ce facteur $\|F_{totale}\| * IE$, seule l'expérimentation permet de connaître le comportement adopté par le cycliste, et quelle variable en est la cause.

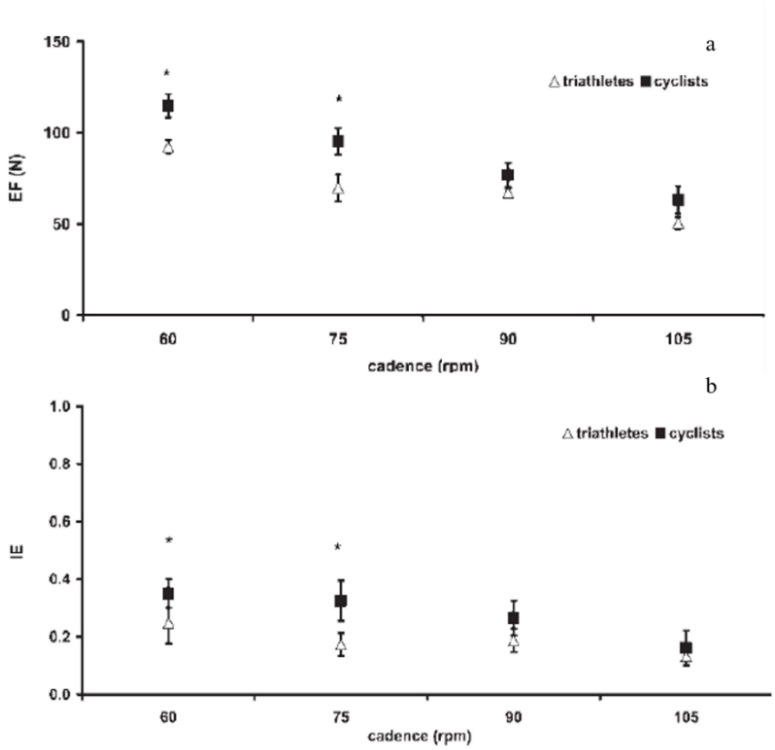


Figure 4.3: Moyenne et écart type de (a) la force efficace (EF), composante de force normale à la manivelle, et (b) l'indice d'efficacité pour des cyclistes et des triathloniens aux différentes cadences (p< 0.05) (Candotti et al., 2007)*

L'indice d'efficacité de LaFortune et Cavanagh (1983) est un indice global, soit moyenné sur le cycle de pédalage. Or en compétition, que ce soit du sprint ou de l'endurance, chaque cycle compte. Il convient donc de réaliser une analyse plus fine du cycle, sur les différentes phases (Rossato et al., 2008). Ces informations mettent alors en avant les secteurs angulaires qu'il convient d'améliorer comme le suggère Sanderson et Black (2003). Plus précisément Coyle et al. (1991) mettent en avant un pic de composante de force normale positive durant la phase propulsive et précisément aux alentours des 90°.

Toutefois, bien que cette phase de poussée (propulsive) soit importante, la plus grande différence entre les techniques de pédalage des pilotes résulte dans la gestion des points morts, mais surtout lors de la phase de traction (Coyle et al., 1991; Kautz et al., 1991). En plus d'une technique différente observée, il s'avère que la force normale à la manivelle est rarement positive (Dorel et al., 2009; Rossato et al., 2008; Sanderson et Black, 2003). Cela indique que la composante de force normale à la manivelle ne créée pas un couple moteur au pédalier (Coyle et al., 1991), elle est donc résistive. La figure 4.5 présente des résultats typiques d'indice d'efficacité (Figure 4.5.b) et de force normale à la manivelle (Figure 4.5.a) pour un cycle de pédalage. Ces résultats sont extraits de données non publiées de (Rossato et al., 2008), mais présentés dans la revue de littérature de (Bini et al., 2013a) , sur des tests effectués chez huit pilotes élites avec les signaux de la pédale (droite). On observe que l'indice d'efficacité est proche de 1 durant toute la phase propulsive (~90°), et est proche de -1 lors de la phase de remontée (~270°). Cet indice négatif indique bien que durant cette phase, la composante de force normale à la manivelle créée un couple résistant au mouvement de rotation du pédalier, ce qui est corroboré par la composante de force normale négative au même instant.

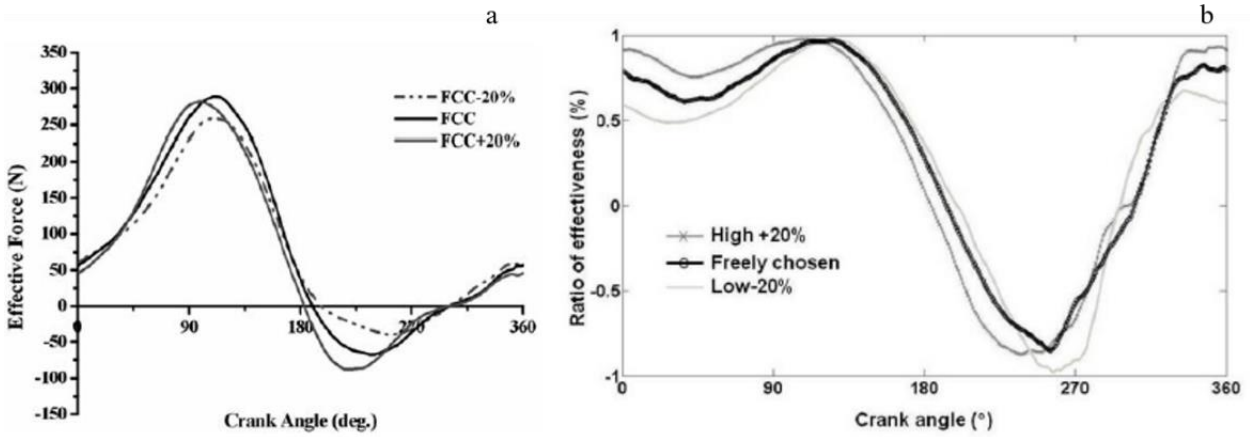


Figure 4.4 : Evolution temporelle de (a) la composante de force normale à la manivelle (si positive alors elle est utile) et (b) l'indice d'efficacité de huit cyclistes pédalant à 80% de leur puissance maximale à une cadence choisie (« Freely chosen » ou FFC), à une cadence inférieure de 20% à la cadence FFC (FFC – 20% ou « Low – 20% ») et à une cadence supérieure de 20% que la cadence FFC (FFC+20% ou « High + 20% ») (Bini et al., 2013a)

Si la nécessité d'optimiser l'orientation des forces est aisément compréhensible et importante dans la phase propulsive, cet objectif est tout aussi recherché dans la phase ascendante. Les travaux de (Bernard, 2015) effectués au laboratoire ont montré que dans cette phase de remontée de la pédale, l'intention des cyclistes est bien de « tracter » et que cette capacité apparaissait seulement pour quelques cycles et uniquement à des puissances importantes. Pour des puissances élevées, le cycliste met tout en œuvre pour préserver cette puissance, ce qu'il ne fait pas pour des puissances plus faibles, car, pour lui, cela ne présente pas de difficulté. Ainsi, cette optimisation de la technique de pédalage lors de la phase ascendante ne semble pas être une tâche aisée. Pour autant, un indice égal à 1 n'est pas une condition suffisante pour produire un couple au pédalier. En effet, comme précisé précédemment, cette force peut être de faible intensité et de ce fait produire un couple, lui aussi, de faible intensité. Une fois encore, il convient de trouver le compromis entre la technique et l'intensité mise à la pédale de sorte que l'un ne soit pas au détriment de l'autre, dans le but d'optimiser la performance.

1.2.2. Indice d'efficacité versus performance

Les paramètres mécaniques, tels que la puissance au pédalier et les forces aux pédales, ont déjà été analysés et reliés à la performance.

Par exemple, lors d'un sprint (sur une distance de course de 5 et 10 mètres ou encore sur un 60 mètres chrono) il a été reporté que la performance est corrélée positivement avec la puissance maximale (P_{max}) normalisée par rapport au poids (Bosco et al., 1983; Morin et al., 2002). Dans le cyclisme, Dorel et al. (2005) a montré que P_{max} normalisée par rapport à l'aire frontale et f_{opt}, la cadence optimale, étaient tous deux indicateurs de la performance d'un 200 mètres sprint pour des cyclistes de classe mondiale. La performance étant dépendante des effets aérodynamiques, la puissance produite au pédalier doit au minimum être supérieure à la puissance résistive due à ces effets aérodynamiques.

Tout comme la puissance produite au pédalier, l'indice d'efficacité est un paramètre mécanique utilisé en cyclisme lors des séances d'entraînement, car une distribution égale du couple au pédalier tout au long du cycle est présentée comme une technique « efficiente » (Bini et al., 2013a; Korff et al., 2007; Mornieux et al., 2008) et possiblement reliée à la performance (Candotti et al., 2007). Korff et al. (2007) sont parmi les premiers à examiner les interactions entre l'efficacité mécanique et l'efficience de différentes techniques de pédalage (technique préférentielle, se concentrer sur l'action de tracter la pédale en phase de remontée, pédaler rond, et se concentrer sur la phase propulsive soit la phase d'appui.

A titre indicatif, ce paramètre de rendement brut, d'efficience, est calculé de la manière suivante : 100* Puissance externe (W)/Energie dépensée ($J.s^{-1}$), avec l'énergie dépensée calculée par les mesures de consommation d'oxygène et de production de dioxygène à chaque respiration

(Oxycon Pro, Jaeger, Allemagne). Les résultats de Korff et al. (2007) ont montré que la technique de pédalage lorsque les cyclistes se focalisent sur cette phase de remontée induit une augmentation de l'indice d'efficacité (ce qui est une évidence) et une diminution du rendement brut comparé à la technique de pédalage rond, et celle focalisée sur la phase propulsive. Il est intéressant de noter que les résultats pour la technique préférentielle et la technique de tracter la pédale sont similaires. Cette condition de tracter la pédale apparaît donc comme inefficiente. Or pour les disciplines de type endurance, ce paramètre d'efficience constitue un paramètre déterminent de la performance.

Cependant, durant un sprint, exercice de courte durée, l'efficience n'est pas primordiale comparée à être le plus efficace possible. Le BMX étant considéré comme une discipline de sprint, cette action de tracter la pédale pourrait participer à l'obtention d'une bonne performance. Seules quelques études (Burnie et al., 2020; Dorel et al., 2010; Janssen et Cornelissen, 2017; Sachet et al., 2018) ont analysé et reporté les indices d'efficacité développés lors d'un sprint en cyclisme (<5s), mais principalement en condition de laboratoire sur un ergomètre.

Malgré toutes ces études, cet effet de la technique de pédalage sur la performance reste hypothétique et controversé suivant la discipline étudiée (sprint versus endurance) (Bini et al., 2013a). Cependant, l'évaluation de l'indice d'efficacité apporte des informations supplémentaires et complémentaires dans la recherche de la performance. En effet, les relations mathématiques qui traduisent mécaniquement ces mécanismes montrent qu'à intensité de force totale égale produite aux pédales, un indice d'efficacité plus élevé ne peut être que bénéfique sur le couple produit au pédalier et *in fine* sur la performance. Ainsi, il est certain que cette relation existe, mais pour l'heure très peu d'études ne l'a formellement mise en avant. Plus encore, sur l'ensemble des études discutées plus haut, la majorité est porté sur l'analyse de cyclisme d'endurance ou en condition sous maximale. Seul Dorel (2018) et Dorel et al. (2008) ont apporté des informations concrètes sur l'évolution de la force produite à la pédale en condition de sprint. Mais plus encore, ils ont montré que la phase de traction est prédominante dans la création de la composante de force normale à la manivelle (utile) et dons dans la performance dans les 50 premiers mètres d'un sprint ($p < 0.001$, $R^2 = 0.782$). En plus de la contribution de la force normale à la manivelle sur la performance, Dorel (2018) et Dorel et al. (2008) ont également observé une corrélation entre l'indice d'efficacité et le temps de performance dans les 50 premiers mètres ($p < 0.005$, $R^2 = 0.348$). Mais plus encore, cet indice d'efficacité est un indicateur utilisé par certains entraineurs. Ainsi, la relation et le retour auprès des entraineurs et des athlètes demeurent prépondérants. C'est pourquoi certaines études se sont alors focalisées sur l'entraînement et ce retour aux entraineurs, montrant par la même occasion la possibilité d'entrainer et d'optimiser cet indice d'efficacité (Broker et al., 1993; Ting et al., 1998). En effet, ce feedback permet d'augmenter l'indice d'efficacité de 17% à 40% pour des cyclistes confirmés (Henke, 1998) et non confirmés (Sanderson et Cavanagh, 1990). Des études plus récentes reportent des résultats similaires (Bini et Hume, 2020) avec notamment Vidal et al. (2020) en testant l'utilisation d'un feedback sonore et non visuel.

1.3. Positionnement de l'étude

A ce jour, très peut d'étude n'a mis en avant la relation existante entre l'indice d'efficacité et la performance, lorsque celle-ci est définie comme un temps ou une distance à atteindre, dans les disciplines telles que le cyclisme sur piste et le sprint. Comme le BMX est également une discipline de l'ordre du sprint, et au vue des résultats obtenus par Dorel (2018), on peut attendre des résultats similaires quant aux relations existante entre les données de forces aux pédales, l'indice d'efficacité et la performance lors d'un départ. Seule une étude reporte des données d'indice d'efficacité pour des pilotes de BMX dans des conditions de sprint (Janssen et Cornelissen, 2017), mais les expérimentations ont été conduites sur ergomètre.

Evaluer l'indice d'efficacité suppose d'utiliser des capteurs au niveau des pédales. De nombreuses études et en particulier celle de Janssen et Cornelissen (2017) ont analysé l'indice d'efficacité à l'aide de pédales instrumentées avec des capteurs bidimensionnels, ne prenant pas en compte la composante médio-latérale de la force produite aux pédales ; l'indice calculé est noté IE_{2D}. Bien que le mouvement de pédalage soit prioritairement réalisé dans le plan sagittal, les forces produites par le pilote sur son vélo sont tridimensionnelles. En effet, comme précisé au chapitre 1, le mouvement et la technique de pédalage (cinématique et dynamique articulaire et dynamique externe) sont sujets à des modifications suivant la position du cycliste (en danseuse ou assis) ainsi qu'en fonction de l'inclinaison de la pente. Bien que certaines études aient analysé les forces exercées aux pédales à travers une analyse tridimensionnelle comme Mornieux et al. (2006) et Zameziati et al. (2006) par le biais d'une plateforme de force[1], ou encore à l'aide de pédales instrumentées (Boyd et al., 1996; Broker et Gregor, 1990; Hull et Davis, 1981), seul Menard et al. (2016) a évalué la technique de pédalage au travers d'un indice d'efficacité spatiale (IE_{3D}).

Cependant, aucune étude n'a utilisé ce même indice comme outil permettant d'identifier les techniques individuelles, ou au moins différentes, dans un groupe homogène de pilotes élites. En effet, dans le monde des athlètes élites, un problème classique repose sur la détection de jeunes athlètes prometteurs Johnston et al. (2018). C'est pourquoi de nombreuses fédérations et structures sportives portent un intérêt spécifique à ce sujet et tentent de comprendre la mécanique du geste qui se cache derrière ce qu'on appelle communément le *talent* Vaeyens et al. (2008) et l'évolution des jeunes athlètes durant les premières années de leur carrière. Il existe différents patterns de progression, et il serait opportun de les considérer, si l'on souhaite augmenter et perfectionner la qualité de la détection de jeunes talents ainsi que de leur technique et leur stratégie. La méthode *clustering* de séries temporelles

[1] Plus précisément, Mornieux et al. (2006) ont monté un ergomètre sur une plateforme de force. Ainsi, ils ont enregistré les forces appliquées sur la plateforme de force et par l'intermédiaire des équations fondamentales de la mécanique ils ont pu obtenir la force appliquée à la pédale de manière instantanée. Cette méthodologie a été validée par des essais statique et dynamique.

semble parfaite pour regrouper et/ou séparer des données en plusieurs sous-groupes. Cependant, son utilisation dans le monde du sport est assez précaire ou bien sujette à la confidentialité. Seuls quelques travaux ont conduit à cette analyse (Forrester et Townend, 2015; Liebl et al., 2014; Mallor et al., 2010), et notamment (Leroy et al., 2018) qui, de par une analyse *clustering*, a pu étudier et perfectionner la détection de jeunes nageurs prometteurs. Par conséquent, détecter des techniques et stratégies spécifiques de pilotes élites, les classer en fonction de ces spécificités pourrait être bénéfique pour pouvoir détecter et entrainer de futurs pilotes élites en fonction de leur propre technique.

Nous avons donc souhaité poursuivre cette idée d'analyser les efforts appliqués aux pédales ainsi que l'indice d'efficacité lors de la phase de départ en BMX race. L'objectif principal de l'étude présentée ici a été d'évaluer la relation entre l'indice d'efficacité et la performance lors du départ en BMX et de tester la plus-value apportée par l'indice d'efficacité 3D sur l'analyse de la technique de pédalage. Nous avons émis l'hypothèse que l'indice d'efficacité en 3D (IE_{3D}) avait une corrélation plus importante avec la performance que l'indice en 2D (IE_{2D}). Nous avons aussi analysé et étudié cette différence entre ces deux indices dans le but de quantifier la perte d'information dans la technique de pédalage lorsque la composante médio-latérale de la force produite aux pédales n'est pas prise en compte. Enfin, le dernier objectif était de répondre à la question suivante ; l'analyse de l'indice d'efficacité peut-elle conduire à discerner des techniques de pédalage individuelles et ainsi distinguer des groupes de pilotes?

En plus de cette analyse spécifique axée sur les données de force aux pédales, un deuxième objectif a été d'élargir cette étude à d'autres paramètres mécaniques. Il est tout à fait pertinent que la production de puissance au pédalier soit en lien avec la performance, car c'est cette puissance qui permet de faire avancer le vélo (hormis la pente). Plus encore, comme les pilotes effectuent les premiers mètres du départ uniquement sur leur roue arrière, nous avons émis l'hypothèse que la performance peut être expliquée par la force de contact entre la roue arrière et le sol.

2. Méthodologie

2.1. Rappel du protocole expérimental

La chaîne d'acquisition mise en place lors de cette étude, et décrite au chapitre 3, permet de collecter simultanément la cinématique du pilote et de son vélo lors du mouvement de pédalage, ainsi que les efforts extérieurs produits au niveau des pédales. Dans cette étude, seules les données cinématiques du cadre, du pédalier et des pédales ainsi que les forces appliquées aux pédales sont utilisées. Pour rappel, bien que l'instrumentation proposée par Sensix soit équipée d'un codeur manivelle, il nous a été impossible de le monter sur le vélo. De ce fait, pour garder une cohérence nous

avons utilisé les données cinématiques afin d'effectuer les changements de repères nécessaires à l'obtention les forces aux pédales dans le repère pédalier. De manière plus précise, les deux clusters (corps rigide de plusieurs marqueurs) propres aux pédales ont été conçus et positionnés de telle sorte que les repères créés à partir des clusters et ceux liés aux capteurs soient alignés.

Pour rappel, huit pilotes élites de l'équipe de France de BMX ont participé à cette étude. Chaque pilote, muni de son propre équipement, a effectué un minimum de six départs avec pour consigne un départ à intensité maximale, digne d'une finale. Les cellules placées au niveau de la cassure (~6 mètres du départ) et en bas de butte ont permis de classer les essais et les pilotes entre eux.

Toutes les données, cinématiques et dynamiques, ont été enregistrées à une fréquence de 300 Hz. Ces données ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe bas Butterworth d'ordre quatre avec une fréquence de coupure de 20 Hz.

2.2. Traitement des données

L'indice d'efficacité est calculé à chaque pas de temps et pour chaque jambe ($IE_{3D/2D_{Pied\ Av}}$et $IE_{3D/2D_{Pied\ Arr}}$). Cependant, les pilotes n'évoluent pas dans une situation stable ; la cadence de pédalage est en constante évolution tout comme la puissance au pédalier, de plus, seuls trois coups de pédales sont analysés (Figure 4.5). Par conséquent, en plus de l'indice d'efficacité par pieds, nous avons calculé un indice d'efficacité global afin de quantifier le lien existant entre l'indice d'efficacité et la performance.

A chaque pas de temps, cet indice global IE_{3D} est calculé par l'équation suivante:

Équation 4-3

$$IE_{3D} = \frac{F_{Normale_{Droite}} + F_{Normale_{Gauche}}}{\left(\sqrt{\left(F^2_{Normale_{Droite}} + F^2_{R_{Droite}} + F^2_{M_{Droite}}\right)} + \sqrt{\left(F^2_{Normale_{Gauche}} + F^2_{R_{Gauche}} + F^2_{M_{Gauche}}\right)}\right)}$$

L'indice global IE_{2D} a été calculé avec l'hypothèse d'un mouvement de pédalage plan restreint dans le plan sagittal. De ce fait, la composante médio-latérale n'est pas prise en compte dans l'équation suivante :

Équation 4-4

$$IE_{2D} = \frac{F_{Normale_{Droite}} + F_{Normale_{Gauche}}}{\left(\sqrt{\left(F^2_{Normale_{Droite}} + F^2_{R_{Droite}}\right)} + \sqrt{\left(F^2_{Normale_{Gauche}} + F^2_{R_{Gauche}}\right)}\right)}$$

Pour rappel, les indices d'efficacité calculés IE_{2D} et IE_{3D} sont globaux et varient donc entre 0 et 1, tandis que les indices d'efficacité par pied varient entre -1 et 1.

L'objectif est d'analyser la relation entre l'indice d'efficacité en fonction de la performance lors du départ. De ce fait, seule la phase motrice des pilotes a été analysée (flèche bleue Figure 4.5). Le temps de réaction (flèche rouge Figure 4.5) étant déjà un facteur de performance celui-ci est retiré, car le plus important est de savoir quel pilote effectue la phase motrice dans un intervalle de temps le plus court. Ainsi, l'analyse a démarré au moment où les pilotes réagissent, c'est-à-dire à l'instant correspondant à leur temps de réaction t_i.

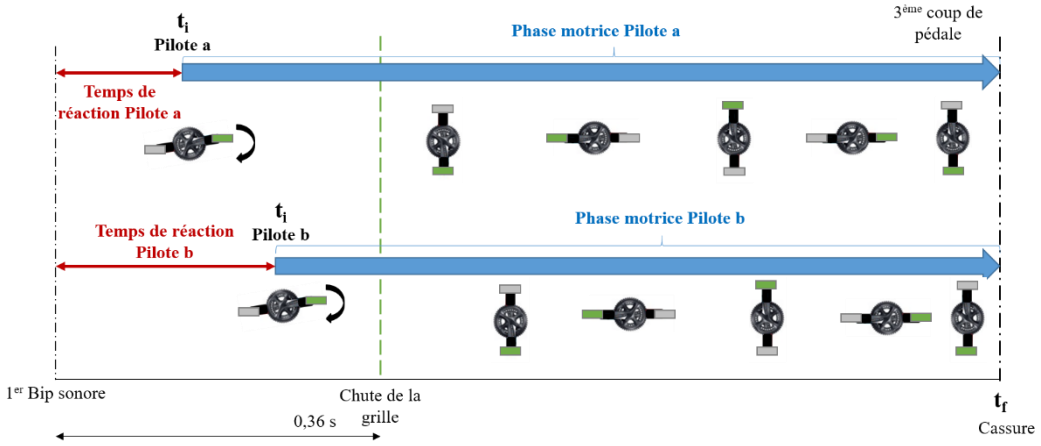


Figure 4.5 : Représentation schématique du départ et de la phase motrice analysée pour deux pilotes a et b. Le temps de réaction démarrant au 1er Bip jusqu'à la mise en action des pédales, est retiré.

Ce temps de réaction a été défini à l'aide des forces aux pédales, lorsque celles-ci ont atteint le seuil de trois écarts types par rapport à la ligne de base définie lors du temps aléatoire (Figure 4.6). Cette technique de détection du temps de réaction est similaire à la détection des faux départs en sprint réalisée à partir du niveau de l'intensité de la force appliquée sur le starting-block. La performance est donc définie comme étant le temps pris par les pilotes pour passer la cassure (t_f), avec l'instant t_i correspondant à l'instant initial de la phase motrice (Figure 4.5).

Ainsi, la performance définie dans cette partie est donc égale à : $\boxed{t_{Perf} = t_f - t_i}$.

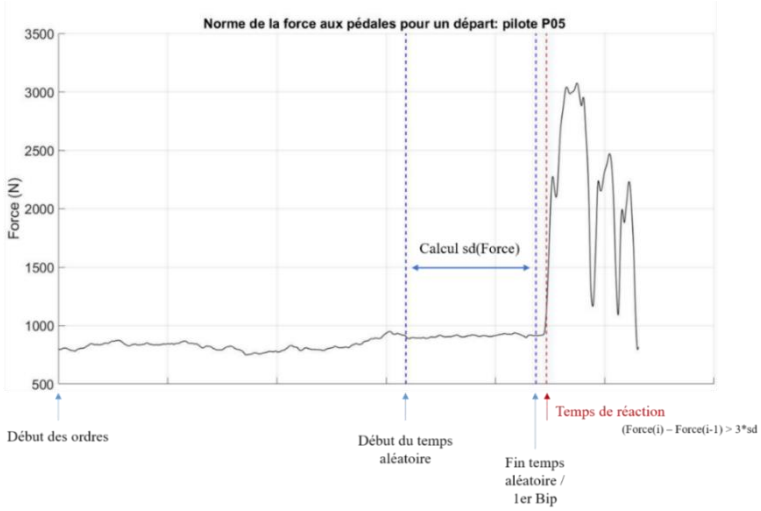


Figure 4.6: Exemple de calcul du temps de réaction d'un pilote (P05). L'écart type est calculé entre l'instant correspondant au début du temps aléatoire et celui du 1er Bip durant lequel le pilote est en "standby". Le temps de réaction correspond par la suite à l'instant pour lequel la différence de force entre deux instants est supérieure à 3 fois la valeur de l'écart type.

Bien que chaque pilote évolue dans un régime non stationnaire, tous atteignent la cassure approximativement au bout de trois coups de pédales (un coup de pédale représentant la moitié d'un cycle de pédalage) (Figure 4.5). De plus, il convient de noter que le premier coup de pédale des pilotes est tronqué. En effet, tous commencent leur premier coup avec la manivelle positionnée aux alentours des 70°-80° (pour rappel, 0° étant la position haute de la manivelle). Ainsi, l'analyse est effectuée sur approximativement un cycle complet de pédalage plus un tiers de cycle.

Les coups de pédales ont été définis par rapport au système de coordonnées du cadre qui, du fait de l'inclinaison de la pente ainsi que des mouvements du vélo (mouvement de tangage et de roulis), diffère du système d'axe traditionnel de référence, le système horizontale-verticale (Figure 4.7). Les forces et indices d'efficacités ont tous été normalisés par rapport au temps, entre 0 et 1, par la durée mise pour effectuer les trois premiers coups de pédale, dans le but d'étudier pour chaque pilote et chaque départ le même nombre de cycles de pédalage (~1.3).

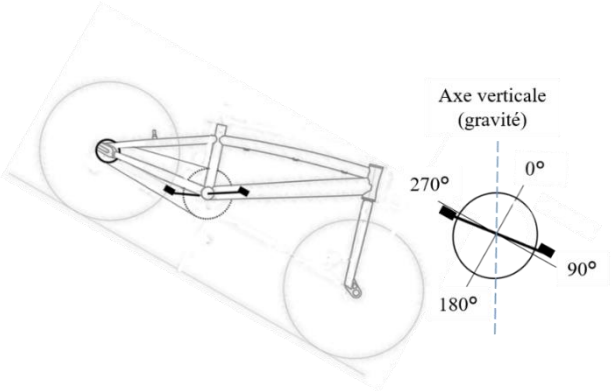


Figure 4.7: Schéma du repère pédalier, fixe au niveau du cadre, lequel diffère de l'axe de gravité.

2.3. Classification des différentes techniques des pilotes

La base de données a été constituée en utilisant les données des indices d'efficacité calculés précédemment. Cette base de données, pour chaque indice, est donc constituée de 48 essais, six essais par pilote. Pour chaque indice, IE_{2D} et IE_{3D}, nous avons utilisé la méthode *clustering* de l'analyse de données fonctionnelles univariées dont la méthode est développée entièrement au chapitre précédent (Chapitre 3.3.2). Pour rappel, nous avons tout d'abord testé tous les modèles possibles afin de choisir celui offrant le critère *BIC* le plus élevé. Pour cela, nous avons défini le nombre de groupe maximal possible de notre base de données. Comme nous avons un total de huit pilotes, en considérant l'hypothèse que chaque pilote adapte sa propre technique, le nombre de groupes maximal est donc de huit. Tous ces calculs ont été effectués à l'aide du logiciel statistique R ainsi que le package *fda* et *fundHDDC*.

Ainsi, en premier lieu, l'algorithme teste les différents modèles existants avec le nombre de groupe *K* possible (*K* allant de 1 à 8). Les résultats sont présentés sous forme de tableau dont chaque ligne correspond à une convergence, une possibilité de découpage de la base de données avec le modèle et le nombre de groupes *K* concordant. Ces résultats sont classés par rapport au critère *BIC*, le plus élevé (ligne 1) correspond donc à la meilleure solution.

Pour l'indice d'efficacité 2D, nous obtenons le tableau 4.1 suivant, lequel récapitule les modèles testés ainsi que les solutions trouvées. Il apparaît que l'algorithme de résolution n'a trouvé qu'une seule solution possible qui correspond au modèle le plus complexe avec un nombre de groupe $K = 1$. Les autres lignes ne présentent pas de solution, l'algorithme de résolution ne converge pas. Ainsi, pour l'indice d'efficacité 2D, l'analyse *clustering* ne distingue aucun pattern différent entre les données, ne créant ainsi pas de sous-groupe.

	Modèle	*K*	Threshold	Complexité	*BIC*
1	$A_{kj}B_kQ_kD_k$	1	0.2	101	-27,866,790,845.40
2	$A_kB_kQ_kD_k$	2	0.2	<NA>	-Inf
3	$AB_kQ_kD_k$	2	0.2	<NA>	-Inf

Tableau 4-1: Tableau récapitulatif de l'analyse clustering univariée réalisée sur IE2D. Le tableau présente uniquement les trois premières lignes de résultats de l'analyse clustering. K représente le nombre de cluster et BIC le critère de performance du modèle. Si la ligne présente <NA> en complexité en –Inf en critère BIC cela signifie que l'algorithme n'a trouvé aucune solution pour le modèle et nombre de clusters testé.

Pour l'indice d'efficacité 3D, le même processus est appliqué et le tableau 4.2 récapitule les différents modèles possibles appliqués à notre base de données. Contrairement au tableau 4.1, l'algorithme de résolution converge vers plusieurs solutions. Pour la présentation des résultats, seules les 4 premières lignes sont présentées.

Il apparaît que sur les quatre premières solutions, les deux premières offrent une décomposition de la base de données en deux sous-groupes (K =2). Les solutions suivantes proposent une décomposition avec un nombre de groupes égale à 3 puis à 4. Cependant, ces solutions offrent des critères *BIC* plus faibles. La solution prise pour la suite est donc celle de la première ligne du tableau 4.2, laquelle affiche le critère *BIC* le plus élevé.

	Modèle	*K*	Threshold	Complexité	*BIC*
1	$A_kBQ_kD_k$	2	0.2	124	-249,498.35
2	ABQ_kD_k	2	0.2	296	-429,568.32
3	ABQ_kD_k	3	0.2	444	-550,684.24
4	$A_kBQ_kD_k$	4	0.2	452	-586,568.11
5	…	…	…	…	…

Tableau 4-2 : Tableau récapitulatif des résultats de l'analyse clustering univariée réalisée sur IE_{3D} . Le tableau présente uniquement les quatre premières lignes des résultats de l'analyse clustering.
K représente le nombre de cluster et BIC le critère de performance du modèle.
Si la ligne présente <NA> en complexité en –Inf en critère BIC cela signifie que l'algorithme n'a trouvé aucune solution pour le modèle et nombre de clusters testé.

Le test est donc réitéré, mais cette fois-ci avec les paramètres d'entrés correspondant à la solution trouvée précédemment : modèle [$A_kBQ_kD_k$] et *K*=2. Le fichier de sortie se présente donc sous la forme d'un fichier .csv dans lequel, chaque essai de manière considéré individuellement, c'est-à-dire sans prendre en compte son appartenance à un pilote ou à un autre, se voit attribuer soit le chiffre 1 s'il appartient au groupe numéro 1, soit le chiffre 2 s'il appartient au second groupe.

3. Résultats

3.1. Forces et indice d'efficacité

3.1.1. Indice d'efficacité et performance

Le coefficient de détermination de Spearman (r^2) a été utilisé pour l'étude de la relation existante entre l'indice d'efficacité et la performance. Pour éviter de majorer les erreurs de type I, seul la moyenne des six essais par pilote est prise pour réaliser les corrélations. Trois niveaux d'analyse ont été effectués pour étudier cette relation, à savoir :

- Une analyse globale sur l'ensemble de la phase motrice (les trois coups de pédales) (Figure 4.8.a);
- Une analyse avec un cycle de pédalage décomposé en deux phases (0°-180° pour la phase propulsive, et 180°-360° pour la phase de traction) (Figure 4.8.b) ;
- Enfin, une analyse avec le cycle de pédalage décomposé en quatre phases (comme présenté en introduction figure 3.1) (Figure 4.8.c).

La méthodologie utilisée pour le calcul de l'indice d'efficacité lorsque le cycle est décomposé en deux phases est illustrée Figure 4.8. Une méthodologie similaire est donc appliquée pour l'analyse en quatre phases.

Cette analyse de corrélation a été menée sur les deux indices ; IE_{2D} et IE_{3D}.

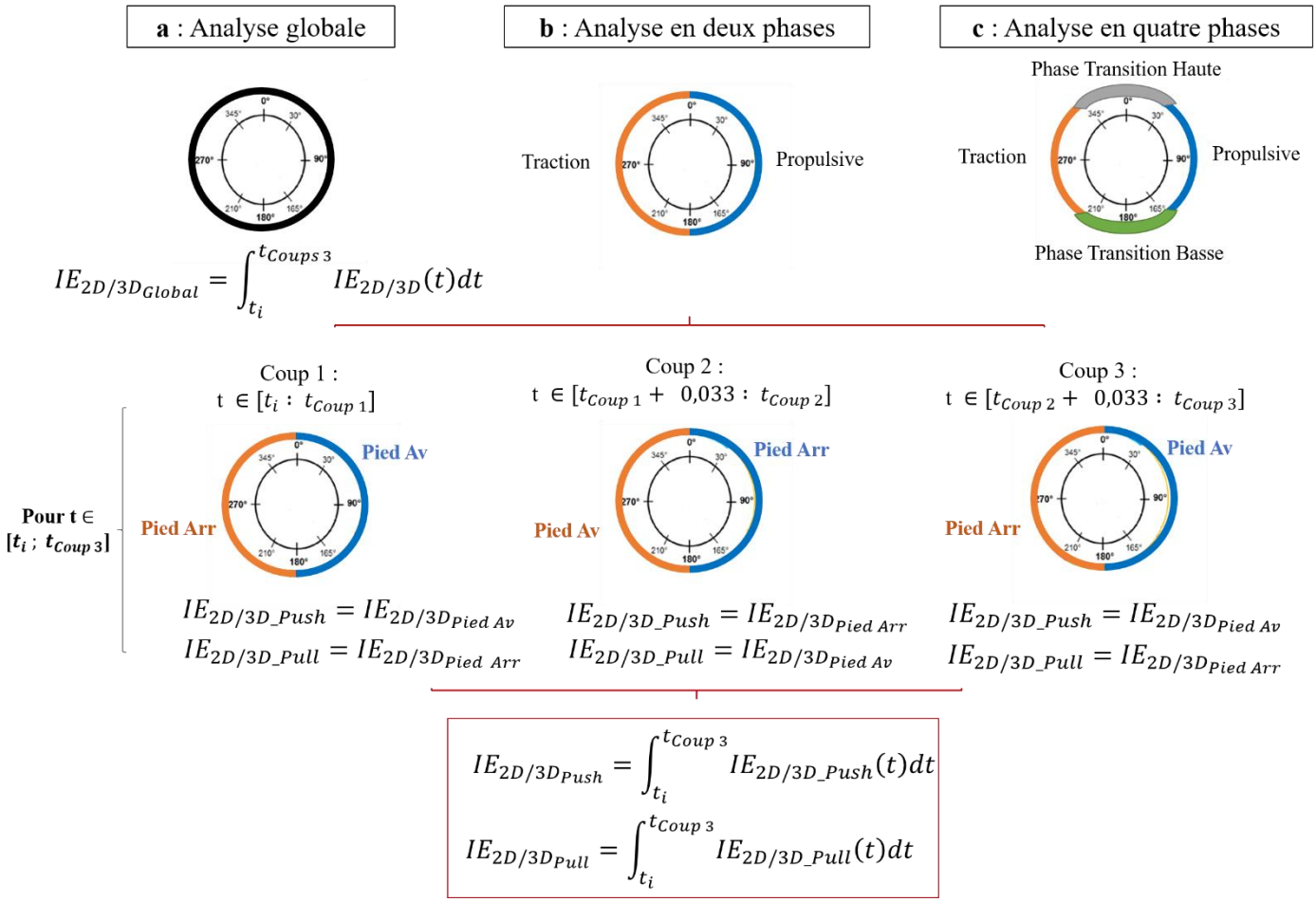


Figure 4.8: Schéma illustrant la méthodologie de calcul de l'indice d'efficacité utilisée pour les trois analyses : globale (a), et par phase de cycle décomposé en deux (b) puis en quatre (c). La méthodologie utilisée pour calculer l'indice d'efficacité par phase de cycle est présentée pour une analyse du cycle de pédalage décomposé en deux phases. Une méthodologie similaire pour la troisième analyse, lorsque le cycle de pédalage est décomposé en quatre phases.

- <u>Analyse globale sur l'ensemble des trois coups de pédales</u>

Le temps de performance moyen sur l'ensemble des pilotes est de 1.33 ± 0.04 seconde, un indice d'efficacité de 0.71 ± 0.02 et de 0.65 ± 0.04 pour IE_{2D} et IE_{3D} respectivement. Les résultats spécifiques aux pilotes mettent en avant une grande répétabilité intra-pilote. Aucun des deux classements réalisés à partir de l'indice d'efficacité ne coïncide avec le classement basé sur la performance (Tableau 4-3). Une différence de 0.06 ± 0.03 entre IE_{2D} et IE_{3D} est apparent, différence qui fluctue de 0.03-0.05 (pilotes P01, P02, P04 et P06) jusqu'à 0.08-0.1 (pilotes P03, P05, P07 et P08) et qui souligne des différences inter-pilotes. On peut noter que les pilotes les moins performants sont ceux pour qui la différence ΔIE entre IE_{2D} et IE_{3D} est la plus importante, suggérant ainsi une force médio-latérale plus importante.

Performance (s)	IE_{3D}	IE_{2D}	$\Delta IE = IE_{2D} - IE_{3D}$
P04	1.26 ± 0.01	0.66 ± 0.01	0.70 ± 0.006	0.03
P06	1.32 ± 0.05	0.69 ± 0.02	0.73 ± 0.014	0.04
P01	1.32 ± 0.01	0.65 ± 0.01	0.71 ± 0.007	0.05
P02	1.33 ± 0.01	0.68 ± 0.01	0.72 ± 0.009	0.04
P03	1.33 ± 0.05	0.66 ± 0.01	0.74 ± 0.014	0.08
P07	1.33 ± 0.01	0.65 ± 0.03	0.74 ± 0.019	0.08
P08	1.35 ± 0.01	0.59 ± 0.01	0.69 ± 0.006	0.10
P05	1.40 ± 0.05	0.60 ± 0.01	0.69 ± 0.012	0.09
All Pilots	1.33 ± 0.040	0.65 ± 0.040	0.71 ± 0.020	0.06 ± 0.03

Tableau 4-3: Tableau récapitulatif de la moyenne et écart type de la performance (s), IE3D, IE2D et ΔIE pour les huit pilotes.

Les corrélations linéaires (Figure 4.9) entre l'indice d'efficacité moyenné sur les trois coups de pédale et la performance ont révélé une absence de relation lorsque celle-ci est basée sur IE_{2D} (R^2_{2D} = 0.11, p = 0.42) et une corrélation existante, mais relativement faible avec IE_{3D} (R^2_{3D} = 0.35, p = 0.13).

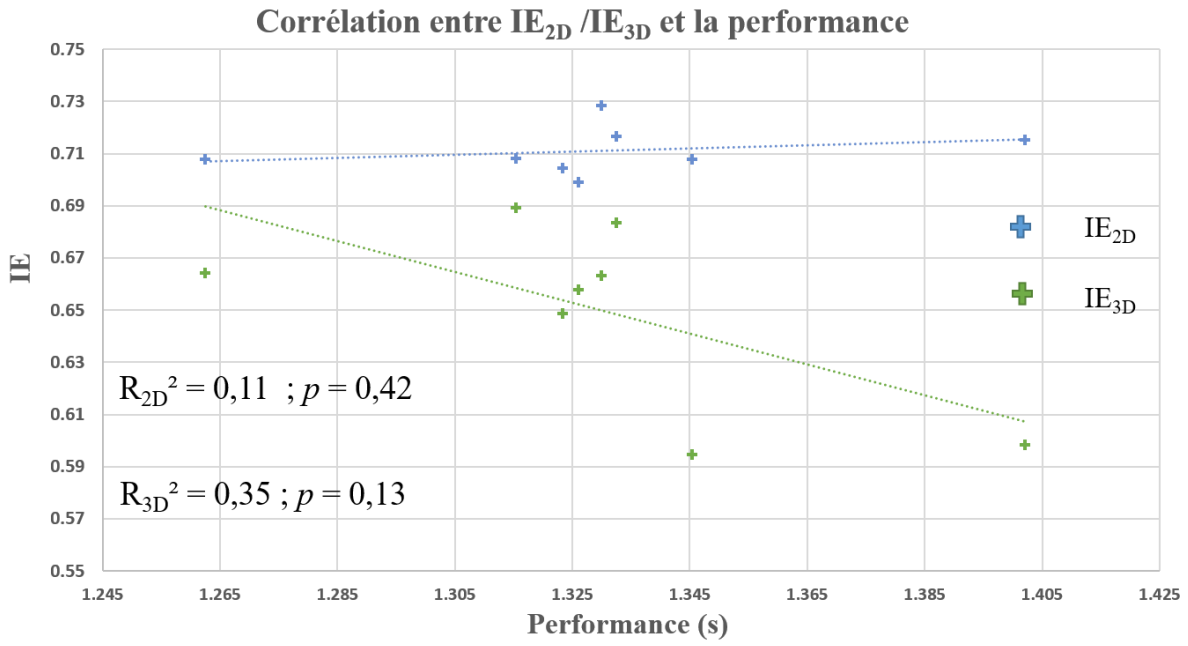


Figure 4.9 : Valeurs moyennes de IE_{2D} et IE_{3D} des trois premiers coups de pédale en fonction de la performance (durée de la tâche motrice des pilotes prise pour atteindre la cassure). Les 8 croix représentent la moyenne des six essais des 8 pilotes. Nous pouvons noter une absence de corrélation entre le temps qui définit la performance et l'indice d'efficacité IE_{2D} (R^2_{2D} = 0.11, p = 0.42) et une corrélation existante, mais relativement faible pour l'indice d'efficacité IE_{3D} (R^2_{3D} = 0.35, p = 0.13).

- Analyse par phases de cycle : propulsive (push) et traction (pull)

La figure 4.10 présente les corrélations linéaires entre l'indice d'efficacité et la performance lorsque le cycle de pédalage est décomposé en phase de propulsion et de traction. Cette analyse révèle un indice d'efficacité pour la phase propulsive de 0.77 ± 0.02 et de 0.70 ± 0.04 pour IE_{2D} et IE_{3D} respectivement. Pour la phase de traction, les valeurs des indices sont de 0.54 ± 0.13, et 0.50 ± 0.12 respectivement pour IE_{2D} et IE_{3D}. Les corrélations linéaires pour les deux phases et les deux indices d'efficacité semblent indiquer une absence de corrélation entre les indices d'efficacité en 2D et la performance et ce pour les deux phases : traction (R^2_{2Dpull} = 0.13, p = 0.39) et la phase propulsive (R^2_{3Dpush} = 0.03, p = 0.69). Cependant, les corrélations linéaires entre l'indice IE_{3D} et la performance révèle une faible corrélation entre les deux pour la phase de traction (R^2_{3Dpull} = 0.22, p = 0.25) et la phase propulsive (R^2_{3Dpush} = 0.48, p = 0.06).

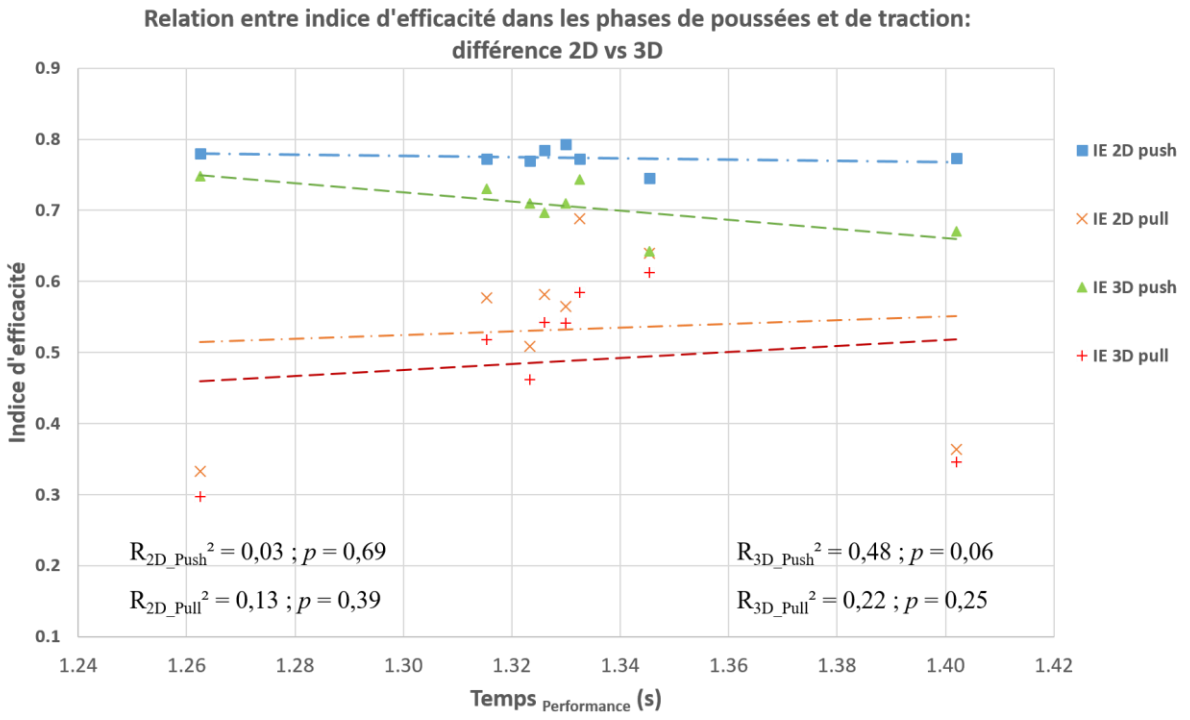


Figure 4.10: IE_{2D} et IE_{3D} moyennés sur les deux phases de cycles (poussée [0°-180°] et traction [180°-360°]). Les 8 croix représentent la moyenne des six essais des 8 pilotes, la couleur bleu et orange sont pour l'indice IE_{2D} tandis que les couleurs verte et rouge sont pour l'indice IE_{3D} (phases propulsive et de traction respectivement pour les deux indices).

- Analyse par phases de cycle : propulsive, phase basse, traction, phase haute

La seconde méthode de découpage du cycle de pédalage est celle présentée en introduction (Figure 4.1); elle consiste en une décomposition du cycle en quatre phases. Pour cette analyse, les résultats IE_{2D} et IE_{3D} sont présentés séparément pour plus de lisibilité.

Les résultats donnent un indice d'efficacité IE_{3D} de 0.80 ± 0.05 pour la phase propulsive (30°-150°), puis de 0.36 ± 0.11 pour la phase de transition haute (330°-30°) et 0.49 ± 0.12 pour la phase de traction (210°- 330°). La phase propulsive présente une corrélation élevée ($R^2_{3D_Push}$ = 0.62, p = 0.03), tandis que les deux autres présentent une faible corrélation avec la performance ($R^2_{3D_Top}$ = 0.35, p = 0.13 et $R^2_{3D_Pull}$ = 0.10, p = 0.46) (Figure 4.11). La dernière phase du cycle, à savoir la phase de transition basse, basse, présente une corrélation quasi nulle avec la performance ($R^2_{3D_Bottom}$ = 0.04, p = 0.66) avec un indice d'efficacité de 0.50 ± 0.07.

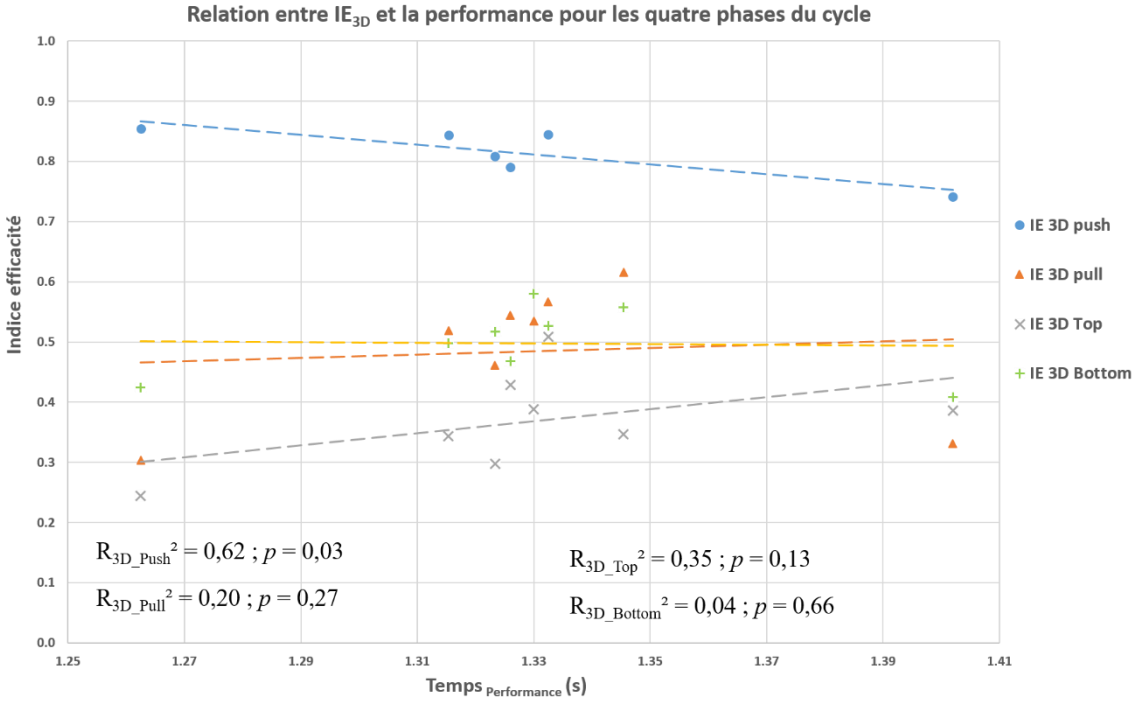


Figure 4.11: IE_{3D} moyenné sur les quatre phases (poussée, traction et phases de transitions haute et basse) en fonction de la performance. Chaque couleur représente une phase de cycle; le bleu pour la phase de poussée, orange pour la traction, gris pour la phase de transition haute et vert pour la phase de transition basse.

Pour l'analyse effectuée sur IE_{2D} les résultats mettent en avant un indice d'efficacité de 0.88 ± 0.01 pour la phase propulsive puis de 0.39 ± 0.13 pour la phase de transition haute et 0.54 ± 0.13 pour la phase de traction. Tout comme pour l'indice IE3D, la phase propulsive présente une corrélation élevée ($R^2_{2D_Push}$ = 0.58, p = 0.04). De même, les phases de traction et de transition haute présentent toutes deux une corrélation faible avec la performance ($R^2_{2D_Pull}$ = 0.10, p = 0.46 et $R^2_{2D_Top}$ = 0.35, p = 0.13) (Figure 4.12). On observe une absence de corrélation entre l'indice d'efficacité et la performance lors de la phase de transition basse ($R^2_{2D_Bottom}$ = 0.04, p = 0.66) avec un indice d'efficacité de et 0.52 ± 0.08.

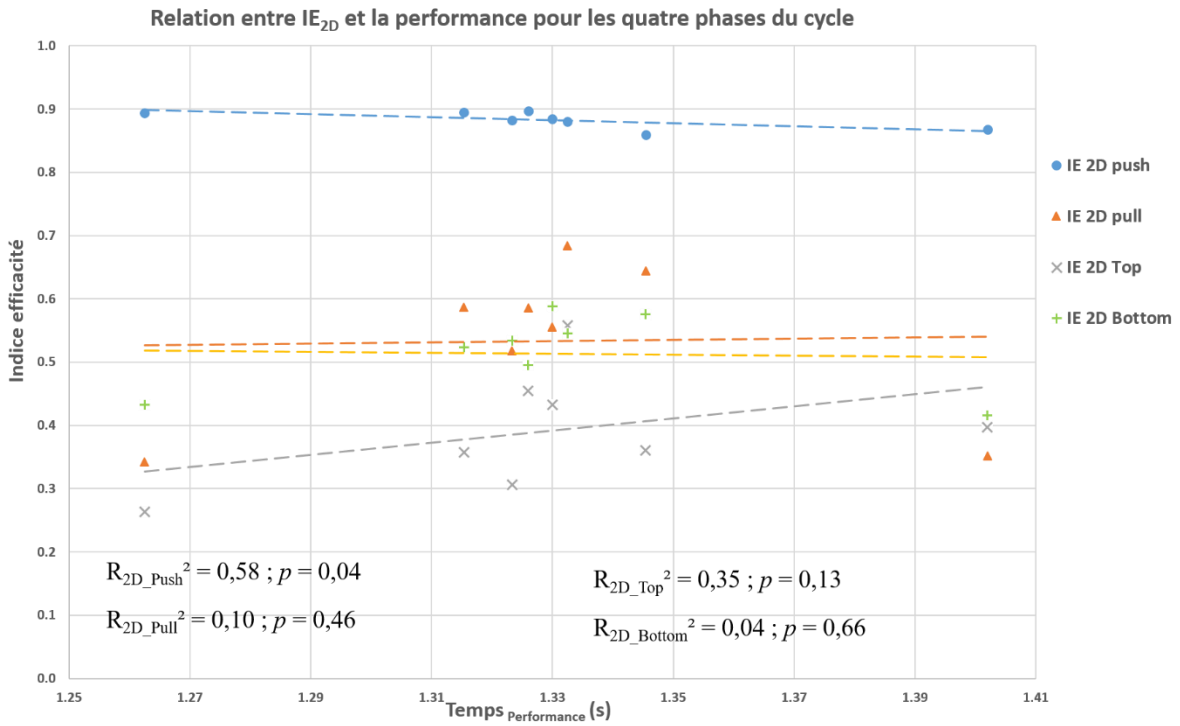


Figure 4.12: IE_{2D} moyenné sur les quatre phases (poussée, traction et phases de transitions haute et basse) en fonction de la performance. Chaque couleur représente une phase de cycle; le bleu pour la phase de poussée, orange pour la traction, gris pour la phase de transition haute et vert pour la phase de transition basse.

3.1.2. Analyse des indices d'efficacité 2D (IE_{2D}) et 3D (IE_{3D})

La figure 4.13 présente l'évolution temporelle des indices IE_{2D} et IE_{3D} – tous deux moyennés sur l'ensemble des pilotes –, ainsi que les différences entre les deux indices, lors des trois premiers coups de pédales au départ. Le test statistique *t-test* révèle une valeur critique de 3.28, valeur au-delà de laquelle la différence entre les deux indices est significative. Il apparaît donc que l'indice IE_{2D} se révèle plus important de manière significatif ($p<0.001$) lors de la phase propulsive (pied avant ~90° et donc pied arrière ~270°) et ce pour chaque coup de pédale. Bien qu'aucune différence ne soit observée lors des phases de transitions, des points morts haut et bas, une augmentation de la valeur de l'indice d'efficacité dans ces zones apparaît au cours des trois coups de pédales analysés (0.25 ± 0.11 pour le premier coup, 0.38 ± 0.16 pour le second et 0.45 ± 0.11 pour le troisième coup). Cette augmentation indique une amélioration de gestion de la phase de transition entre le premier coup et le troisième coup de pédale. Il est intéressant d'observer que les courbes de l'écart type pour l'indice IE_{3D} se révèlent être plus éloignées de la moyenne que celles de IE_{2D}. Ceci traduit une plus grande disparité inter-pilote.

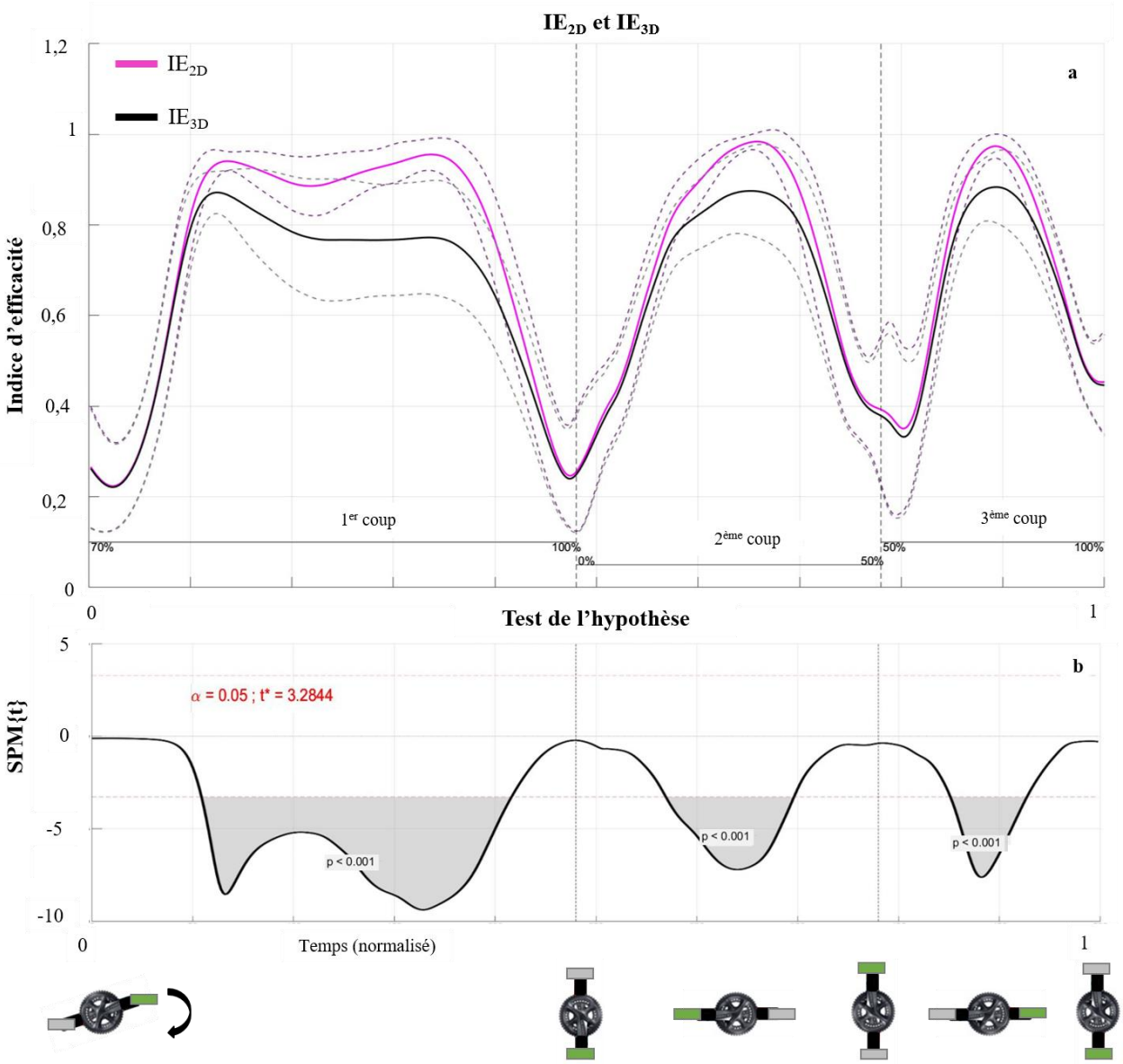


Figure 4.13: (a) Evolution temporelle de la moyenne et de l'écart type (en pointillé) de IE2D (mauve) et IE3D (noire) des trois premiers coups de pédale. (b) Résultats de l'analyse SPM{t} sur IE2D et IE3D et la valeur critique t = 3.28.*

Pour approfondir cette différence inter-pilote soulevée précédemment, une analyse spécifique pilote est présentée. Pour cela, nous effectuons une comparaison entre deux pilotes représentatifs de notre base de données ; les pilotes P06 et P07.

La figure 4.14 met en avant les données de forces nécessaires au calcul de l'IE. De manière générale, il est important de noter que la valeur du pic de force normale est autour de 2000N et qu'elle demeure toujours positive tout au long de ces trois coups de pédale pour les deux pieds, ce qui indique une absence de force résistive/frénatrice (hormis en position d'attente, en « stand by »).

La composante de force radiale oscille entre centripète et centrifuge. Lors du début de la phase propulsive, donc fin de phase de transition haute, cette composante de force est autour de 800N – 1000N. Celle-ci diminue rapidement pour atteindre un minimum d'environ -1200N en phase de transition basse, au point mort bas. Cette observation est tout à fait logique, car au début de coup de pédale, le pilote commence la phase propulsive. Bien qu'il essaie d'orienter la force uniquement pour que celle-ci soit normale à la manivelle (donc utile), celui-ci est tout de même contraint par son poids. Par conséquent, dans les premiers instants du coup de pédale la composante de force radiale est dirigée vers le centre du pédalier. Tandis qu'à l'inverse, lors du point mort bas, la composante force radiale est centrifuge, c'est-à-dire que la force est orientée à l'opposé du centre du pédalier. Ce profil de composante de force radiale était donc attendu et est similaire entre les deux pilotes. Bien que la composante de force radiale présente des valeurs non-négligeables, il est intéressant de noter que la force inefficace est principalement orientée latéralement, et atteint aussi un pic d'environ 2000N pour le pilote P07. Tandis que, pour le pilote P06, cette valeur n'excède pas les 1000N. Sur les trois composantes de force, seule la composante médio-latérale présente des différences entre les deux pilotes P06 et P07. Cette observation rejoint donc celle faite précédente sur le Tableau 3.3, la composante médio-latérale est source de disparité inter-pilote.

Les valeurs moyennes d'indice d'efficacité pour les deux pilotes sont de 0.73 ± 0.014 et 0.74 ± 0.019 pour IE_{2D} et de 0.69 ± 0.02 et 0.65 ± 0.03 pour IE_{3D} respectivement pour le pilote P06 et P07. Le pilote P07 est donc meilleur que le pilote P06 selon l'IE_{2D} contrairement pour l'indice IE_{3D} ce qui s'explique par une technique de pédalage moins bonne, notamment par le biais de la composante de force médio-latérale très importante.

L'analyse temporelle de IE_{2D} présente des patterns similaires entre les pilotes, alors que IE_{3D} soulève des disparités entre les pilotes, lesquelles sont observables notamment lors du premier coup de pédale.

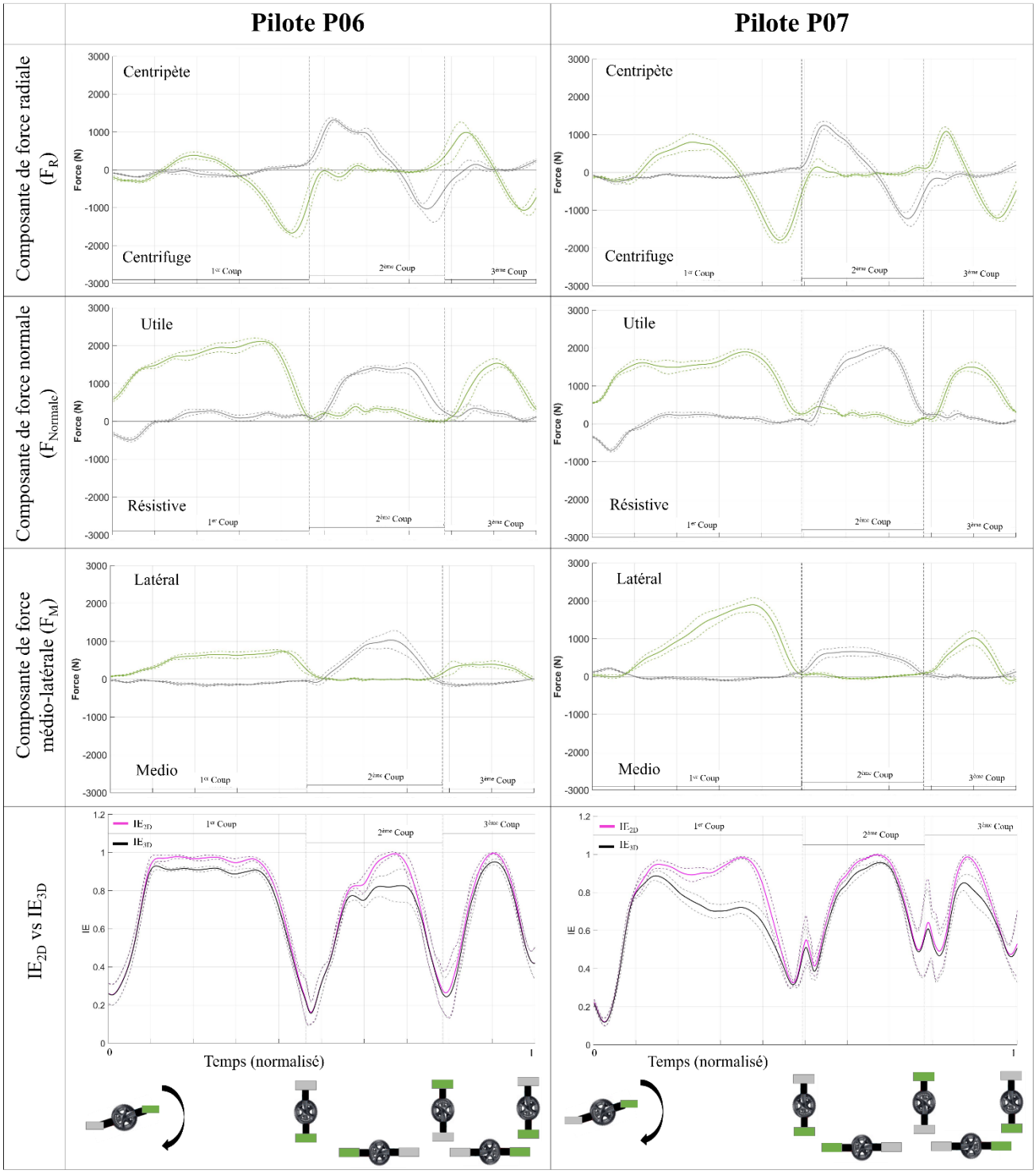


Figure 4.14: Exemple de composante de force radiale, normale et médio-latérale aux deux pieds (pieds avant en vert et pieds arrière en gris) et l'indice d'efficacité global (IE_{2D} en mauve et IE_{3D} en noire) pour les trois premiers coups de pédale lors d'un départ en BMX pour deux pilotes (P06 et P07). Les lignes en trait plein représentent la moyenne des 6 départs et les pointillés l'écart type. Chaque schéma de pédalier en abscisse indique l'angulation approximative dans laquelle se trouve le pédalier (la pédale verte est pour le pied avant tandis que la pédale grise pour le pied arrière).

3.1.3. Analyse type « *clustering* » des séries temporelles

Après sélection du modèle adéquat (voir paragraphe 2.3), l'analyse *clustering* des données fonctionnelles relatives à IE_{3D} a donc séparé la base de données des 48 essais en deux groupes. Il est important de souligner que, pour chaque pilote, tous ses essais se trouvent dans un même groupe, ce qui soulève encore une fois une bonne répétabilité intra-pilote. Le premier groupe, $Groupe1_{FCA}$ (bleu), est constitué de quatre pilotes, les pilotes P01, P02, P04 et P06, tandis que le deuxième groupe, $Groupe2_{FCA}$ (rouge), comprend les quatre autres pilotes (P03, P05, P07 et P08). Des différences significatives ($p<0.001$) entre les deux groupes peuvent être observées sur chaque coup de pédale lors des phases propulsives (Figure 4.15). Comparé au $Groupe2_{FCA}$, le $Groupe1_{FCA}$ présente un indice IE_{3D} plus élevé pour le premier et le troisième coup de pédale, mais un indice plus faible sur le deuxième.

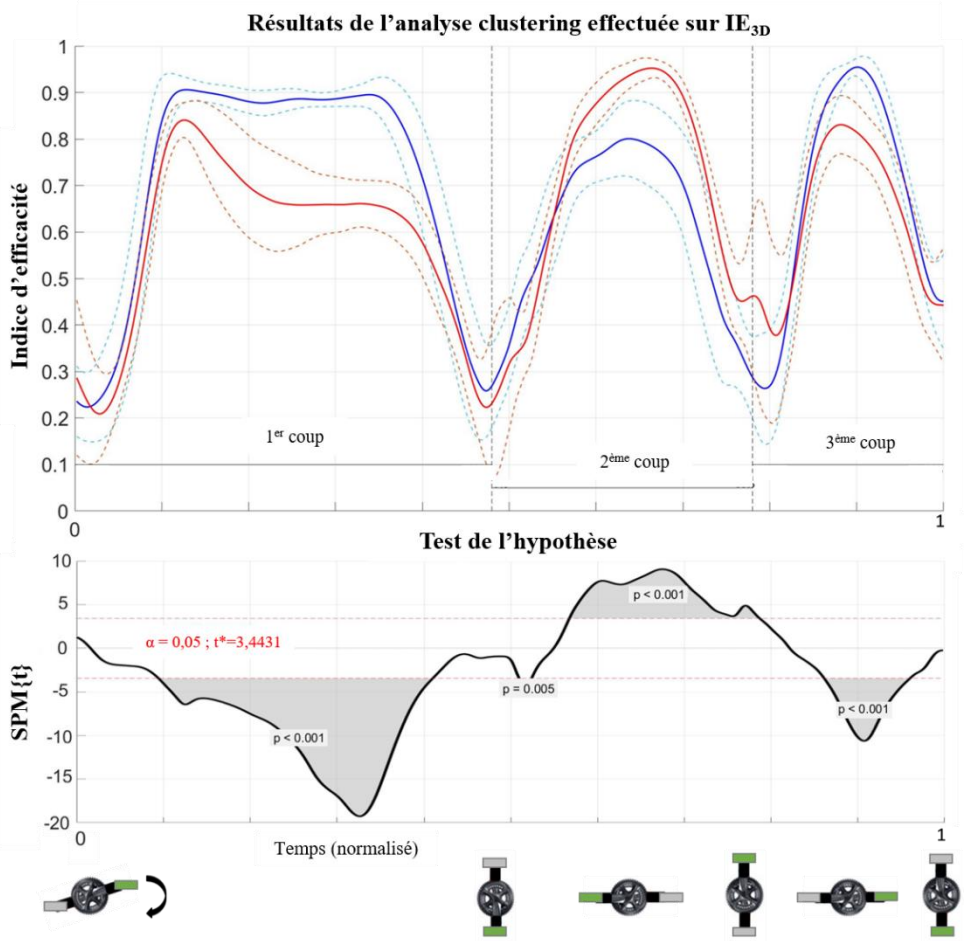


Figure 4.15: (a) Résultats de l'analyse clustering réalisée sur IE_{3D}, moyenne et écart type (pointillé) du premier groupe (en bleu) et deuxième groupe (en rouge). (b) Résultats de l'analyse SPM{t} sur les deux groupes avec la valeur critique $t^* = 3.44$. La p-value indique la probabilité pour laquelle la différence entre les deux variables est due à la chance. Chaque schéma de pédalier en abscisse indique l'angulation approximative dans laquelle se trouve le pédalier (la pédale verte est pour le pied avant tandis que la pédale grise pour le pied arrière).

Pour rappel, pour l'indice IE_{2D}, l'analyse *clustering* n'a trouvé aucun modèle, aucune solution, pouvant séparer la base de données des 48 essais en sous-groupes.

Le box plot figure 4.16 met en avant que, sur le critère $IE_{3D,}$ le Groupe 1_{FCA} (bleu) est plus efficace (0.67 ± 0.02 vs 0.62 ± 0.04; t_{value} = 5.18, p<0.001) et plus rapide (1.31 ± 0.03s et 1.35 ± 0.03s; t_{value} = 4.32, p<0.001) comparé au Group 2_{FCA} (rouge).

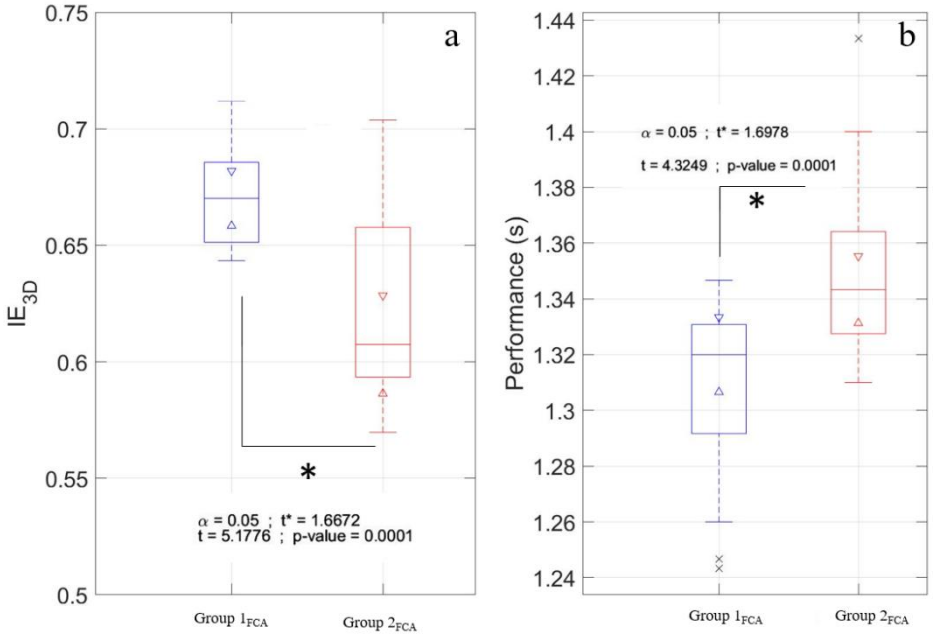


Figure 4.16: Box plot de la moyenne IE_{3D} (a) et de la performance (b). Un box individuel (bleu pour le Group1$_{FCA}$ et le rouge pour le Group2$_{FCA}$) pour chaque groupe. Chaque extrémité du box représente le 1er et 3ème quartile (25% et 75%) ; les extrémités représentent les valeurs extrêmes allant au plus loin à 1.5 IQR. Les données au-delà sont considérées comme étant des outsiders et sont représentées par des croix noires. Les triangles représentent l'intervalle de confiance autour de la médiane (5%).

En plus de cette analyse spécifique axée sur les données de force aux pédales, un deuxième objectif a été d'élargir cette étude à d'autres paramètres mécaniques.

3.2. Autre paramètres mécaniques

3.2.1. Puissance au pédalier versus performance

La corrélation linéaire (Figure 4.17.a) entre la puissance produite au pédalier moyennée sur les trois coups de pédale et la performance a révélé une corrélation existante mais relativement faible (R^2 = 0.20, p = 0.27). Lorsque l'analyse est effectuée sur les deux sous-groupes précédemment identifiés par le biais de l'IE_{3D} on note une absence de relation entre la performance et la puissance produite au pédalier pour le Groupe 1_{FCA} ($R^2_{Groupe1}$ = 0.002, p = 0.86) et une corrélation existante, mais tout de même faible pour le Groupe 2_{FCA} ($R^2_{Groupe2}$ = 0.50, p < 0.001) (Figure 4.17.b).

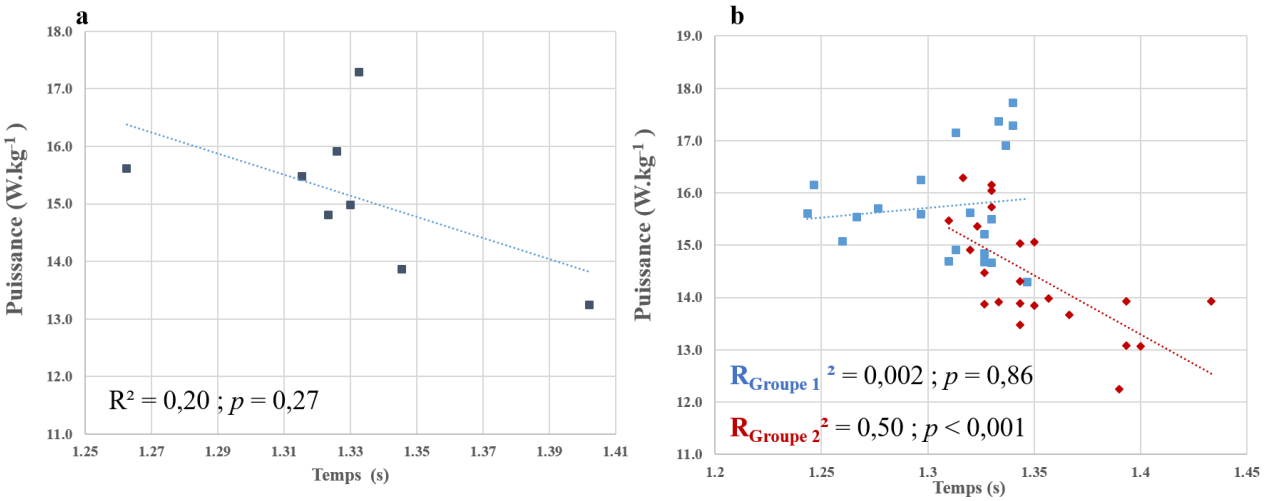


Figure 4.17: Valeurs moyennes de la puissance produite au pédalier des trois premiers coups de pédale en fonction de la performance (durée de la tâche motrice des pilotes prise pour atteindre la cassure). Les 8 points représentent la moyenne des 6 essais pour les 8 pilotes. (a) Nous pouvons noter une corrélation existante mais relativement faible entre la performance et la puissance produite au pédalier (R^2 = 0.20, p = 0.27). Lorsque la relation entre la puissance produite au pédalier et la performance est effectuée sur les deux sous-groupes, créés sur l'indice d'efficacité, on note une absence de corrélation entre la performance et la puissance pour le $Groupe1_{FCA}$ ($R^2_{Groupe1}$ = 0.002, p = 0.86) tandis que pour le $Groupe2_{FCA}$ la corrélation est plus importante ($R^2_{Groupe2}$ = 0.50, p < 0.001).

3.2.2. Force produite au guidon

Comme le pilote est constamment en position de danseuse lors du départ, la contribution du haut du corps sur la création de puissance au pédalier est non négligeable. C'est pourquoi nous nous sommes aussi intéressé à ce paramètre mécanique. Contrairement aux pédales, n'ayant pas de capteur au niveau des poignées, ni même au niveau du guidon, une force globale au guidon a été calculée.

La figure 4.18.a présente les composantes de force au guidon dans le repère guidon pour le pilote P06 (figure 4.18.b). Il est intéressant de noter la valeur non négligeable de cette force qui atteint au maximum ~1800N lors du premier coup de pédale. Au départ, quand le pilote est encore en mouvement, on peut observer cette force de pré-tension mise au guidon. Une analyse spécifique sur chaque composante révèle des informations supplémentaires sur la gestuelle du pilote lors du départ. En effet, pour la force longitudinale, on retrouve ce mouvement de recul qui est significatif d'un mouvement de traction du guidon, mais orienté vers l'arrière.

Le premier coup de pédale présente des divergences comparé aux autres. En effet, on observe très clairement une composante longitudinale positive, et ce tout au long du coup de pédale. Cela peut s'expliquer par le fait qu'en fin de phase de recul, le pilote oriente son corps dans la pente, tout en tirant sur le guidon pour garder sa roue avant en l'air. Pour les deux autres coups de pédale, outre un pic positif durant les phases de transition, la composante longitudinale est négative, mais aussi faible en intensité comparée à la composante normale.

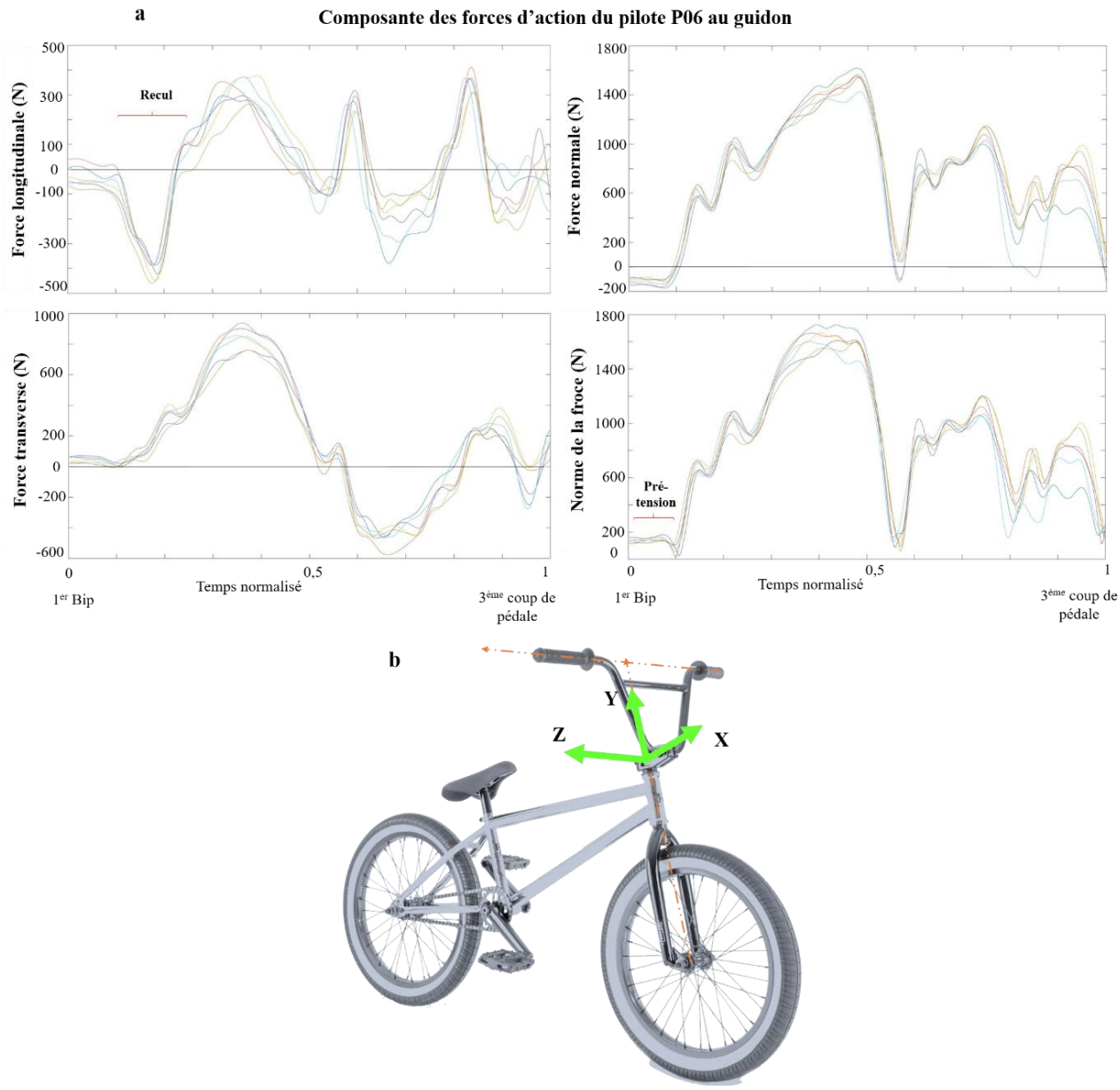


Figure 4.18: (a) Composantes de la force d'action au guidon (dans le repère guidon) ainsi que la norme de la force au guidon pour le pilote P06. Les six départs du pilote sont présentés.

3.2.3. Force de contact roue-sol versus performance

Enfin, comme le pilote se trouve uniquement en appui sur sa roue arrière, lors du départ, nous avons émis l'hypothèse que l'entièreté de la performance du pilote se situe dans sa capacité à créer une force motrice. Ainsi, la figure 4.19 présente la force motrice à la roue arrière lors du départ du pilote P07. L'analyse de cette force motrice démarre dès lors que la roue avant n'est plus en contact avec la grille et le sol et elle se termine soit lorsque la roue avant rentre en contact avec le sol, soit lorsque le pilote a effectué les trois premiers coups de pédale. Les données sont ensuite normées entre 0 et 1.

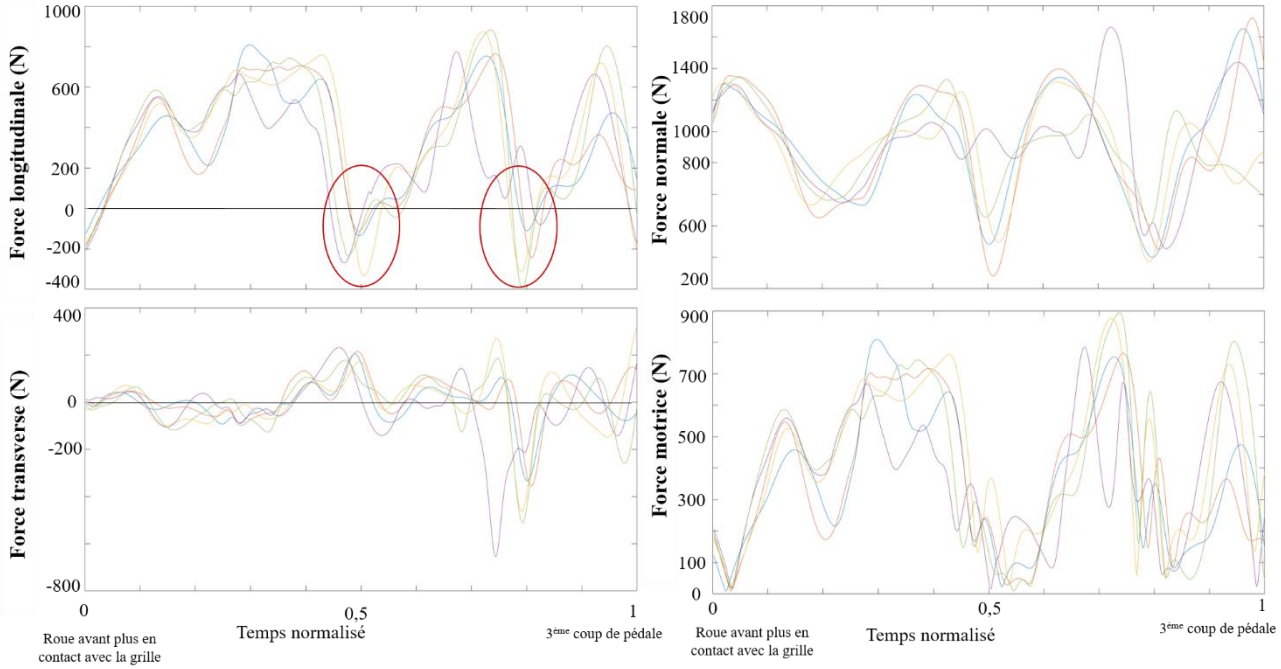


Figure 4.19: Composantes et norme de la force de contact roue-sol à la roue arrière lors du départ pour le pilote P07. Chacun des départs est illustré par une couleur différente.

Au démarrage, nous constatons que la force longitudinale de contact est négative. Résultat cohérent puisque le pilote recule son vélo pour se préparer à franchir la grille avant que celle-ci ne soit complètement baissée. Cependant, deux autres phases présentent également une force de contact longitudinale négative, lesquelles correspondent parfaitement aux zones de transitions entre les coups de pédale, position haute (0°-30°) et position basse (180°-210°) des pédales.

La figure 4.20 présente, pour deux pilotes P06 et P07 et pour un seul départ, les variations de la force longitudinale et celles de la vitesse de déplacement du centre de gravité du système {Pilote + vélo}. L'accélération de ce centre de gravité est également représentée. Il convient de souligner que nous retrouvons des patterns de courbe similaires pour tous les pilotes et quel que soit leur départ ; seules l'intensité de cette force et la durée des phases de transitions varient selon les pilotes.

Ce simple exemple fait ressortir l'importance de cette phase, l'amenant ainsi au rang de paramètre déterminant du départ.

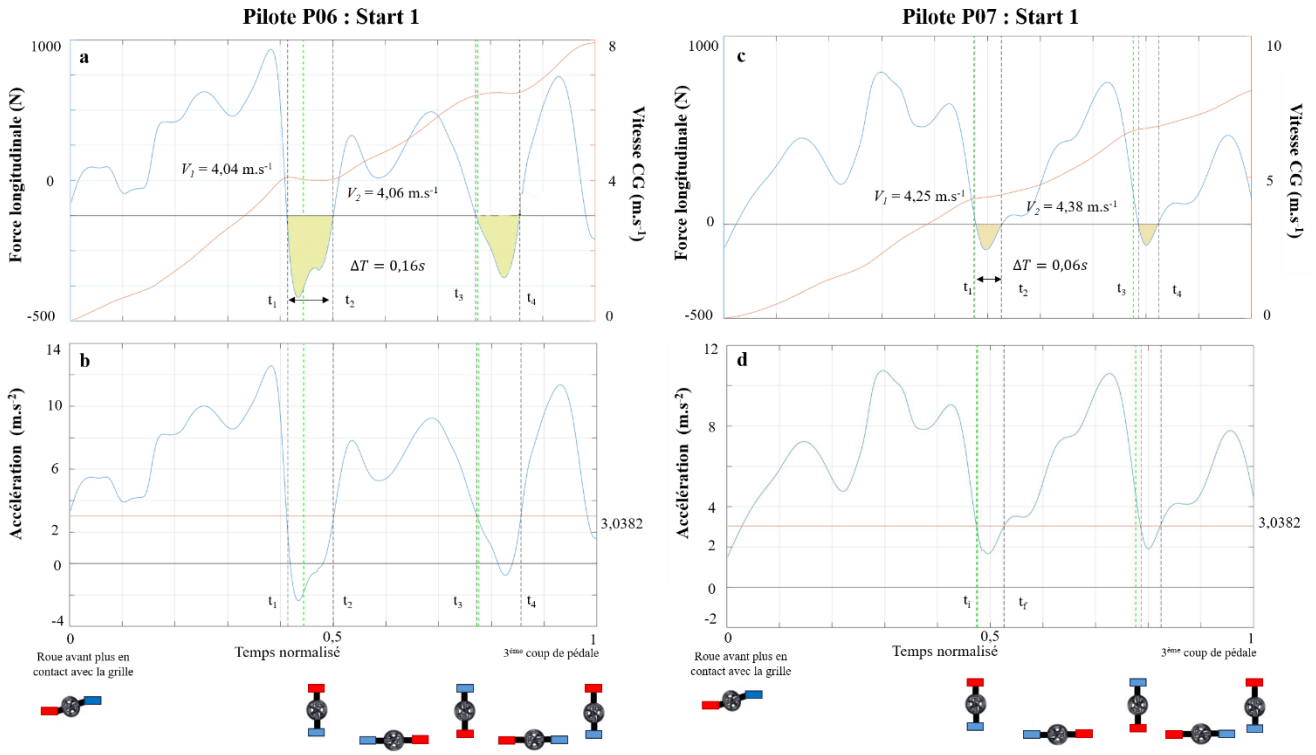


Figure 4.20: (a et c) Composante longitudinale de la force de contact roue/sol (en bleu et ordonnée à gauche) et vitesse de déplacement du CG (en rouge avec l'ordonnée à droite) du système total {P+v} lors du premier départ du pilote P02et P07 pour le départ 1. (b et d) Composante d'accélération du centre de gravité du système global dans le repère de la butte (bleu) et la contribution du poids ($g * \sin \alpha$) pour le pilote P06 et P07 pour le départ 1. Les premiers et deuxièmes coups de pédales pour les deux pilotes sont illustrés par les lignes vertes en pointillé.

On observe une corrélation linéaire faible entre cette force négative moyennée sur l'ensemble de l'essai et la performance ($R^2 = 0.33$, $p = 0.2$). Lorsque l'analyse est effectuée entre la force longitudinale moyennée sur l'ensemble de l'essai, une corrélation linéaire plus importante avec la performance apparaît ($R^2 = 0.80$, $p < 0.05$) (Figure 4.21). Plus encore, cette corrélation est dans le sens opposé à celui attendu. Dans notre cas, la corrélation indique que plus le pilote produit une force longitudinale importante, moins il est performant.

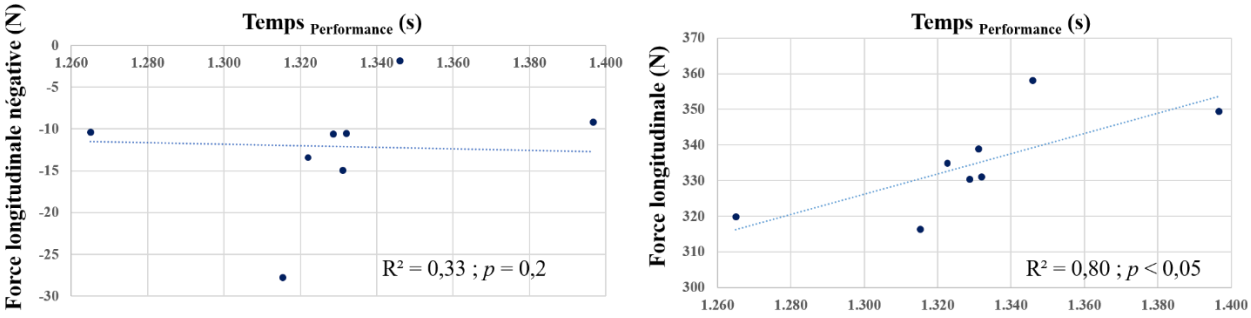


Figure 4.21: Valeurs moyennes des valeurs négatives de la composante de force longitudinale au contact entre la roue arrière et la piste en fonction de la performance (durée de la tâche motrice des pilotes prise pour atteindre la cassure). Les 48 points représentent les 6 essais des 8 pilotes. (a) Nous pouvons noter une faible corrélation entre la performance et cette valeur de force longitudinale négative lors du départ ($R^2 = 0.33$, $p = 0.2$). Lorsque la relation est effectuée sur la valeur moyenne de cette force longitudinale (la moyenne de l'évolution de cette force) produite au contact de la piste et la performance on note une corrélation existante, mais faible ($R^2 = 0.80$, $p < 0.05$).

4. Discussion

- Forces aux pédales et indice d'efficacité

L'objectif premier et principal de cette étude était d'analyser la relation entre l'indice d'efficacité et la performance. Les résultats moyens sur l'ensemble des pilotes présentent des indices d'efficacité variant de 0.71 ± 0.02 et de 0.65 ± 0.04 pour IE_{2D} et IE_{3D} respectivement. Au regard de la littérature, ces valeurs sont différentes de celles actuellement reportées dans les études. En effet, Dorel et al. (2010) reportent des valeurs supérieures d'IE_{2D} (~0.80 dans les premiers instants correspondant à 20%-40% de la vitesse optimale) dans des conditions de sprint (essais de 5s) sur ergocyle, tandis que Rossato et al. (2008) reportent des valeurs plus faibles (IE_{2D} ~0.58). Ces différences observées entre nos résultats et les leurs peuvent provenir de la différence des installations lors des expérimentations, notamment l'utilisation d'ergomètre instrumenté avec la condition de pédalage en position assis. Ces divergences peuvent aussi être expliquées par la méthode de calcul, notamment le fait que l'indice soit moyenné sur les trois coups de pédale (correspondant à un cycle et un tiers de pédalage), ce qui inévitablement influence les valeurs d'indices.

Au regard de la performance, le temps moyen de performance est de 1.33 ± 0.04s. Pour rappel, la performance dans cette étude est définie comme étant le temps pris par les pilotes pour franchir la cassure en analysant uniquement la tâche motrice (en retirant le temps de réaction). Le classement général des pilotes en fonction de leur temps de performance ne coïncide aucunement avec les classements basés sur l'indice d'efficacité. Ceci est parfaitement corroboré par nos résultats lesquels semblent indiquer une absence de corrélation entre IE_{2D} et la performance (R_{2D}^2 = 0.11, p = 0.42). Cependant, même si la corrélation avec la performance est faible (R_{3D}^2 = 0.35, p = 0.13), l'IE_{3D} semble tout de même expliquer 35% de la performance. Il convient toutefois d'être attentif au fait que les *p-value* sont importantes, ce qui semble indiquer que la probabilité de l'occurrence de ces corrélations trouvées est faible.

Pour ce qui est de la différence entre les deux corrélations, il semble que le lien précédemment trouvé entre l'indice d'efficacité et la performance ne soit pas due à l'indice lui-même mais bien plus aux méthodes de calcul employées (2D vs 3D). En effet, il apparaît que la différence entre ces deux indices réside dans la prise en compte de la composante de force médio-latérale. Celle-ci constitue la clé permettant de mettre en évidence la relation existante entre IE et la performance. Une autre hypothèse est de considérer que ce manque de lien direct pourrait être lié au fait de calculer l'indice d'efficacité moyenné sur l'ensemble de la phase motrice. En effet, dès lors que l'analyse est réalisée sur chaque phase du cycle de pédalage (p. ex. phase appui/traction), des corrélations plus importantes, entre les indices IE et la performance sont observables (Dorel et al., 2010; Sachet et al., 2018).

Lorsque l'on procède à une analyse en phase de cycle ([0°-180°] et [180°-360°]), nos résultats présentent des valeurs d'indice de 0.77 ± 0.02 et 0.70 ± 0.04 pour IE_{2D} et IE_{3D} lors de la phase propulsive, et de 0.54 ± 0.13 et 0.50 ± 0.12 pour IE_{2D} et IE_{3D} respectivement, lors de la phase de traction. Ces valeurs sont semblables à celles reportées par Sachet et al. (2018) (~0.7 pour la phase propulsive et ~0.5 pour la phase de traction) lors d'essais de sprint (4s) sur ergomètre, mais diffèrent de celles relevées par Rossato et al. (2008) notamment pour la phase de traction (~0.75 pour la phase propulsive et ~0.06 pour la phase de traction). Il est tout de même intéressant de constater que l'indice IE_{2D} en phase propulsive est semblable entre les études, et ce quelles que soient les méthodes expérimentales ; entre départs arrêtés sur butte (notre étude), sprint sur ergomètre ou encore un test incrémental de 30 minutes sur ergomètre. Pour le BMX spécifiquement, Janssen et Cornelissen (2017) reportent des résultats quelque peu disparates aux nôtres. En effet, les indices relevés sur le premier coup de pédale sont similaires pour la phase propulsive (IE_{lead_1} = 0.76 ± 0.08), mais bien supérieurs aux nôtres pour la phase de traction (IE_{trail_1} = 0.77 ± 0.04). Cependant, pour le deuxième coup, ce sont les valeurs reportées de la phase de traction (IE_{lead_2} = 0.55 ± 0.09) qui sont semblables, tandis que celles de la phase propulsive sont bien inférieures (IE_{trail_2} = 0.55 ± 0.16).

Lors d'un découpage du cycle de pédalage en quatre phases, nos résultats indiquent des valeurs d'indice de 0.88 ± 0.01, et 0.80 ± 0.05 lors de la phase propulsive, 0.54 ± 0.13 et 0.49 ± 0.12 pour la phase de traction, 0.39 ± 0.12 et 0.36 ± 0.11 pour la phase de transition haute et enfin 0.52 ± 0.08 et 0.50 ± 0.07 lors de la phase de transition basse pour IE_{2D} et IE_{3D} respectivement. Là encore, nos résultats s'apparentent à ceux reportés par Dorel et al. (2010) pour les phases de transition haute et phase propulsive, sur des conditions de sprint sur ergomètre. Une légère différence est observée pour les phases de transition basse et de traction lesquelles présentent des valeurs supérieures à celles obtenues dans cette étude. Cette différence pour ces phases techniques pourrait s'expliquer par l'utilisation d'un ergomètre et la position assise qui apportent aux pilotes une meilleure stabilité notamment pour la phase de traction. Au regard de la performance, nos résultats ne mettent pas en avant une forte augmentation de la corrélation déjà existante entre l'indice d'efficacité et la performance. En effet, lors d'un découpage du cycle en deux phases, on observe toujours une absence de corrélation entre IE_{2D} et la performance, tandis que des corrélations, similaires à celles observées sur cycle complet, peuvent être observées pour IE_{3D}. Seule une décomposition du cycle en quatre phases met en avant une corrélation faible mais existante entre IE_{2D} et la performance ($R^2_{2D_Push}$ = 0.58, p = 0.04 ; $R^2_{2D_Top}$ = 0.35, p = 0.13 et $R^2_{2D_Pull}$ = 0.10, p = 0.46), tandis que l'on note toujours une absence de relation pour la phase de transition basse. L'analyse IE_{3D} révèle toutefois des corrélations bien plus importantes, notamment sur la phase propulsive ($R^2_{3D_Push}$ = 0.62, $p < 0.05$), car celle-ci semble expliquer environ 60% de la performance.

Cette analyse transcrit l'importance et l'apport de la phase propulsive, laquelle est bien sûr attendue, mais aussi de la phase de transition haute. Il semble tout de même important de noter que l'indice d'efficacité en phase de traction reste élevé (~0.5) malgré une absence de relation entre celui-ci et la performance. Il convient alors de rappeler que notre cohorte de participants sont des pilotes élites de niveau homogène. D'un point de vue mécanique, il est évident qu'une action de tirer, de tracter la pédale est bénéfique pour la performance. Cependant, à l'échelle de notre cohorte, cela ne se reflète pas. Il se pourrait qu'avec une cohorte plus hétérogène, l'importance de cette phase de traction soit mise en valeur, devenant ainsi un indicateur de l'expertise et de l'expérience des participants. Ainsi donc, bien que nos résultats ne mettent pas en avant de lien direct entre l'indice d'efficacité et la performance, il apparaît que pour cette discipline, l'IE_{3D} permet d'expliquer 35% de la performance (que ce soit moyenné sur l'entièreté sur cycle, ou plus lors d'une analyse effectuée sur des phases de cycle). Sachant que la performance est multifactorielle, pouvoir en expliquer plus d'un tiers (voire trois cinquièmes lors d'une analyse spécifique sur la phase de poussée) au travers de l'indice d'efficacité constitue un apport non négligeable. Au-delà de cette analyse liée à la performance, cette étude a mis en avant l'apport et l'importance de la prise en compte de la composante de force médio-latérale. En effet, cette différence entre IE2D et IE3D apparaît principalement lors de la phase propulsive, en phase de descente de la manivelle. Plus précisément, cette phase représente l'instant pour lequel la production de force à la pédale est la plus importante. Ainsi, cette différence entre les indices et entre les pilotes, suggère que lors de cette phase certains pilotes ont leur force à la pédale principalement orientée vers l'extérieur. Cette force peut donc induire, de manière mécanique, un mouvement de roulis et de lacet plus important, ce qui peut se transcrire par un trajet plus long, moins direct, jusqu'à la cassure, donc un temps de performance plus élevé.

En plus de l'analyse de la relation entre l'indice d'efficacité et la performance, cette étude a investigué la faisabilité d'utiliser l'indice d'efficacité comme outil permettant de distinguer les pilotes entre eux, de différencier des techniques de pédalage entre les pilotes. Candotti et al. (2007) et Sanderson (1991) ont d'ores et déjà montré que l'expérience et l'expertise des cyclistes influencent l'indice d'efficacité. Cependant, aucune étude n'a essayé de se servir de cet indice pour identifier des techniques individuelles entre les pilotes au sein d'une cohorte homogène de pilotes élites. L'analyse de données fonctionnelles par le biais de la méthode dite « *clustering* » a d'ores et déjà été utilisée dans le monde de la biomécanique, et notamment dans le monde du sport. Récemment, cette analyse *clustering*, appliquée à la natation (Leroy et al., 2018), a permis d'identifier différents profils de nage, avec chaque profil présentant une technique spécifique et significativement différente des autres.

Appliquée à notre discipline sportive, l'analyse *clustering* effectuée sur l'indice IE_{3D} a révélé que notre base de données, de 48 essais, pouvait être séparée en deux sous-groupes distincts. Le premier groupe, $Groupe1_{FCA}$, est composé de quatre pilotes (P01, P02, P04 et P06) tandis que le second groupe, $Groupe2_{FCA}$, est constitué des quatre autres ; les pilotes P03, P05, P07 et P08. Il semble important de noter que pour chaque pilote, l'ensemble de ses essais est compris dans le groupe, ce qui, encore une fois, reflète une répétabilité intra-pilote. En comparant les deux groupes entre eux, il s'avère que $Groupe1_{FCA}$ présente non seulement un indice d'efficacité plus élevé comparé au $Groupe2_{FCA}$ (0.67 ± 0.02 vs 0.62 ± 0.03), mais celui-ci est aussi plus rapide (1.31 ± 0.03s et 1.35 ± 0.03s). Ceci suggère qu'une technique de pédalage produit de meilleurs résultats. Cependant, cette interprétation de technique enclin à une meilleure performance doit être tout de même prise avec précaution. Les différences observées sont très faibles : les pilotes classés deuxième à sixième sont comparables en temps de performance tout en appartenant aux deux groupes distincts. Malgré tout, il est intéressant de noter que, même dans un groupe de pilotes élites de niveau homogène, l'analyse *clustering* permet de distinguer deux groupes significativement différents. Il semblerait que la technique du second groupe soit caractérisée par un premier coup de pédale relativement faible en termes d'indice d'efficacité, et par un second coup plus efficace. Cela se transcrit parfaitement par une composante médio-latérale non négligeable sur ce premier coup de pédale atteignant une valeur maximale de près de 2000N. Il semblerait que le deuxième groupe compense son faible premier coup par le second. Pour le premier groupe, celui-ci semble avoir des coups plus équilibrés, bien que le second coup soit plus faible que les deux autres. Ainsi, il apparaît que les coups de pédale entre les deux groupes sont « inversés » soulevant une hypothèse d'asymétrie. A titre indicatif, il est intéressant de noter que les pilotes du $Group1_{FCA}$ partent tous avec le pied gauche en avant (*lead leg*) tandis que tous les pilotes du $Group2_{FCA}$ partent avec le pied droit.

Il serait donc intéressant de réaliser des expérimentations similaires en demandant aux pilotes de changer de pied de départ. Ainsi, si « en sortie » un pilote appartenant au $Group1_{FCA}$ change de groupe lorsqu'il change de pied de départ, cela corroborerait l'hypothèse d'une asymétrie. Toutefois, seule une analyse spécifique par pilote, en décomposant la contribution de chaque pied, permettrait de mettre parfaitement en évidence le « problème » mis en avant dans ce premier coup de pédale pour le $Group2_{FCA}$ et de valider, ou non, l'hypothèse d'une asymétrie au sein des pilotes. Mais plus encore, il convient de rappeler que nous nous intéressons à l'analyse de la très haute performance. Ainsi, la population étudiée n'est que de huit pilotes. Il se peut très bien que cette répartition des groupes entre pied droit et gauche soit due au hasard. Pour vérifier cela, il conviendrait d'effectuer une analyse similaire avec une population de pilote plus conséquente. Il conviendrait également de réaliser une analyse similaire, mais cette fois-ci en prenant compte d'autres variables mécaniques lesquelles n'ont aucun lien avec des aspects de symétrie. Pour finir, l'analyse de l'indice d'efficacité s'est vue être réalisée sur uniquement trois coups de pédales. Bien que cela correspondent parfaitement à la première

partie de la cassure, cette restriction de trois coups de pédales est due à une verrou technologique. Ainsi, pour confirmer ces deux profils différents entre les groupes, il serait intéressant d'avoir à minima le quatrième coup de pédale.

A l'inverse, cette même analyse *clustering* réalisée sur l'indice IE_{2D} n'a abouti à aucune distinction, aucune séparation de notre base de données de 48 essais en sous-groupes. Cet échec de l'analyse *clustering* met en avant l'importance de la composante médio-latérale dans l'analyse de la technique de pédalage. En effet, celle-ci compte à hauteur de 28 ± 9% de la force totale appliquée à la pédale, et peut varier de 13.7 ± 2.4 % à 37.8 ± 2.8% suivant les pilotes. La comparaison entre les deux pilotes P06 et P07 effectuée dans cette étude illustre parfaitement ce manque de relation. En effet, les deux pilotes présentent un indice IE_{2D} similaire que ce soit en termes de valeurs ou de patterns de courbes. Cependant, c'est uniquement lorsque l'on passe à une analyse tridimensionnelle que la différence entre les deux pilotes est observée, que ce soit sur les composantes de forces médio-latérales ou à travers l'indice IE_{3D}. Il est tout de même intéressant de constater que cette analyse spécifique des composantes de forces met en avant une composante de la force normale positive, donc utile, tout au long du cycle de pédalage et plus généralement pour les trois coups de pédales analysés. Notamment lors des phases de tractions et de transition, les deux pilotes produisent une force normale positive, donc propulsive au mouvement du pédalier, laquelle est rarement observée dans la littérature (Dorel et al., 2009; Rossato et al., 2008). Ainsi, bien que cette zone du cycle de pédalage soit le plus souvent associée à un indice d'efficacité proche de zéro, voire négatif, nos résultats indiquent une capacité des pilotes à être efficaces tout au long du cycle pour chaque jambe.

Cette étude met donc en avant les apports non négligeables d'une analyse tridimensionnelle par rapport à une analyse bidimensionnelle. Elle expose aussi l'utilité et les bénéfices d'une analyse temporelle (SPM{t}) et *clustering* par rapport à une analyse de valeurs moyennes susceptibles de biaiser les résultats. Sachant que l'indice d'efficacité peut être entraîné et amélioré (Bini et Hume, 2020; Böhm et al., 2008; Hansen et Waldeland, 2008; Vidal et al., 2020), les groupes relevés par l'analyse *clustering* constituent donc des informations cruciales pour les entraineurs pour la programmation d'entraînement. Il semble donc important de rappeler que, si l'objectif est d'analyser la technique de pédalage à travers de l'indice d'efficacité, il convient de s'équiper de pédales instrumentées tridimensionnelles. Cela est important afin de ne pas surévaluer la technique du cycliste par le manque d'information contenue dans la composante médio-latérale. Cela est d'autant plus valable lors de l'analyse de pédalage en danseuse, d'un départ arrêté (« *standing start* ») ou encore lors d'un sprint, car le mouvement du cycliste n'est plus uniquement compris dans le plan sagittal. De ce fait, il serait intéressant d'analyser l'impact de cette force médio-latérale au niveau des articulations et, par conséquent, de conduire une analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du bas du corps lors d'un départ en BMX.

- Analyse théorique du départ et autres paramètres mécaniques

Au-delà de cette analyse spécifique sur l'indice d'efficacité et sa relation à la performance, cette étude met aussi en avant d'autres paramètres mécaniques : la puissance produite au pédalier, la force produite au guidon ainsi que la force de contact entre la roue et le sol. Sans surprise nos résultats mettent en avant l'existence d'une relation entre la puissance produite au pédalier et la performance ($R^2 = 0.20$, $p = 0.27$). De manière générale, la puissance permettrait d'expliquer un quart de la performance tout comme l'indice d'efficacité. Un résultat intéressant a été les valeurs de cette corrélation entre la puissance produite au pédalier et la performance lorsque l'analyse est effectuée sur deux sous-groupes. En effet, pour le $Group2_{FCA}$, qui a une composante de force longitudinale plus importante, la puissance produite au pédalier explique la moitié la performance ($R^2 = 0.50$, $p < 0.001$). Cette corrélation ne nous surprend guère, car la puissance produite au pédalier est directement liée à la force produite au pédalier et l'indice d'efficacité. Ainsi, ce $Group2_{FCA}$ présente une voie d'amélioration directement reliée à la mécanique du pédalage. Cependant, cette analyse n'est pas partagée pour le $Group1_{FCA}$. En effet, celui-ci présente une absence de corrélation entre la puissance produite au pédalier et la performance ($R^2 = 0.002$, $p = 0.86$). Il convient tout de même d'être prudent dans cette interprétation. On s'attendrait à ce que la puissance produite au pédalier soit reliée à la performance. Cependant, il apparaît que pour ce $Group1_{FCA}$, un autre indicateur prend le dessus sur la distinction d'un essai performant ou non. En effet, on note que les pilotes du $Group1_{FCA}$ semblent avoir une puissance produite au pédalier similaire, et pourtant avec un temps de performance différent. Une explication pourrait provenir du fait que c'est l'intégrale de la puissance, c'est-à-dire le travail effectué, qui est important. Car, pour rappel, au travail est associée la variation d'énergie cinétique, donc la variation de la vitesse du système et donc de la performance. Il est possible, pour un pilote, de produire une puissance élevée, mais sur une durée et un temps faible ce qui signifie qu'un faible travail est effectué.

Ainsi, la puissance produite au pédalier semble être un paramètre déterminant pour certain pilote mais pas pour tous. Il convient donc d'ouvrir le champ de l'analyse à d'autres paramètres mécaniques, tel que la force produite au guidon. En effet, en position de danseuse, la contribution du haut du corps devient non négligeable pour la production de force aux pédales, et puissance au pédalier. En isolant le pilote dans la réalisation d'une analyse théorique, il nous a été possible d'obtenir la force globale produite au guidon, laquelle renseigne donc quant à la contribution, l'activation, du haut du corps lors du départ. Cette analyse a le potentiel d'aller plus loin, notamment dans l'analyse des contributions des différents efforts dans la production de force à la pédale : force au guidon, quantités d'accélération segmentaires et poids segmentaires.

Cependant, l'absence de données directement mesurées au niveau des poignées du guidon, il serait prétentieux de notre part de poursuivre l'analyse. Mais plus encore, cette analyse théorique est basée sur les travaux de Bernard (2015) lesquels ont été effectués en laboratoire. Ainsi, le moment dynamique du

pilote en son centre de gravité est supposé négligeable, ce qui n'est pas le cas dans notre condition. En conséquence, il conviendrait dans un premier temps de valider le calcul de cette force au guidon par l'intermédiaire de capteur de force. En effet, cela peut se faire de manière aisée sur des mesures en laboratoire avec des pédales et un guidon instrumentés. Et enfin, de reprendre l'analyse théorique développée au chapitre 3 en passant cette fois-ci par le théorème du moment dynamique.

Autre que la contribution du haut du corps, une analyse spécifique des efforts à la roue arrière a été réalisée. En effet, le pilote se retrouvant uniquement sur sa roue arrière lors du départ, l'entièreté de la performance se trouve dans sa capacité à produire une force motrice. Ainsi, en isolant cette fois-ci le système complet {Pilote + vélo} il nous a été possible de calculer les efforts de contact entre la roue arrière et la piste lors du départ. Un résultat surprenant à première vue a été la présence de valeurs de force négatives pour la composante longitudinale - soit dans le sens de la pente. Après approfondissements, nous avons observé que cette force négative est due à une gestuelle spécifique. En effet, cette force longitudinale négative à ces instants, et auquel on ne s'attend pas, présente un intérêt quant à son interprétation.

Un retour sur la méthode de calcul permet d'analyser l'origine de cette force longitudinale négative. Pour cela, reprenons le calcul de la force de contact de la force de contact de la roue arrière, nous avons : $F_{Ar\ /x}^{RButte} = M_{\{P+v\}} A_{CG\{P+v\}/x}^{RButte} - P_{\{P+v\}\ /x}^{RButte}$.

Ainsi, nous remarquons que dans les phases de transitions, l'accélération $A_{CG\{P+v\}/x}^{RButte}$ est inférieure à la contribution du poids apportée par le terme $P_{\{P+v\}\ /x}^{RButte}$ d'où la négativité de la force de contact. Limiter ce phénomène qui a des conséquences, bien évidement sur la vitesse du centre de gravité du système et donc sur la performance, reviendrait à améliorer les valeurs de l'accélération de manière à ce que $A_{CG\{P+v\}/x}^{RButte}$ soit supérieur à $g * \sin\alpha$ durant ces phases de transitions. Essayons d'évaluer ce que deviendrait cette vitesse si la force $F_{Ar\ /x}^{RButte}$ était au mieu nulle durant ces phases de transitions. Pour cela nous exprimons la relation suivante :

Équation 4-5

$$F_{Ar\ /x}^{RButte} + M_{\{P+v\}} * g * \sin\alpha = M_{\{P+v\}} \frac{dV_{\{P+v\}/x}^{RButte}}{dt}$$

Avec α l'angle de la pente de la butte (15° ou 18°).

En intégrant l'équation 4-5 de l'instant initial lorsque la roue avant n'est plus en contact avec la grille et le sol, jusqu'au 3ème coup de pédale, nous obtenons la relation qui exprime la variation de vitesse $V_{\{P+v\}/x}^{RButte}$ du centre de gravité système {Pilote + vélo}, en faisant intervenir les impulsions induites par les forces, soit :

Équation 4-6

$$\frac{1}{M_{\{P+v\}}}\int_{t_i}^{t_f} F_{Ar\ /x}^{RButte}(t)dt\ +\ g*\sin\alpha\int_{t_i}^{t_f} dt\ =\ \Delta V_{\{P+v\}/x}^{RButte}$$

Cette équation permet d'éviter une mauvaise interprétation. En effet, au temps t_1 (début de la phase de transition, l'amorce du deuxième coup de pédale), le centre de gravité du système est animé d'une vitesse, et du fait de l'impulsion négative (Figure 4.20 zone jaune pour les deux pilotes) de la force de contact, cette vitesse n'augmente que très faiblement ce qui se traduit par une composante $A_{CG\{P+v\}}^{RButte}$ nulle ou inférieure à $g*\sin\alpha$, pour autant le système continue d'avancer. Cela signifie simplement que l'on observe un plateau dans la vitesse de déplacement du pilote (Figure 4.20 zone jaune). Ce phénomène est également observable sur la durée $[t_3-t_4]$ de la 2ème phase de transition.

En visionnant les vidéos de départ, il apparaît que le pilote présente un mouvement « haché », et spécifiquement lors des phases de transitions entre les coups de pédales. Pour que $F_{Ar\ /x}^{RButte}$ soit constamment positive, il faudrait que $A_{CG\{P+v\}}^{RButte} > g*\sin\alpha$. Ainsi, arriver à minimiser cette composante $F_{Ar\ /x}^{RButte}$ négative lors de ces zones spécifiques correspond à un critère de performance.

Prenons par exemple ce premier intervalle de temps $[t_1-t_2]$ du pilote P07 pour lequel la force longitudinale est négative. Les données actuelles donnent une vitesse initiale V_{t_1} égale à 4.25 m.s^{-1} et une vitesse finale, à la fin de cet intervalle lorsque la force longitudinale passe positive, V_{t_2} égale à 4.38 m.s^{-1}. Posons à présent la condition que, durant cet intervalle, la force longitudinale est égale à zéro soit le terme $\frac{1}{M_{\{P+v\}}}\int_{t_1}^{t_2} F_{Ar\ /x}^{RButte}(t)dt\ =0$. La vitesse finale, en sortie de ce même intervalle est donc $V_{t_2}=g*\sin\alpha*\Delta T+V_{t_1}$, avec ΔT = 0.06s et t_1 et t_2 correspondent aux « vraies » valeurs temporelles, donc celles non normées. La vitesse V_{t_2} serait donc égale à 4.43 m.s^{-1}. Ce simple exemple fait ressortir l'importance de cette phase, l'amenant ainsi au rang de paramètre déterminant du départ. En effet, mathématiquement, nous avons montré qu'avec une gestuelle spécifique, en minimisant ces phases de forces longitudinales négatives, la vitesse instantanée du système complet serait plus élevée, le mouvement serait donc moins « haché » et à terme la performance serait meilleure. Cependant, seule une faible corrélation a été trouvée entre ces données de forces longitudinales négatives et la performance (R^2 = 0,33 ; p = 0,2). Ce résultat indique qu'à l'échelle du groupe, ce paramètre ne permet pas d'expliquer les différentes performances. Cela peut être expliqué par le fait que certains pilotes compensent leurs valeurs de forces longitudinales négatives, avec une valeur plus élevée dans la suite de l'évolution du départ. Toutefois, la corrélation trouvée entre la force longitudinale moyennée semble indiquer le contraire. En effet, les résultats indiquent que pour la cohorte de pilote, la force longitudinale moyennée est fortement corrélée avec la performance (R^2 = 0,80 ; p < 0,05). Cependant, le sens de la corrélation semple indiquer que plus la composante de force longitudinale est élevée, moins l'essai est performant. Là encore, cette analyse peut sembler inquiétante au premier abord.

Néanmoins, plusieurs explications s'offrent à nous : la première s'avère être l'individualité de la technique, et la deuxième est un phénomène purement mécanique. En effet, si la composante de force longitudinale est trop importante, celle-ci sort du cône de frottement ce qui induit un glissement. Par conséquent, ce glissement impose une « pause » dans le départ ce qui est contre-productif.

Ainsi, cette analyse purement mécanique du contact roue/sol est très intéressante et met en avant un paramètre technique directement lié à la performance. Cependant, il convient d'étudier ce paramètre pour chaque pilote, d'effectuer une réelle analyse individuelle du départ, de la technique de pédalage et de la performance.

5. Limites

Quelques questions se posent, notamment au regard de la classification des pilotes et plus précisément sur la fiabilité de l'algorithme. Nous avons voulu tester cette analyse clustering avec un pilote qui a participé aux deux sessions d'expérimentations. L'objectif est de vérifier que la technique de pédalage d'un même pilote, P01 et P01b (à six mois d'intervalle), appartient au même groupe. Nous avons pu observer que le profil des forces produites aux pédales, ainsi que celui de l'indice d'efficacité, présente des patterns similaires entre P01 et P01b plus qu'avec les autres pilotes. Cette constance sur le ces profils de forces, lesquels nécessitent les pédales instrumentées ainsi que la cinématique, permettent de valider la première partie de la chaîne de traitement. Les résultats et l'analyse spécifique à la comparaison des deux sessions se trouvent en annexe (Annexe A).

Des points de discorde peuvent être trouvés dans la littérature sur l'étude de la technique de pédalage uniquement par le biais de l'indice d'efficacité. En effet, il ressort de cela que l'indice d'efficacité ne représente pas l'entièreté de la technique de pédalage. Celle-ci serait trop complexe pour être exclusivement résumée à un seul indicateur d'efficacité, car les différentes stratégies de coordination inter-segmentaires ne se traduisent pas forcément par un indice d'efficacité supérieur. En effet, l'indice d'efficacité représente lui-même un ensemble de composants musculaire et non-musculaire et ne représente donc pas la technique de pédalage du cycliste dans son ensemble (Bini et Diefenthaeler, 2010; Korff et al., 2007; Leirdal et Ettema, 2011; Mornieux et al., 2008). Il apparaît donc opportun de continuer et d'approfondir l'analyse de cette technique de pédalage, en évaluant la cinématique et la dynamique articulaire. Cela permettrait de vérifier si une analyse *clustering*, au niveau des données articulaires, produirait les mêmes informations concernant le nombre de groupes et les pilotes les composants.

6. Conclusion

L'objectif de cette étude était d'effectuer une analyse mécanique du départ afin d'introduire des indicateurs de performance. Dans l'étude des paramètres mécanique, une première analyse s'est portée sur l'indice d'efficacité. Ainsi, le premier sous-objectif a été d'évaluer la relation entre l'indice d'efficacité et la performance, lors d'un départ en BMX. Plus précisément, cette étude met en avant l'importance et les bénéfices de conduire une analyse tridimensionnelle des forces aux pédales. De plus, des réponses sont apportées quant à la faisabilité de discerner des techniques et des groupes de pilotes significativement différents, à travers l'analyse de l'indice d'efficacité. Nos résultats ont donc montré que l'indice d'efficacité est faiblement corrélé avec la performance, mais que l'indice IE_{3D} semble tout de même expliquer un tiers de la performance. Ceci représente une part non-négligeable de la performance qui est, bien évidemment, multifactorielle. Aucune disparité inter-pilote n'est observée et quantifiée lors de l'analyse de l'indice IE_{2D} ; par contre, l'analyse tridimensionnelle reporte des divergences inter-pilote. En effet, l'analyse de données fonctionnelles, par la méthode *clustering*, a su séparer la cohorte de pilotes en deux sous-groupes significativement différents. Il apparaît notamment qu'un groupe présente une technique de pédalage conduisant à une valeur d'IE_{3D} plus importante ainsi qu'un temps de performance plus faible. Une analyse plus poussée a révélé que l'origine de ces distinctions entre pilotes est due à la composante de force médio-latérale, laquelle apparaît comme non-négligeable, car elle compte en moyenne à hauteur de 28% de la force totale appliquée à la pédale.

Outre l'indice d'efficacité, la puissance produite au pédalier s'est aussi avérée être corrélée faiblement à la performance, soit un quart. En effet, une deuxième partie de cette étude s'est portée sur une analyse plus élargie des paramètres mécaniques en lien avec la performance. Une plus-value à cette analyse a été la mise en avant d'un indicateur de performance purement individuel : minimiser les valeurs négatives de la force longitudinale. En effet, nous avons montré que mathématiquement, diminuer ces valeurs permet d'avoir un départ moins haché et une évolution de la vitesse de déplacement plus constante. Cependant, cela ne signifie pas produire une force longitudinale positive trop importante, car au-delà du cône de frottement le pilote engendre alors un glissement de la roue contre-productif à l'avancée du système {Pilote + vélo}, donc à l'encontre de la performance.

Ainsi, cette première étude permet de dégager quelques préconisations et les prémices d'une fiche entraineur pour un suivi des pilotes et une amélioration de la performance.

A retenir :

- IE_{3D} est plus corrélé avec la performance que IE_{2D} et explique environ 35% de la performance.
- Différence significative entre IE_{2D} et IE_{3D} due à la composante de force médio-latérale non-négligeable ; compte pour 28 ± 9% de la force totale produite à la pédale.
- Analyse *clustering* effectuée sur IE_{3D} met en évidence deux sous-groupes significativement différents. La technique d'un groupe est plus encline à une valeur IE_{3D} plus élevée et une meilleure performance.
- Puissance produite au pédalier est corrélée avec la performance et explique environ 20% de la performance.

Cette première étude apporte des informations quant à la caractérisation de la performance lors du départ. Bien qu'il soit évident que ces paramètres mécaniques jouent un rôle crucial lors du départ, les relations mises en évidence sont tout de même faibles.

Pour rappel, la tâche réalisée par le pilote consiste à déplacer l'ensemble {Pilote+ vélo} dans la butte de départ, par les seules dynamiques internes produites par le cycliste, dépendantes des interactions du système avec son environnement. Ainsi, c'est par le jeu des forces musculaires produites (dynamique interne) qui conduisent à la mise en mouvement des segments corporels et à la production d'efforts aux interactions cycliste/vélo (dynamique externe par rapport au cycliste mis en avant dans cette étude), que le système {Pilote + vélo} se déplace. Les mouvements segmentaires, rendus possibles par les forces musculaires produites, sont donc caractérisés par des puissances mécaniques dites internes au corps, car distribuées aux articulations. Ces mouvements permettent également de modifier l'intensité des forces dites externes qui s'exercent sur le pilote, notamment celles produites au niveau du guidon et des pédales.

Il convient donc d'approfondir cette étude de technique de pédalage par une analyse biomécanique : cinématique et dynamique articulaire. Ainsi, le chapitre suivant fait donc état de cette analyse biomécanique et met en avant les différentes stratégies de coordination inter-segmentaire utilisées par les pilotes lors du départ.

Chapitre 5 :

Etude 2 : Analyse biomécanique du mouvement de pédalage

SOMMAIRE

1. Introduction 136
    1.1. Coordination inter-segmentaire et dynamique articulaire 136
    1.2. Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur la dynamique articulaire et la coordination inter-segmentaire 138
    1.3. Apport de l'analyse tridimensionnelle 141
        1.3.1. Analyse cinématique 141
        1.3.2. Analyse dynamique 142
    1.4. Positionnement de notre étude 145
2. Méthodologie 146
    2.1. Rappel du protocole expérimental 146
    2.2. Traitement des données 147
    2.3. Traitement statistique des données 151
    2.4. Classification des différentes techniques 152
3. Résultats 153
    3.1. Analyse complète du départ 155
    3.2. Comparaison entre les méthodes de calcul de la puissance articulaire 159
    3.3. Analyse clustering multivariée de la puissance articulaire 161
    3.4. La trajectoire du vélo versus la performance 167
4. Discussion 170
5. Limites 178
6. Conclusion 180

1. Introduction

1.1. Coordination inter-segmentaire et dynamique articulaire

Lorsque l'on s'intéresse au cyclisme, cette activité est souvent vue comme impliquant un système mécanique complexe comportant un grand nombre de degrés de liberté et de nombreux actionneurs. En effet, lors d'un cycle de pédalage, le système nerveux central doit activer une grande majorité des muscles du membre inférieur. Cette activation doit se faire de façon organisée, cyclique et reproductible afin de permettre l'accomplissement de la tâche motrice considérée. Pour rappel, physiologiquement, la synergie musculaire est une contraction coordonnée de différents muscles destinée à réaliser un mouvement précis. Dans le mouvement de pédalage, le contrôle coordonné des articulations des membres inférieurs, dans les trois plans de l'espace, est permis grâce à une organisation neuromusculaire impliquant les groupes musculaires agonistes et antagonistes ; on parle alors de stratégie de coordination inter-segmentaire. Cette organisation est complexe par les degrés de liberté mis en jeu, mais surtout par la complexité du système neuromusculaire liée à la multitude d'actionneurs musculaires pouvant induire un même mouvement articulaire. De ce fait, la synergie musculaire est en lien direct avec le contrôle moteur, car le cycliste est en interaction permanente avec les contraintes liées à son environnement (matériel, piste, pente, etc…) et la tâche à effectuer. Le processus impliqué dans la réalisation d'un mouvement est schématisé par la Figure 5.1.

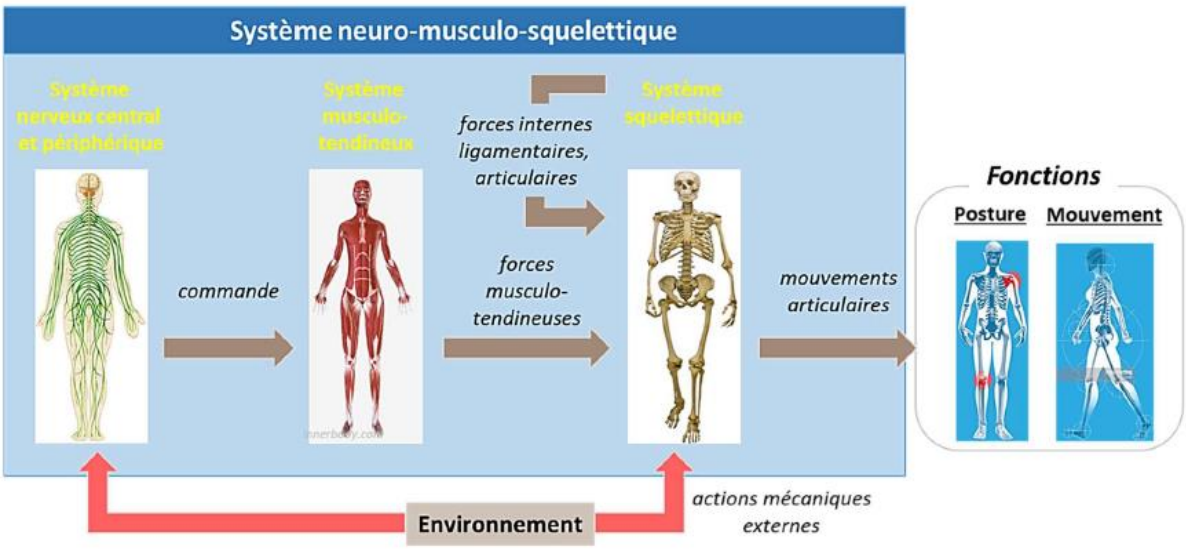


Figure 5.1: Schématisation du processus aboutissant à la réalisation d'un mouvement effectué

Pour réaliser une analyse précise de ces synergies musculaires, donc de la stratégie de coordination inter-segmentaire, il convient de réaliser des expérimentations comprenant de capteurs EMG. Grâce à ces capteurs, il est possible d'obtenir le niveau d'activation musculaire, ainsi que les périodes d'activation au cours de l'exercice de pédalage. Cependant, ce dispositif présente une limite, notamment par son côté invasif, et conduit à des protocoles lourds et complexes, même en laboratoire. Bien que le recours à des électrodes de surfaces tempère le caractère invasif de cette approche, d'autres paramètres permettent d'obtenir une vision globale de la stratégie de coordination employée par les cyclistes ; les moments nets aux articulations.

D'un point de vue mécanique, le mouvement d'un système résulte de l'application d'actions mécaniques (forces, moments) à ce système. Ainsi, à défaut d'évaluer l'activité musculaire lors du pédalage, l'analyse des moments articulaires contribue à identifier la stratégie inter-segmentaire employée par les pilotes, ainsi que les groupes musculaires sollicités.

Dans la littérature, quelques auteurs analysent ces paramètres articulaires. En plus des moments articulaires, la puissance articulaire est aussi utilisée comme outil, afin de mettre en évidence des comportements, ou profils spécifiques des cyclistes.

La puissance articulaire P_i peut être estimée de deux manières différentes :

- Tout d'abord de manière globale à partir du théorème de l'énergie cinétique exprimé en termes de puissance et appliqué au cycliste. Ainsi, ce théorème s'exprime par la relation suivante, qui établit la puissance totale des efforts internes P_{int} :

Équation 5-1

$$P_{int} = \sum_i P_i = \frac{dE_{cint}}{dt} + \frac{dE_{cext}}{dt} - \frac{dE_p}{dt} - P_{pédalier} - P_{aéro} - P_{pertes}$$

Avec : E_{cint} Energie cinétique interne qui caractérise les énergies cinétiques de rotation et de translations des segments ;

E_{cext}, Energie cinétique externe du centre de gravité du cycliste ;

E_p, Energie potentielle ;

$P_{pédalier}$, Puissance produite au pédalier ;

$P_{aéro}$, Puissance due aux effets aérodynamiques ;

P_{pertes}, Puissance due aux pertes (frottements, déformations du vélo, etc.)

- Ou en considérant une approche locale c'est-à-dire en évaluant, à chaque articulation i, la puissance P_i produite par les actionneurs qui sollicitent l'articulation i.

  Soit $P_i = \overrightarrow{M_i} \cdot \overrightarrow{\omega_i}$, Avec $\overrightarrow{M_i}$: moment net articulaire et $\overrightarrow{\omega_i}$ vitesse angulaire articulaire.

Au bilan, la puissance des efforts internes est égale à la somme des puissances articulaires soit :

Équation 5-2

$$P_{int} = \sum_i P_i$$

D'autres formulations sont proposées (Leboeuf et Lacouture, 2008), à savoir : $P_{int} = \sum_i \|P_i\|$ en prenant en compte la valeur absolue des puissances articulaires.

Ainsi, connaître la cinématique des différents segments constitue donc un prérequis indispensable.

1.2. Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur la dynamique articulaire et la coordination inter-segmentaire

De nombreuses études analysent la dynamique articulaire dans le monde du sport (van der Kruk et al., 2018) et plus particulièrement dans le cyclisme, mais très peu relatent des informations sur la discipline du sprint (Elmer et al., 2011; Martin et Brown, 2009; McDaniel et al., 2014; Turpin et al., 2017). Ces auteurs ont démontré que, durant la phase propulsive, la puissance calculée au niveau des genoux est plus importante qu'à la hanche et la cheville. Mais plus encore, ils ont montré que la stratégie de coordination inter-segmentaire entre la hanche, le genou et la cheville s'avère être primordiale à des fins de production de puissance articulaire maximale (Elmer et al., 2011; Martin et Brown, 2009).

Cependant, tout comme les forces appliquées au cours du cycle de pédalage, les moments nets et puissances articulaires sont influencés par la cadence de pédalage, la puissance au pédalier (imposée) et la posture du cycliste.

- <u>Cadence</u>

Dans une étude portant sur des sujets experts pédalant sur ergomètre en position assise, (Redfield et Hull, 1986a) mettent en évidence une diminution de la valeur des moments nets à la cheville lorsque la cadence augmente, avec une puissance moyenne produite au pédalier fixe de 98W. Pour la hanche et le genou, les corrélations sont moins significatives. Le moment du genou a tendance à diminuer avec l'augmentation de la cadence de 60rpm à 100rpm, mais au-delà, les moments nets du genou augmentent à nouveau. Un phénomène similaire est observable à la hanche. En effet, les valeurs de moments passent de 27N.m à 12N.m lorsque la cadence augmente de 60rpm à 95rpm. Et tout comme le genou, au-delà d'une cadence de 95rpm, les valeurs de moments nets augmentent fortement, notamment lorsque la

cadence à maintenir est élevée (50N.m à 160rpm) (Figure 5.2). Il convient toutefois de noter que la gamme de puissance utilisée dans cette étude reste très éloignée de celle utilisée en conditions réelles de pratique, notamment pour des cyclistes professionnels (Kautz et al., 1991). En effet, une tendance différente de l'évolution des moments en fonction de la cadence est observée par Mornieux et al. (2007), lors d'essais en condition sous-maximale lors de l'analyse à trois cadences différentes (60, 80, et 100rpm) avec une puissance fixe de 250W. Il apparaît que la cheville démontre une évolution très faible au cours du test, avec une valeur d'environ 20% du moment total. L'articulation de la hanche a un comportement similaire à celui relevé précédemment avec une chute de 53% à 47% du moment total, pour un changement de cadence de 60rpm à 100rpm. Cependant, on observe, pour le genou, un comportement opposé à celui considéré dans l'étude de Redfield et Hull (1986a). En effet, le moment net du genou ne fait qu'augmenter entre le début et la fin du test : de 25% à 60rpm, on passe à 30% du moment total pour une cadence de 100rpm. Ces différences sont notamment expliquées par les différences de puissances développées entre les études, 98W contre 250W.

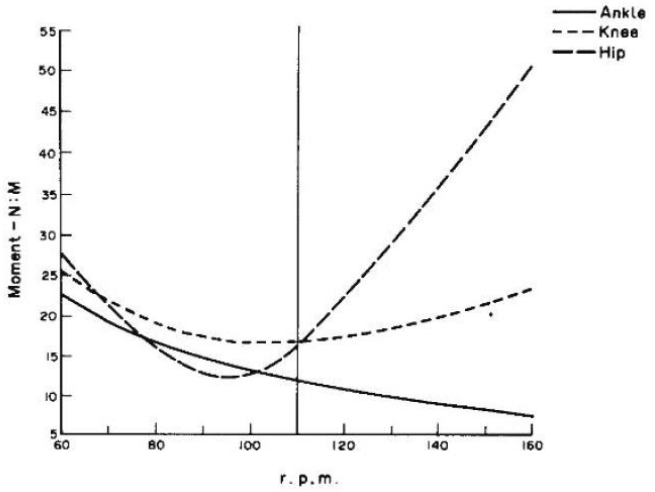


Figure 5.2: Evolution des moments articulaires en fonction de la cadence de pédalage pour une puissance fixe de 98W (Redfield et Hull, 1986a)

McDaniel et al. (2014) vont encore plus loin dans leur analyse et notamment dans l'étude des stratégies de coordination inter-segmentaire et leur dépendance à la cadence de pédalage. Leurs résultats mettent en avant que la relation entre la contribution de production de puissance de chaque articulation et la cadence serait due à des problèmes et contraintes d'activation et de désactivation du muscle. Il apparaît que ces contraintes sont d'autant plus vraies dans le cadre d'une tâche répétitive telle que le cyclisme. En effet, le muscle ne peut pas instantanément produire une force maximale en début de contraction ni se relaxer aussitôt en fin de contraction. Ainsi, à haute fréquence, ou à cadence de pédalage élevée, le temps requis pour l'activation et la désactivation réduit sévèrement le temps possible pour lequel le muscle peut produire une force maximale (McDaniel et al., 2014). Cette stratégie de coordination inter-segmentaire et sa relation avec la cadence reflètent parfaitement la force-vitesse du muscle.

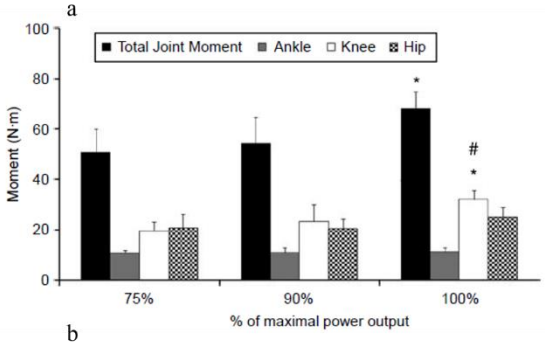
- Posture

Comme évoqué au Chapitre 1, en cyclisme, la posture constitue également un facteur impactant les valeurs dynamiques internes et externes. Wilkinson et al. (2020) ont récemment étudié le changement de stratégie de coordination inter-segmentaire en fonction du changement de posture, et ont démontré un effet significatif entre un pédalage en position assis et en danseuse. En effet, en position de danseuse, les cyclistes produisent plus de puissance au niveau de la hanche et de la cheville : une augmentation de 10% et 5% respectivement est observée. Tandis que pour le genou, une diminution de 15% de la puissance est notable entre la position assise et en danseuse. Un des résultats clés concerne l'augmentation de la production de puissance négative au niveau du genou, car elle entraîne une diminution de la puissance nette du genou. Ainsi, Wilkinson et al. (2020) met en avant un certain profil de coordination avec la hanche comme articulation prédominante, suivie de la cheville puis du genou.

- Puissance

Enfin, quelques études se sont intéressées aux modifications des moments nets articulaires engendrées par les changements de puissance au pédalier, notamment à puissance élevée. Dans le cadre d'un test incrémental jusqu'à la fatigue, Bini et Diefenthaeler (2010) ont démontré qu'entre le premier (75% de la PMA : Puissance Maximale Aérobie) et le dernier palier (100% de la PMA), le moment net absolu total de la jambe entière, du membre inférieur considéré, augmente et la stratégie de coordination inter-segmentaire est modifiée. Ce moment net absolu total est égal à la somme des moments nets absolus de chaque articulation. Ensuite, la contribution de chaque articulation est exprimée comme étant un pourcentage de ce moment net total. Ainsi, Bini et Diefenthaeler (2010) ont observé une augmentation de 25% de ce moment net total entre la condition à 75% et la condition à 100%. Au niveau des articulations, seul le moment net du genou présente une augmentation significative (39%) entre les deux paliers 75% et 100% (Figure 5.3.a).

a



b

Stage (% of maximal power output)	Index of Effectiveness (%)
75	62 ± 8
90	65 ± 8
100	66 ± 7

Figure 5.3: (a) Moyenne des moments nets absolus totale (noir) et aux articulations pour les trois paliers du tes incrémental (75%, 90% et 100%) pour 11 participants. Différence significative entre 100% et 75%, # Différence significative entre 90% et 100%. (b) Moyenne et écart type de l'indice d'efficacité globale à chaque palier (Bini et Diefenthaeler, 2010).*

Il est intéressant de souligner que la cadence de pédalage était similaire entre chaque palier (~95rpm), tout comme l'indice d'efficacité (~0.64) (Figure 5.3.b). Ainsi, si l'on reprend l'équation de la puissance produite au pédalier, si la cadence et l'indice d'efficacité sont similaires, cela signifie que la force totale appliquée à la pédale a augmenté. De ce fait, il est intéressant de constater que, lors de ce test incrémental, les pilotes ont changé leur stratégie de coordination inter-segmentaire, pour répondre à la demande qui est d'augmenter la puissance produite au pédalier, mais sans pour autant engendrer de modification de l'indice d'efficacité.

Ainsi, bien que cette approche de dynamique articulaire, à travers l'analyse des moments nets et puissances articulaires nettes, ne permette pas d'obtenir des informations, en termes d'effort à l'échelle des chefs musculaires individuels, il demeure que ces informations constituent tout de même des données cruciales et primordiales pour les entraineurs et les préparateurs physiques. Plus spécifiquement, les études réalisées pour des conditions de sprint (<5s), ou en condition d'effort maximal, ont montré qu'une augmentation de la puissance développée par les fléchisseurs des genoux devrait augmenter la puissance totale délivrée à la pédale, et cela de manière significative. Cela constitue déjà un possible paramètre déterminant de la performance.

1.3. Apport de l'analyse tridimensionnelle

1.3.1. Analyse cinématique

De nombreuses études analysent le mouvement de pédalage d'un point de vue bidimensionnel, majoritairement dans le plan sagittal du mouvement de pédalage. Ces études sont généralement réalisées soit à l'aide de systèmes vidéos traditionnels (Elmer et al., 2011; Grigg et al., 2018b; McDaniel et al., 2014), soit à l'aide de systèmes optoélectroniques (Bini et al., 2016; Bini et Carpes, 2014; Gross et al., 2017; Wilkinson et al., 2020). Cette simplification bidimensionnelle est justifiée par le fait que la majorité des efforts moteurs sont produits dans le plan sagittal, et de manière moindre, dans les plans frontal et transversal. Cela réduit donc l'étude à l'analyse des mouvements de flexion/extension pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville.

Toutefois, cette analyse planaire est sujette à discussions et débats pour deux raisons majeures ; les erreurs liées à la méthodologie et l'impact des degrés de liberté hors plan sagittal. Au regard de la méthodologie, Umberger et Martin (2001) mettent en avant des différences significatives au regard des angles anatomiques obtenus par un calcul bi- ou tridimensionnel. En effet, l'erreur commise peut atteindre jusqu'à 32° pour l'angle maximal de la hanche et 7° pour celui de la cheville dans le plan sagittal.

Plus encore, cette hypothèse de mouvement planaire est aussi discutable, sur le fait que les mouvements hors plan sagittal semblent être à l'origine de microtraumatismes, notamment au niveau du genou. Gregersen et Hull (2003) et Bailey et al. (2003) ont montré que ces mouvements hors plan sagittal peuvent être affectés par un effet combiné de fatigue et de puissance. En effet, Fang et al. (2016) ont montré que l'amplitude articulaire du genou en abduction est corrélée positivement avec la puissance au pédalier. Des études plus récentes (Pouliquen, 2017; Pouliquen et al., 2018) corroborent ces résultats et montrent aussi que les amplitudes articulaires dans le plan frontal et transversal sont non-négligeables comparées à celles obtenues dans le plan sagittal. Tout comme Umberger et Martin (2001), l'amplitude est constamment au-delà de 10° pour les plans frontal et transversal. Ces amplitudes atteignent même 24.1° pour la rotation latérale du tibia au cours d'un test incrémental (Bini et al., 2016), et 17 ± 17° pour la rotation interne/externe du genou en phase propulsive lors d'un contre la montre (Sayers et al., 2012).

Il convient tout de même d'être attentif sur le fait que la présence d'une amplitude articulaire ne signifie pas forcément qu'on peut observer une vitesse angulaire importante et/ou un moment. Par conséquent, il convient de savoir si ces mouvements articulaires observés, tels que le mouvement d'abduction, contribuent à la création de puissance à l'articulation.

Il apparaît donc que les variables hors plan sagittal doivent être considérées lors d'une analyse du mouvement de pédalage, notamment au cours d'efforts intenses comme le sprint.

1.3.2. Analyse dynamique

L'évaluation de la dynamique interne présente deux intérêts majeurs. Le premier réside dans la compréhension du mouvement de pédalage et dans l'organisation du cycliste pour réaliser cette gestuelle. Le deuxième intérêt découle du premier point. En effet, la connaissance des moments nets aux articulations apporte des éléments de réponse en ce qui concerne une possible augmentation de la performance, le recueil d'informations supplémentaires pour les entraîneurs sportifs, et pour la prévention des traumatismes. Bien que le lien entre moments articulaires et les groupes musculaires spécifiquement activés soient utilisés et admis, ce lien est moins direct pour la puissance articulaire. En effet, pour certains chercheurs, l'identification des puissances articulaires permet d'estimer la contribution de chacune des articulations dans le mouvement de pédalage. Si cette interprétation reste « en surface » en termes de hiérarchisation des articulations sollicitées, certaines études vont bien au-delà. En effet, cette contribution correspond, pour certains, à la puissance générée à l'articulation par rapport à la somme algébrique des puissances générées aux articulations (Wilkinson et al., 2020).

Ainsi, pour une jambe considérée, la somme des contributions est égale à 100%. De ce fait, une grande partie des études formule les résultats en fonction de cet indice de contribution (Elmer et al., 2011; Hoshikawa et al., 2007; McDaniel et al., 2014). Cependant, cette interprétation et analyse de la puissance articulaire est sujette à diverses discussions, controverses et débats (van der Kruk et al., 2018; van Ingen Schenau et al., 1990), lesquels sont principalement dus au manque de consensus sur le mode de calcul approprié. Plus spécifiquement, elles portent sur la manière dont la positivité et la négativité de la puissance devraient être sommées, ou encore sur la contribution et la répartition de la puissance entre les articulations. De manière générale, l'interprétation même de la puissance n'est pas chose aisée. En plus de ce manque de consensus sur l'interprétation « globale » de la puissance, les différentes méthodologies employées, le calcul de la puissance utilisé ou encore les différentes simplifications effectuées empêchent une application directe des données et des résultats à des disciplines transverses.

Majoritairement, il apparaît que ces simplifications sont de quatre ordres (van der Kruk et al., 2018) :

- La considération d'un modèle mono- ou multi-corps ;
- Le calcul d'une puissance instantanée (IN) ou de par un changement d'énergie (EN) ;
- Les dimensions du modèle utilisé (1D, 2D ou 3D) ;
- Et enfin, la négligence d'un ou de plusieurs éléments de l'équation de la puissance mécanique.

Il est important d'être conscient que chaque simplification entraîne une interprétation différente. En effet, le calcul de la puissance articulaire par le biais du calcul (EN) estime uniquement une moyenne et ne permet pas une analyse fine quant à l'évolution temporelle de la puissance ou encore des pics de puissance.

De plus, tout mouvement oscillatoire résulte en une valeur nulle, ou est représentatif d'une valeur moyenne, ce qui est gênant pour l'analyse de la marche ou du pédalage. En effet, si la puissance articulaire présente une évolution temporelle oscillatoire, comme l'illustre la figure 5.4 laquelle présente l'évolution de la puissance articulaire produite au genou (Wilkinson et al., 2020), effectuer ce calcul de changement d'énergie (EN) résulterait en une valeur proche de zéro. Enfin, il est important de noter qu'une différence d'un facteur de 2.5 a déjà été reportée, sur des valeurs de puissance articulaire, entre des approches différentes. De plus, les méthodes utilisées et décrites dans les articles ne sont pas systématiquement précises et claires, ce qui, là encore, empêche une comparaison directe. Dans ces cas, la répétabilité de la méthodologie n'est pas toujours possible.

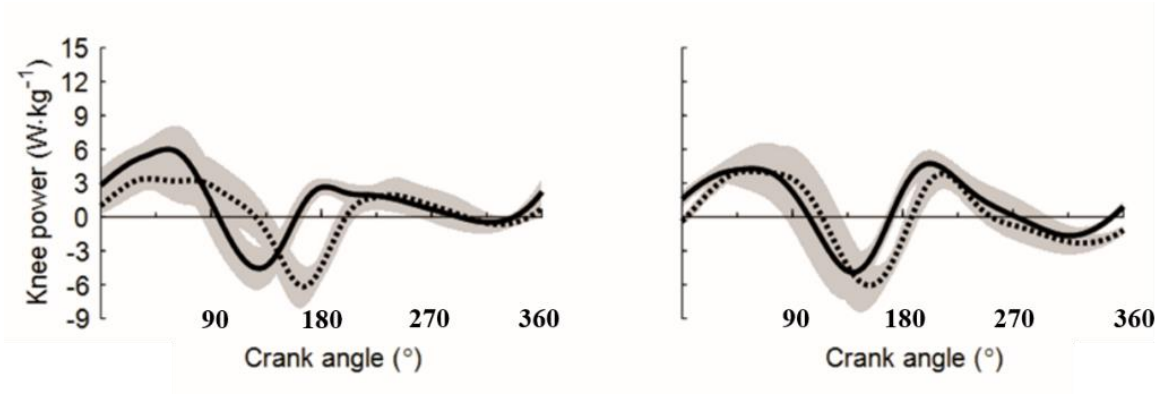


Figure 5.4: Moyenne et écart type de la puissance articulaire du genou en position assise (trait plein) et en position danseuse (trait pointillé) à des cadences de pédalages de 70rpm et 120rpm (Wilkinson et al., 2020).

Il apparaît qu'une analyse tridimensionnelle de la puissance articulaire, prenant en compte les mouvements dans les trois plans, éviterait certaines simplifications mentionnées dans la littérature. Cependant, son interprétation n'est pas plus aisée, bien au contraire. Cette puissance se rapproche de la réalité tout en complexifiant l'interprétation des paramètres supplémentaires. Bien qu'une décomposition de la puissance articulaire, suivant les trois directions, ait été proposée (Eng et Winter, 1995), celle-ci reste controversée et critiquée, car la puissance reste tout de même un scalaire.

Mathématiquement, il est possible d'interpréter cette puissance articulaire à l'aide de l'angle $\alpha_{M\omega}$ qui représente l'angle entre les vecteurs moment et vitesse angulaire articulaires. En effet, si cet angle est égal à 90°, les deux vecteurs sont parfaitement orthogonaux et donc l'articulation est dans une configuration stable ou dite bloquée. Hormis cette valeur, si l'angle est compris entre [0° – 89°] alors l'articulation se trouve dans une configuration pour laquelle le moment contribue au mouvement de l'articulation, et à l'inverse, dans l'intervalle [91°-180°], le moment est frénateur du mouvement à l'articulation. Dumas et Cheze (2008) se sont appuyés sur ce paramètre mathématique et ont introduit une configuration différente : une séparation du secteur angulaire [0°-180°] en trois phases égales.

En effet, bien que seule une valeur de 90° désigne une configuration parfaitement stable, si l'angle $\alpha_{M\omega}$ se situe dans des valeurs autour de 90°, soit [60°-120°] cela signifie tout de même que l'articulation se situe dans une configuration de stabilisation. Lorsque l'angle $\alpha_{M\omega}$ est compris dans cet intervalle, la puissance peut être soit positive, soit négative, suivant si l'angle $\alpha_{M\omega}$ se situe plus proche de 60° ou de 120° respectivement. Ainsi, dans cette configuration, l'action principale du moment n'est pas de piloter le mouvement. Cela signifie qu'un moment important peut-être observé à l'articulation sans que celui-ci ne se traduise par un mouvement (Figure 5.5.b). Subséquemment, par la même approche, si l'angle $\alpha_{M\omega}$ se situe dans l'intervalle [0°- 60°], il apparaît que le moment contribue à la vitesse angulaire, et donc au mouvement au sein de l'articulation (Figure 5.5.a) : l'articulation est dite dans une configuration propulsive. A l'inverse, si l'angle $\alpha_{M\omega}$ est compris entre 120° et 180°, le moment est alors frénateur par rapport au mouvement de l'articulation. Celle-ci est dite dans une configuration résistive (Figure 5.5.c).

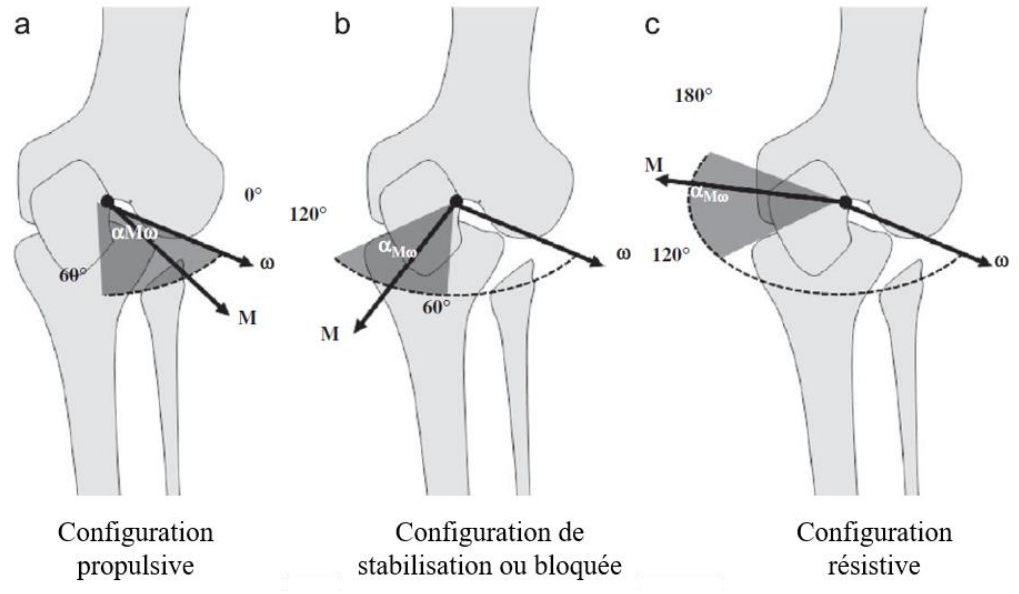


Figure 5.5: Exemple des trois configurations possibles pour l'articulation du genou. (a) La configuration propulsive avec l'angle $\alpha_{M\omega}$ compris dans l'intervalle [0° - 60°]. (b) Le mode stabilisateur avec l'angle $\alpha_{M\omega}$ dans l'intervalle [60° - 120°]. (c) Configuration résistive avec l'angle $\alpha_{M\omega}$ compris dans l'intervalle [120° - 180°]. M et ω sont respectivement les vecteurs moment et vitesse angulaire à l'articulation (Samson et al., 2009).

Ainsi, cet angle $\alpha_{M\omega}$ apparaît donc comme un paramètre intéressant dans le but d'effectuer une interprétation correcte de la puissance articulaire.

1.4. Positionnement de notre étude

Malgré ces divergences et désaccords autour de la puissance articulaire, toutes ces données dynamiques articulaires représentent d'ores et déjà des informations cruciales pour les entraineurs qui cherchent à individualiser les entraînements, ou à minima à modifier les entraînements afin de solliciter les mêmes groupes musculaires que lors du mouvement de pédalage du départ. Par exemple, l'identification d'une faible production de moments des extenseurs de hanches peut orienter les entraînements pour combler cette faiblesse et ainsi mettre en avant les principaux groupes musculaires responsables du pédalage, ou une prédominance d'un membre sur un autre (asymétrie).

Pour le BMX race, Bertucci et al. (2007a) ont d'ores et déjà montré que la production de puissance musculaire des membres inférieurs constitue un paramètre déterminant de la performance. Cependant, à ce jour, aucune étude ne présente de données de moments et puissances articulaires lors d'un départ en condition écologique. Quelques études spécifiques en BMX ont effectivement conduit des analyses cinématiques, en situation écologique, dont une bidimensionnelle (Grigg et al., 2018b) et deux tridimensionnelles (Gross et al., 2017; Kalichová et al., 2013). Lors de ces études, une attention

particulière était portée sur le genou du pied avant, lors du 1er coup de pédale, durant le mouvement de « slingshot » (défini au Chapitre 1) (Gross et al., 2017). De plus, bien que des études concernant la dynamique articulaire et les stratégies de coordination inter-segmentaire soient présentes dans la littérature, la quantité d'information transversale et applicable au BMX reste méconnue. En effet, toutes les études précédentes ont été conduites sur un ergomètre stationnaire, sans considérer les mouvements hors plan sagittal (Bertucci et Hourde, 2011). Ainsi, la plupart de ces études ont soit réalisé des analyses bidimensionnelles, soit ne transmettent uniquement que les données et résultats de mouvement de flexion/extension, et reportent donc une puissance de flexion/extension aux articulations (P_{flex}). Cependant, comme l'a montré l'étude précédente (cf. Chapitre 4), les pilotes de BMX, lors du départ, produisent des efforts importants en dehors du plan sagittal. Cela pose directement la question de l'impact possible de la composante médio-latérale de la force exercée à la pédale, sur la dynamique articulaire. Pour cela, il convient de réaliser une analyse tridimensionnelle du départ. Cette analyse permet d'effectuer une interprétation complète de la dynamique articulaire, et de stratégie de coordination inter-segmentaire, et cela sans simplification forte de mouvement planaire.

Ainsi, l'objectif principal de cette étude est donc de réaliser une analyse de la technique de pédalage d'un point de vue cinématique et dynamique articulaire du bas du corps, lors d'un départ en BMX. Plus précisément, cette étude met en avant la plus-value des informations fournies par l'analyse tridimensionnelle, en mettant à profit cet angle $\alpha_{M\omega}$ qui facilite l'interprétation quant aux contributions des différents moments, à l'articulation, ainsi que la mise en relation des différents paramètres. Le deuxième objectif de cette étude est de comparer et de quantifier les différences obtenues lorsque les puissances articulaires sont uniquement calculées à l'aide des mouvements de flexion/extension (P_{flex}) ou avec des données complètes tridimensionnelles (P_{3D}). Le dernier objectif, dans la continuité de l'étude précédente, est de vérifier si, à travers une analyse *clustering* multivariée, les mêmes regroupements et sous-groupes obtenus par l'IE_{3D} sont retrouvés.

2. Méthodologie

2.1. Rappel du protocole expérimental

La chaîne d'acquisition mise en place lors de cette étude, et décrite au chapitre 3, permet de collecter simultanément la cinématique du pilote et de son vélo, lors du mouvement de pédalage, ainsi que les efforts extérieurs au niveau des pédales. Dans cette étude, toutes les données propres aux pilotes ainsi que celles propres au vélo sont utilisées, associées au marqueur set dans son ensemble, et aux données de force aux pédales.

Pour rappel, huit pilotes élites de l'équipe de France de BMX ont participé à cette étude. Chaque pilote, muni de son propre équipement, a effectué un minimum de six départs avec comme consigne de réaliser un départ à intensité maximale, digne d'une finale. Les cellules placées au niveau de la cassure (~6 mètres du départ) et en bas de butte ont permis de classer les essais et les pilotes entre eux. Ainsi, pour un pilote ayant effectué plus de six départs, seuls ses six meilleurs, basés sur le temps et la vitesse en bas de butte, ont été sélectionnés pour l'analyse.

2.2. Traitement des données

- Traitement OpenSim

Les différentes mesures effectuées lors de la capture de mouvement doivent être traitées afin d'en déduire les variables d'intérêts au cours du mouvement, à savoir les angles articulaires, vitesses angulaires ou encore la dynamique articulaire en termes de moments et de puissances articulaires.

Pour faciliter ce traitement et la transversalité de la méthodologie, le logiciel OpenSim a été utilisé avec le modèle biomécanique développé au Chapitre 3 (section 1.1). Après avoir réalisé la mise à l'échelle de chaque modèle pour créer un modèle pilote-spécifique, l'outil IK (*Inverse Kinematic*) d'OpenSim a été utilisé pour le calcul de la cinématique lors du départ.

Le principe de la cinématique inverse est de calculer l'évolution des degrés de liberté définis dans le modèle, en prenant en compte toutes les contraintes de celui-ci (segments rigides, coïncidences, *etc…*). Pour cela, le logiciel OpenSim utilise une approche par minimisation de l'écart entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs virtuels (du modèle). La méthode des moindres carrés pondérés permet de réaliser cette minimisation. La pondération se fait sur les marqueurs et les poids sont à renseigner pour chaque acquisition, et pour chaque marqueur, en fonction de leur pertinence. En pratique, il est courant de choisir un poids statique et un poids cinématique pour un essai d'activité. Les poids statiques permettent d'ajuster la position des marqueurs relatifs au segment en fonction de la qualité du placement par l'expérimentateur. Les poids cinématiques, eux, permettent de renseigner l'importance du marqueur au cours du mouvement. La méthode des moindres carrés utilisée par OpenSim est la suivante :

Équation 5-3

$$f_i = \sum_{i=0}^{n} w_j . ec_{j,i}$$

Avec *fi* la fonction à minimiser à l'instant *i*, w_j le poids du marqueur *j* et $ec_{j,i}$ l'écart entre le marqueur *j* virtuel et le marqueur *j* mesuré à l'instant *i*.

Dans le cadre de cette thèse, il a été choisi de ne pas prendre des poids cinématiques et statiques identiques, mais de prendre les mêmes poids pour les pilotes et pour chacune des acquisitions dynamiques de départ. Compte tenu des expérimentations et des conseils de la littérature (Delp et al., 2007; Hicks et al., 2015; Zelik et Kuo, 2012), les centres articulaires sont les marqueurs les plus pondérés, tandis que les clusters, marqueurs techniques, ont une faible pondération, voire inexistante.

L'étape suivante consiste à déterminer les efforts nets aux articulations qui équilibrent les efforts extérieurs et sont déduits de la cinématique précédemment obtenue. OpenSim possède un outil de dynamique inverse (ID). Cependant, comme les pilotes ne sont pas assis sur la selle et que le vélo ne possède pas d'instrumentation au niveau du guidon, le calcul des efforts par dynamique inverse aboutit à des erreurs et un système dynamique incohérent. La procédure de calcul de dynamique inverse nécessite que les données, cinématiques et dynamiques externes, soient les plus précises possibles. Dès lors que les forces et moments sont couplés à la cinématique, le système est surdéterminé ce qui met en avant les erreurs de mesures et de modélisation (Hatze, 2002). Ces erreurs, que ce soit les paramètres inertiels du modèle, la cinématique ou les données de forces, induisent des écarts dès lors que l'on applique les lois fondamentales de la dynamique. Ces écarts, communément appelé *résidus* engendrent donc des incohérences pour l'estimation des efforts internes : moments nets.

Pour pallier cela, plusieurs outils et méthodes numériques peuvent être utilisés afin de minimiser ces résidus. L'outil RRA (*Residual Reduction Algorithm*), développé par Thelen et Anderson (2006) et implémenté dans le logiciel OpenSim, optimise la cinématique et les efforts nets aux articulations. Notamment, cet outil minimise les effets de la modélisation ainsi que les données d'erreurs liées aux expérimentations appelées résidus. De manière globale, l'outil RRA ajuste la localisation du centre de gravité du tronc et les masses des segments en modifiant la cinématique sortie du traitement IK, afin d'obtenir un système dynamiquement cohérent avec les efforts d'entrées : les forces aux pédales. Cette procédure s'effectue en respectant les lois physiques applicables au système étudié (loi de Newton-Euler), et, est déjà utilisée dans de nombreuses études : celles de la locomotion et/ou de la course à pied (Delp et al., 2007; Donnelly et al., 2012; Remy et Thelen, 2009; Thelen et Anderson, 2006) ainsi que dans le cyclisme pour l'étude de la technique de pédalage (Thelen et al., 2003).

De manière plus spécifique, l'outil RRA est une technique de dynamique directe, qui utilise un algorithme de contrôle permettant de suivre la cinématique du modèle. A chaque pas de temps, les données de forces nettes et moments nets sont calculées pour chaque articulation permettant au modèle de modifier sa position actuelle vers celle désirée. Ces forces sont définies par la fonction objective (J).

Équation 5-4

$$J = \sum_{i=1}^{nx} x^2{}_i + \sum_{j=1}^{nq} w_j\left(\ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j\right)^2$$

La première partie de l'équation minimise et distribue les poids au niveau des forces (des « *actuators* »), tandis que la seconde partie de l'équation pilote et dirige les accélérations articulaires du modèle ($\ddot{q}_j$) vers les accélérations désirées ($\ddot{q}_j^*$). Le comportement de l'optimisation est contrôlé par plusieurs paramètres notamment, la dérivée *dx* qui détermine la taille de la perturbation utilisée par l'optimisation pour calculer les dérivées numériques [1.0^{e-4} à 1.0^{e-8}]. Un critère de convergence indique la fiabilité de la solution trouvée. Plus la valeur de ce critère est faible, plus la solution trouvée est optimale. Et comme toute optimisation, il est nécessaire de renseigner le nombre d'itérations maximales.

En sortie, les efforts nets sont donc optimisés pour que le système soit dynamiquement cohérent. La convention utilisée pour la cinématique et la dynamique articulaire (moment) est la suivante : pour les deux membres inférieurs, l'abduction de hanche et du genou ainsi que l'inversion à la cheville sont définies négatives, tout comme la rotation externe (pour les trois articulations). Enfin, la flexion de hanche, l'extension de genou et la flexion dorsale sont définies positives (Figure 5.6).

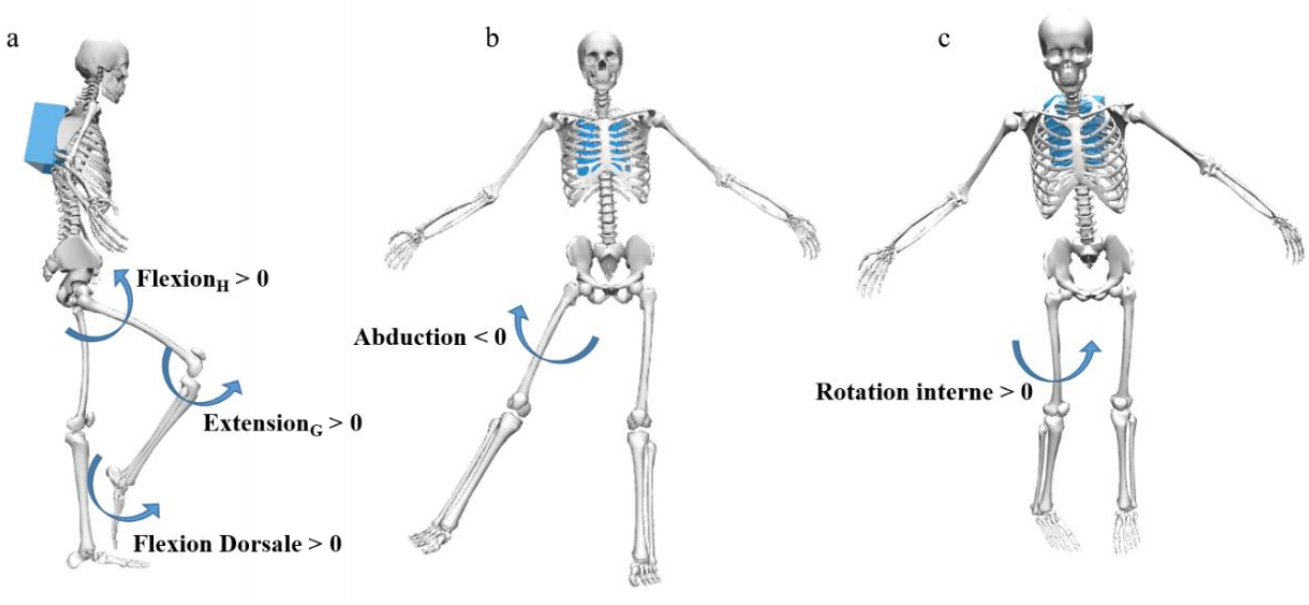


Figure 5.6 : Convention utilisée pour la cinématique et dynamique (moment) articulaire. (a) Mouvements de flexion définis positifs à la hanche et la cheville, mais négatifs au genou. (b) Mouvement d'abduction défini négatif pour les trois articulations, tout comme la rotation externe.

- Calcul de la puissance articulaire

La puissance articulaire est obtenue en effectuant le produit scalaire entre le moment et la vitesse angulaire à l'articulation (P_{3D}).

Équation 5-5

$$P_{3D,j} = \vec{M}_j \,.\vec{\omega}_j$$

Avec $\vec{M}_j \,.\vec{\omega}_j$ la puissance entre l'articulation *j* et *j+1*.

Tandis que P_{flex} est l'indicateur de puissance calculée en 2D, uniquement à l'aide du moment de flexion/extension et de la vitesse angulaire associée au mouvement de flexion/extension. Afin de faciliter la comparaison entre les pilotes, toutes les composantes des efforts ont été pondérées par le poids du pilote (Wilkinson et al., 2020).

- Calcul de l'angle $\alpha_{M\omega}$

L'angle $\alpha_{M\omega}$ entre le vecteur moment et le vecteur vitesse angulaire est aussi calculé à chaque articulation. Plus précisément, il est obtenu par l'arc-cosinus du produit scalaire entre le vecteur moment et vitesse angulaire divisé par le produit de la norme des deux (Dumas et Cheze, 2008).

Équation 5-6

$$\alpha_{M\omega} = \cos^{-1}\left(\frac{M.\omega}{\|M\|\|\omega\|}\right)$$

- Cinématique du vélo

La cinématique du vélo a été calculée à partir du système de coordonnées local du cadre et à l'aide de la fonction *rtocarda* de Matlab (Legnani, 2021) (Figure 5.7). Cette fonction extrait les angles d'Euler de la matrice de rotation avec la séquence de rotation suivante : z, y, x. De là, le mouvement de balancer du vélo, *bicycle sway*, est évalué par la vitesse angulaire suivant l'axe antéro-postérieur du vélo (Bouillod et al., 2018). De manière plus spécifique, pour chaque départ, cet indicateur de balancé du vélo est obtenu à partir de la valeur absolue de la vitesse de rotation du vélo autour de l'axe $\vec{x}$ et est moyenné sur la phase motrice :

Équation 5-7

$$v_{Roulis} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{n}\left|\frac{d\theta}{dt}\right|$$

Avec *N* le nombre d'images, de « *frames* ».

Un calcul similaire est utilisé avec le mouvement de lacet du vélo, lequel est évalué à partir de la valeur absolue de la vitesse de rotation du vélo autour de l'axe $\vec{z}$ puis moyenné sur l'entièreté de la phase motrice :

Équation 5-8

$$v_{lacet} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{n}\left|\frac{d\gamma}{dt}\right|$$



Figure 5.7: Repère du vélo positionné sur la roue arrière. L'axe x est défini comme l'axe antéropostérieur du vélo passant par les deux axes des roues. L'axe z correspond à l'axe transverse porté par l'axe de la roue arrière. Enfin, l'axe y correspond à l'axe vertical pour former un trièdre direct. Le mouvement de roulis du vélo correspond donc au mouvement de rotation du vélo autour de l'axe x (θ), tandis que le mouvement de lacet correspond au mouvement de rotation autour de l'axe y (γ)

2.3. Traitement statistique des données

Comme pour le chapitre précédent (Chapitre 4, section 2.2), seule la tâche motrice des pilotes a été analysée, ce qui correspond aux trois premiers coups de pédale sans prendre en compte la phase de temps de réaction. De ce fait, la cinématique (du pilote et du vélo), les moments et puissances articulaires ainsi que l'angle $\alpha_{M\omega}$ ont été normalisés par rapport au temps, entre 0 et 1, par la durée de chacun des trois coups de pédale, dans le but d'étudier pour chaque pilote et chaque départ, le même nombre de cycles de pédalage.

Les mêmes outils statistiques utilisés à l'étude précédente sont réutilisés dans celle-ci. Plus précisément, pour chaque paramètre analysé, les moyennes et les écarts types sont calculés pour chaque pilote (les six essais) ainsi que sur l'entièreté de la base de données, soit les 48 essais. De plus, une analyse de série temporelle est réalisée à l'aide de l'outil SPM{t} (Chapitre 2 section 2) pour analyser la différence entre P_{3D} et P_{flex}, ainsi que pour l'étude de disparité entre les sous-groupes révélés lors de l'analyse *clustering* (s'il y en a).

Le coefficient de corrélation de Pearson est utilisé pour l'étude des liens entre les moments articulaires d'abduction et de rotation avec la cinématique du vélo : le mouvement de roulis et de lacet du vélo. Enfin, ce coefficient de corrélation est aussi utilisé pour la recherche d'une possible relation entre les mouvements du vélo et la performance. Pour rappel, pour cette étude, comme l'étude précédente Chapitre 4, la performance est définie comme étant le temps mis par les pilotes pour passer la cassure, par rapport à t_i, le temps de réaction (Chapitre 4.2.2). Toutes ces corrélations sont reportées à l'aide du coefficient de détermination de Pearson (R^2).

2.4. Classification des différentes techniques

Comme pour le chapitre précédent pour l'analyse de l'indice d'efficacité, la base de données est constituée de 48 essais pour chaque paramètre, avec six essais par pilote. Et les paramètres analysés sont les trois puissances articulaires (hanche, genou et cheville). La méthode de *clustering* utilisée précédemment au chapitre 3 s'est faite sur une seule variable, donc consistait en une analyse de données fonctionnelles univariée. L'objectif ici est de réaliser une analyse *clustering* multivariée, avec les trois puissances articulaires, afin que les groupes susceptibles d'émerger de l'analyse *clustering* reflètent les stratégies inter-segmentaires. Encore une fois, nous avons testé tous les modèles possibles, pour au final choisir le plus adapté, celui avec le critère *BIC* le plus élevé. Comme précédemment, le nombre de pilotes étant de huit, le nombre maximum de sous-groupes possibles a été fixé à huit, avec l'hypothèse qu'un pilote puisse, à lui seul, représenter un groupe.

Cette analyse *clustering* a été effectuée sur P_{3D} (Tableau 5-1) ainsi que sur P_{flex} (Tableau 5-2).

Tableau 5-1: Tableau récapitulatif des résultats de l'analyse multi-clustering réalisée sur la puissance articulaire P3D

	Modèle	*K*	Threshold	Complexité	*BIC*
1	$A_kBQ_kD_k$	2	0.2	478	-306,667.27
2	ABQ_kD_k	2	0.2	589	-348,578.25
3	ABQ_kD_k	3	0.2	672	-397,338.67
4	$A_{kj}BQ_kD_k$	2	0.2	867	-428,403.28
5	$A_{kj}B_kQ_kD_k$	2	0.2	958	-473,347.04
6	…	…	…	…	…

Pour le paramètre P_{3D}, il apparaît que pour les deux premières solutions, peu importe le modèle choisi, celles-ci aboutissent à un nombre de clusters égal à 2, donc deux sous-groupes.

Le même constat peut être fait sur le paramètre P_{flex}. Le test présente plusieurs solutions, plusieurs modèles avec une récurrence d'un nombre de sous-groupes égal à deux. Pour rappel, pour les deux paramètres, c'est le modèle ayant le nombre *BIC* le plus élevé qui est choisi, correspondant ici au modèle $A_kBQ_kD_k$ pour les deux puissances.

Tableau 5-2: Tableau récapitulatif des résultats de l'analyse clustering réalisée sur la puissance articulaire Pflex : recherche du modèle approprié.

	Modèle	*K*	Threshold	Complexité	*BIC*
1	$A_kBQ_kD_k$	2	0.2	467	-262,034.02
2	ABQ_kD_k	2	0.2	502	-269,033.73
3	$A_{kj}BQ_kD_k$	2	0.2	751	-312,637.04
4	$A_{kj}B_kQ_kD_k$	2	0.2	896	-397,248.71
5	…	…	…	…	…

3. Résultats

Les puissances P_{3D} et P_{flex}, positive et négative, moyennées sur l'ensemble de la phase motrice sont présentées dans le tableau 5-3. Cette répartition de la puissance articulaire, pour les deux conditions, indique que, majoritairement, la hanche est prédominante, en production de puissance, devant le genou et la cheville.

		P_{3D} (W.kg-^{1})	P_{flex} (W.kg-^{1})
Hanche	**Pos**	7.56 ± 3.78	6.83 ± 3.79
	Neg	-2.90 ± 1.54	-2.43 ± 1.53
Genou	**Pos**	6.01 ± 2.33	5.54 ± 2.37
	Neg	-1.71 ± 0.75	-1.30 ± 0.70
Cheville	**Pos**	2.37 ± 0.65	2.67 ± 0.75
	Neg	-1.39 ± 0.68	-1.25 ± 0.52

Tableau 5-3: Moyenne et écart type de la puissance articulaire (W.kg-1) positive et négative sur l'ensemble de la phase motrice.

Les valeurs de chaque moment et angle $\alpha_{M\omega}$ (moyennée sur l'ensemble des pilotes sur la phase motrice) sont présentées dans le tableau (Tableau 5-4). Il est intéressant de souligner que les moments d'extension à la hanche et à la cheville sont les moments prédominants, tandis qu'au niveau du genou, c'est le moment d'abduction qui est prédominant devant le moment d'extension (-1.5 ± 0.7 N.m.kg^{-1} et 1.3 ± 0.9 N.m.kg^{-1} respectivement). Les valeurs d'angle $\alpha_{M\omega}$ indiquent que les trois articulations sont en configuration de stabilisation, proche d'une configuration propulsive. Les écarts types, au niveau de la hanche et du genou pour les puissances articulaires, indiquent de grandes variabilités entre les pilotes. Cette différence inter-pilote est aussi observable dans les valeurs d'écart type de l'angle $\alpha_{M\omega}$, ainsi que dans les valeurs de moments. Il apparaît que les moments au niveau de la hanche et du genou présentent les plus grosses disparités, tandis que l'articulation de la cheville indique une faible différence entre les pilotes.

	$\alpha_{M\omega}$ (°)	Moment (N.m.kg^{-1})					
		Extension	Flexion	Abduction	Adduction	Rotation i	Rotation e
Hanche	70.9 ± 9.2	-3.4 ± 1.6	0.3 ± 0.4	-2.1 ± 1.3	0.5 ± 0.3	0.9 ± 0.4	-0.2 ± 0.08
Genou	68.5 ± 8.4	1.3 ± 0.9	-0.9 ± 0.3	-1.5 ± 0.7	0.2 ± 0.1	0.1 ± 0.06	-0.5 ± 0.2
Cheville	74.5 ± 6.3	-2.0 ± 0.3	0.03 ± 0.01	-0.1 ± 0.04	0.04 ± 0.02	0.1 ± 0.04	-0.4 ± 0.2

Tableau 5-4: Tableau récapitulatif de la moyenne et écart type pour l'ensemble des pilotes de l'angle αMω, et des moments articulaires aux trois articulations ; hanche, genoux et cheville.

Ces valeurs moyennes rapportent des tendances générales sur l'ensemble des pilotes. Cependant, les valeurs importantes d'écart type indiquent une disparité inter-pilote importante. Il est alors indispensable d'évaluer et d'observer ces variables en temporel, afin de quantifier les contributions de chaque moment dans le mouvement. Pour cela, une analyse complète est rapportée sur un seul pilote.

3.1. Analyse complète du départ

La figure 5.8 présente l'évolution temporelle de l'ensemble des paramètres évalués dans cette étude, pour le pilote P01. Avant toute analyse et interprétation, il convient de mentionner que l'échelle verticale n'est pas la même entre les articulations et les plans de mouvements, mais aussi entre les pilotes. Ce choix a été fait dans le but de simplifier la lecture des résultats. Cependant, cet agrandissement de l'échelle se fait au détriment d'une comparaison aisée et directe entre les figures.

De manière générale, il est intéressant de noter que les deux membres inférieurs présentent des patterns de courbes similaires et que les écarts types sont relativement faibles, ce qui illustre la répétabilité du pilote étudié. Les amplitudes articulaires de la hanche sont d'environ de 70° pour la flexion/extension, de 20° pour l'abduction/adduction, avec une prédominance en position d'abduction pour les deux jambes, et enfin de 15° pour les rotations. Un pic de rotation externe (-20°) apparaît au début du troisième coup de pédale, pour la jambe arrière (ligne bleue). Pour le genou, une amplitude d'environ 100° est observée pour le mouvement de flexion/extension. Cette amplitude articulaire est inférieure à 10° pour les mouvements d'abduction/adduction, et représente environ 20° pour les mouvements de rotation, avec les deux jambes évoluant constamment en position de rotation interne. Enfin, la cheville se trouve constamment en flexion plantaire et évolue avec une amplitude articulaire d'environ 40°. Des amplitudes d'environ 4° et 10° sont observables, pour les deux côtés, pour les mouvements d'abduction et de rotation interne respectivement.

Pour la dynamique, en plus d'un moment de flexion/extension on observe un moment d'abduction et de rotation pour les trois articulations (rotation interne au niveau de la hanche et externe pour le genou et la cheville). Il est intéressant de noter l'absence totale de moment d'extension au niveau du genou. Alors qu'il est bien présent à la hanche et à la cheville. L'échelle des abscisses n'étant pas la même, il convient d'apporter une information supplémentaire quant à la contribution de chaque moment. Pour cela, la norme des moments est calculée à chaque articulation, puis moyennée sur l'entièreté de la phase motrice. Ensuite, à chaque articulation et pour chaque composante, le moment positif et le moment négatif sont moyennés sur l'ensemble de la phase motrice. Afin d'avoir une appréciation globale, chaque composante de moment (extension, flexion, abduction, adduction, rotation interne et enfin rotation externe) est exprimée en pourcentage de la norme des moments à l'articulation dans le but d'analyser la part de chacune des composantes (Bini, 2021; Mornieux et al., 2007).

Au niveau de la hanche, les moments prépondérants sont les moments d'extension, lequel compte à hauteur d'environ 60%. Tandis que le moment d'abduction contribue à ~30%, et enfin le moment créé par la rotation interne contribue à hauteur d'environ 10% de la norme des moments. Pour le genou, le moment de flexion compte, pour sa part, à hauteur de ~38%, tandis que celui d'extension compte pour ~4%. Le moment d'abduction possède la plus haute contribution et compte pour 48% de la norme des moments. Enfin, la contribution de rotation externe est ~10%. Pour la cheville, le moment de flexion plantaire est prédominant avec 90%. Seule la rotation externe compte encore à hauteur ~10%.

Ce pilote P01 produit une puissance positive et négative de 14.22 ± 1.27 $W.kg^{-1}$ et de -1.96 ± 0.37 $W.kg^{-1}$ à la hanche. Pour le genou, les puissances positives et négatives créées sont de 3.59 ± 0.39 $W.kg^{-1}$ et -2.38 ± 1.03 $W.kg^{-1}$. Enfin pour la cheville, les puissances sont de 2.67 ± 0.23 $W.kg^{-1}$ et -1.25 ± 0.31 $W.kg^{-1}$. Les trois articulations se trouvent majoritairement en configuration de stabilisation, proche de type motrice avec les valeurs suivantes de 61.94 ± 6.37°, 72.59 ± 5.78° et de 77.49 ± 4.09° pour la hanche, le genou et la cheville respectivement. Il est intéressant d'observer que, à l'inverse de la hanche et de la cheville, la puissance positive produite au genou provient majoritairement du pied qui se situe dans la phase de traction. Tandis que la puissance négative produite au genou provient du pied qui se trouve dans la phase propulsive du cycle de pédalage (Figure 5.8).

La figure 5.9 présente l'évolution temporelle des mêmes paramètres pour le pilote P07. Cette analyse permet une comparaison entre les pilotes et met en avant les individualités des différentes techniques. Outre des différences d'amplitude et de valeurs maximales, il est intéressant de noter la configuration dans laquelle se trouve le genou dans la phase propulsive (Cadre mauve, pied avant - rouge). En effet, on observe des moments d'extension, d'abduction et de rotation externe, et au même instant, l'angle est en configuration propulsive, proche résistive. Cependant, la puissance articulaire positive reste toute de même de faible intensité. Une autre observation est faite sur l'évolution temporelle des moments articulaires. En effet, comparé au pilote P01, le pilote P07 présente un profil avec des moments oscillant autour de zéro, lesquels se traduisent par des moments d'adduction aux trois articulations (absent pour le pilote P01) et des moments d'extension et de flexion au genou.

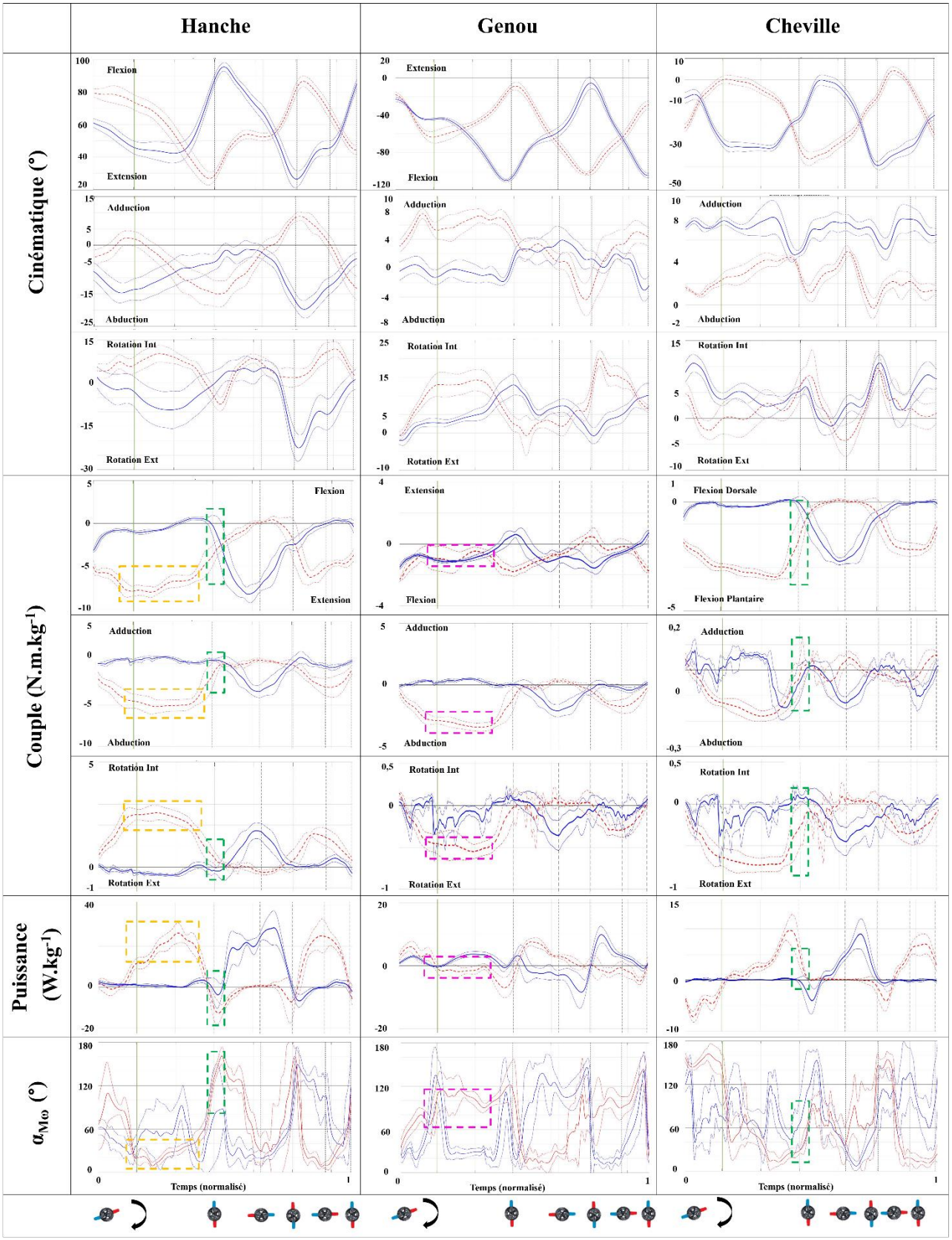


Figure 5.8: Moyenne et écart type de la cinématique (°), des moments (N.m.kg^{-1}), de la puissance (W.kg^{-1}) et de l'angle (°) aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville pour le pilote P01. Les résultats sont basés sur les 6 départs de ce même pilote. Les pieds avant et arrière sont respectivement en rouge et bleu. La ligne verticale verte indique le moment où la grille tombe. Chaque illustration de pédalier en axe des abscisses indique la position angulaire approximative dans laquelle se trouve le pédalier à l'instant t.

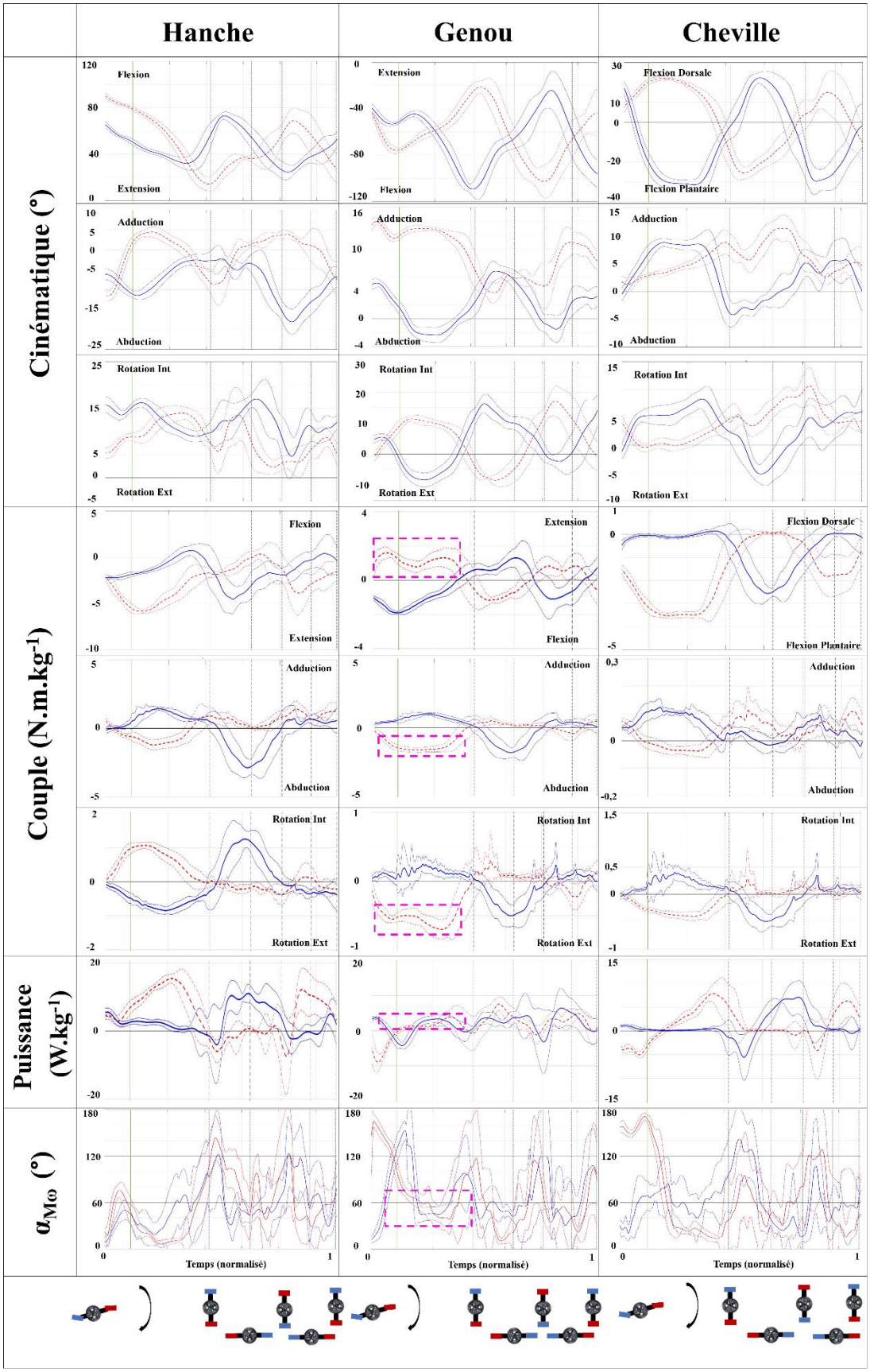


Figure 5.9: Moyenne et écart type de la cinématique (°), des moments (N.m.kg^{-1}), de la puissance (W.kg^{-1}) et de l'angle (°) aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville pour le pilote P07. Les résultats sont basés sur les 6 départs de ce même pilote. Les pieds avant et arrière sont respectivement en rouge et bleu. La ligne verticale verte indique le moment où la grille tombe. Chaque illustration de pédalier en axe des abscisses indique la position angulaire approximative dans laquelle se trouve le pédalier à l'instant t.

3.2. Comparaison entre les méthodes de calcul de la puissance articulaire

La figure 5.11 présente l'évolution temporelle des paramètres P_{3D} et P_{flex} du pied, ainsi que les différences entre les deux puissances, lors des trois premiers coups de pédale durant un départ de BMX. Le test statistique *t-test* révèle une valeur critique, au-delà de laquelle la différence devient significative, de t* = 3.29, t* = 3.31 et t* = 3.40 au pied avant et de t* = 3.31, t* = 3.31 et t* = 3.40 pour la hanche, le genou et la cheville respectivement. Hormis une légère différence de 3.39 $W.kg^{-1}$ sur une durée de 0.2% de l'ensemble du cycle au pied avant, il apparaît que P_{3D} et P_{flex} ne présentent aucune différence significative pour les trois articulations. Il est intéressant d'observer que les courbes de l'écart type de P_{3D} et P_{flex} (pour rappel l'écart type est en pointillé) se révèlent être très éloignées de la moyenne, pour l'articulation de la hanche et du genou, tout au long du mouvement, ce qui traduit une grande disparité inter-pilote. Cette étude générale sur l'ensemble des pilotes masque les individualités. C'est pourquoi cette analyse de comparaison des paramètres P_{flex} et P_{3D} a aussi été faite à l'échelle du pilote. Le tableau 5-5 présente les résultats du test statistique entre P_{3D} et P_{flex} pour chaque articulation pour le pied avant (a) et arrière (b) pour chaque pilote. On observe, comme pour la comparaison sur l'ensemble des données, des différences significatives dites locales sur un très court instant.

Tableau 5-5 : Tableau récapitulatif de test statistique entre P_{3D} et P_{flex} pour chaque pilote et sur l'ensemble des pilotes pour chaque articulation au pied avant (a) et arrière (b). La variable Diff P renseigne sur la différence moyenne entre P_3D et P_{flex} lorsque la différence est significative. La variable Temps (%) renseigne quant à la durée pour laquelle la différence est significative. Une valeur de 100% signifie que sur l'ensemble du cycle des trois coups de pédale, la différence entre P_{flex} et P_{3D} est significative.

a	**Hanche**				**Genou**				**Cheville**			
	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)
P01	0.05	4.73	0.15	0.2	0.05	5.40	0	0	0.05	5.47	0	0
P02	0.05	5.90	0	0	0.05	5.25	0	0	0.05	5.09	0	0
P03	0.05	6.79	0	0	0.05	8.27	0	0	0.05	10.18	0	0
P04	0.05	5.17	2.56	10.6	0.05	5.27	0	0	0.05	5.52	0	0
P05	0.05	5.68	2.16	13.2	0.05	5.08	2.11	0.2	0.05	5.59	0	0
P06	0.05	5.35	2.19	9.8	0.05	5.65	0	0	0.05	5.80	0	0
P07	0.05	4.87	0	0	0.05	4.56	0	0	0.05	4.50	0	0
P08	0.05	5.16	2.54	2.6	0.05	5.29	2.33	1.4	0.05	5.37	0	0
All trial	0.05	3.29	3.39	0.2	0.05	3.31	0	0	0.05	3.40	0	0

b	**Hanche**				**Genou**				**Cheville**			
	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)	alpha	t*	Diff P ($W.kg^{-1}$)	Temps (%)
P01	0.05	5.11	0	0	0.05	4.98	0	0	0.05	5.51	0	0
P02	0.05	5.76	1.10	3.0	0.05	5.27	0	0	0.05	5.30	0	0
P03	0.05	9.47	0	0	0.05	9.16	0	0	0.05	6.47	0	0
P04	0.05	5.41	0	0	0.05	5.12	0	0	0.05	6.00	0	0
P05	0.05	5.93	1.91	1.0	0.05	5.28	0	0	0.05	5.35	0	0
P06	0.05	5.46	0	0	0.05	5.15	0	0	0.05	5.14	0	0
P07	0.05	4.52	0	0	0.05	4.40	0	0	0.05	4.65	0	0
P08	0.05	5.24	1.58	6.8	0.05	5.93	1.56	1.4	0.05	5.59	0	0
All trial	0.05	3.31	0.00	0.0	0.05	3.31	0	0	0.05	3.40	0	0

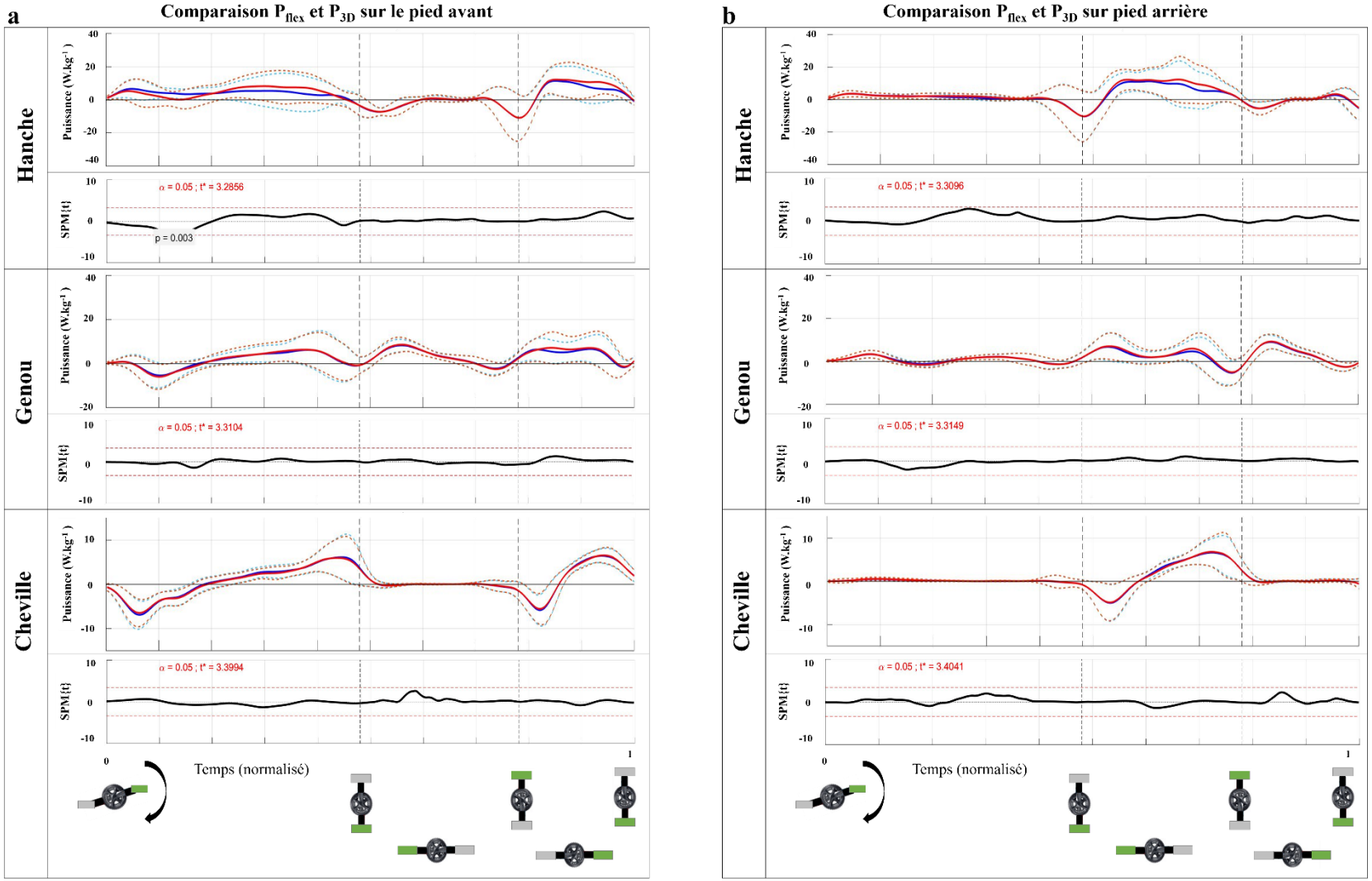


Figure 5.10: Evolution temporelle de la moyenne et de l'écart type (en pointillés) des puissances (W.kg^{-1}) P_{flex} (bleu) et P_{3D} (rouge) sur les trois premiers coups de pédales pour les trois articulations au pied avant (a) et arrière (b). Les résultats présentés représentent ceux de la base de données, donc tiennent compte de l'ensemble des pilotes. Les résultats de l'analyse SPM{t} sur P_{flex} et P_{3D} et la valeur critique t sont observables à chaque articulation.*

3.3. Analyse clustering multivariée de la puissance articulaire

La différence inter-pilote évoquée précédemment est approfondie par l'analyse *clustering* multivariée (Figure 5.11). Que ce soit pour P_{flex} ou P_{3D}, deux sous-groupes sont constitués et le premier groupe se voit être composé de quatre pilotes, les pilotes P03, P04, P05 et P08, tandis que le deuxième groupe comprend les quatre autres (P01, P02, P06 et P07). Il semble important de noter que, hormis 4 essais individuels sur 48 pour P_{3D} et 1 pour P_{flex}, tous les essais (ou la majorité de 5 sur 6 essais pour les cas isolés) de chaque pilote se trouvent dans un seul et même groupe.

Comme l'analyse SPM{t} entre P_{flex} et P_{3D} n'a révélé aucune différence, et que l'analyse *clustering* résulte en un même nombre de sous-groupes comprenant les mêmes pilotes, l'analyse SPM{t} entre les deux groupes est uniquement effectuée sur P_{3D}. Des différences significatives ($p<0.001$) entre les deux groupes peuvent être observées sur chaque coup de pédale, notamment lorsque la pédale est aux alentours de 90°, pour les articulations de la hanche et du genou (Figure 5.10). Comparé au $Groupe1_{FCA_P3D}$ (bleue), le $Groupe2_{FCA_P3D}$ (rouge) présente une puissance plus élevée à la hanche, mais plus faible au niveau du genou. Au niveau de la cheville, les deux groupes présentent des résultats, et patterns de courbes similaires. Il est intéressant de noter, pour les deux groupes, une production de puissance positive au niveau du genou du pied avant lors du deuxième coup de pédale (alors que celui-ci est en phase de traction), tandis qu'à la hanche et la cheville, une absence de production de puissance (positive et/ou négatives) est observable.

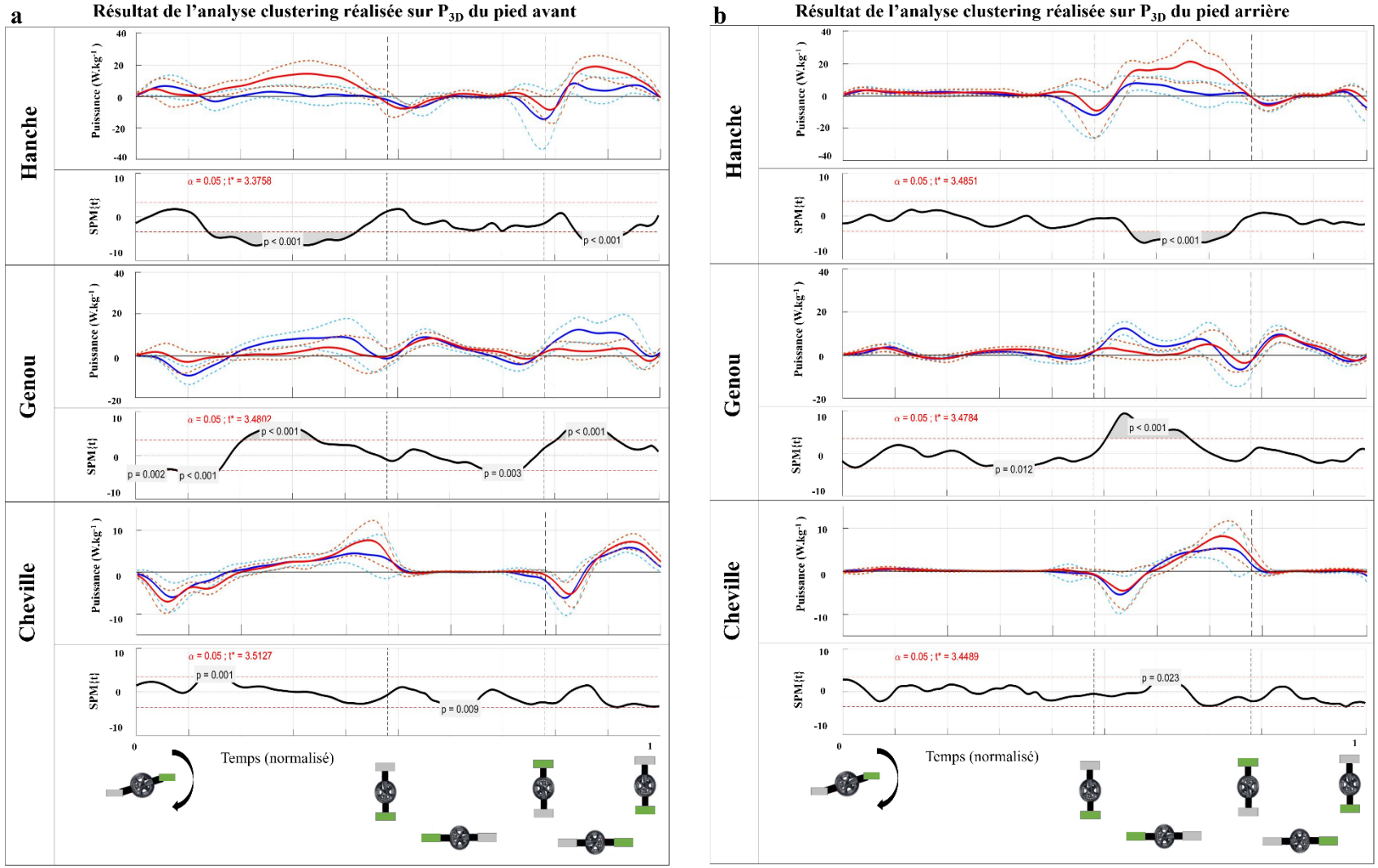


Figure 5.11 : Résultats de l'analyse clustering réalisée sur P3D pour le pied avant (a) et arrière (b). Moyenne et écart type (pointillés) du premier groupe (bleu) et du deuxième groupe (rouge). A chaque articulation se trouvent les résultats de l'analyse SPM{t} entre les deux groupes.

L'histogramme figure 5.12 valide le fait que le Groupe2$_{FCA_P3D}$ génère une plus grande production de puissance à l'articulation de la hanche (10.54 ± 3.01 W.kg^{-1} vs 4.31 ± 1.58 W.kg^{-1}; t_{value} = 8.94, p<0.001), mais plus faible au niveau du genou (4.62 ± 1.21 W.kg^{-1} vs 7.81 ± 2.02 W.kg^{-1}; t_{value} = 6.7890, p<0.001) comparé au Group1$_{FCA_P3D}$. Pour la cheville, on note une différence significative pour la puissance négative, mais avec une *p-value* > 0.001 (-1.17 ± 0.48 W.kg^{-1} vs -1.22 ± 0.29 W.kg^{-1} pour les Groupe1$_{FCA_P3D}$ et Groupe2$_{FCA_P3D}$ respectivement; t_{value} = 1.98, p = 0.03).

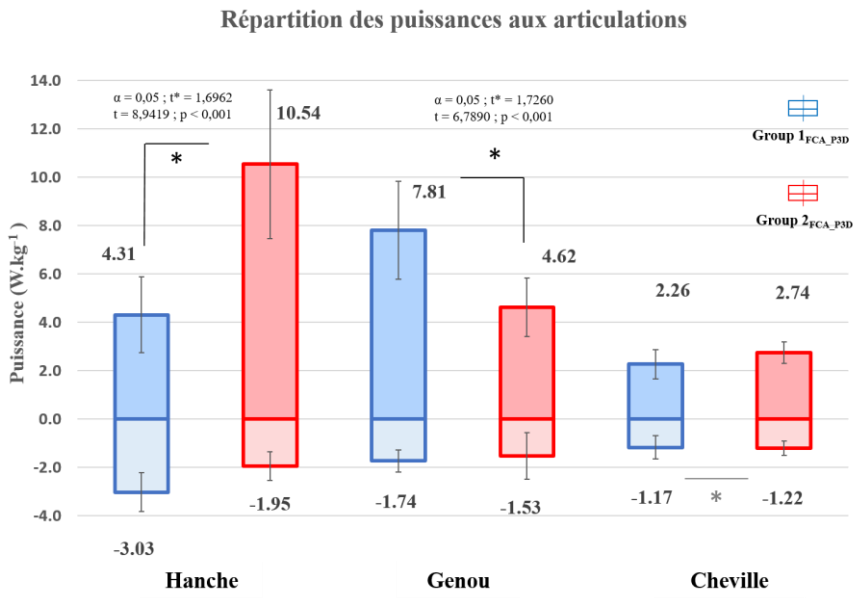


*Figure 5.12: Histogramme de la répartition de la puissance négative et positive aux trois articulations, pour les deux groupes. * Indique si la différence entre les deux groupes est significative, test réalisé à l'aide du t-test.*

Pour mieux comprendre la provenance des différences entre les deux groupes, relevées précédemment, les résultats de l'analyse *clustering* ont été réutilisés et mis en perspective avec les données de couples articulaires ainsi que pour les données cinématiques. Cette analyse a pour but d'identifier les différences en amont, cinématique et moment articulaires, pour comprendre si les différents profils relevés par la puissance résultent d'une disparité issue des moments, de la cinématique ou des deux. Par exemple, il est possible d'observer un moment à l'articulation sans que celui-ci soit en mouvement, sans qu'il y ait une vitesse angulaire élevée. L'évolution des données temporelles de cinématique nécessaires au calcul de la puissance est observable et accessible en annexe (Annexe B). De manière synthétique, il apparaît que, pour les deux groupes et aux trois articulations, les angles de flexion/extension présentent le moins de différences. Hormis pour la cheville, la différence entre les deux groupes est notable sur les angles d'abduction/d'adduction et de rotations pour la hanche et le genou.

L'histogramme figure 5.13 met en avant que le Groupe2$_{FCA_P3D}$ présente un moment d'extension de hanche plus important (-4.21 ± 1.65 N.m.kg^{-1} vs -2.20 ± 0.68 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 6.2015, p<0.001), mais un moment de flexion (0.19 ± 0.08 N.m.kg^{-1} vs 0.54 ± 0.47 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 3.6766, p<0.001) plus faible, comparé au Group1$_{FCA_P3D}$. Dans les autres plans, il apparaît que le Groupe1$_{FCA_P3D}$ présente un moment d'abduction (-2.51 ± 1.37 N.m.kg^{-1} vs -1.92 ± 1.017 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 2.47; p = 0.0102) et de rotation interne (1.05 ± 0.48 N.m.kg^{-1} vs 0.89 ± 0.41 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 1.86, p = 0.0376) plus important que le Groupe2$_{FCA_P3D}$., cependant, les *p-value* sont >0.001.

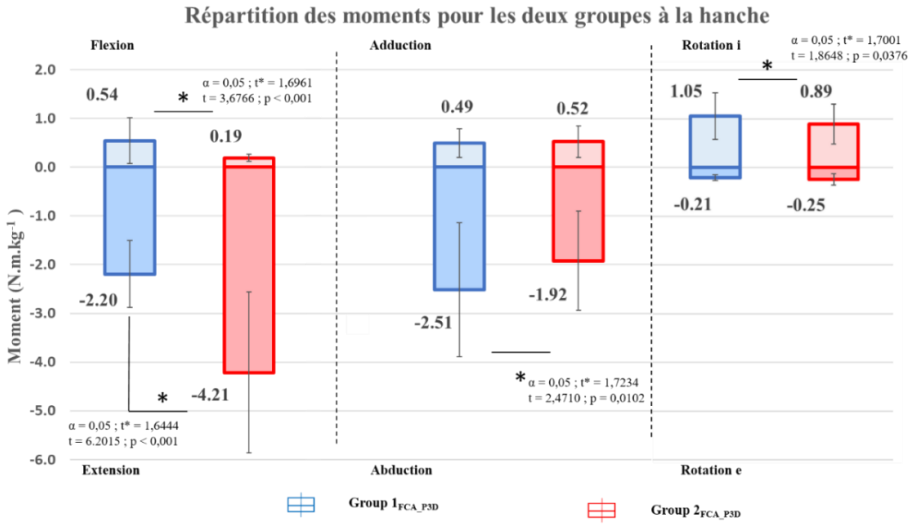


*Figure 5.13: Histogramme de la répartition des moments à l'articulation de la hanche dans les trois plans de mouvement pour les deux groupes. * indique que la différence entre les deux groupes, pour le moment étudié, est significative. Test statistique réalisé au travers du t-test*

L'histogramme figure 5.14 expose les répartitions des moments, pour les deux groupes, à l'articulation du genou. On observe notamment que le Groupe1$_{FCA_P3D}$ montre un moment d'extension plus important comparé au Groupe2$_{FCA_P3D}$ (2.10 ± 0.54 N.m.kg^{-1} vs 0.55 ± 0.34 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 10.8783, p<0.001), mais qu'à l'inverse, le Groupe2$_{FCA_P3D}$ présente un moment de flexion plus important (-1.08 ± 0.39 N.m.kg^{-1} vs -0.76 ± 0.13 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 3.7088, p<0.001). Ainsi, le moment global d'extension/flexion pour le Groupe1$_{FCA_P3D}$ se présente comme un moment d'extension, alors que pour le Groupe2$_{FCA_P3D}$ il s'agit d'un moment de flexion.

Dans les autres plans, comme pour la hanche, le Groupe1$_{FCA_P3D}$ révèle des moments d'abduction (-1.87 ± 0.73 N.m.kg^{-1} vs -1.37 ± 0.51 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 3.18; p < 0.002), de rotation externe et interne (-0.61 ± 0.22 N.m.kg^{-1} vs -0.36 ± 0.13 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 4.88, p < 0.001, pour le moment externe) plus importants que le Groupe2$_{FCA_P3D}$.

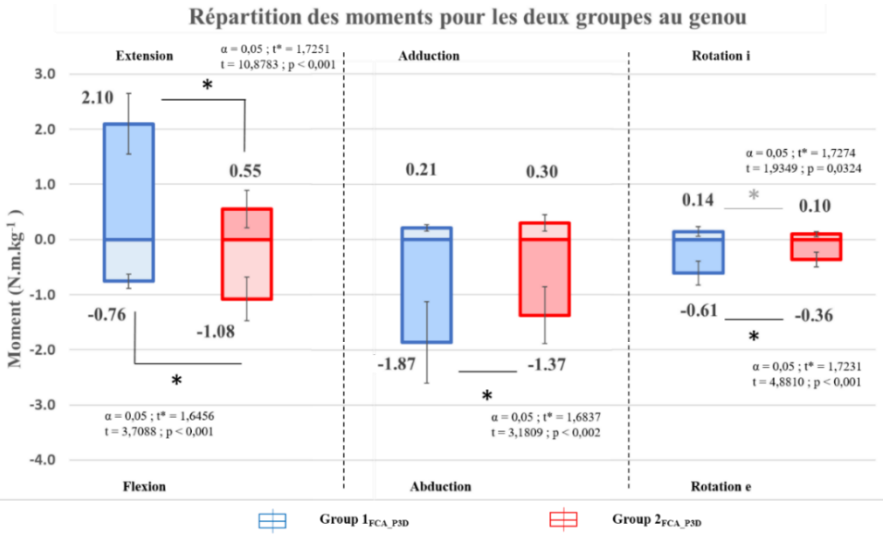


*Figure 5.14: Histogramme de la répartition des moments à l'articulation du genou, dans les trois plans de mouvement, pour les deux groupes. * indique que la différence entre les deux groupes, pour le moment étudié, est significative.*

Enfin, l'histogramme figure 5.15 présente les répartitions des moments, pour les deux groupes, à l'articulation de la cheville. Comparé aux deux articulations précédentes, aucune différence significative n'est observée dans les moments de flexion/extension. Les deux groupes ont des moments similaires, que ce soit en valeurs ou en écart type (-1.95 ± 0.20 N.m.kg^{-1} vs -1.98 ± 0.31 N.m.kg^{-1} pour l'extension et 0.02 ± 0.01 N.m.kg^{-1} vs 0.03 ± 0.01 N.m.kg^{-1} pour la flexion). Les seules différences sont observables sur les moments d'abduction et de rotation externe. Bien que les valeurs soient faibles comparées aux valeurs de moment d'extension, le Groupe1$_{FCA_P3D}$ présente des moments d'abduction (-0.08 ± 0.04 N.m.kg^{-1} vs -0.05 ± 0.03 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 2.31; p = 0.0142) et de rotation externe (-0.47 ± 0.22 N.m.kg^{-1} vs -0.38 ± 0.18 N.m.kg^{-1}; t_{value} = 2.09; p = 0.0213) plus importants comparé au Groupe2$_{FCA_P3D}$ avec une *p-value* > 0.001.

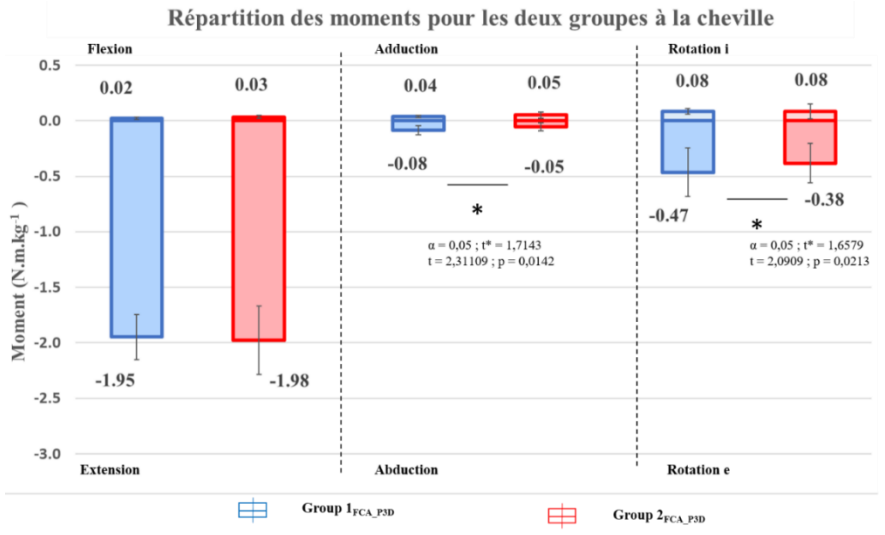


*Figure 5.15: Histogramme de la répartition des moments à l'articulation de la cheville dans les trois plans de mouvement pour les deux groupes. * indique que la différence entre les deux groupes, pour le moment étudié, est significative.*

De manière globale sur les trois articulations, le Groupe1$_{FCA_P3D}$ présente les moments hors plan sagittal, or flexion/extension, les plus importants : des moments d'abduction et de rotation interne pour la hanche, et d'abduction et de rotation externe pour le genou ainsi qu'à la cheville. Il convient aussi de noter l'importance de ces moments, notamment les moments d'abduction qui comptent autant, voire plus, que les moments d'extension (-2.20 N.m.kg^{-1} vs. -2.51 N.m.kg^{-1} pour la hanche et 2.10 N.m.kg^{-1} vs -1.87 N.m.kg^{-1} pour le genou toujours pour ce Groupe1$_{FCA_P3D}$).

Les données supplémentaires au regard de l'évolution temporelle des couples articulaires et de l'analyse comparative entre les deux groupes (SPM{t}) figurent en annexe (Annexe B.2).

Le box plot figure 5.16.a présente les valeurs d'angle $\alpha_{M\omega}$, pour chaque groupe, à chaque articulation. Les trois articulations, pour les deux groupes, sont globalement en configuration de type stabilisation. On observe que le Groupe1$_{FCA_P3D}$ arbore un profil de type « genou, cheville, hanche ». Le genou apparaît comme l'articulation contribuant le plus au mouvement. Tandis que le Groupe2$_{FCA_P2D}$ présente un profil avec la hanche majoritairement contributaire du mouvement, et une organisation de type « hanche, genou, cheville ». Ces profils sont mis en évidence par les différences significatives entre les deux groupes pour les articulations de la hanche et du genou, avec le Groupe1$_{FCA_P3D}$ ayant un angle $\alpha_{M\omega}$ plus élevé à la hanche (77.8 ± 5.5° vs 63.5 ± 7.8°; t_{value} = 6.2249, p<0.001) et plus faible au genou (65.2 ± 5.1° vs 67.9 ± 6.9°; t_{value} = 2.5246, p<0.05) que le Groupe2$_{FCA_P3D}$.
Il est intéressant de noter qu'aucun des deux groupes ne présente un temps de performance significativement différent (Figure 5.16.b).

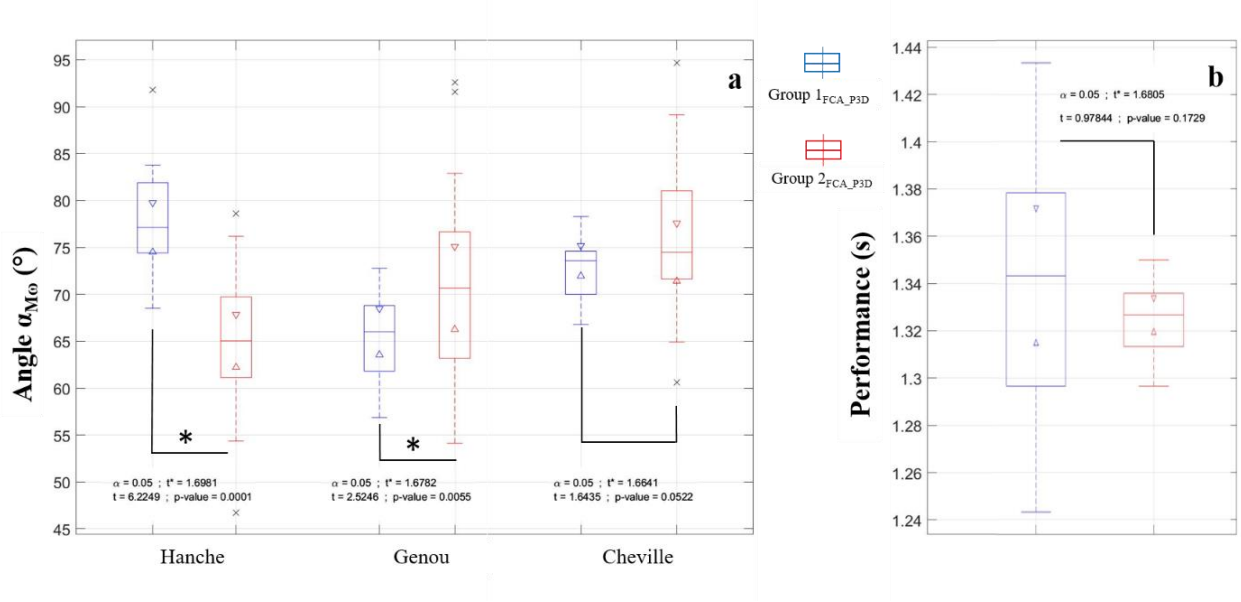


Figure 5.16: Box plot de la moyenne des angles $\alpha_{M\omega}$ (°) aux trois articulations (a) et de la performance (b). Un box plot individuel (bleu pour le Groupe1$_{FCA_P3D}$ et rouge pour le Groupe2$_{FCA_P3D}$) pour chaque groupe. Chaque extrémité du box représente le 1er et 3ème quartile (25% et 75%); les extrémités représentent les valeurs extrêmes allant au plus loin à 1.5 IQR. Les données au-delà sont considérées comme étant des outsiders. Celles-ci sont représentées par des croix noires. Les triangles représentent l'intervalle de confiance autour de la médiane (5%).
** indique si la différence entre les deux groupes est significative*

3.4. La trajectoire du vélo versus la performance

- v_{Roulis}

Les corrélations linéaires (Figure 5.17) entre les moments d'abduction à chaque articulation et la vitesse absolue du roulis, le *bicycle sway* (les deux moyennés sur les trois coups de pédale) étaient faibles pour les trois articulations: la hanche (R^2 = 0,23 ; p = 0,24), le genou (R^2 = 0,15 ; p = 0,36) et la cheville (R^2 = 0,10 ; p = 0,43). On note une corrélation faible, mais plus élevée que pour les articulations, entre le *bicycle sway* et la performance (R^2 = 0,30 ; p = 0,17) (Figure 5.17.d).

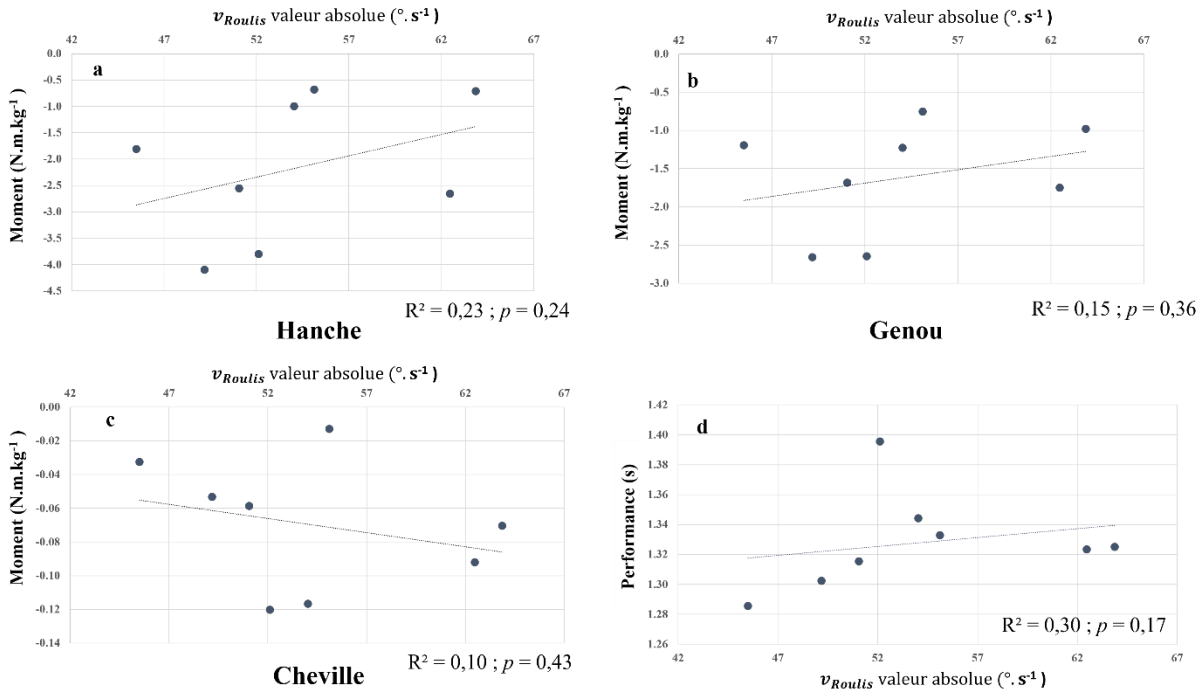


Figure 5.17: Valeurs moyennes des moments d'abduction aux trois articulations ; (a) hanche, (b) genou et cheville (c) en fonction du mouvement de balancer du vélo (moyenne de la vitesse absolue du roulis). (d) Performance (durée de la tâche motrice) en fonction du balancé du vélo. Les 8 points représentent la moyenne des 6 essais pour les 8 pilotes.

La même analyse est effectuée en découpant la base de données sur les deux groupes ; $Groupe1_{FCA_P3D}$ (en bleu) et $Groupe2_{FCA_P3D}$ (en rouge) (Figure 5.18). Les corrélations linéaires entre les moments d'abduction et le *bicycle sway* (données moyennées sur les trois premiers coups de pédale) révèlent une absence de corrélation entre les deux paramètres pour l'articulation de la hanche et du genou, et ce pour les deux groupes. Cependant, des corrélations plus importantes apparaissent pour l'articulation de la cheville. De plus, il apparaît que le moment d'abduction est corrélé positivement avec le *bicycle sway*, ce qui signifie que le moment d'abduction à la cheville augmente avec le mouvement de balance du vélo ($R^2_{Groupe1}$ = 0,55 ; p < 0,001 et $R^2_{Groupe2}$ = 0,39 ; p < 0,005).

Il est intéressant de noter la faible corrélation positive entre le *bicycle sway* et la performance pour le Groupe1$_{FCA_P3D}$ (R^2_{Group1} = 0,16 ; p =0,1) comparé à l'absence de relation, lorsque l'on prend le Groupe2$_{FCA_P3D}$ (R^2 = 0,04 ; p =0,36) (Figure 5.18.d).

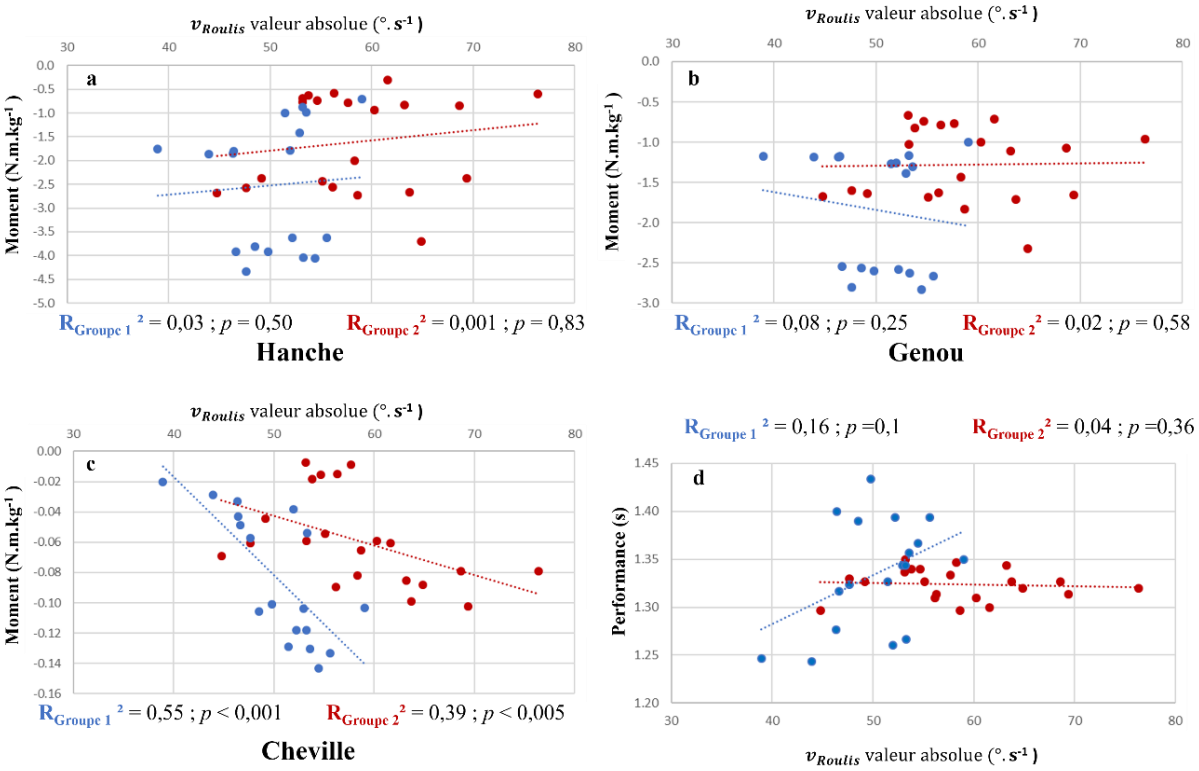


Figure 5.18: Valeurs moyennes des moments d'abduction aux trois articulations ; (a) hanche, (b) genou et cheville (c) en fonction du mouvement de balancer du vélo (moyenne de la vitesse absolue du roulis). (d) Performance (durée de la tâche motrice) en fonction du balancé du vélo. Les 48 points représentent les 6 essais des 8 pilotes, et les couleurs bleu et rouge sont pour les deux groupes ; Groupe1$_{FCA_P3D}$ et Groupe2$_{FCA_P3D}$ respectivement.

- v_{Lacet}

Les corrélations linéaires (Figure 5.19) entre les moments de rotation, interne à la hanche et externe au genou et la cheville, et la vitesse absolue du mouvement de lacet du vélo (là encore dont les données ont été moyennées sur les trois coups de pédale) ont révélé une absence de relation pour les trois articulations : la hanche (R^2 = 0,08 ; p = 0,5), le genou (R^2 = 0,05 ; p = 0,58) et la cheville (R^2 = 0,06; p = 0,58). Tout comme pour le roulis, on note une faible corrélation entre la vitesse absolue du mouvement de lacet du vélo et la performance (R^2 = 0,35 ; p = 0,13) (Figure 5.19.d).

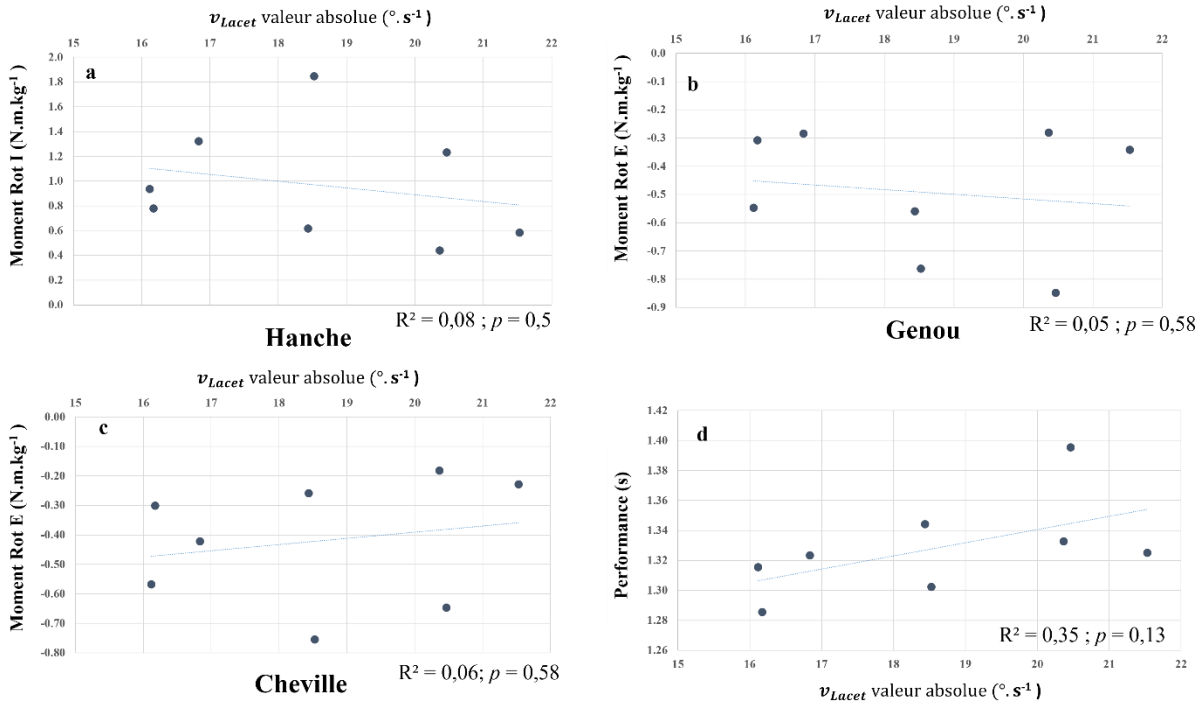


Figure 5.19: Valeurs moyennes des moments de rotation interne à la hanche (a) et externe au genou (b) et à la cheville (c) en fonction de la trajectoire du vélo (moyenne de la vitesse absolue du mouvement de lacet du vélo). (d) Performance (durée de la tâche motrice) en fonction du mouvement de lacet du vélo. Les 8 points représentent la moyenne des 6 essais pour les 8 pilotes.

Comme pour le *bicycle sway*, l'analyse est poursuivie en décomposant en deux la base de données en deux sous-groupes, $Groupe1_{FCA_P3D}$ (en rouge) et $Groupe2_{FCA_P3D}$ (en bleu) (Figure 5.20). Les corrélations linéaires entre les moments de rotation interne à la hanche et la cheville et v_{lacet} absolue révèlent une corrélation faible pour le $Groupe1_{FCA_P3D}$ avec un R^2 <0.1 pour les deux articulation. Tandis que les corrélations sont plus importantes entre les deux articulations et v_{lacet} absolue pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$ (R^2_{Group2} = 0,34 ; p < 0,01 pour les deux articulations, la hanche et la cheville). Pour l'articulation du genou, les corrélations sont opposées ; le $Groupe1_{FCA_P3D}$ (R^2_{Group1} = 0,35 ; p < 0,05) arbore une corrélation plus forte comparé au $Groupe2_{FCA_P3D}$ (R^2_{Group2} = 0,04 ; p = 0,39). Cela indique que, plus le mouvement de lacet augmente, plus le moment de rotation externe au genou augmente pour le $Groupe1_{FCA_P3D}$. Tandis que pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$ à l'articulation de la hanche, la relation est inversée. Enfin, seul le $Groupe1_{FCA_P3D}$ presente un corrélation positive entre le temps de performance et v_{lacet} (R^2_{Group1} = 0,25 ; p < 0,05), tandis que pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$ il s'avère que n'est pas corrélée avec le temps de performance (R^2_{Group2} = 0,01 ; p = 0,99) (Figure 5.20.d).

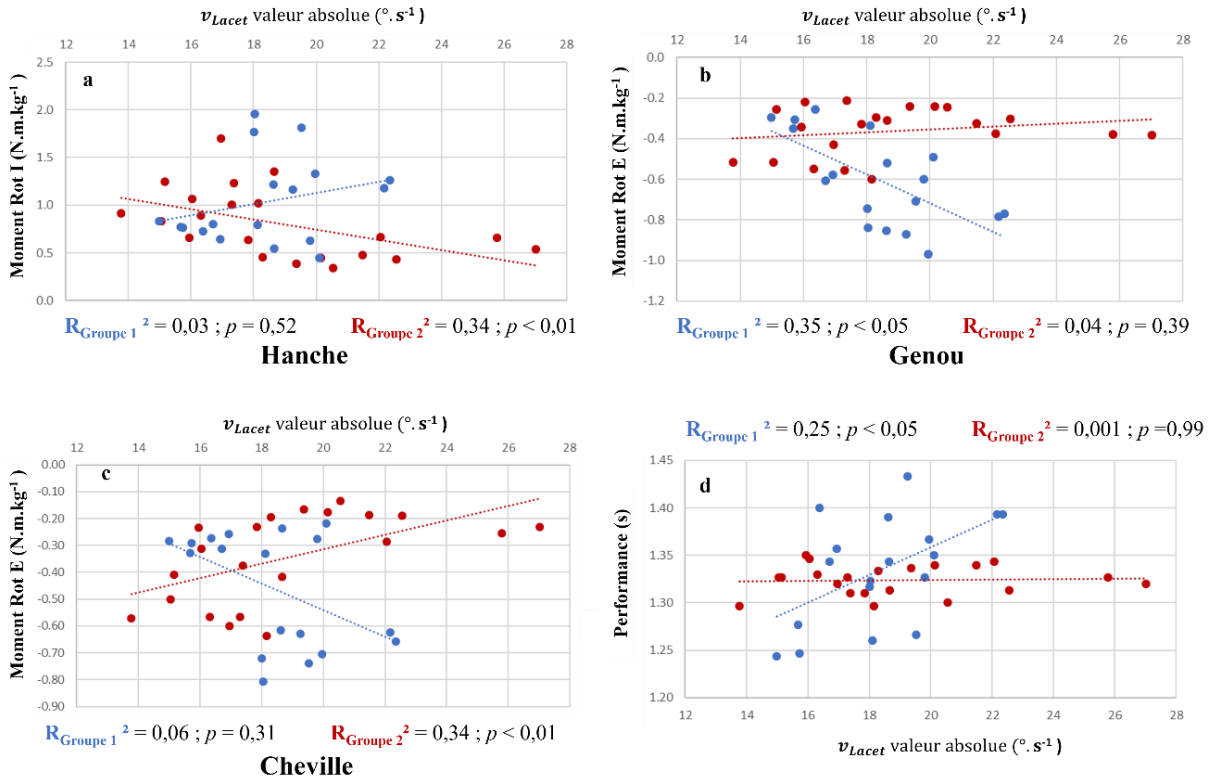


Figure 5.20: Valeurs moyennes des rotations internes à la hanche (a) et externes au genou (b) et à la cheville (c) en fonction de la trajectoire du vélo (moyenne de la vitesse absolue du mouvement de lacet du vélo). (d) Performance (durée de la tâche motrice) en fonction du mouvement de lacet du vélo. Les 48 points représentent les 6 essais des 8 pilotes, et les couleurs bleu et rouge sont pour les deux groupes ; Groupe1$_{FCA_P3D}$ et Groupe2$_{FCA_P3D}$ respectivement.

4. Discussion

L'objectif principal de cette étude était de réaliser une analyse complète et tridimensionnelle de la technique de pédalage, d'un point de vue cinématique et dynamique articulaire.

Plus spécifiquement, le premier objectif a été de mettre en avant l'apport d'information supplémentaire fournie par cette analyse tridimensionnelle, à travers l'analyse de l'angle $\alpha_{M\omega}$ angle entre les vecteurs moment et vitesse angulaire. Dumas et Cheze (2008) ont introduit ce paramètre comme un indicateur supplémentaire aidant à l'interprétation quant à la contribution des moments au mouvement de l'articulation. Les résultats moyens sur l'ensemble des pilotes présentent un angle $\alpha_{M\omega}$ de 70.9 ± 9.2°, 68.5 ± 8.4° et 74.5 ± 6.3° pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville respectivement. Cet angle $\alpha_{M\omega}$ d'environ 70° indique que, en moyenne, les trois articulations se trouvent dans une configuration de stabilisation. Cette configuration prédominante en stabilisation, pour les trois articulations, peut être perçue comme non optimale. Pour rappel, en mécanique, un système ayant besoin d'un composant stabilisateur pour permettre le mouvement est bel et bien appelé non optimal. Cependant, d'un point de vue anatomique, la stabilisation apparaît comme essentielle puisque celle-ci permet de maintenir l'intégrité de l'articulation. Dumas et Cheze (2008) corroborent cela en reportant

aussi des articulations principalement en configuration de stabilisation lors de l'étude de la marche. Cet angle $\alpha_{M\omega}$ est aussi utilisé par d'autres études (que ce soit de la marche, de l'élévation de bras sous l'eau ou encore mouvement du bras lors de la phase propulsive d'avancée en fauteuil roulant) pour caractériser les différentes configurations des articulations. Il est intéressant de noter que ces dernières ont été reportées comme étant moins propulsives, et majoritairement en mode stabilisatrices. Ce compromis et ce changement de mode propulsif/résistif semblent dépendre à la fois de l'articulation analysée et de l'intensité avec laquelle le mouvement est effectué. En effet, Desroches et al. (2010) ont étudié le mouvement du haut du corps, lors de la phase de propulsion en fauteuil roulant. Ils reportent notamment des articulations du coude et du poignet opèrent toutes les deux dans un mode plus stabilisateur contrairement à l'articulation de l'épaule. L'analyse d'une élévation de bras, effectuée sous l'eau, a mis en avant l'existence d'une relation entre la configuration dans laquelle se trouve l'épaule et la vitesse à laquelle le mouvement est effectué. Plus la vitesse est élevée (45 °/s à 90°/s), plus l'articulation se place dans une configuration propulsive (Lauer et al., 2018).

En plus de reporter une configuration générale dans laquelle se trouve l'articulation, l'analyse temporelle met en avant que les articulations ne sont pas constamment dans une configuration de stabilisation, mais fluctuent entre 10° et 160°. De ce fait, les articulations se trouvent dans une configuration plutôt propulsive lors de la phase propulsive, et dans un mode résistif durant les phases de transition. La configuration dans laquelle se trouve l'articulation en phase de traction dépend de l'articulation étudiée. Majoritairement, l'articulation se trouve en configuration propulsive, proche résistive. En simultané, l'analyse des moments permet de savoir quels moments sont présents lors du mouvement de la phase étudiée, et s'ils contribuent à la création de puissance articulaire ou non. Pour cela, l'analyse complète a été effectuée sur un seul pilote (P01), à titre d'exemple. Tandis que l'articulation de la hanche du pied avant (ligne rouge) se trouve dans une configuration propulsive (~20°) durant la phase propulsive (cadre jaune, figure 5.8), le genou est dans un mode stabilisateur proche résistif (~110°) (cadre mauve, figure 5.8). La différence entre les deux configurations, lesquelles occurrent à un moment similaire dans le cycle de pédalage, se situe dans l'absence de moment d'extension au niveau du genou. En effet, l'analyse complète du pilote P07 permet de mettre en avant les dissimilitudes entre les deux profils, les deux configurations. Plus spécifiquement, le pilote P07 présente un moment d'extension au genou durant cette même phase propulsive pour laquelle le pilote P01 présente un moment de flexion. Il apparaît donc que, pour le pilote P07, la présence des trois moments – extension, abduction et rotation externe – positionne le genou dans une configuration propulsive, proche stabilisatrice. Cela renforce l'hypothèse que, la combinaison de moments de rotation et d'abduction, durant la phase propulsive, permet la stabilisation de l'articulation tandis que le moment d'extension, lui, sert principalement à piloter l'articulation, qu'il soit moteur ou résistif (Veeger et van der Helm, 2007).

Une analyse spécifique au niveau des phases de transition (cadre vert, figure 5.8) met en avant une production de puissance négative à la hanche, comparée à la cheville. Durant cette phase, la divergence entre les deux articulations réside dans un moment d'extension encore « actif » à la hanche (~3 $N.m.kg^{-1}$) comparé à des moments quasi nuls à la cheville, sur les trois composantes. La comparaison entre ces deux configurations met en avant qu'une stratégie de coordination pour passer d'un moment d'extension à un moment nul, voire à un moment de flexion, semble être la clé pour réduire la production de puissance négative durant ces phases de transitions. Cependant, cette phase d'activation-désactivation dynamique représente un obstacle majeur à la production de moment et de puissance, notamment lors des mouvements et contractions répétitifs comme le cyclisme (McDaniel et al., 2014). Le muscle ne peut pas produire instantanément une force maximale en début de contraction ni se relaxer aussitôt en fin de contraction. Ainsi, à cadence élevée, le temps requis pour l'activation et la désactivation réduit sévèrement le temps possible pour lequel le muscle peut produire une force maximale. Cette relation entre l'action de l'articulation, la puissance développée, et la cadence de pédalage illustre parfaitement la relation force-vitesse du muscle qui contribuent à chaque action (Elmer et al., 2011; Martin et Brown, 2009; McDaniel et al., 2014).

En plus des informations apportées par l'angle $\alpha_{M\omega}$ quant aux différentes configurations des articulations, ainsi que les stratégies de coordination dynamique possible pour diminuer et/ou minimiser la production de puissance négative, cette étude apporte des informations complémentaires aux entraineurs et préparateurs physiques. En effet, les moments articulaires peuvent être apparentés aux groupes musculaires impliqués dans le mouvement (Bini et al., 2013b; Elmer et al., 2011; McDaniel et al., 2014). Un des résultats clés de cette étude repose notamment sur l'importance des moments d'abduction à la hanche et au genou, et le fait qu'ils apparaissent comme non-négligeables comparés aux moments d'extension. Cependant, ces moments d'abduction au genou sont considérés en grande partie équilibrés par l'action des ligaments et peu par les muscles. Nos résultats présentent une tendance générale des valeurs de moments à la hanche de -3.4 ± 1.6 $N.m.kg^{-1}$ d'extension et de -2.1 ± 1.3 $N.m.kg^{-1}$ d'abduction. Celui-ci contribue à hauteur d'environ 35% de moment net total à la hanche comparé à ~55% du moment net total pour le moment d'extension (ratio entre le la moyenne du moment étudié et la moyenne de la norme du moment à l'articulation). Au niveau du genou, le moment d'abduction (-1.5 ± 0.7 $N.m.kg^{-1}$) est prédominant devant les moments d'extension (1.3 ± 0.9 $N.m.kg^{-1}$) et de flexion (-0.9 ± 0.3 $N.m.kg^{-1}$). A l'inverse, peu de moments d'abduction et de rotation sont observables à la cheville. Ces faibles moments d'abduction peuvent notamment être dus au faible bras de levier entre le centre articulaire de la cheville et l'axe antéro-postérieur de la pédale.

Le second objectif de cette étude a été de comparer et de quantifier la différence entre la puissance articulaire tridimensionnelle (P_{3D}) et la puissance articulaire simplifiée (P_{flex}) qui prend en compte uniquement les mouvements et moments de flexion/extension. Que ce soit au niveau des résultats moyennés dans le temps ou bien à chaque instant (évolution temporelle) aucune différence significative est observable entre les deux puissances que ce soit de façon globale ou pour chaque pilote, et ce pour les trois articulations. Cela signifie que, malgré un mouvement général tridimensionnel, le choix de simplifier l'analyse des puissances articulaires en considérant uniquement les mouvements de flexion/extension est judicieux et pertinent, puisqu'il n'engendre aucune perte d'information sur la répartition des puissances articulaires. Plus encore, cela signifie que les mouvements de roulis et de lacet du vélo, mouvements hors plan sagittal, n'ont aucune influence sur la puissance articulaire. Il convient tout de même de souligner le fait que la comparaison effectuée dans cette étude reste une comparaison entre une analyse 3D et une fausse analyse 2D. En effet, les « vrais » mouvements de flexion/extension ont été pris en compte, et par conséquent, nos résultats seraient surement différents avec une analyse purement bidimensionnelle : une caméra de profil, ou projection des marqueurs dans le plan sagittal, et des capteurs de pédale 2D.

Le profil général, autrement dit la tendance générale sur l'entièreté des pilotes, présente l'articulation de la hanche comme prédominante en production de puissance (positive et négative) puis le genou et la cheville. Cette configuration se retrouve pour P_{3D} et P_{flex}. Ces résultats diffèrent de ceux de Wilkinson et al. (2020) qui reportent notamment que la cheville produit plus de puissance que le genou. Cette disparité peut être attribuée à la nature et aux caractéristiques spécifiques du BMX. En effet, Wilkinson et al. (2020) reportent leurs résultats pour des cadences constantes (70 rpm et 120 rpm) tandis que pour cette étude, la cadence ne fait qu'augmenter, passant de 0 rpm à 130 rpm en trois coups de pédale. L'utilisation d'un protocole expérimental différent ainsi que le traitement des données peuvent aussi expliquer les divergences observées, notamment par le fait que Wilkinson et al. (2020) effectuent leurs expérimentations sur un ergomètre statique. Pour les études réalisées par Elmer et al. (2011), McDaniel et al. (2014) ou encore Martin et Brown (2009), la méthodologie utilisée est trop éloignée de la nôtre pour permettre une comparaison fiable. Au-delà du fait de calculer uniquement la puissance liée au mouvement de flexion/extension, ils considèrent que le moment est plan. De ce fait, comparé à Wilkinson et al. (2020) qui dans le cadre de leur expérimentation tridimensionnelle ont uniquement pris les mouvements de flexion/extension, il est possible qu'Elmer et al. (2011), Martin et Brown (2009) et McDaniel et al. (2014) aient analysé une composition de mouvement et non un pur mouvement de flexion/extension.

Bien au-delà de l'incapacité de pouvoir comparer les données de la littérature, il convient de rappeler qu'il n'existe aucun consensus quant à la manière dont la puissance positive et négative doit être sommée, ni comment la répartition de la puissance entre les articulations doit être effectuée (van der Kruk et al., 2018; van Ingen Schenau et al., 1990).

Dans cette étude, le choix a été fait de ne pas développer des interprétations portant sur la puissance positive et négative, le transfert d'énergie ou encore d'absorption aux articulations. L'utilisation de l'angle $\alpha_{M\omega}$ permet une interprétation aisée de la puissance et surtout des moments contributaires et/ou frénateurs du mouvement en lien avec les vitesses angulaires articulaires.

Le troisième et dernier objectif de cette étude était d'analyser la faisabilité d'utiliser la puissance articulaire comme outil permettant de distinguer des techniques et stratégies individuelles. Deux sous-groupes utilisant des techniques significativement différentes ont été constitués au travers de l'analyse de l'indice d'efficacité (cf. chapitre 4). L'objectif était donc de vérifier si, par le biais de la puissance articulaire, il est possible de retrouver ce regroupement, avec le même nombre de groupes et pilotes. Bien que les stratégies de coordinations inter-segmentaires, ainsi que la contribution et la distribution de la puissance articulaire, soient largement étudiées dans le cyclisme, peu d'étude ont essayé de distinguer des techniques individuelles, ou d'investiguer la possibilité que les pilotes puissent avoir une stratégie et/ou répartition des puissances articulaires significativement différentes (Bernard, 2015). Pourtant, pouvoir définir des stratégies différentes permettrait premièrement d'individualiser les entraînements pour qu'ils correspondent au profil du pilote, et deuxièmement, cela permettrait, à terme, de détecter de jeunes athlètes prometteurs présentant les mêmes profils. De plus, une divergence dans la gestuelle des pilotes de BMX a d'ores et déjà été évoquée par Janssen et al. (2018) lesquels mettent en avant l'existence de techniques distinctes, même chez les pilotes élites. Comme évoqué au chapitre précédent, l'analyse des données fonctionnelles, par le biais de la méthode *clustering* a d'ores et déjà été utilisée. Cependant, cette analyse ne considère qu'une seule variable. Or, il est nécessaire de pouvoir séparer les pilotes suivant leur stratégie de coordination inter-segmentaire, donc en considérant les trois articulations en même temps. L'analyse *clustering* multivariée (Schmutz et al., 2020) permet justement d'effectuer des regroupements en conservant les liens, une dépendance entre les paramètres.

Que ce soit sur P_{3D} ou P_{flex}, l'analyse *clustering* a révélé que la base de données de 48 essais pouvait être séparée en deux sous-groupes distincts, composés du même nombre de pilotes et des mêmes pilotes au sein des groupes. Le premier groupe, $Groupe1_{FCA_P3D}$ est constitué de quatre pilotes, les pilotes P03, P04, P05 et P08, tandis que le deuxième groupe, $Groupe2_{FCA_P3D}$, comprend les quatre autres (P01, P02, P06 et P07). Il semble important de noter que, hormis 4 essais individuels sur 48, pour P_{3D}, et 1 pour P_{flex}, tous les essais (ou la majorité de 5 sur 6 essais pour les cas isolés) de chaque pilote se trouvent dans un même groupe. En comparant les deux groupes entre eux, il s'avère qu'ils présentent des profils différents. En effet, le $Groupe1_{FCA_P3D}$ présente un profil du type genou-hanche-cheville, avec le genou comme articulation produisant le plus de puissance. A l'inverse, le $Groupe2_{FCA_P3D}$ présente un profil avec la hanche comme articulation prédominante ; le profil est donc du type hanche-genou-cheville.

Ces deux profils se retrouvent au travers de l'angle $\alpha_{M\omega}$, notamment pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$. Cependant, le profil du $Groupe1_{FCA_P3D}$ apparaît comme plus disparate. Bien que l'articulation du genou soit toujours l'articulation prédominante, l'analyse de l'angle $\alpha_{M\omega}$ laisse envisager un profil différent de celui relevé pour la puissance, avec une inversion entre la hanche et la cheville.

En plus d'un profil différent au regard de la contribution et répartition des puissances articulaires, il convient de savoir d'où provient cette disparité. En effet, un moment important peut être observé à l'articulation sans qu'il y ait de mouvement, ce qui engendrerait la différence de profil entre l'angle $\alpha_{M\omega}$ et la puissance articulaire. Pour cela une analyse spécifique des moments et de la cinématique est conduite (Annexe B).

Au niveau de la cinématique articulaire, hormis quelques offsets – décalages dans les valeurs –, les amplitudes articulaires de flexion/extension pour les deux groupes sont les mêmes, ~80° pour la hanche, ~100° pour le genou et ~40° pour la cheville. Ces valeurs sont bien au-dessus de celles reportées sur ergomètre par Wilkinson et al. (2020) et Pouliquen et al. (2018), qui tous deux reportent une amplitude d'environ 55° pour la hanche et 80° pour le genou. Une exception est faite au niveau de la cheville qui présente une amplitude articulaire et un pattern de courbes similaires à ceux de Wilkinson et al. (2020), tandis que l'amplitude articulaire relevée par Pouliquen et al. (2018) est bien inférieure (~19°). Les différences entre les deux groupes se font légèrement sur les mouvements hors plan sagittal, notamment pour les articulations de la hanche et du genou. Les amplitudes articulaires de rotation (~15°) et d'abduction (~10°) au niveau du genou sont similaires à celles observées par Pouliquen et al. (2018). Pour la hanche, les amplitudes de mouvement d'abduction pour les deux groupes sont ~25°, amplitudes bien supérieures à celles notées par Pouliquen et al. (2018). Cependant, les mouvements de rotation présentent des différences entre les groupes. Alors que le $Groupe1_{FCA_P3D}$ présente des valeurs d'amplitudes similaires à celles présentées par Pouliquen et al. (2018), d'environ 20-25°, le $Groupe2_{FCA_P3D}$ arbore des amplitudes bien plus faibles, proches de 10°. Les résultats sont présentés en Annexe B.

L'analyse au niveau des moments révèle plus de différences significatives que celles obtenues pour la cinématique. Il apparaît que les différences dans les moments d'extension, entre les deux groupes, expliquent et illustrent les deux profils différents basés sur la puissance articulaire. En effet, le $Groupe1_{FCA_P3D}$ est celui présentant un moment d'extension à la hanche plus faible, mais beaucoup plus élevé au genou comparé au $Groupe2_{FCA_P3D}$, lequel présente une absence complète de moment d'extension au genou. Ce résultat peut sembler contre-intuitif par rapport à ce que l'on peut s'attendre lors du mouvement de pédalage. Cependant, cette stratégie a d'ores et déjà été abordée, car elle semble provenir de la nature biarticulaire des muscles ischio-jambiers qui impose un compromis entre un moment d'extension de hanche ou un moment d'extension de genou (Bini et Diefenthaeler, 2010; McDaniel et al., 2014). Par comparaison aux données de moments de flexion/extension de Wilkinson et al. (2020), les deux groupes présentent des moments d'extension plus élevés. De plus, le pattern de

courbe avec le passage en moment de flexion pour l'articulation de la hanche et de la cheville est quasi inexistant dans nos données. Enfin, les moments hors flexion/extension, eux, permettent d'expliquer ce léger changement de profil pour le $Groupe1_{FCA_P3D}$ lorsque celui est basé sur l'angle $\alpha_{M\omega}$ plutôt que sur la puissance. En effet, le $Groupe1_{FCA_P3D}$ est celui présentant le plus de moments d'abduction et de rotation interne/externe, lesquels jouent un rôle prédominent dans la configuration de stabilisation au sein de l'articulation, d'où l'inversion entre la hanche et la cheville dans les profils.

Cette distinction de groupe est une réelle plus-value, car elle montre qu'il existe, et ce même à très haut niveau (pour des athlètes élites ayant un niveau homogène), des stratégies de coordination inter-segmentaire et des techniques différentes aboutissant peu ou prou au même résultat. En effet, aucune différence significative entre la performance (temps jusqu'à la cassure en retirant le temps de réaction) des deux groupes n'a été trouvée. Par conséquent, aucune technique ou stratégie ne prend l'ascendant sur l'autre en termes de performance. Cependant, grâce à la détection de techniques différentes, une mauvaise extension de hanche ou un faible moment d'extension de hanche qui, avant, pouvaient s'apparenter à une faiblesse musculaire, semble être aujourd'hui davantage liée à une stratégie inter-segmentaire ($Groupe1_{FCA_P3D}$). De ce fait, il apparaît un fort moment d'extension de hanche et faible, voire inexistant, au niveau du genou comme le $Group2_{FCA_P3D}$. Soit, à l'inverse, on observe un fort moment d'extension au niveau du genou associé à un moment d'extension à la hanche plus faible, comme pour le $Groupe1_{FCA_P3D}$.

En plus de la technique gestuelle du pilote, le mouvement du vélo a lui aussi été analysé. Mécaniquement, le trajet le « plus rectiligne » avec le moins d'oscillations, donc le trajet le plus court, est le plus performant. De ce fait, les pilotes présentant le moins de roulis et de lacet, mouvements hors plan sagittal du vélo, devraient être plus performants. Nous nous sommes donc interrogés quant à la relation entre le mouvement de balancer du vélo et les moments d'abduction aux articulations, ainsi que la performance. Cette interrogation a conduit à une autre question quant au mouvement de lacet du vélo (sa trajectoire) et sa relation avec les moments de rotation, interne à la hanche et externe aux genoux et à la cheville, ainsi que la performance.

Pour chacun de ces paramètres, la moyenne de la valeur absolue de la vitesse du mouvement de roulis et de lacet a été prise comme indicateur du balancé du vélo, le *bicycle sway* (Bouillod et al., 2018), et de la trajectoire du vélo. Nos résultats sur l'ensemble de la base de données ne permettent pas de corroborer cette hypothèse. Les corrélations linéaires entre la performance et les mouvements de balancer et de lacet du vélo sont trop faibles pour en conclure quoi que ce soit. Il en est de même pour les corrélations entre les moments d'abduction et de rotation aux articulations en fonction des mouvements de balancer et de lacet du vélo. Cependant, nous avons quantifié deux sous-groupes présentant des techniques significativement différentes.

Cette recherche de relation entre les trajets les plus directs et la performance est étudiée pour chacun des groupes. Ainsi, dès lors que la base de données est séparée suivant les sous-groupes de l'analyse *clustering*, les corrélations sont plus importantes. Concernant les moments d'abduction, seuls les moments d'abduction à la cheville semblent être corrélés avec le mouvement de balancer du vélo. Ceci peut être expliqué par le fait que les pieds soient clipsés aux pédales. Par conséquent, il n'y a aucun compromis, aucune compensation possible au niveau de la cheville. Pour les moments de rotation, on observe deux techniques, deux corrélations différentes. En effet, le moment de rotation interne de la hanche du $Groupe2_{FCA_P3D}$ est corrélé positivement avec la trajectoire du vélo, tandis que pour le $Groupe1_{FCA_P3D}$ c'est le moment de rotation externe du genou. Les résultats indiquent que pour ces deux articulations, plus le mouvement de lacet du vélo augmente, plus les moments de rotation augmentent. Ainsi, on peut penser que le $Groupe1_{FCA_P3D}$ compense ce mouvement de lacet avec le genou, tandis que le $Groupe2_{FCA_P3D}$ utilise sa hanche. A noter que ces deux corrélations linéaires coïncident parfaitement avec le profil de chaque groupe relevé précédemment.

Pour ce qui est de la relation existante entre le trajet du vélo et la performance, seul le $Groupe1_{FCA_P3D}$ se voit être corrélé positivement à la performance : $R^2 = 0.16$ pour le mouvement de balancer du vélo et $R^2 = 0.25$ pour le mouvement de lacet. Comme pour l'indice d'efficacité, pouvoir relier environ un cinquième et un quart de la performance au trajet du vélo lors du départ constitue une réelle plus-value. Ainsi, pour ce $Groupe1_{FCA_P3D,}$ plus le trajet est droit, avec le moins de balancés possible, meilleure sera la performance. Cependant, pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$, il semble y avoir une absence totale de corrélation reliant le trajet du vélo lors du départ avec la performance, toutes deux inférieures à 1%. Il est possible que, pour ce groupe $Groupe2_{FCA_P3D}$, une compensation existe, ou un autre paramètre plus déterminant et spécifique à sa technique soit relié à la performance. Il serait donc intéressant de poursuivre l'analyse de la technique de pédalage au haut du corps. Cela permettra peut-être de comprendre le manque de relation entre les mouvements hors plan sagittal et la performance pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$. En effet, il a d'ores et déjà été montré que la contribution de celui-ci est non négligeable (Bernard, 2015), que ce soit lors d'un pédalage en danseuse (Wilkinson et al., 2020) ou lors d'une course de BMX (Rylands et al., 2017a).

Il convient de conclure cette analyse sur une comparaison globale de la technique de pédalage. Comme évoqué au chapitre précédent (Chapitre 4), l'analyse de la technique de pédalage au travers uniquement de l'indice d'efficacité est controversée, car l'indice d'efficacité ne reflète pas les changements possibles de cinématiques et dynamiques articulaires. L'indice d'efficacité ne reflète donc pas la technique dans son ensemble (Bini et Diefenthaeler, 2010; Korff et al., 2007; Leirdal et Ettema, 2011; Mornieux et al., 2006). Cependant, l'analyse *clustering* effectuée sur IE_{3D} et la puissance articulaire ont toutes les deux décomposé la base de données en deux sous-groupes, composés chacun de quatre pilotes. De plus, sur les huit pilotes, seuls les pilotes P04 et P07 changent de groupe.

Il conviendrait d'effectuer une étude plus approfondie, avec plus de pilotes pour valider cela. Cependant, il semblerait que nos résultats soutiennent le fait que l'analyse de la technique de pédalage pourrait se faire par le biais de l'indice d'efficacité, mais que celle-ci doit absolument se faire par une analyse tridimensionnelle. En effet, sans la composante de force médio-latérale ce n'est pas la technique « réelle » du pilote qui est observée, mais une surévaluation. De surcroît, aucune distinction, aucune disparité entre les pilotes n'est observée, pourtant bien discernable sur les puissances articulaires que ce soit P_{3D} ou P_{flex}.

5. Limites

- <u>Sources d'erreurs</u>

Différentes sources d'erreur apparaissent dans cette approche.

Tout d'abord, celles dues au matériel et aux conditions d'expérimentations et notamment la position des marqueurs. N'étant pas dans un environnement contrôlé comme en laboratoire, celles-ci peuvent être plus importantes que celles habituellement reportées. En effet, en conditions contrôlées de laboratoire et avec le matériel standard, ces erreurs sont de l'ordre du millimètre (Cheze, 2014) et sont considérées comme négligeables devant d'autres sources d'erreurs. Cependant, l'impossibilité de placer les marqueurs à même la peau peut augmenter l'erreur commise sur la position des points anatomiques qu'ils sont censés représenter.

La seconde source d'erreur est liée aux méthodes expérimentales, telles que la mauvaise identification des structures osseuses pour la pose des marqueurs et, par la suite, la définition des repères anatomiques. Les recommandations de l'ISB proposent des zones anatomiques les plus accessibles par la palpation. Cependant, certaines restent difficiles à identifier. Il a été estimé que les erreurs intra- et inter-opérateurs pouvaient atteindre des valeurs de l'ordre de 15 à 20 mm (Della Croce et al., 1999). De plus, certaines articulations, comme la hanche, ne sont pas accessibles à la palpation. Pour pallier cela, il existe des procédés mathématiques pouvant déterminer ces centres articulaires et c'est ce qui a été fait dans cette étude.

La troisième source d'erreur, jugée comme prépondérante, proviendrait des mouvements de tissus mous (*Soft Tissu Artefact*) (Leardini et al., 2005). Il s'agit des mouvements entre les marqueurs et les structures osseuses, qui résultent du mouvement de peau, des tissus adipeux et musculaires, inertie ou contraction musculaire. A titre indicatif, (Fiorentino et al., 2016) ont récemment montré que les erreurs dues à ces mouvements de tissus mous conduisent à des erreurs d'estimation du centre articulaire de la hanche de l'ordre de 16.6 ± 8.4mm lors d'utilisation de motion capture avec marqueurs.

Ces erreurs sont difficiles à compenser par les méthodes directes, car elles ne peuvent être filtrées et dépendent de la localisation sur la peau, de l'individu et de l'activité étudiée (Cheze, 2014). Cependant, ces erreurs sont beaucoup plus importantes pour cette étude, car les marqueurs n'ont pu être posés à même la peau, mais sur les vêtements. Pour remédier à cela, nous avons utilisé une approche par optimisation globale (Lu et O'Connor, 1999), ou autrement appelée optimisation cinématique multi-corps (Begon et al., 2018; Bonnet et al., 2017). Cette méthode permet de minimiser les écarts sur l'ensemble des segments, en prenant en compte des contraintes articulaires entre les segments (Fohanno et al., 2014). Cependant, il est à noter que ces optimisations dépendent du modèle et de sa conformité au geste analysé.

La dernière source d'erreur provient donc de ce modèle choisi. En effet, toute utilisation de modèle signifie une simplification. En plus de la chaîne cinématique une incertitude est tout de même à noter sur le modèle dynamique, les masses et inerties des segments. Bien que par le biais de l'utilisation de l'outil RRA, une optimisation est faite sur les centres de masses, il convient tout de même de noter que les tables anthropométriques utilisées au sein d'OpenSim pour la mise à l'échelle ne reflètent pas la population de cyclistes BMX. De plus, pour cette étude, une attention particulière a été portée sur le bas du corps. De ce fait, le modèle générique a été modifié en conséquence pour optimiser son analyse. Cependant, ce modèle n'est pas approprié pour approfondir l'analyse du haut du corps. Le modèle ne considère que l'articulation gléno-humérale (trois degrés de liberté) au niveau de l'épaule, mais cela n'est pas suffisant pour l'étude de la cinématique lors du mouvement de recul, lorsque les pilotes soulèvent leur roue avant pour préparer leur approche dans la grille. Seth et al. (2016) ont développé et publié un modèle de l'épaule permettant de prendre en compte les articulations sterno-claviculaire, scapulo-thoracique, et gléno-humérale en contraignant la scapula à évoluer sur un ellipsoïde (Figure 5.21). Cette méthode a d'ores et déjà été présentée comme étant une modélisation fidèle de l'épaule d'un point de vue cinématique (Duprey et al., 2017; Naaim et al., 2015).

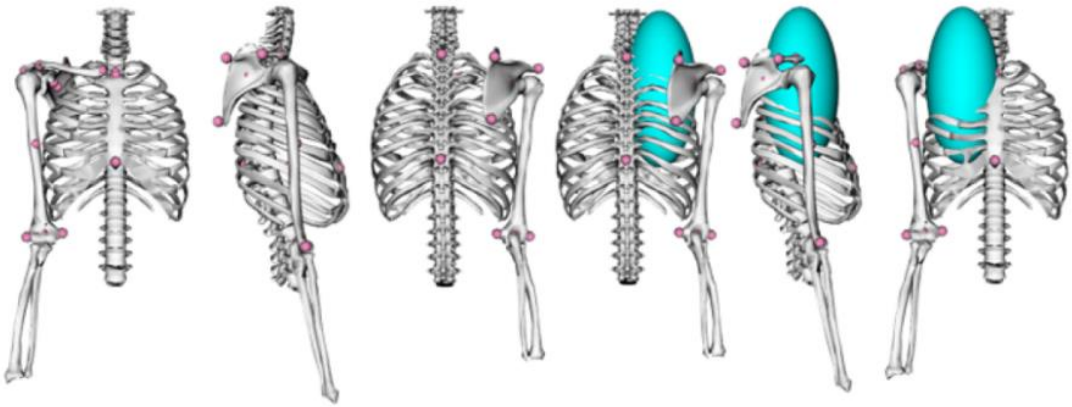


Figure 5.21: Modèle de l'épaule développé par (Seth et al., 2016).

- Fiabilité des résultats

Enfin, pour rappel, nos expérimentations ont été conduites en situation écologique, au plus près des pilotes, et le marqueur-set a évolué entre les deux expérimentations. Au vu des possibles sources d'erreurs dues aux expérimentations, il convient d'apporter des informations quant à la fiabilité et la robustesse des expérimentations et des traitements utilisés dans cette étude. Comme précédemment réalisé au Chapitre 4.5, le pilote (P01) a pu participer aux deux expérimentations (juin 2018 et décembre 2018). Les résultats de ce pilote P01 correspondent aux résultats de la session de juin, tandis que les résultats de sa session de décembre sont classés sous le nom du pilote P01b. Le profil du pilote P01 mis en avant dans cette étude a donc été comparé au profile P01b. Pour cela, une analyse temporelle a été effectuée pour vérifier si l'on retrouve les mêmes données, le même profil. Les résultats de cette analyse sont présentés en annexe (Annexe A).

Ces résultats font ressortir trois particularités et permettent de valider la robustesse de notre chaîne de traitement : les pilotes sont répétables, les différences que l'on peut observer entre les pilotes sont importantes et significatives, et enfin le pilote P01b s'apparente le plus au pilote P01. Ainsi donc, cela rassure et valide la robustesse et confirme la fiabilité de la chaîne de traitement, la modélisation et les expérimentations utilisées dans cette étude, mais aussi, dans tout ce projet de recherche. Cependant, il convient d'être attentif pour le suivi du pilote. En effet, nous validons notre chaîne de traitement, sur des observations globales que nous pouvons faire, telles que les amplitudes articulaires, les spécificités et disparités lesquelles mettent en avant une technique de pédalage différente. Toutefois, nous ne sommes pas à même de relier la performance à un changement de 1°-2° sur une gestuelle. Ainsi, effectuer un suivi du pilote et observer une différence de l'ordre de quelques degrés, nous ne serons pas à même de nous positionner quant à son origine : une réelle différence dans la technique propre au pilote, ou bien une incertitude de mesure.

6. Conclusion

L'objectif principal de cette étude était de réaliser une analyse complète et tridimensionnelle de la technique de pédalage, d'un point de vue cinématique et dynamique articulaire. Plus spécifiquement, suite aux interprétations controversées de l'analyse de la puissance articulaire, cette étude quantifie les différences entre les puissances articulaires calculées en 3D et celles calculées uniquement sur la base des mouvements de flexion/extension.

Il apparaît, à partir de nos résultats, que les deux puissances (P_{3D} et P_{flex}) sont semblables ; tant en amplitude articulaire, que pattern de courbe et disparité inter-pilote. Ainsi, il peut s'avérer pertinent de simplifier l'analyse des puissances articulaires lors du mouvement de pédalage en la restreignant aux seuls mouvements de flexion/extension. Cependant, la ressemblance entre les deux puissances ne signifie pas pour autant une absence de mouvements et moments hors flexion/extension. En effet, grâce à l'analyse de l'angle $\alpha_{M\omega}$, angle entre les vecteurs moment et vitesse angulaire, il apparaît que les trois articulations sont majoritairement en mode de stabilisation. Cette configuration de stabilisation est donc le fruit des moments d'abduction et de rotation interne/externe, tandis que les moments de flexion/extension eux pilotent l'articulation. Ces moments hors flexion/extension constituent notamment un de nos résultats clés ; les moments d'abduction aux articulations du genou et de la hanche sont non-négligeables comparés aux moments d'extension.

Cette étude répond aussi à la question d'une technique individuelle utilisée par les pilotes. En effet, tout comme pour l'indice d'efficacité, l'analyse *clustering* sur la puissance articulaire a su séparer la cohorte de pilotes en deux sous-groupes. Ainsi, au travers des puissances articulaires (P_{3D} et P_{flex}) et des moments, nous avons identifié deux types de profils significativement différents ; un profil avec la hanche comme articulation prédominante, et un avec l'articulation du genou. De plus, un groupe se dégage comme ayant à chaque articulation des moments hors plan sagittal significativement supérieur au deuxième groupe. Mécaniquement, le trajet le plus court et le plus direct offre une meilleure performance. Cependant, en pratique, on peut conclure que cette relation n'est pas aussi simple. En effet, les corrélations entre le trajet et la performance sur l'ensemble de nos pilotes ne permet pas de conclure quant à l'existence d'une telle relation, d'autres variables semblent prépondérantes pour la performance devant cet indicateur de trajet. Toutefois, ces liens se révèlent plus importants lorsque les corrélations sont effectuées à l'échelle des sous-groupes. En effet, le trajet du vélo, mouvement de roulis et lacet, explique un quart et un cinquième de la performance pour un groupe. Il est donc incontestable que, même au sein d'une cohorte homogène de pilotes élites, il existe plusieurs techniques significativement différentes conduisant à la performance.

Ainsi, toutes ces données de profil différent et de stratégie de coordination inter-segmentaire, complètent les préconisations déjà présentes. Il se dégage ainsi de nouvelles recommandations pour un suivi des pilotes, une individualisation des entraînements et de l'amélioration de la performance.

Pour aller plus loin, il faudrait déchiffrer les liens entre la technique mécanique et biomécanique de pédalage. Un outil possible serait de réaliser une analyse clustering comme précédemment utilisée, mais de fournir, en tant que données d'entré, toutes les données acquises lors des deux études précédentes. Ainsi, si l'algorithme identifie différents groupes, les liens entre l'indice d'efficacité, la puissance au pédalier et la dynamique articulaire seront donc automatiques.

A retenir :

- $P_{3D} \sim P_{flex}$; en pattern de courbe, en amplitudes, mais aussi en distinction et disparité inter-pilote.
- Attention, même si $P_{flex} \sim P_{3D}$, le mouvement de pédalage en danseuse et bien tridimensionnel avec moment d'abduction non-négligeable aux articulations de la hanche et du genou.
- L'angle $\alpha_{M\omega}$ représente un indicateur intéressant pour une interprétation de la puissance articulaire (P_{3D}) et des moments mis en jeu lors du mouvement ; moments d'abduction et rotation permettent de stabiliser l'articulation et moment de flexion/extension pilotent l'articulation.
- Analyse *clustering* effectuée sur P_{3D} et P_{flex} met en évidence deux sous-groupes significativement différents. La technique d'un groupe est plus encline à des moments hors plan sagittal important. Ce même groupe voit le trajet de son vélo (mouvement de roulis et de lacet) être positivement corrélé avec la performance ; plus le trajet est direct, plus le départ est performance. Plus encore, ces mouvements de roulis et de lacet expliquent un cinquième et un quart de la performance respectivement.
- L'analyse *clustering* effectuée sur IE_{3D} et P_{3D}/P_{flex} révèle deux sous-groupes composés des mêmes pilotes ; seul un pilote change de groupe entre les deux analyses.

Ces deux études mettent parfaitement en avant la complexité à pouvoir caractériser la performance dans son ensemble. Mais plus encore, les résultats émanant des sous-groupes, eux, mettent en avant l'aspect individuel de la performance et de la technique de pédalage.

Cependant, pour aller plus loin, il serait plus qu'intéressant et pertinent de relier les deux analyses, mécanique (Chapitre 4) et biomécanique (Chapitre 5). Un outil possible serait de réaliser une analyse clustering mais cette fois-ci, au lieu de séparer l'indice d'efficacité, la puissance au pédalier et les puissances articulaires, de transmettre toutes ces données, mais aussi bien d'autres précédemment calculées, en tant que données d'entrée pour cette analyse clustering. Ainsi, les liens entre les différents paramètres se feront automatiquement lors de l'identification des groupes, si groupes il y a.

Il convient à ce stade de rappeler que ces travaux de recherche, centrés sur l'analyse biomécanique d'un départ en BMX s'inscrivent dans une collaboration avec la Fédération Française de Cyclisme, et émane de questionnement que nous pouvons formuler ainsi : quelles sont les caractéristiques du départ en BMX, au regard des connaissances actuelles ? Quels sont les indicateurs et les paramètres qui caractérisent un départ performant en BMX?

La démarque scientifique développée jusqu'à présent s'appuie sur un protocole expérimental spécifique et permet de suivre et de caractériser la performance des pilotes, et ce au plus près des conditions réelles imposées par les compétitions. Aujourd'hui, le traitement complet de l'ensemble des données (donc les études 1 et 2) s'effectue en deux/trois semaines environ (sans prendre en compte le temps d'expérimentation, mais bien uniquement le traitement des données), et dépend, bien entendu, du nombre de pilotes analysés. Un travail important a été effectué pour faciliter l'auto label des marqueurs et automatiser le traitement des données. Cependant, il subsiste un temps pour lequel l'opérateur est nécessaire pour vérifier ce qui a été effectué à chaque étape.

L'ensemble des résultats obtenus et les connaissances acquises au cours de ce travail de recherche nous permettent de formuler des propositions aux entraineurs et de pointer les indicateurs déterminants d'un départ performant. Ainsi, derrière ce protocole expérimental particulièrement important, il existe bel et bien cette double volonté de caractériser la discipline et d'en comprendre les mécanismes sous-jacents. Le but étant d'aboutir à expertiser et à une individualisation des entraînements.

Le chapitre suivant présente la plus-value apportée par cette collaboration entre l'expertise accrue des entraineurs et les connaissances apportées par la science.

Chapitre 6 :

Collaboration avec les entraineurs : Synergie des connaissances

SOMMAIRE

1. Expertise apportée par les entraineurs 186
    1.1. Indicateurs de performance 186
    1.2. Indicateurs au regard de la gestuelle technique 188
2. Fiche dédiée aux entraineurs 192
3. Fertilisation croisée : Comparaison de deux pilotes 197
    3.1. Données dynamiques externes au pilote 198
    3.2. Données de dynamiques articulaires 202
4. Conclusion 204

Jusqu'à présent, le plus gros déficit des tests proposés « classiquement » aux pilotes était qu'ils reposaient sur des analyses réalisées sur ergomètre en laboratoire. Ces tests imposent, aux pilotes, des efforts très éloignés de ceux produits sur le terrain. Comme justifié précédemment dans ce travail, l'étude en conditions réelles rend possible l'évaluation d'un vrai départ en BMX. Ainsi, sur la base des paramètres observés par les entraineurs, associés aux données issues des expérimentations, une fiche « entraîneur » a été élaborée en étroite collaboration avec l'équipe de recherche – le CAIPS (équipe de recherche du CREPS de Poitiers), le professeur Monnet, le docteur Domalain et moi-même – et les entraineurs. En effet, celle-ci a fait l'objet de longues discussions lors des séances de regroupement lesquelles ont permis une meilleure compréhension des attentes des entraineurs, d'une part, et ont permis une complète et fidèle transcription des paramètres scientifiques observables, d'autre part. A l'issue de ce travail, la présentation et les différentes fiches ont été validées par les entraîneurs.

Ainsi, cette fiche représente la synthèse globale et la mise en application de ce qui a été effectué. Plus encore, cette fiche est le fruit d'une collaboration qui agrège les connaissances acquises et apportées par la science à toute l'expertise des entraineurs : cela a donné lieu à une fertilisation croisée.

Cette collaboration a conduit à transcrire les demandes spécifiques des entraineurs, à améliorer l'analyse et le traitement des données pour que ce retour auprès des entraineurs se fasse dans les plus brefs délais, en complétant et en proposant de nouvelles variables afin de caractériser la performance au départ. Plus encore, en l'absence d'interface, de personne intermédiaire entre entraineurs et scientifiques, les résultats ont été retranscrits, dans une présentation qui se veut didactique, afin de faciliter l'appropriation des résultats, des différents paramètres.

Ce chapitre se consacre donc à la réalisation de cette fiche entraineur, la transcription et la caractérisation des indicateurs, jusqu'alors observés par les entraineurs, en variables objectivables.

1. Expertise apportée par les entraineurs

Tout d'abord, il a été question de traduire les indicateurs observés par les entraineurs en variables quantifiables. En effet, chaque entraineur, de par son expertise et ses connaissances, base et classe les départs des pilotes en fonction de certains paramètres. Cependant, même parmi les entraineurs se trouve quelque consensus sur la définition de certains indicateurs ainsi que leur importance dans la performance. Ainsi, un premier travail a été réalisé pour bien comprendre les indicateurs observés et proposés par les entraineurs. En premier lieu nous avons effectué un découpage des différents indicateurs des entraineurs en deux sous-groupes : les indicateurs de la performance, donc temps et vitesses, et des indicateurs relatant de la gestuelle technique des pilotes.

1.1. Indicateurs de performance

Pour les entraineurs, plusieurs instants clés sont identifiés dans la butte de départ. Les premiers d'entre eux sont bien évidemment le temps de réaction et les temps mis par le pilote pour arriver à la cassure, ainsi qu'en bas de butte. En plus de ces trois paramètres, les entraineurs focalisent plus spécifiquement leur attention sur la position du pilote au franchissement de la grille et aux trois mètres. Ces instants spécifiques sont pour eux déterminants pour la suite de la course.

Ainsi, tous ces paramètres peuvent être regroupés dans un tableau d'évaluation du départ. Chaque paramètre proposé est détaillé ci-dessous :

- Temps de réaction = TR

Comme présenté au chapitre 4 (section 2.2), le temps de réaction est identifié au moyen de la variation de la force détectée aux pédales. Cette démarche est similaire à la détection de faux départs en sprint par rapport à la force appliquée sur le starting-block. Ce temps de réaction correspond donc à l'intervalle de temps entre la fin du temps aléatoire, émission du premier bip, et l'instant où cette variation de force est supérieure à trois écarts types, ce qui valide le fait que le pilote commence à bouger.

- Temps de passage (ou franchissement) de la grille

Le franchissement de la grille est une étape importante. Cet instant permet de savoir si les pilotes sont en retard par rapport à cet abaissement ou bien en phase avec lui, présageant une sorte d'anticipation. Pour objectiver cette attitude, nous avons considéré que le pilote a franchi la grille lorsque la roue avant dépasse l'extrémité de la grille. Plus précisément, le franchissement se définit comme l'instant noté T3 (Figure 6.1), lorsque le projeté orthogonal (noté R_{avP}) du centre de la roue avant (R_{avC}) sur la grille dépasse l'extrémité de la grille (le point A). Le schéma figure 6.1 illustre les conditions d'avancée de la roue avant, lors d'un départ.

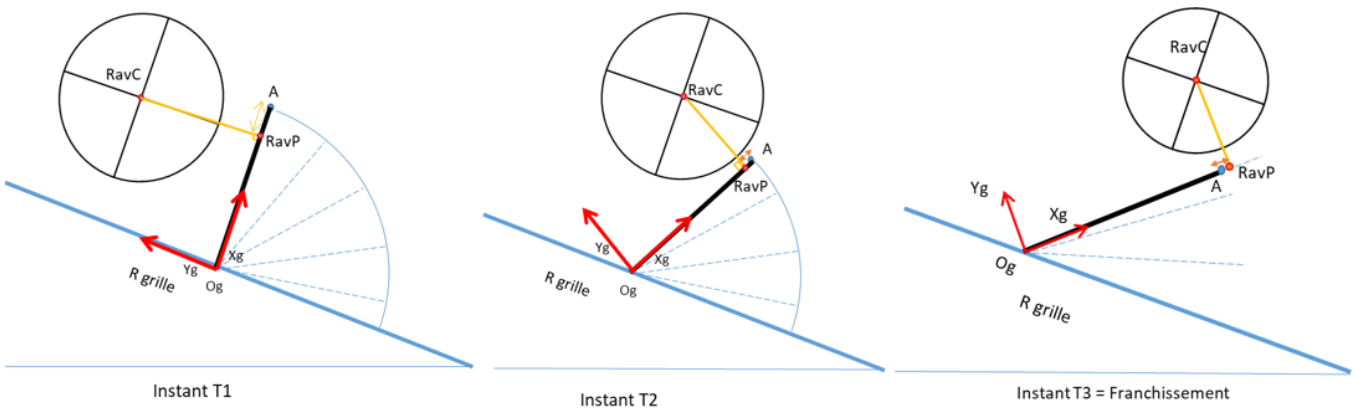


Figure 6.1 : Schéma illustrant la méthode utilisée pour détecter l'instant T3 lequel correspond à l'instant de franchissement de la grille

- Temps et vitesses à des distances spécifiques « dans la butte » de départ

Les paramètres les plus simples et les plus importants sont bien évidemment ceux reliés à la performance : le temps et la vitesse aux différents endroits dans la butte.

Ainsi, ces paramètres temps et vitesses de déplacement du système global {Pilote + vélo} dans la butte (R_{butte}) sont calculés à quatre positions clés :

- Passage de grille comme présenté précédemment,
- A trois mètres après la grille (position du marqueur centre de la roue avant dans le repère R_{butte})
- A la cassure, soit six mètres après la grille (roue avant coupe le faisceau des cellules)
- Et en bas de la butte (roue avant coupe le premier faisceau de la première paire de cellules en bas de butte. Une deuxième paire de cellules éloignée d'un mètre permet, par différence, d'obtenir la vitesse)
  (Chapitre 2 section 1.6 Figure 2.11).

Pour rappel, les cellules sont synchronisées avec tous les autres systèmes (automate déclenchant la procédure de chute de grille, pédales instrumentées et capture du mouvement)

1.2. Indicateurs au regard de la gestuelle technique

Plusieurs aspects techniques, liés à la gestuelle, sont observés par les entraineurs. Ainsi, après plusieurs discussions, quatre aspects/ instants fondamentaux ont été retenus, lesquels demandent une analyse spécifique et l'obtention de plusieurs paramètres.

- L'engagement dans la grille

Un des paramètres observés par les entraineurs concerne « l'engagement » du pilote, dans la grille et la butte. D'après eux, les pilotes doivent avoir une posture dite « engagée » dans la pente, donc les épaules et le corps penchés vers l'avant. L'objectif est d'orienter son corps dans le sens de la pente. En plus de l'engagement et suite à leur mouvement de « *slingshot* », il s'avère important, d'après les entraineurs, que, lors de l'avancée du système {Pilote + vélo}, la roue avant passe au plus près de la grille. Ainsi, lorsque le pilote soulève trop sa roue avant, le départ n'est pas considéré comme « optimal ». A contrario, lorsque la roue touche la grille, le geste devient alors contre-productif.

L'enjeu a donc été de traduire ce facteur « d'engagement » en paramètres quantifiables et mesurables. Pour cela, nous avons retenu l'instant pour lequel la roue se trouve au plus près de la grille et nous déterminons la distance minimale D_{min} de la roue par rapport à la grille. Ensuite, de cet indicateur découlent plusieurs paramètres :

- On note t_{Dmin} l'instant qui correspond à D_{min}. Il convient de souligner que cet instant ne correspond pas nécessairement au temps de passage de la grille (vue précédemment).

- Le paramètre de hauteur de la roue avant, H_{RoueAv}, renseigne sur la manière avec laquelle le pilote passe la grille. Ce paramètre correspond à la hauteur de la roue avant par rapport au sol, selon une direction perpendiculaire à la piste qui passe par l'axe de la roue ; soit la distance correspondant au projeté orthogonal du centre de la roue sur la piste. Si cette valeur est faible, cela indique que le pilote soulève peu sa roue avant.

- On note D_{Epaule} le paramètre d'engagement des épaules, pour répondre spécifiquement aux demandes des entraineurs. Celui-ci est calculé comme étant la distance, parallèle à la piste, entre les épaules et la direction perpendiculaire définie ci-dessous à la figure 6.2. Ce paramètre renseigne sur le degré d'engagement dans la pente. Une valeur positive signifie que les épaules sont en arrière, tandis qu'une valeur négative illustre que les épaules ont dépassé l'axe de la roue avant.

- Pour compléter ce paramètre, les entraineurs ont demandé un paramètre renseignant sur l'alignement du corps des pilotes. Ainsi, $D_{Alignement}$ informe sur la posture du pilote, toujours à cet instant t_{Dmin}. Ce paramètre est calculé à partir de la position du pied de départ, de l'épaule (même côté que le pied de départ) et le guidon (point central du guidon, axe de la fourche). La valeur donnée correspond à la distance séparant le guidon de la ligne reliant l'épaule au pied de départ. Une valeur négative correspond à une position du guidon en arrière de cette ligne Epaule-Pied, position illustrée par la figure 6.2. Il est intéressant de noter que pour les entraineurs, ce paramètre d'alignement constitue un paramètre déterminant d'un bon départ.

- En plus de ces paramètres, nous avons jugé intéressants d'observer l'angle de la grille α_{grille}, à ce même instant. Cela permet de savoir si le pilote est en avance dans son approche, avec un angle de grille proche de 90°, ou plutôt en retard auquel cas l'angle de la grille est proche de 0°.

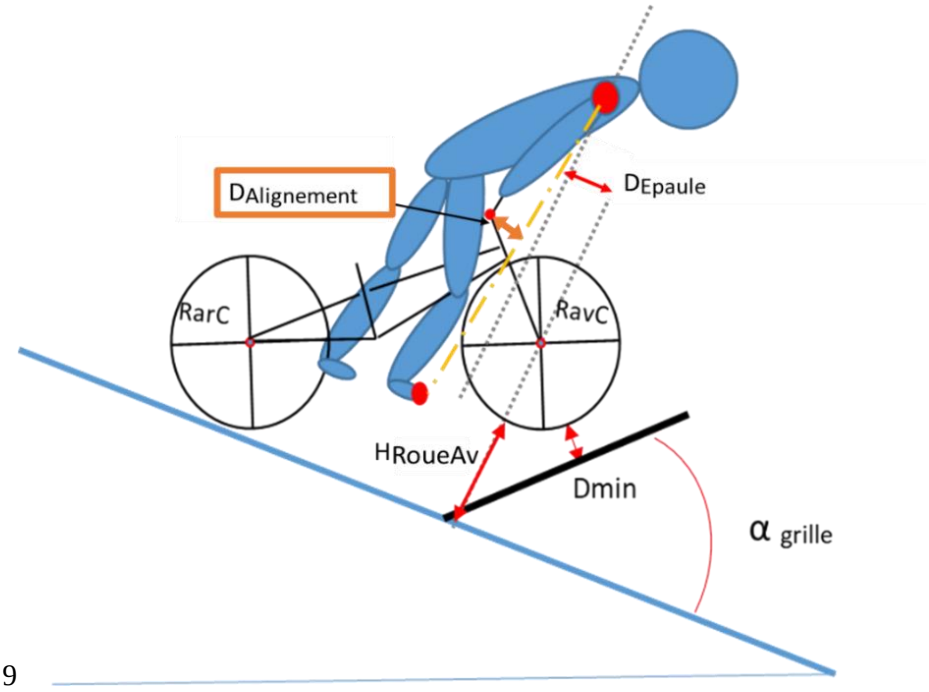


Figure 6.2: Schéma illustrant les paramètres calculés à l'instant t_{Dim}

- Le recul

Les entraineurs portent une attention particulière au recul réalisé par le pilote. Bien qu'il n'ait actuellement aucun dispositif permettant de mesurer cette distance de recul, ils ont conscience que celle-ci n'est pas la même pour tous les pilotes.

Nous avons donc, à leur demande, analysé cette phase de recul. Bien qu'ils ne puissent le prouver en l'absence de chiffre, les entraineurs se sont demandés si cette phase de recul peut être liée à la performance : est-ce qu'un recul plus important pouvait être corrélé avec une meilleure performance. En effet, si lors de son recul, le pilote remonte sa pédale avant (rotation arrière), l'angle de manivelle en fin de recul devient plus faible et par conséquent, le secteur angulaire balayé lors du premier coup de pédale est plus important.

A ce paramètre de distance de recul s'ajoutent deux autres paramètres :

- La distance de recule D_{Recul} correspond à la différence entre la position du vélo au moment du départ (le vélo est encore en appui contre la grille) et sa position la plus reculée (Figure 6.3). Plus précisément, cette distance est calculée à partir du déplacement du marqueur du centre de la roue arrière dans le repère de la butte.

- Le temps de recul t_{Recul} correspond à l'instant de recul maximal. Ce temps est calculé à partir du temps t = 0s, le déclenchement du chronomètre correspondant au moment de la chute de la grille. Un temps négatif signifie que le pilote a fini sa phase de recul bien avant la chute de la grille. Tandis qu'un temps de recul positif indique que le pilote n'a pas terminé sa phase de recul, alors que le chronomètre est déclenché : cela indique que le pilote est en retard.
- Le dernier paramètre est encore un paramètre de hauteur de la roue avant noté H_{RoueAv}. Ce paramètre indique la position du vélo, et renseigne la manière dont le pilote amorce son engagement dans la grille.

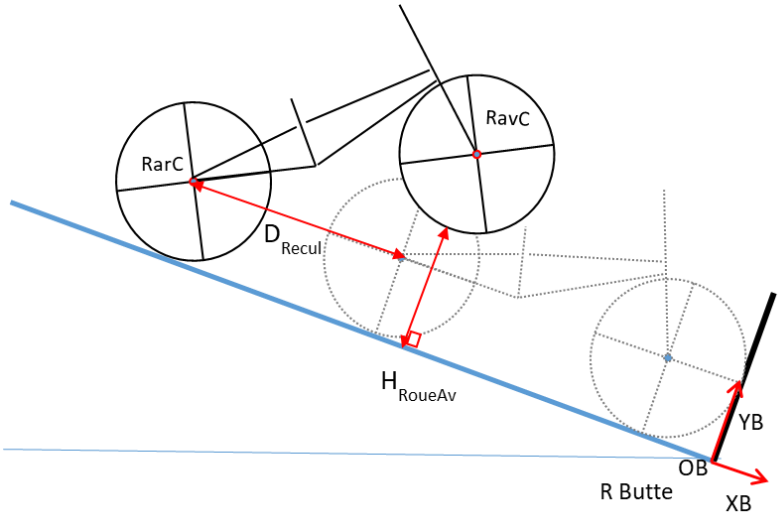


Figure 6.3: Schéma illustrant les deux paramètres de distance lors de la phase de recul du vélo: "slingshot". En pointillé le vélo en position de départ contre la grille, et en trait continu le vélo en fin de phase de recul.

- <u>Aspect dynamique de la gestuelle technique</u>

Dans de nombreuses disciplines sportives, l'athlète se doit de réagir de manière la plus rapide possible et de produire très rapidement une force sous ses appuis. On parle alors de comportement explosif de l'athlète : être capable de produire une force de haute intensité dans un minimum de temps. La caractérisation de ce comportement peut être réalisée à l'aide du *Rate of Force Development* (RFD), ou en français, le taux de montée en force. En effet, cette relation entre le RFD et la performance a déjà été montrée dans différentes disciplines. Plus spécifiquement, le paramètre d'impulsion a d'ores et déjà été relié à de meilleurs sauts (Haff et al., 2005; Kawamori et Newton, 2006; Nuzzo et al., 2008), une meilleure performance lors d'un sprint (Slawinski et al., 2010), en cyclisme (Stone et al., 2004), en haltérophilie (McLellan et al., 2011; Zaras et al., 2021) et même pour le swing au golf (Leary et al., 2012).

Appliqué à nos données, le RFD traduit le comportement « explosif » du pilote. Celui-ci correspond au rapport entre la différence de la force utile maximale, F_{max} moins la force développée au départ (la pré-tension), notée $F_{départ}$, et le temps nécessaire pour atteindre cette force maximale, communément appelé « *Time to Peak* » et noté $T_{to}P$. Cette variation temporelle, $T_{to}P$, correspond à la différence entre l'instant T_4 et l'instant T_3 illustrée sur la figure 6.4.

Ainsi, le RFD est donné par l'équation suivante :

Équation 6-1

$$RFD = \frac{F_{max} - F_{départ}}{T_{to}P}$$

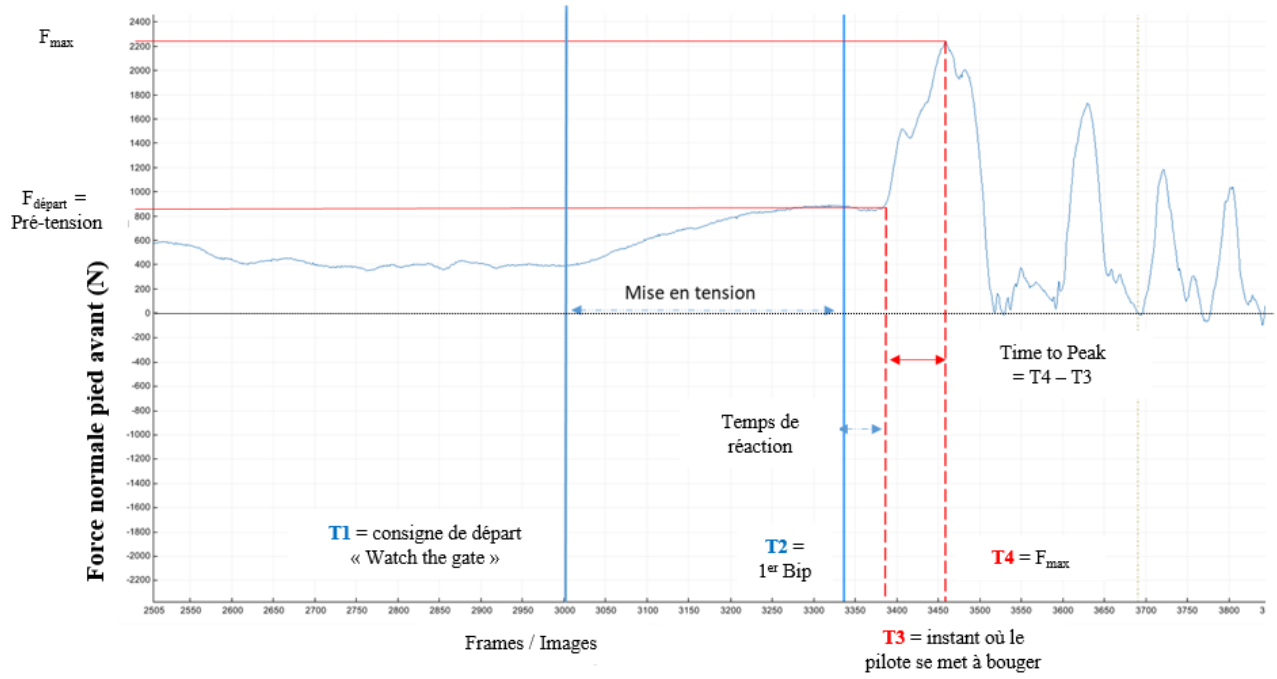


Figure 6.4: Graphique illustrant l'évolution de la force utile du pied avant (pied de départ) au cours du temps ainsi que les paramètres analysés.

2. Fiche dédiée aux entraineurs

Au vu du caractère multifactoriel de la performance, pouvoir la caractériser dans son entièreté, en trouver la « recette miracle » s'avère un vœu pieux. Tous les indicateurs, que ce soit ceux des entraineurs ou ceux mis en avant par nos études, influencent, de près ou de loin, la performance. Mais plus encore, cette influence n'est pas la même suivant les pilotes. Ainsi, la fiche entraineur a été pensée et conçue avec comme objectif de quantifier certains indicateurs et de les confronter soit pour un même pilote entre ses départs, soit entre deux pilotes de niveau similaire.

La fiche ainsi créée et rendue aux entraineurs, suite à chaque expérimentation, rend donc compte de l'état de forme du pilote, sa performance et sa technique de pédalage à l'instant *t*. Ainsi, en symbiose avec les entraineurs nous avons réfléchi à un rendu lisible par une présentation didactique. Sur la base des indicateurs demandés par les entraineurs, nous avons créé un tableau récapitulatif qui permet une analyse comparative des différents essais, pour un même pilote. Cependant, suite à nos deux études, il nous a semblé cohérent d'introduire des paramètres supplémentaires dans ce rendu final.

- Données dynamiques

En plus des paramètres de performance demandés par les entraineurs, il nous est apparu essentiel d'introduire des variables révélatrices de la dynamique du système pilote lors du départ. Ces variables dynamiques sont en accord avec les variables observables lors des tests réalisés sur ergomètres : force-vitesse.

Le premier paramètre constitue les données de force utile maximale développée sur le premier et le deuxième coup de pédale. Plus précisément, ce paramètre correspond à la force utile maximale développée sur la pédale « pied avant » pour le premier coup, et sur la seconde pédale « pied arrière », lequel se situe en phase propulsive lors du deuxième coup de pédale.

En plus de la force utile maximale, nous reportons la cadence maximale, V_{max} (rpm), obtenue dans la première partie de la butte, au niveau de la cassure, puis dans la deuxième partie, en bas de la butte. Pour rappel, le codeur manivelle n'a pas pu être monté sur le pédalier de tous les pilotes, et de ce fait, cette variable de cadence maximale dans la deuxième partie de la butte n'est pas disponible. En effet, le champ d'acquisition des données cinématique ne comprend que la première partie de la butte jusqu'à la cassure (Chapitre 2, section 1.3.1 et Chapitre 3 section 1.2).

Enfin, les derniers paramètres reportés sont des données de puissance (W) produite au pédalier; un paramètre de puissance maximale développée dans la première partie de la butte et la seconde partie. Pour les données de puissance, les valeurs reportées sont des valeurs résultantes, donc relatives à la contribution des deux pieds. En plus des données maximales, une valeur moyenne de la puissance est également calculée sur la première partie de la butte, puis sur la seconde partie. Enfin, une troisième valeur moyenne de puissance est reportée sur l'ensemble du départ, c'est-à-dire jusqu'au bas de la pente ou bien, lorsque le codeur angulaire est absent, sur la durée plus restreinte pendant laquelle les marqueurs sont visibles par les caméras.

- Angle de la manivelle

Au-delà des données dynamiques, il nous a semblé judicieux de rajouter une variable de type « gestuelle technique » pour le départ laquelle fait état de la position angulaire de la manivelle en position statique d'attente et en fin de recul.

Comme évoqué précédemment lors des deux études, le premier coup de pédale des pilotes ne correspond pas à une variation angulaire des manivelles de 180°. En effet, les pilotes démarrent la course avec un angle aux alentours de 75°-85° (Figure 6.5). Il nous a semblé intéressant d'approfondir cet angle de départ, notamment par rapport aux résultats de l'étude 1 (Chapitre 4) portant sur l'indice d'efficacité. En effet, en première analyse, si le pilote produit son effort sur un secteur angulaire plus important lors du premier coup de pédale, il lui serait alors possible d'exercer une force efficace sur une plus grande durée. Auquel cas, cette augmentation de force permettrait d'accroître le couple au pédalier, voire la puissance au pédalier. Cette dernière constitue un paramètre déterminant de la performance. En effet, nous avons montré que la puissance produite au pédalier explique un quart de la performance, et compte même pour la moitié de la performance pour certains pilotes (Chapitre 4).

L'angle de la manivelle est donc pris sur le pied de départ, et est observé aux deux instants : au départ lors du 1er bip sonore, et à la fin du mouvement de recul du pilote. Cet instant de fin de recul correspond à l'instant où le pilote atteint la distance maximale de recul.

Cet angle est calculé de la manière suivante : une valeur de 0° pour le point haut, 90° vers l'avant lorsque la manivelle est à l'horizontale (Figure 6.5). Il convient de préciser que l'on se situe dans le repère du pédalier, car le vélo est dans un plan incliné. Par conséquent, l'axe [0°-180°] correspondant aux points haut et bas du cycle de pédalage dans le repère du pédalier ; il ne coïncide pas avec l'axe vertical colinéaire à la pesanteur.

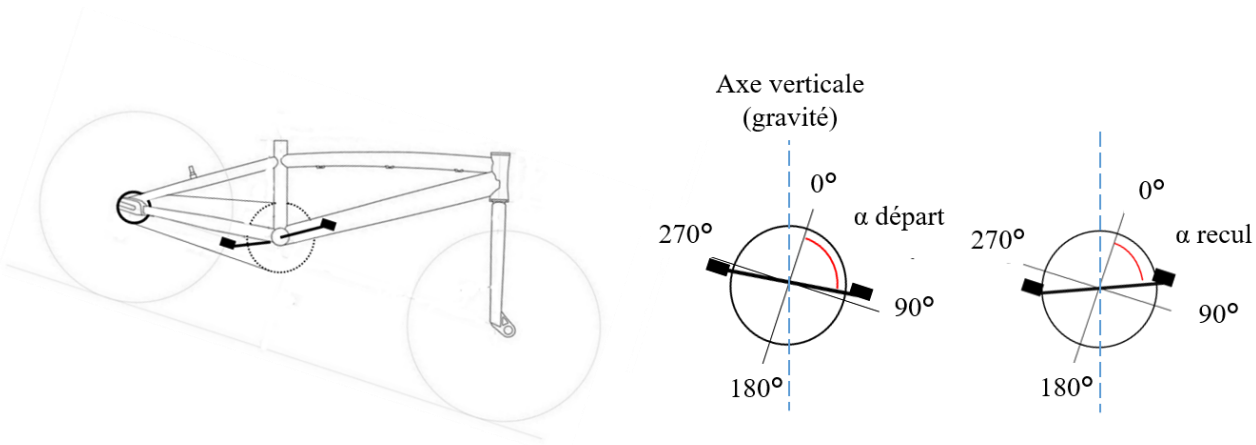


Figure 6.5 : Angle de la manivelle au moment du départ (1er Bip) et à la fin du recul.

L'ensemble de ces paramètres constituent donc la fiche entraineur délivrée après chaque expérimentation. La fiche actuellement présentée en annexe C coïncide avec la fiche rendue après 10 mois de la thèse.

La figure 6.6 présente le tableau récapitulatif de tous les paramètres préalablement discutés et fait office de page de garde. Une partie « données INSEP » est intégrée dans notre fiche, et permet de réaliser une première comparaison des deux tests : deux sur la butte et deux obtenus sur ergomètre. En complément de ce tableau, une analyse spécifique est réalisée sur chaque départ. Cela comprend l'évolution temporelle de la puissance produite au pédalier, la cadence de pédalage, le couple (chaque pied indépendamment et le couple total) et les forces produites aux pédales. Pour les données de force, la force utile et la norme de la force sont reportées pour chaque pied. Enfin, pour compléter cette analyse temporelle, une analyse polaire est présentée pour les données de force aux pédales et d'indice d'efficacité. Cette distinction faite entre l'évolution temporelle et polaire permet de cibler les possibles points d'amélioration de la technique de pédalage. Un exemple de rendu, une fiche entraineur dans son ensemble est présentée en annexe C.



Prénom \ Nom : **Date:** **Pied Avant :**

Date de Naissance: **Taille (cm) :** **Masse (kg) :**

Données théoriques INSEP **Fmax (N) :** **Vmax (rpm) :** **Vopt (rpm) :** **Pmax (W) :**

Modèle de vélo : Chase RSP2 **Braquet :** 47x17

Conditions de passage :

Consignes :

Remarques :

	Performance									Dynamique								
	TR	Passage grille		3m		1ere cassure		Bas de butte		F utile max (N)		Vmax (rpm)		Pmax (W)		P moyenne (W)		
	(s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	1er coup	2eme coup	1ere	2nde	1ere	2nde	1ere	2nde	Total
1	0,15	0,38	4,53	0,83	7,44	1,22	8,22	2,37	12,47	2163	1808	137	193	3349	3718	1292	1296	1292
2																		
3																		
4																		
5	0,17	0,38	4,79	0,84	7,17	1,24	7,95	2,40	12,63	1990	1631	127	188	3339	3362	1188	1259	1216
6	0,14	0,39	5,26	0,84	7,43	1,23	8,17	2,39	12,63	2046	1760	132	191	3348	3646	1226	1290	1251
7	0,15	0,37	4,74	0,81	7,69	1,22	8,38	2,38	12,47	2038	1732	135	195	3315	3368	1220	1291	1248
8	0,17	0,37	4,70	0,82	7,68	1,22	8,21	2,37	12,47	2199	1682	134	199	3330	3575	1270	1293	1278
9	0,17	0,38	5,13	0,82	7,69	1,22	7,38	2,38	12,47	2149	1783	120	198	3792	3701	1256	1332	1287
10																		

	Gestuelle technique														
	Angle manivelle (°)		Recul			Dmin						F Départ (pré-tension)	TtoP	Explosivité	% Force utile
	α Départ	α recul	D Recul (cm)	t Recul(s)	H Roue Av (cm)	α grille (°)	H Roue Av (cm)	D min (cm)	D Epaule (cm)	D Alignement (cm)	t Dmin (s)	Pied avant (N)	(s)	(N/s)	moy 0-5m
1	84	74	18,9	0,03	8,6	34,8	11,4	3,5	22,8	5,6	0,26	525	0,43	3840	70,3
2															
3															
4															
5	85	78	14,8	0,00	7,1	80,4	12,1	11,4	15,1	1,1	0,12	558	0,43	3305	69,2
6	85	81	11,4	-0,02	7,7	36,0	14,4	9,1	17,2	1,0	0,25	545	0,49	3063	70,7
7	86	79	14,1	-0,02	7,1	60,4	16,1	8,6	15,5	1,0	0,20	555	0,46	3201	70,6
8	86	77	16,0	0,01	8,3	36,1	12,3	4,7	18,6	3,1	0,26	628	0,41	3834	72,1
9	84	76	14,5	0,02	8,4	32,9	15,1	9,4	20,3	2,6	0,27	534	0,44	3698	69,5
10															

Figure 6.6: Page de garde de la fiche entraineur; tableau récapitulatif de tous les essais du pilote P06.

3. Fertilisation croisée : Comparaison de deux pilotes

Au-delà des seuls résultats que l'on peut transmettre aux entraineurs, les discussions qui résultent d'une confrontation entre l'expertise scientifique et celle des entraineurs sont plus qu'enrichissantes. Le préalable à ces échanges est de pouvoir acquérir une compréhension totale et objective du geste et d'apporter des paramètres validés ou indicateurs qui rendent compte de la performance. Cependant, pouvoir confronter et exposer ces résultats au regard des entraineurs constitue un exercice complètement différent de celui que l'on peut conduire dans un laboratoire. Bien qu'un travail important de vulgarisation scientifique ait été effectué, la fiche entraineur produite aujourd'hui s'avère être encore trop complexe, pour une utilisation immédiate sur le terrain des entraînements. La complexité que représente la gestuelle de départ, les différents profils mis en avant et les quelques pourcentages de performance expliqués par certains paramètres empêchent une utilisation et une application directe par des entraineurs. Il serait opportun qu'une personne intermédiaire pouvant faire le lien entre les résultats scientifiques et l'application sur le terrain soit, de mon point de vue, identifiée.

A défaut d'avoir cette personne intermédiaire entre le laboratoire et le terrain, la transmission des résultats, leur compréhension ainsi que leur adaptation aux pilotes se font par le biais de réunions. Nous illustrons ici ce que l'on peut extraire d'une analyse fine et complète de la comparaison entre deux pilotes, P06 et P07. Ces deux pilotes ont été retenus pour illustrer les deux études précédentes. Chaque pilote ayant une spécificité intéressante, voire surprenante, cette comparaison prend tout son sens, d'autant plus que les pilotes présentent des temps de performance similaires : 1.32 ± 0.05s et 1.33 ± 0.01s respectivement pour P06 et P07. Il est intéressant de constater que le temps à la cassure est similaire pour les deux pilotes également : 1.23 ± 0.01s 1.23 ± 0.03s respectivement pour P06 et P07. Les deux pilotes ayant participé à deux sessions différentes, il est compliqué de comparer le temps en bas de butte. En effet, il nous est impossible de savoir si la différence observée est effectivement due à la performance, ou si elle est due à un placement différent des cellules, ce qui est, malencontreusement, fort probable.

Au regard des deux études précédemment réalisées, il est intéressant d'analyser, plus précisément, les différences entre les deux pilotes.

3.1. Données dynamiques externes au pilote

- Puissance produite au pédalier

La figure 6.7 présente les moyennes et les écarts types de la puissance globale (noire) produite au pédalier, mais également la puissance produite au pédalier propre à chaque membre (bleu pied avant et rouge pied arrière) lors de la phase motrice (3 coups de pédales) pour les deux pilotes. Il est intéressant de noter que les patterns sont différents. Le pilote P06 présente deux premiers coups de même amplitude ~2500W et un troisième coup plus important atteignant une valeur d'environ 3500W. Il semble apparaître que les trois premiers coups du pilote P06 sont évolutifs. Tandis que le pilote P07 présente une évolution de la puissance produite au pédalier différente. En effet, la puissance produite au pédalier du premier coup est relativement faible en comparaison avec celle produite lors du deuxième coup, lequel s'approche d'une valeur double de celle du premier coup, ~3500W. Outre les différences des valeurs pics, une distinction est notable sur les phases de transition, notamment pour la première. Le pilote P06 présente une puissance produite au pédalier quasi nulle, tandis que la puissance produite au pédalier pour le pilote P07 atteint un minimum de 600W. Enfin, il convient de soulever les similitudes entre les pilotes et notamment la production d'une puissance positive pour chaque membre, et cela pour chaque phase de cycle et spécifiquement lors de la phase de traction.

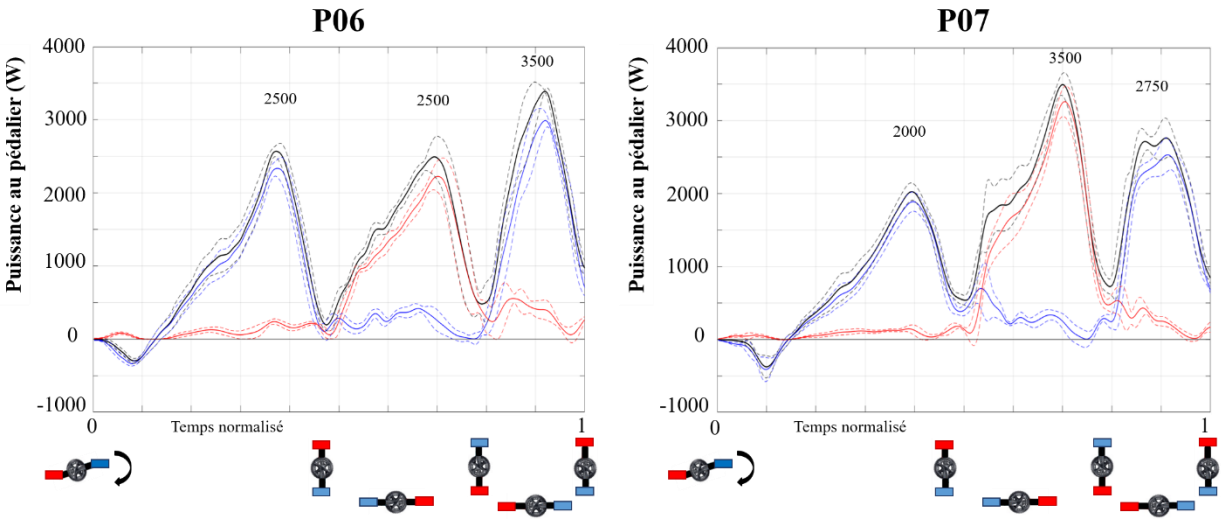


Figure 6.7: Moyenne et écart type de la puissance globale (noire) produite au pédalier par le pied avant (bleu) et le pied arrière (rouge) en W lors des trois premiers coups de pédales pour les pilotes P06 et P07.

Il est intéressant d'étudier d'où provient cette différence dans les patterns de l'évolution de la puissance : la vitesse de rotation du pédalier - ($\omega_{pédalier}$) – et/ou l'efficacité de la force produite à la pédale soit $\|F_{totale}\| * IE$.

- Cadence de pédalage dans la butte

La figure 6.8 présente la moyenne et l'écart type de la cadence de pédalage des six départs des pilotes P06 et P07 pour les trois premiers coups de pédales. On note une évolution similaire de la cadence de pédalage pour les deux pilotes. On observe une nette augmentation de la cadence lors du premier coup de pédale, laquelle passe de 0rpm à 75-80rpm, en passant par un minimum de -15rpm. Cette forte augmentation est notamment corrélée à l'évolution importante de la puissance au pédalier du premier coup de pédale vu précédemment (Figure 6.7). Nous observons également qu'au bout de ces trois coups de pédales, les deux pilotes ont déjà atteint une cadence de pédalage ~120rpm, laquelle correspond à leur cadence optimale estimée sur ergomètre.

Cette valeur de cadence optimale, qui constitue un paramètre déterminant de la performance en cyclisme, est déjà perçue par certains pilotes comme un paramètre d'ordre stratégique. En effet, quelques pilotes se questionnent sur le nombre de coups de pédale qu'ils souhaitent mettre dans la butte, combien de coups avant la cassure, comment ils souhaitent amorcer cette deuxième partie de la butte. Voici un exemple de ce qui nous a été transmis : « *Je choisis mon braquet pour avoir un certain nombre de coups de pédale jusqu'à la cassure. Ce nombre de coups me permet aussi d'amorcer la deuxième partie de la butte dans les meilleures conditions pour pleinement exploiter ce changement d'angulation de pente. Plus encore, je suis conscient que mon profil de force-vitesse me permet d'être au maximum de mes capacités (production de puissance au pédalier) dans cet intervalle-là de cadence. Par conséquent, je choisis mon braquet pour (1) réaliser un nombre précis de coups de pédale dans la butte et (2) obtenir ma cadence optimale à cet endroit du départ, à ce moment de la butte* ». Ainsi, pouvoir coupler leur connaissance et leur appropriation de leur profil force-vitesse et le mettre à profit dans la butte de départ pour qu'ils exploitent pleinement leur capacité physique est une réelle plus-value.

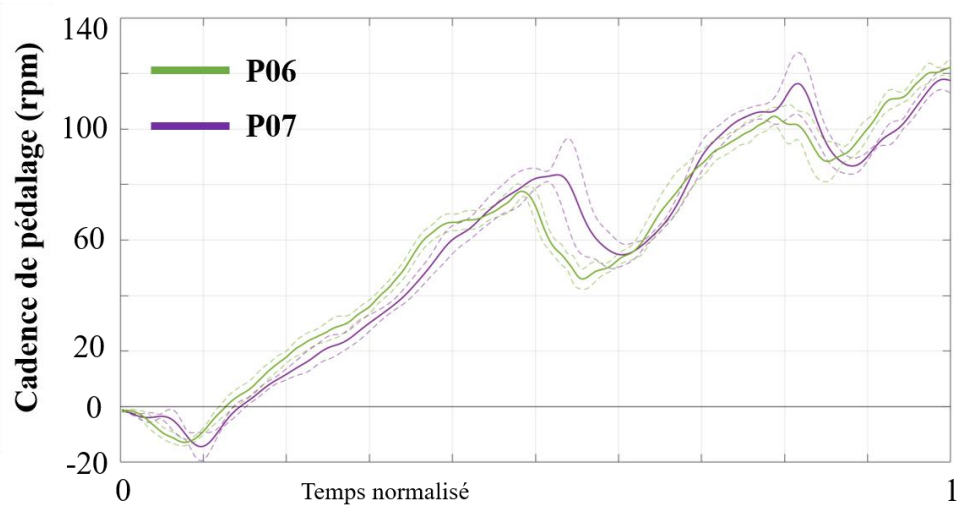


Figure 6.8: Moyenne et écart type de la cadence de pédalage (en rpm) des six départs des pilotes P06 (vert) et P07 (mauve) lors des trois premiers coups de pédales.

Ces résultats de cadence ou de puissance au pédalier en représentation temporelle mettent en avant la forte répétabilité des pilotes. Chacun réitère la même gestuelle, la même vitesse de rotation du pédalier et la même création de puissance. Ainsi, cela transcrit d'autant plus le caractère spécifique de la performance, que celle-ci se joue sur plusieurs aspects et d'un départ à l'autre, il est compliqué de pointer « la variable » expliquant la performance.

Comme aucune différence n'est observée dans la cadence de pédalage, la différence précédemment observée dans la puissance produite au pédalier provient donc de la force produite à la pédale, $\|F_{totale}\|$, l'indice d'efficacité IE_{3D} ou les deux.

- <u>Données de forces et indice d'efficacité</u>

La figure 6.9 présente l'évolution temporelle de la force totale (trait plein) et la force utile (pointillé) des deux membres pour un départ type des pilotes P06 et P07. En complément de l'évolution temporelle (Figure 6.9.a) une évolution des mêmes paramètres est présentée à l'aide de graphiques polaires du premier cycle de pédalage, soit les deux premiers coups de pédales (Figure 6.9.b). Cette disposition renseigne sur le secteur angulaire spécifique pour lequel un « problème » peut être diagnostiqué. Pour les deux pilotes, le 'trait' vert sur l'évolution temporelle coïncide au placement angulaire des manivelles sur le graphique polaire. Pour effectuer la comparaison entre les deux pilotes, le pédalier est placé à la même angulation. Ainsi, cette présentation didactique apporte une plus-value lors des explications auprès des entraineurs.

Bien qu'il s'agisse du meilleur départ pour les deux pilotes, le pilote P07 présente lors du premier coup de pédale, sous son pied avant une intensité de force de 2750 N (trait continu en bleu), pour une intensité de force utile de 1500N (trait pointillé en bleu). Pour le 2ème coup de pédale, nous remarquons que l'écart en intensité de la force (environ 200N) et celle de la force utile s'est considérablement réduit. Quant au pilote P06, celui-ci présente une intensité de force, sur le pied avant, d'environ 2000N pour une intensité de force utile de 1950N. Par ailleurs, nous remarquons également un affaiblissement des intensités de la force totale, comme de la force utile, produite des deux côtés. Combiner cette analyse avec les graphiques polaires (Figure 6.9.b) met en avant le secteur angulaire pour lequel le « problème » observé pour le pilote P07 se situe. En effet, il apparaît que dès le départ, lors de cette phase propulsive du pied avant, les courbes de l'intensité de la force utile (courbe noire) et l'intensité de la force totale divergent l'une de l'autre (courbe avec nuancier de couleur pour renseigner sur l'efficacité du pédalage).

Comme détaillé au chapitre 4 (Figure 4.14), cette différence entre les profils de l'indice d'efficacité des deux pilotes est majoritairement due à la composante de force latérale produite à la pédale.

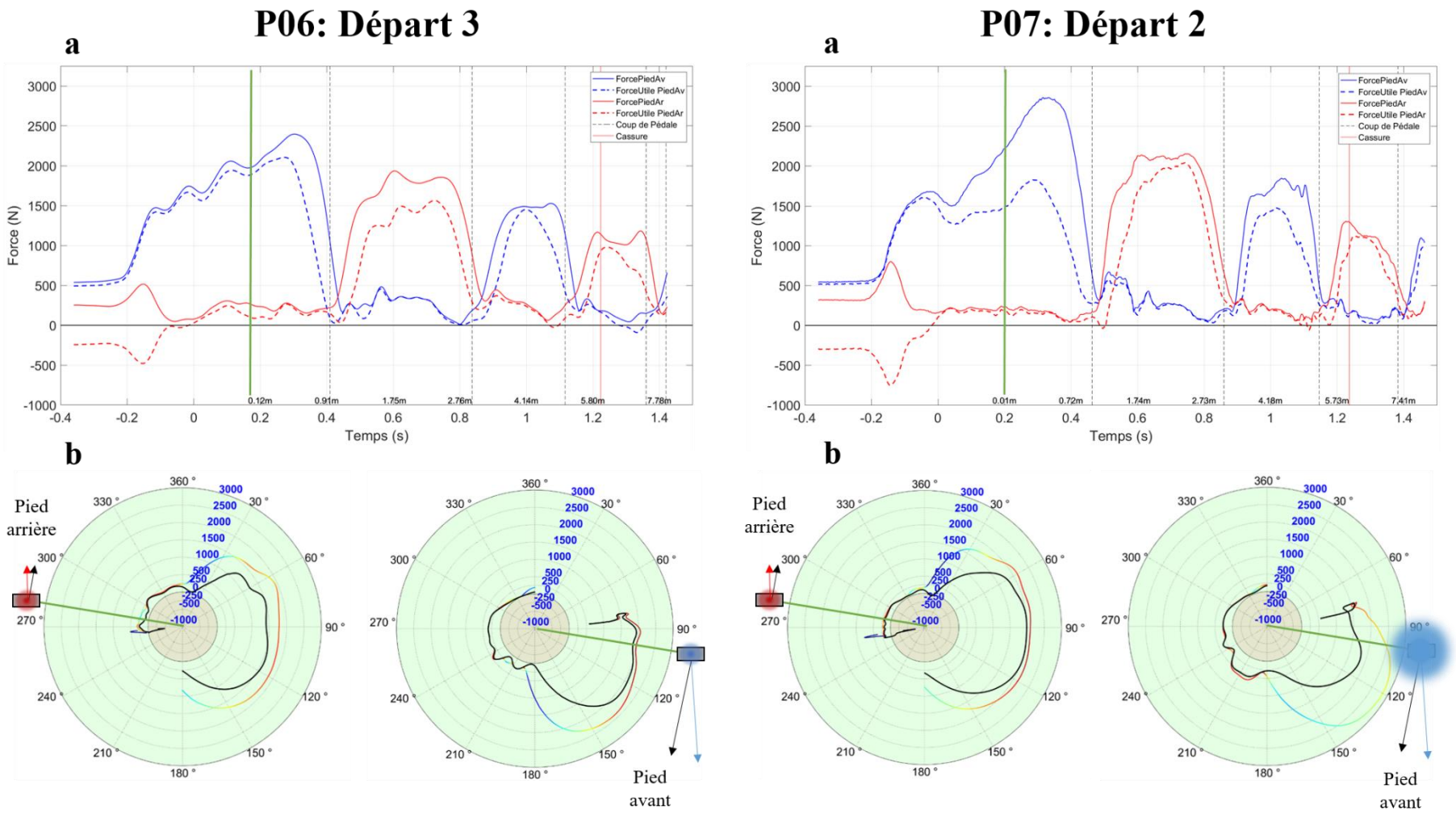


Figure 6.9 : (a) Evolution temporelle de la force totale (trait plein) et la force utile (pointillés) du pied avant (bleu) et arrière (rouge) lors du départ pour le pilote P06 et P0 sur l'ensemble du champ de vision. Le trait vert renseigne sur l'instant à la position de la manivelle et le trait rouge indique l'instant pour lequel le pilote est à la cassure. (b) Graphiques polaires de l'évolution de la force totale (en nuancé de couleur lequel renseigne sur l'indice d'efficacité – une couleur rouge indique un indice de 1, une couleur verte renseigne un indice nul et une couleur bleue indique un indice de -1 – pour les pieds avant et arrière pour les deux premiers coups de pédale des pilotes P06 et P07.

Ainsi, nous transmettons ces informations aux entraineurs. Notamment que, d'un point de vue purement mécanique, à même vitesse de rotation de manivelle et même intensité de force produite à la pédale, le pilote P07 présente une « marge de progression » plus importante en modifiant uniquement sa « technique » - modifier l'orientation de la force produite à la pédale. Il convient alors d'envisager un « réapprentissage » du geste, ou du moins d'introduire des entraînements spécifiques axés sur la technique de pédalage. Pour rappel, certaines études ont d'ores et déjà montré la possibilité d'entraîner cet indice d'efficacité (Bini et Hume, 2020; Böhm et al., 2008; Vidal et al., 2020).

Une hypothèse soulevée, mais que nous n'avons pas pu développer dans ces travaux du fait d'un manque de données (tous les pilotes n'ayant pas un nombre de coups de pédale paire), concerne l'asymétrie. En effet, pour ce pilote P07, il apparaît distinctement que le pied de départ (bleu) présente un faible indice d'efficacité (visible sur le nuancier de couleur sur le graphique polaire, et par la courbe de la composante normale éloignée de la force totale) lors de la phase propulsive. Cependant, cette asymétrie ne serait pas forcément d'ordre musculaire, comme par exemple une jambe plus « forte » que l'autre, mais potentiellement le résultat d'une coordination inter-segmentaire ou de gestuelle différente. En effet, les tests effectués sur ergomètre ne relèvent aucun problème d'asymétrie, et cela pour aucun des pilotes, ce qui laisse à penser qu'une telle différence entre pied avant et arrière puisse être due effectivement à la gestuelle.

3.2. Données de dynamiques articulaires

Les histogrammes (Figure 6.10) présentent les stratégies de coordination inter-segmentaire des pilotes P06 et P07.

Il est intéressant de constater que les deux pilotes présentent le même profil de répartition de puissance articulaire (P_{3D}) avec en premier la hanche, majoritairement contributoire, puis le genou et la cheville. On peut observer que, comparé au pilote P06, le pilote P07 présente une plus grande production de puissance négative, ou du moins la production de puissance. Une autre dissimilitude peut être observée par articulation. En effet, il apparaît que pour l'articulation de la hanche la production de puissance positive est supérieure pour le pilote P07 que pour P06. Tandis que pour l'articulation du genou et de la cheville, on observe l'inverse, soit le pilote P06 présente une production de puissance positive plus importante que le pilote P07. Ces constatations sont d'autant plus intéressantes lorsqu'elles sont mises en relation avec les données de moments articulaires.

On observe très distinctement que le pilote P07 présente un moment d'extension de la hanche deux fois supérieur à celui du pilote P06. Tandis que dans les autres plans anatomiques le pilote P06 présente des valeurs bien plus importantes allant jusqu'à tripler par rapport aux valeurs du pilote P07 (abduction de -2.56 N.m.kg-1 et -0.71 N.m.kg-1 pour les pilotes P06 et P07 respectivement). Pour les deux autres articulations, on observe encore une fois des valeurs supérieures de moments d'extension, et de flexion spécifiquement au genou, pour le pilote P07 comparé au pilote P06. Le pilote P06 présente quant à lui, encore une fois, des moments hors flexion/extension supérieurs à ceux du pilote P07. Cependant, au regard de la puissance articulaire, comme observée précédemment, le pilote P06 présente une production plus importante de puissance positive et une meilleure gestion des phases ou une meilleure gestuelle, car les valeurs de puissances négatives sont inférieures à celles du pilote P07. Comme nous l'avons démontré lors de l'étude 2 (Chapitre 5), les moments hors flexion/extension servent à stabiliser l'articulation, tandis que ce sont les moments de flexion/extension qui pilotent l'articulation. Par conséquent, le pilote P07 devrait présenter une production de puissance articulaire plus importante que le pilote P06 au niveau des genoux et de la cheville. Cependant, ce n'est pas le cas. Outre la présence des moments d'abduction et de rotation permettant la stabilisation, nous avons mis en avant l'importance de la stratégie de coordination inter-segmentaire des pilotes, ainsi que cette notion d'activation-désactivation musculaire. Il semblerait donc que les « productions musculaires », l'intensité transmise aux articulations soient bonnes, mais les actions auxquelles elles interviennent ne concordent pas. C'est –à-dire que ces instants de transition où le pilote est « censé » passer d'un moment d'extension à un moment de flexion n'ont pas lieu. Plus précisément, cela signifie que le changement n'est pas effectué, ou avec du retard (Figure 5.8 pour le pilote P06 et Figure 5.9 pour le pilote P07 au Chapitre 5).

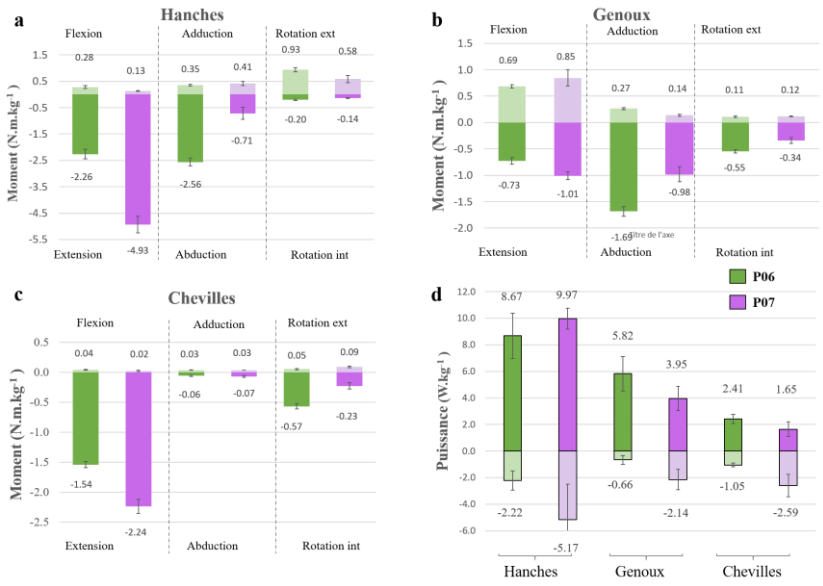


Figure 6.10: Histogrammes des moyennes et des écarts types des moments (N.m.kg-1), créer sur l'ensemble de la phase motrice - soit les trois premiers coups de pédales - pour l'ensemble des six départs, de flexion/extension, abduction/adduction et rotation interne/externe aux trois articulations (a-c). (d) Un dernier histogramme présente la puissance articulaire (W.kg-1) positive et négative aux trois articulations moyennées sur la durée de la phase motrice pour les deux pilotes.

Ces données de moments, puissances articulaires ainsi que de stratégie de coordination inter-segmentaire constituent des informations intéressantes pour l'entraînement afin d'orienter la préparation physique. Plus encore, la distinction entre les groupes et cette vraie stratégie individuelle va permettre une réelle individualisation des entraînements et orienter spécifiquement les besoins précédemment identifiés ou mis en avant par les entraineurs.

Au-delà de ces informations, cette partie a permis de mettre en avant la plus-value de cette fiche entraineur et les discussions qu'il en émane, lesquelles sont enrichies par toutes nos données propres à la gestuelle technique du pilote : cinématique/dynamique articulaire, mouvement du vélo, dynamique externe du pilote, dynamique externe du système {Pilote + vélo}, etc…

4. Conclusion

Toutes les discussions et les échanges effectués avec les entraineurs sont très nombreux, mais restent délicats à transcrire. L'échange illustré précédemment ne constitue qu'une infime partie de ce qui a été réalisé et discuté. Cependant, elle témoigne et illustre cette fertilisation croisée des connaissances, des entraineurs et des chercheurs, dans la recherche des déterminants de la performance et l'expertise de la gestuelle d'un bon départ. Ainsi, grâce à ces deux études effectuées lors de ce travail et les divers échanges avec les entraineurs, nous avons une meilleure compréhension et une caractérisation précise de la fonction mécanique du système locomoteur, lors d'un départ en BMX race. De plus, nous avons des pistes de distinction entre les pilotes permettant d'ores et déjà d'individualiser/de regrouper les entraînements par rapport aux spécificités de chacun. Ce chapitre transcrit donc l'exercice de vulgarisation scientifique effectué au cours de ces travaux auprès des entraineurs. Il prend toute son importance au regard du programme *PerfAnalytics* : projet d'études dédié à la recherche sur le « sport de très haute performance ». En effet, ce projet français a pour objectif de déterminer comment l'analyse vidéo, outil désormais classique dans l'environnement sportif, peut être utilisée pour quantifier les différents indicateurs de performance et délivrer un retour aux entraineurs et aux athlètes. Plus précisément, il s'attache à traduire des variables quantifiables et mathématiques, mais aussi des évolutions temporelles de courbes, en un langage clair et immédiatement transférable à la pratique sportive et à l'entraînement.

Malgré cette collaboration qui croise et associe l'expertise des entraineurs et les connaissances scientifiques apportées au cours de ce travail, la « recette miracle » de la technique parfaite amenant à la performance n'a pas été trouvée. De plus, au vu du caractère multifactoriel de la performance, pouvoir la caractériser dans son entièreté, se révèle être un vœu bien pieux. Toutefois, nos travaux ont précédemment montré que plusieurs techniques conduisent à la performance, ce qui la rend individuelle. Il est donc incontestable que la connaissance et la bonne mise en pratique de ces différents indicateurs de performance, lesquels sont propres à la technique et à l'individu, conduisent à la performance. Ainsi, des pistes de travail et d'amélioration suivant les spécificités des pilotes ont été apportées. A ce stade de l'analyse et dans le but d'approfondir la possibilité d'optimiser la gestuelle du pilote, la simulation prédictive apparaît comme solution tangible à notre quête de recherche de la performance. En effet, celle-ci permet, à travers un modèle pilote spécifique, d'obtenir *in fine* la technique de pédalage « parfaite » ou optimisée, mais surtout appropriée au pilote (donc d'un point de vue cinématique articulaire, dynamique articulaire et des forces aux pédales).

Le chapitre suivant fait donc état des outils nécessaires et du fonctionnement permettant d'effectuer une simulation prédictive du départ en BMX.

Chapitre 7 : *Perspectives*

Vers une optimisation de la technique de pédalage par la simulation

SOMMAIRE

1. Etat de l'art 208
1.1. Analyse dynamique multi corps par la dynamique directe 210
1.2. Simulation du mouvement 212
1.2.1. Contrôle optimal 212
1.2.2. La simulation via l'expérimentation 213
1.2.3. Simulation prédictive 215
2. Appropriation de la simulation à notre contexte 218
2.1. Positionnement de notre étude sur la simulation 219
2.1.1. Apport théorique du fonctionnement d'OpenSim Moco 219
2.1.2. Fonctionnement d'OpenSim Moco 222
2.1.3. Application de l'outil de simulation à notre étude 223
2.2. Développement d'un modèle pneumatique 225
2.2.1. Modèle théorique 226
2.2.2. Réglage du pneumatique 227
3. Conclusion 236

1. Etat de l'art

La simulation représente l'outil particulièrement recherché des scientifiques dès lors qu'il est question d'optimisation. En effet, dans le domaine de la biomécanique humaine, la simulation permet, en reproduisant le plus fidèlement possible une tâche motrice, d'évaluer l'influence d'un paramètre sur cette même tâche motrice ainsi analysée. Aussi, cette approche est de plus en plus introduite en clinique (Avilov et al., 2020; Meyer, 2016; Meyer et al., 2016) ou encore dans le milieu sportif avec pour objectif l'optimisation de la performance (Allen et al., 2016; Gupta et al., 2018; Jansen et McPhee, 2020; Leboeuf et al., 2006; Yeadon et King, 2002). Non seulement, la simulation conduit à une meilleure compréhension des gestes sportifs, mais de surcroît, la simulation permet de quantifier la contribution d'une modification technique sur la performance et donc d'en évaluer l'efficacité (Yeadon et King, 2008). De plus, l'optimisation ne se résume pas à évaluer la technique gestuelle, elle peut aussi également servir à caractériser l'influence du matériel utilisé par le sportif. En cyclisme, les principaux paramètres étudiés et optimisés concernent justement l'équipement, comme la conception du vélo, la hauteur de selle, la longueur des manivelles, etc… Plusieurs études sur le cyclisme ont d'ores et déjà validé l'utilisation de la simulation et ses bienfaits sur l'optimisation de la technique de pédalage. Les études axées sur la technique gestuelle se focalisent majoritairement sur les facteurs impactant la production de puissance au pédalier, ou encore ceux liés à la fatigue. Toutes ces études partagent un objectif commun : optimiser la position du cycliste.

A ce jour, plusieurs modèles mathématiques ont été développés avec pour objectifs de limiter et/ou diminuer la fatigue et/ou optimiser la gestuelle technique (Lukes et al., 2012; Martin et al., 2006; Olds et al., 1993). Ces modèles permettent notamment d'analyser les potentiels effets liés à tout changement de matériel. Cependant, ces modèles négligent les caractéristiques biomécaniques du cycliste, car la seule donnée d'entrée implémentée se limite à la puissance produite au pédalier. A titre d'exemple, Gross (2019) a récemment développé un modèle numérique dans le but d'optimiser la performance du départ en BMX. Son modèle mathématique prend en compte des données mécaniques telles que la cadence, la puissance et le moment au pédalier, associés aux données du vélo (géométrie et masse), à la rampe (inclinaison et longueur), au pilote (masse) et à ses équipements (masse et géométrie) (Figure 7.1). Dans ce cas, l'implémentation des relations dynamiques fondamentales permet de prédire le mouvement du système complet {vélo et pilote} lors d'un départ de BMX.

Cependant, pour ce type de modèle, une limite importante réside dans le manque d'information sur les interactions entre le cycliste et son vélo. De ce fait, intégrer un modèle biomécanique du cycliste semble plus intéressant, car il permet d'investiguer la gestuelle complète du cycliste ainsi que les interactions produites entre le cycliste et son vélo. L'atout majeur d'un tel modèle réside dans le fait qu'une fois ce modèle testé et validé, une multitude de tests différents peuvent être réalisés par simple duplication ou réitération.

Rider and Setting		
rider mass	kg	80.0
bike mass	kg	9.0
equipment mass	kg	5.0
ramp height	m	8.71
ramp angle avg	deg	28.00
ramp length	m	18.56
ramp angle 1	deg	26.00
ramp length 1	m	8.56
ramp angle 2	deg	30.00
ramp length 2	m	10.00
chainring	teeth	46
cog	teeth	17
wheel diameter	m	0.51
wheel circumference	m	1.60
crank length	m	0.18
wheel base	m	1.06
CdA	m^2	0.36
air density	kg/k^3	1.15
Crr		0.01
drivetrain efficiency	%	0.98
Performance (input)		
max Power	W/kg	25.0
max Power	W	2000
max Torque	Nm	325
max Cadence	rev/min	235

Figure 7.1: Paramètres d'entrées pour le modèle de simulation du départ réalisé par (Gross, 2019)

C'est exactement ce que Jansen et McPhee (2020) ont réalisé (Figure 7.2). A travers un modèle complet, ils ont développé une plateforme de simulation prédictive d'un départ de sprint de cyclisme sur piste. Après avoir validé le modèle du pilote sur ergomètre à l'aide d'expérimentations (avec la participation de cyclistes de niveau Olympique), Jansen et McPhee (2020) ont simulé le départ d'un sprint et sont même parvenus à optimiser un départ. En sortie, ils proposent la gestuelle cinématique et dynamique appropriée ainsi que le couple et la puissance nécessaire à produire au pédalier permettant d'obtenir une amélioration de la performance lors du départ.

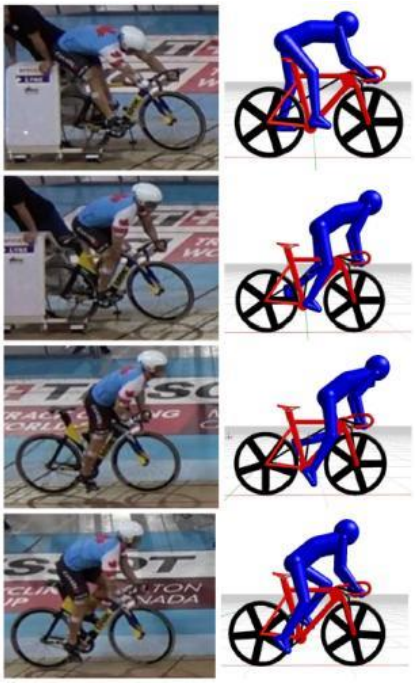


Figure 7.2: Comparaison des poses entre l'expérimentation et la simulation à quatre instants clés du départ : (a) la phase de pré-lancement, (b) roue libérée du bloc de départ, (c) l'avancée et fin du premier coup de pédale (d). (Jansen et McPhee, 2020)

Ainsi, à l'aide une méthodologie similaire, l'objectif est de réaliser la simulation du départ en BMX, avec pour fin ultime, l'optimisation de tout départ BMX.

1.1. Analyse dynamique multi corps par la dynamique directe

L'optimisation consiste à déterminer l'extremum d'une fonction avec ou sans contraintes. En d'autres termes, il s'agit de résoudre un système sous-déterminé, le nombre d'inconnus étant supérieur au nombre d'équations. Dans notre contexte, pour piloter une simulation, il est courant d'utiliser une méthode de dynamique directe. La dynamique directe consiste à trouver les actionneurs nécessaires afin d'atteindre l'objectif désiré.

Différentes méthodes permettent de conduire une simulation de type dynamique directe. La première s'effectue par le biais de données expérimentales et consiste à piloter le modèle pour s'approcher de ces mêmes données expérimentales. Elle est communément appelée la simulation « *data tracking* ». Grâce aux données collectées, la simulation est particulièrement proche de la réalité, et dépend de ce que le patient/participant/cycliste est capable de faire. Cette simulation est souvent utilisée pour rechercher tout ce qui de l'ordre de l'activation musculaire essentielle pour effectuer le mouvement. La seconde simulation peut être purement prédictive. Dans ces cas-là, le modèle se trouve uniquement piloté par une fonction objective, telle qu'atteindre la distance maximale possible en un temps imparti.

Hicks et al. (2015), De Groote et al. (2016) et Seth et al. (2018) présentent chacun dans leur étude un organigramme des différentes étapes nécessaires au processus de la dynamique directe. Une des difficultés réside dans le choix du niveau d'entrée qui peut être l'activation musculaire, les forces musculaires ou encore les efforts articulaires.

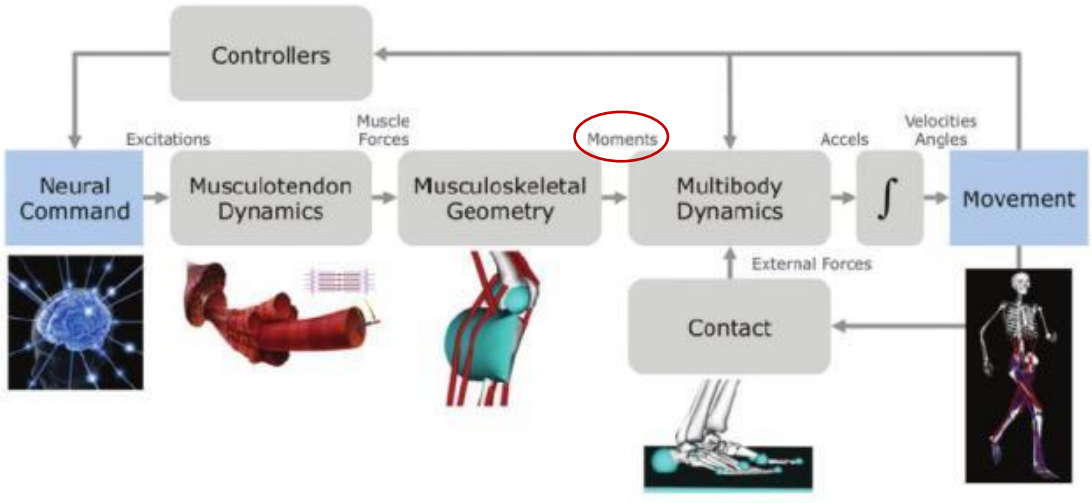


Figure 7.3: Organigramme de la dynamique directe présenté par Hicks et al. (2015)

A titre d'exemple, l'activation musculaire constitue le premier échelon permettant un pilotage de la dynamique directe pour la réalisation d'une simulation d'un mouvement humain. Une telle simulation permet d'obtenir et d'identifier les contributions musculaires. De plus, elle permet d'étudier en profondeur les stratégies de coordinations musculaires (Neptune et Hull, 1998; Raasch et al., 1997; Raasch et Zajac, 1999).

Une alternative pertinente est de remonter la chaine de traitement et, au lieu d'appliquer une activation musculaire, effectuer un pilotage en couples articulaires ; ces derniers représentent une combinaison de forces musculaires appliquées à une articulation. De manière générale, dans la littérature, les modèles pilotés en couple, communément appelés « *torque-driven model* », regroupent deux sous-modèles ; un modèle passif de couples articulaires et un modèle actif. Les modèles de couples articulaires actifs sont la représentation de la combinaison des forces musculaires agissant à l'articulation. Ces données sont mises à l'échelle grâce aux valeurs d'angles et de vitesses articulaires, lesquelles sont représentatives de la relation force-vitesse et force-longueur des muscles. Alexander (1990) est un pionnier dans l'utilisation d'un tel modèle. En effet, c'est l'un des premiers à le mettre en application dans le cadre de l'étude des sauts, et plus spécifiquement, sur la technique utilisée lors de l'impulsion. Par la suite, d'autres chercheurs ont complété ce modèle de couples actifs, en incluant un modèle détaillé de couples dits passifs. Ces modèles de couples passifs sont représentatifs des forces produites par les tendons et ligaments. Depuis, ces deux modèles ont été implémentés dans de nombreuses simulations de mouvement humain, et notamment dans le monde du sport : le kayak (Begon, 2006; Begon et al., 2010), le golf (Balzerson et al., 2016; McNally et al., 2019; McNally et McPhee, 2018), le volleyball (Gupta et al., 2018, 2017, 2016), la gymnastique (Allen et al., 2016; Decatoire, 2004; Yeadon et King, 2002) et dans le cyclisme (Gidley et al., 2019; Jansen et McPhee, 2020; Zignoli et al., 2017).

Appliqué à notre étude, le degré de raffinement utilisé lors de l'analyse de la technique de pédalage, plus précisément de la gestuelle au chapitre 4, s'est fait sur des informations globales à l'échelle des groupes musculaires. Par conséquent, dans notre contexte, les informations musculaires à l'échelle individuelle du muscle ne sont pas nécessaires. Ainsi, l'utilisation d'un modèle piloté en couple offre donc le parfait compromis, puisqu'il répond au seuil de précision attendue et, en même temps, il permet la fluidité des calculs nécessaires à l'obtention d'un résultat. Il convient de noter que ce choix de modèle dépend essentiellement de la question posée et de ce qui est recherché.

1.2. Simulation du mouvement

Il existe de nombreuses méthodes pour commander une simulation d'un mouvement humain par le biais de la dynamique directe. Parmi ces méthodes, le contrôle optimal s'avère être l'outil le plus couramment utilisé. Le contrôle optimal peut être décrit comme étant la recherche de paramètres d'un système afin de minimiser un coût (par exemple énergétique) soumis à un système dynamique. Ce dernier peut s'écrire sous forme d'équations algébriques différentielles.

1.2.1. Contrôle optimal

Les algorithmes de contrôle optimal sont répandus dès lors qu'il s'agit de simuler un mouvement humain, et plus spécifiquement lorsque l'objectif est précisément défini tel qu'une cadence de pédalage maximale (Raasch et al., 1997) ou encore lorsqu'il s'agit de maximiser la hauteur atteinte lors d'un saut vertical (Pandy et al., 1990). Ainsi, le formalisme d'écriture d'un problème de contrôle optimal se présente sous la forme suivante (Figure 7.4) :

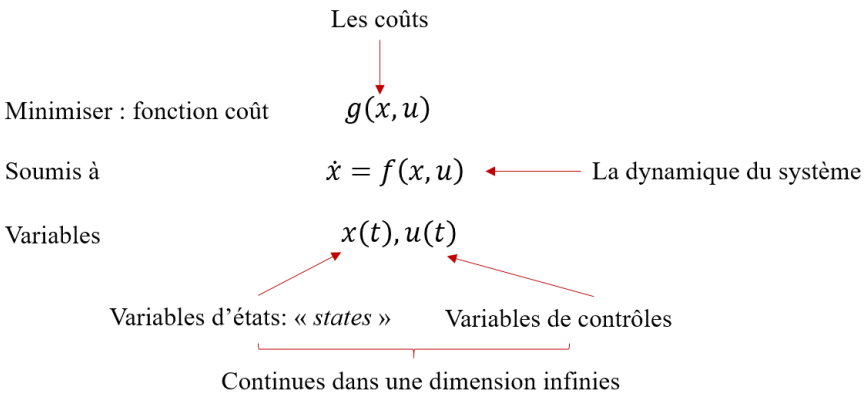


Figure 7.4: Formalisme d'écriture d'un problème de contrôle optimal

Il existe différentes méthodes numériques pour résoudre les problèmes de commande optimale, chacune présentant des avantages et des inconvénients. Comme pour le choix du type de modèle biomécanique, pilotage musculaire ou en couple, le choix de la méthode numérique de résolution, à savoir les méthodes directes et les méthodes indirectes, dépend avant tout du problème considéré.

Les méthodes indirectes sont basées sur le principe du maximum de Pontryagin, qui donne une condition nécessaire d'optimalité. Leurs avantages sont une bonne rapidité de convergence (si et quand il y a convergence) et la précision dans le traitement des problèmes de contrôle optimal. Cependant, l'utilisation de cette méthode nécessite de dériver les variables d'entrées. Ainsi, les conditions initiales n'ont pas toujours de sens physique.

Les méthodes directes sont les méthodes les plus évidentes lorsque l'on aborde un problème de contrôle optimal. En discrétisant l'état et la commande dans le problème donné, en les approximant à l'aide de fonctions polynomiales, on arrive à un problème d'optimisation non-linéaire (NLP) en dimension finie (*N* variables). Les méthodes directes peuvent, elles aussi, être séparées en sous-méthodes : la méthode *shooting* (simple ou multiple) et la méthode *collocation* locale ou globale.

Les algorithmes d'optimisation NLP disponibles et robustes sont nombreux. De plus, le contrôle optimal a d'ores et déjà été appliqué à des simulations de type dynamiques directes, pour un mouvement de pédalage (Kaplan et H. Heegaard, 2001; Raasch et al., 1997; Zignoli et al., 2017). Cependant, effectuer de telle simulation représente tout de même un défi important de par la nature du mouvement observé. En effet, le mouvement de pédalage est effectué au travers d'une chaîne cinématique en boucle fermée. Celle-ci présente de multiples complexités notamment dans la résolution des équations dynamiques qui sont alors des équations différentielles algébriques (EDA) plutôt que des équations différentielles ordinaires (EDO).

1.2.2. La simulation via l'expérimentation

La simulation est un processus complexe. C'est pourquoi certaines études s'orientent vers une simulation de type *data tracking*. Cette solution est considérée comme une méthode de dynamique directe, mais requiert tout de même des données expérimentales. De ce fait, cette simulation n'est pas de nature prédictive. Tout comme la dynamique inverse, le *data tracking* est tributaire des données expérimentales. Ce type de simulation a déjà fait l'objet de nombreuses études appliquées à différentes disciplines sportives : la marche, le saut ou encore l'analyse du pédalage (Farahani et al., 2015; Kaplan et H. Heegaard, 2001; Redfield et Hull, 1986b; Thelen et al., 2003). Bien qu'une méthode d'optimisation différente ait été utilisée entre toutes ces études, l'approche reste similaire : piloter le modèle pour que les résultats de celui-ci s'apparentent aux données expérimentales.

Hull et collaborateurs apparaissent comme les pionniers de la recherche dans le monde du cyclisme, au cours des années 1980-1990. En effet, en 1986 (Redfield et Hull, 1986b) ont développé un simple modèle à une jambe permettant de reproduire un mouvement de pédalage. Ce modèle, avec l'articulation de la hanche fixe, permet de prédire les forces produites à la pédale. Les données cinématiques expérimentales, telles que les positions, vitesses et accélérations angulaires du pédalier et du pied, par rapport au pédalier, sont les données d'entrée du modèle. Une contrainte supplémentaire était ajoutée au niveau du genou, l'empêchant ainsi d'effectuer un mouvement d'hyper-extension.

L'optimisation des forces aux pédales s'est faite sur la base de séries de Fourier, et ce pour deux fonctions coûts différentes : une basée sur les couples articulaires et une autre, sur les activations musculaires. Toutes les deux offrent une prédiction raisonnable des forces appliquées aux pédales. Cependant, il convient de noter que les résultats de la prédiction par activation musculaire s'avèrent plus précis. Une approche similaire a été adoptée quelques années plus tard, mais cette fois-ci avec l'objectif d'étudier l'influence de différents paramètres tels que la cadence de pédalage maximale, la hauteur de selle, la position longitudinale du pied sur la pédale, etc… (Gonzalez et Hull, 1989).

Dans la continuité de ces travaux, Kautz et Hull (1995) ont simulé des essais de pédalage, mais cette fois-ci en condition sous-maximale, et ce pour une cadence de pédalage fixe à 90 rpm et une puissance résistive au pédalier de 225W. Dans ce modèle, les centres articulaires des hanches sont fixes et les pieds sont encastrés aux pédales. Les paramètres d'entrée de ce modèle sont les couples articulaires de la hanche et du genou. Ce modèle a été utilisé dans l'optique d'optimiser la forme du pédalier. Plus spécifiquement, il s'agissait d'étudier la possibilité de réduire les couples articulaires avec un pédalier de forme ovale.

Plus récemment, Farahani et al. (2015) ont utilisé ce qu'ils appellent une méthode de type « dynamique inverse-inverse ». Bien qu'ils catégorisent leur simulation comme étant prédictive, celle-ci ne l'est pas entièrement. En effet, dans leur approche, le mouvement constitue la variable indépendante et est paramétré à l'aide de fonctions qui caractérisent l'évolution des différents degrés de liberté. En plus de modéliser les deux jambes, Farahani et al. (2015) ont intégré une modélisation du haut du corps. Cependant, celui-ci a été paramétré comme étant fixe dans le repère technique du vélo. Ainsi, les seuls degrés de liberté restants sont l'évolution angulaire du pédalier et du pied, ainsi que le couple au pédalier. La fonction objective visait à minimiser l'activité musculaire pour un pédalage à cadence fixe.

Parmi toutes ces études, Farahani et al. (2015) sont les seuls à intégrer un modèle du haut du corps. Cependant, forcer une position fixe de ce modèle du haut du corps, sans les bras, ne convient pas à notre analyse. De plus, cette contribution du haut du corps à la production de puissance au pédalier a d'ores et déjà été montrée. Par conséquent, effectuer une simulation et optimisation de la performance sans le modèle du haut du corps n'aboutit pas à une optimisation « réelle ». Mais plus encore, tous les modèles de simulation précédemment évoqués réalisent un pédalage en étant assis avec la position du centre articulaire de la hanche fixe. Cependant, là encore, cela ne reflète pas exactement la réalité, on peut observer des mouvements de translation/rotation entre le bassin et la selle. Ces modèles ne permettent donc pas l'analyse de la technique de pédalage en position de danseuse.

Ces quelques exemples ne représentent qu'une partie des simulations déjà réalisées. Il convient toutefois de noter que toutes ces simulations sont des outils puissants et utiles, dès lors que l'on souhaite comprendre le mouvement dans son intégralité et remonter jusqu'aux efforts musculaires. Cependant, ces simulations n'étudient que les mouvements déjà enregistrés, et, de ce fait, n'enlèvent pas la lourde charge que peuvent représenter les expérimentations. De plus, elles ne permettent pas d'étudier des scénarii différents de ce qui a été enregistré, et de surcroît, elles ne permettent pas de tester d'autres configurations.

1.2.3. Simulation prédictive

A l'inverse de la simulation *data tracking*, la simulation prédictive ne requiert aucune donnée expérimentale. Ces simulations purement prédictives sont extrêmement recherchées et convoitées. En effet, celles-ci permettent de répondre à des questions de type « et si ? ». Ces simulations permettent de tester plusieurs scénarii, notamment les changements occurrents lors de modifications matérielles. Au-delà des modifications matérielles, ces simulations représentent les prémices de toute identification de la technique gestuelle optimale.

Pour de telles simulations, la difficulté réside dans le choix de la fonction objective. A titre indicatif, lors de simulation d'un geste sportif en condition maximale, la fonction objective s'apparente majoritairement à une minimisation/maximisation d'un paramètre final (temps, distance, etc…). (Ashby et Delp (2006) ont étudié la performance du saut en longueur, et leur simulation visait à maximiser la position horizontale du pied lors de l'atterrissage. Pour leur part, Pandy et al. (1992) se sont servi de la position verticale et de la vitesse du centre de masse précédent le décollage, comme critères d'optimisation d'un saut vertical.

L'étude de Raasch et al. (1997) s'apparente à ce que l'on cherche à faire sur la même discipline sportive. En effet, l'objectif de Raasch et al. (1997) était d'optimiser le départ arrêté sur ergomètre (c.-à-d. en démarrant avec une vitesse nulle). Pour ce faire, l'évolution angulaire des manivelles, et donc du pédalier, a été prise comme critère dans la fonction objective. La simulation s'est réalisée au travers d'un modèle musculo-squelettique couplé au contrôle optimal. Le modèle choisi est constitué de deux membres inférieurs avec la position de la hanche fixe (comme pour un pédalage assis) et les pieds sont encastrés aux pédales. Les articulations de la hanche et de la cheville sont modélisées avec un seul degré de liberté en flexion-extension et le genou comporte deux degrés de liberté en translation, lesquels sont définis en fonction de l'angle de flexion du genou par une relation de couplage. Le modèle musculaire est basé sur une implémentation de quinze muscles pour chaque membre, lesquels sont regroupés pour ne former que neuf sets de muscles, communément appelés synergies. L'activation musculaire appliquée fait en sorte qu'au sein de chaque synergie, chaque muscle reçoit le même signal. De ce fait, le contrôle

optimal pilote ces activations, dans le but d'améliorer et de maximiser la progression angulaire du pédalier ce qui, *in fine*, optimise le départ arrêté effectué sur ergomètre. Dans la continuité de cette étude, Raasch et Zajac (1999) se sont focalisés sur les stratégies de coordinations dynamiques à l'échelle des groupes musculaires et neuromusculaires, lors du pédalage pour optimiser, non pas une distance ou un temps, mais la fatigue.

Ainsi, une grande majorité des études utilise un modèle musculo-squelettique corps complet (Bobbert et al., 2016; Raasch et al., 1997; Raasch et Zajac, 1999; Van Soest et Casius, 2000). Cependant, comme évoqué précédemment, dans le contexte de notre étude, l'analyse à l'échelle individuelle du muscle n'est pas nécessaire, une simple approximation à l'échelle du groupe musculaire est suffisante et plus appropriée.

L'étude de (Zignoli et al., 2017) est l'une des seules à proposer une simulation prédictive du mouvement de pédalage sur ergomètre, à l'aide d'un modèle piloté en couple. Là encore, la position de la hanche est fixe et toutes les articulations sont modélisées à l'aide de liaisons pivots comprenant un coefficient d'amortissement de 0.1 N.m/(rad.s) (Figure 7.5).

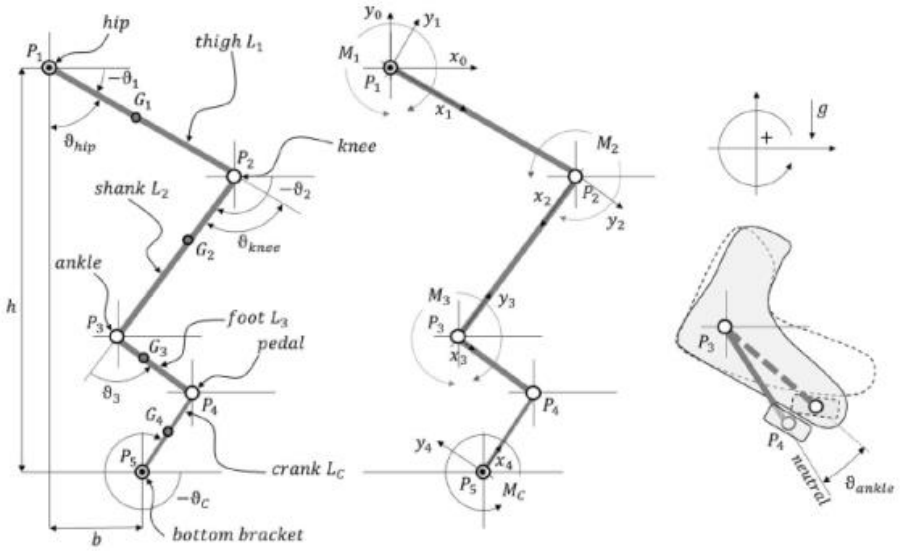


Figure 7.5: Modèle de pilotage en couple développé par (Zignoli et al., 2017)

Il est intéressant de souligner que toutes ces études analysent et simulent le mouvement de pédalage, en modélisant uniquement le bas du corps (Farahani et al., 2015; Kaplan et H. Heegaard, 2001; Kautz et Hull, 1995; Neptune et Hull, 1998; Raasch et al., 1997, 1997; Raasch et Zajac, 1999; Redfield et Hull, 1986b; Thelen et al., 2003; Zignoli et al., 2017). Comme évoqué précédemment, la contribution du haut du corps dans la production de puissance au pédalier est actée (Bernard, 2015; Wilkinson et al., 2019), par conséquent, toute optimisation de la performance devrait tenir compte de ce paramètre.

Dans les études présentées ci-dessus, aucune n'a modélisé le vélo. Cette modélisation du vélo constitue un paramètre crucial, dès lors que l'on souhaite examiner les effets du changement de position, ou tout simplement lors de l'analyse du pédalage en danseuse. Il est certain que pour une simulation d'un mouvement de pédalage effectué sur ergomètre, ce modèle de vélo n'est pas nécessaire, la résistance au pédalier est modélisée plus aisément, comme l'en attestent toutes les études précédentes. Cependant, pour un pédalage en danseuse, il convient d'apporter des informations supplémentaires quant au comportement du vélo, mais surtout des interactions entre le cycliste et le vélo.

Les études couplant un modèle biomécanique du cycliste à un modèle du vélo sont extrêmement rares. Seule l'étude de Jansen et McPhee (2020) réalise ce couplage lors de l'analyse du départ arrêté en cyclisme sur piste. Les deux modèles sont développés à l'aide du logiciel MapleSim (Maplesoft Inc). Le modèle du cycliste comporte dix degrés de liberté, en considérant les deux jambes. Le modèle a tout d'abord été validé à l'aide d'expérimentations, donc par une simulation *data tracking* (Jansen, 2018). Ensuite, une fois le modèle validé, les simulations prédictives du départ ont été réalisées. La fonction objective choisie maximise la distance parcourue pour un temps donné. De ce fait, c'est bien une gestuelle optimale qui est recherchée.

Les résultats de cette optimisation sont entièrement présentés dans l'article de Jansen et McPhee (2020). Il convient de noter que les résultats obtenus sont très prometteurs. En effet, il est intéressant de constater que le profil du cycliste (gestuelle et dynamique) en sortie s'apparente à celui de l'expérimentation. Pour le couple et la puissance au pédalier, une différence significative est observable sur les deux premiers coups de pédales. Cela induit donc que la première étape de l'optimisation de la performance réside dans ces deux premiers coups : produire un couple plus important (~100N.m) et une cadence de pédalage plus élevée. Cependant, pouvoir augmenter la vitesse de rotation du pédalier n'est pas aisée et fait appel à la coordination inter-segmentaire. Pour la cinématique, les amplitudes articulaires de la hanche et du genou sont plus élevées en sortie de l'optimisation. Quant à la cheville, Jansen et McPhee (2020) ont noté un décalage entre les données expérimentales et simulées. Ce décalage apparaît comme le seul changement majeur entre les expérimentations et l'essai simulé. Il est intéressant de constater que ces changements de gestuelles techniques impactent grandement la performance : pouvoir gagner 5 mètres sur une durée de test de 3s ou encore effectuer une distance de 15 mètres en 2.45s au lieu de 3.01s ouvre le champ des possibilités de la simulation prédictive à des fins d'optimiser la performance (Figure 7.6).

Table 1 Comparison of results at $t = 3$ seconds

	Distance (m)	Velocity (m/s)	Pedal strokes	Cadence (rpm)
Exp.	15.0	7.16	2.01	61.8
Sim.	20.2	10.1	2.74	80.8

Table 2 Comparison of results at $x = 15$ meters

	Time (s)	Velocity (m/s)	Cadence (rpm)
Exp.	3.01	7.16	61.8
Sim.	2.45	8.84	71.5

Figure 7.6: Tableaux comparatifs des résultats obtenus de l'expérimentation et de la simulation prédictive. Pour la Table 1, la fonction objective visait à maximiser la distance parcourue pour un temps donné fixe (3s). La Table 2, l'objectif se trouvait dans la diminution du temps pris pour parcourir une distance fixe (15 mètres) (Jansen et McPhee, 2020).

Cette étude de Jansen et McPhee (2020) constitue le parfait exemple de ce qu'il est possible d'effectuer et ce que l'on souhaite accomplir dans cette étude.

2. Appropriation de la simulation à notre contexte

On observe distinctement un manque de modèle comprenant le cycliste et son vélo dans son intégralité, lors de la réalisation de simulation prédictive ou *data tracking*. De plus, les modèles de roues varient en complexité et précision, suivant le nombre de paramètres à considérer, lesquels pour rappel doivent être déterminés à l'aide de tests expérimentaux. Ainsi, la sélection du modèle de roue devient un compromis entre ce qu'il est possible de réaliser, c'est-à-dire la faisabilité de tests, la précision voulue et le temps de calcul associé. De ce fait, le modèle de roue/pneu optimal n'est pas obligatoirement le plus sophistiqué. Le choix du modèle doit simplement être basé sur celui dont le degré de raffinement est plus que suffisant afin de prédire le comportement du vélo, du système, avec la précision voulue.

Ce modèle complet implique bien évidemment un modèle dynamique du pneu/de la roue. Cependant, aucune donnée n'est disponible sur les paramètres mécaniques d'une roue de BMX. De ce fait, il nous est impossible d'utiliser le modèle de Pacejka (Pacejka et Bakker, 1992; Pacejka et Besselink, 1997). Ainsi, un des atouts majeurs de cette étude réside dans le développement d'un modèle dynamique de roue/pneu plus simple et facile d'utilisation. Il pourra aisément être utilisé dans d'autres disciplines. L'objectif, à terme, est de pouvoir allier le modèle complet {Pilote + vélo} au modèle de roue pour simuler un départ et, *in fine*, optimiser le départ.

La revue de littérature réalisée par (Schwab et Meijaard, 2013) met en avant toutes les recherches conduites sur la modélisation du vélo. Cependant, la majorité de ces études s'avèrent être focalisées sur la stabilité du vélo. En effet, la modélisation du pilote n'apparaît pas comme une priorité, et de ce fait, celui-ci était majoritairement ignoré, ou alors ne comprenait uniquement que des mouvements du haut du corps. Quelques études ont développé un modèle complet comprenant le cycliste et son vélo. Cependant, ces études se sont principalement intéressées à l'analyse des suspensions des VTT (Good et McPhee, 2000; Wang et Hull, 1997). Ainsi, à notre connaissance, hormis le travail de Jansen et McPhee (2020), aucune étude, dans le cyclisme et à plus forte raison dans le BMX ne propose une plateforme, autrement dit un modèle complet {pilote/cycliste + vélo + modèle de roue} de simulation prédictive d'un départ arrêté en cyclisme. Le modèle développé doit être en mesure de répliquer le mouvement du départ enregistré et analysé aux chapitres précédents ; il doit restituer la cinématique du pilote ainsi que les forces aux pédales, donc le moment au pédalier et la cadence de pédalage.

Comme soulevé précédemment, cette modélisation du vélo devient nécessaire dès lors que l'on envisage d'analyser les interactions et les effets dus aux changements de position du cycliste par rapport à son vélo. Cette modélisation fait d'autant plus sens dans notre étude que le pilote est en permanence en danseuse.

2.1. Positionnement de notre étude sur la simulation

De nombreuses études ont d'ores et déjà eu recours à la simulation prédictive ou data tracking avec des modèles biomécanique d'OpenSim par le biais de Matlab ou Python (Lee et Umberger, 2016; Lin et al., 2018; Lopez, 2017; Mansouri et Reinbolt, 2012; Porsa et al., 2016), et récemment, OpenSim a introduit OpenSim Moco, une extension qui permet de réaliser des simulations, mais plus encore des optimisations (Dembia et al., 2020).

2.1.1. Apport théorique du fonctionnement d'OpenSim Moco

OpenSim Moco est un outil additionnel d'OpenSim permettant d'effectuer de la simulation par le biais de contrôle optimal avec la méthode de collocation directe pour sa résolution.

- <u>Méthode de résolution</u>

La collocation directe est une technique d'optimisation non-linéaire. Son fonctionnement induit d'approcher les variables d'états, « *states* », et le contrôle par des fonctions polynômes continues.

Cette approximation permet de passer dans une dimension finie et d'exploiter les propriétés de ces polynômes pour simplifier les calculs d'intégrations impliqués dans la résolution. De ce fait, les équations différentielles ordinaires sont converties en équations algébriques ce qui diminue considérablement le temps de calcul. Les contraintes dynamiques du système sont imposées aux points intermédiaires, autrement appelés les points de collocation. La solution optimale doit donc satisfaire les conditions d'optimalité uniquement en ces points intermédiaires. Le fonctionnement de la collocation directe est illustré par la figure 7.7.

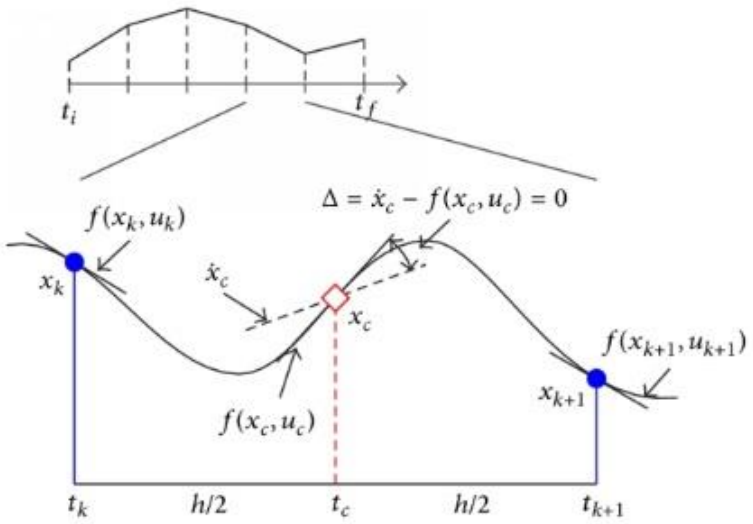


Figure 7.7: Schématisation du fonctionnement général de la méthode de collocation directe: minimiser l'erreur entre les variables dérivées et les variables d'états du système dynamique, des states, et les dérivées à partir des polynômes (Topputo et Zhang, 2014).

La méthode de collocation directe implique donc trois étapes clés:

1. Le choix du polynôme d'approximation des variables d'états et de contrôle. Pour les variables d'états, les fonctions polynomiales de type cubique sont des choix judicieux. Toutefois, cela dépend du problème posé. Par exemple, pour l'optimisation de trajectoire de marche d'un robot, les polynômes de Bezier vont être préférés, ou encore les polynômes de Legendre.

2. Les méthodes d'intégration de la fonction coût. De manière générale, la fonction coût est représentée par une intégrale qui dépend de l'entièreté de la trajectoire. L'intégrale peut aussi être remplacée par une sommation en utilisant des valeurs intermédiaires.

3. Enfin, la méthode de propagation des variables d'états entre les points, les instants. Cependant, cette étape n'est pas tout le temps utilisée.

- Ecriture du problème de contrôle optimal

Le problème de contrôle optimal, de manière générique, tel que résolu par Moco est exprimé de la manière suivante :

La fonction coût, ce qu'il faut minimiser :

Équation 7-1

$$\sum_j w_j J_j\left(t_0, t_f, y_0, y_f, x_0, x_f, \lambda_0, \lambda_f, p, S_{c,j}\right)$$

Soumis à

$$\dot{q} = u$$

$$M(q,p)\dot{u} + G(q,p)^T\lambda = f_{app}(t,y,x,p) - f_{inertie}(t,y,x,p) \quad \text{Dynamique du système}$$

$$\dot{z}_{ext}(t) = f_{\dot{x},ex}(t,y,x,\lambda,p) \quad \text{Dynamique supplémentaire, explicite}$$

$$0 = f_{\dot{x},im}(t,y,\dot{z}_{im},x,\lambda,p) \quad \text{Dynamique supplémentaire, implicite}$$

$$0 = \phi(q,p) \quad \text{Contraintes cinématiques}$$

$$V_{L,k} \leq V_k\left(t_0, t_f, y_0, y_f, x_0, x_f, \lambda_0, \lambda_f, p, S_{b,k}\right) \leq V_{U,k} \quad \text{Contraintes limites}$$

$$S_{b,k} = \int_{t_0}^{t_f} s_{b,k}(t,y,x,\lambda,p)dt \quad k = 1, \ldots, K$$

Tel que,

$$g_L \leq g(t,y,x,\lambda,p) \leq g_U \quad \text{Contraintes sur la trajectoire}$$

$$y_{0,L} \leq y_0 \leq y_{0,U} \qquad y_{f,L} \leq y_f \leq y_{f,U} \quad \text{Conditions initiales et finales des variables d'états}$$

$$x_{0,L} \leq x_0 \leq x_{0,U} \qquad x_{f,L} \leq x_f \leq x_{f,U} \quad \text{Conditions initiales et finales des variables de contrôle}$$

$$t_0 \in \left[t_{0,L}, t_{0,U}\right] \;;\; t_f \in [t_{f,L}, t_{f,U}] \quad \text{Temps initial et final}$$

$$y(t) = \left(q(t), u(t), z(t)\right) \in [y_L, y_U] \quad \text{Variables d'états}$$

$$x(t) \in [x_L, x_U] \quad \text{Variables de contrôles}$$

$$\lambda(t) \quad \text{Multiplicateurs de Lagrange}$$

$$p \in [p_L, p_U] \quad \text{Paramètres invariants dans le temps}$$

Avec, *t* le temps, *q(t)* les angles articulaires, *u(t)* les vitesses angulaires, *z(t)* les variables d'états auxiliaires (activation et longueur musculaire), *x(t)* les variables contrôle lesquelles incluent les excitations musculaires, *p* les paramètres constants, w_i le poids *j* ème but/composant de la fonction coût, J_i le *j* ème but/composant de la fonction coût, $f_{inertie}$ les forces centripètes et de Coriolis, f_{app}les forces appliquées au système (muscles, gravité, etc…), $f_{app,ex}$ dynamique supplémentaire explicite appliquée au système (la dynamique d'activation musculaire, etc…), $f_{app,im}$ dynamique supplémentaire implicite appliquée au système (conformité dynamique des tendons, etc…), ϕ, v et α sont les positions, vitesses et accélération des contraintes cinématiques, *K* le nombre de contraintes limites et enfin, *U* et *L* pour les limites hautes et basses.

A partir de cette écriture générique, il convient alors de formuler le problème de contrôle optimal en fonction de la question posée, de ce que l'on recherche (2.1.3)

2.1.2. Fonctionnement d'OpenSim Moco

Actuellement, OpenSim Moco propose trois types d'analyses ; « *Prescribed kinematic* », « *Tracked kinematics* » et « *Predicted kinematics* ». Chaque analyse dispose de son outil spécifique (Figure 7.8).

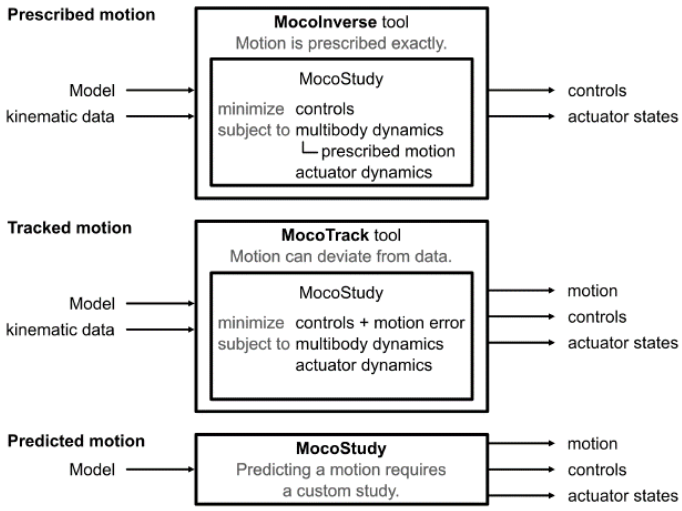


Figure 7.8: Les trois outils présents permettant la simulation par l'intermédiaire d'OpenSim Moco: MocoInverse, MocoTracked et MocoStudy. Les données d'entrées, inputs, pour la résolution sont sur la gauche de la boîte de traitement et les variables en sortie à droite (Dembia et al., 2020).

Le premier outil, *MocoInverse*, est spécifiquement utilisé lorsque l'on souhaite réaliser une analyse plus fine au niveau des activations musculaires par exemple. Les données d'entrées sont le modèle, avec toute la dynamique du système qui le compose, ainsi que les données cinématiques du mouvement. Cependant, en sortie on obtient uniquement les contrôleurs et les actionneurs des variables d'états. On est donc dans un environnement de compréhension du mouvement. Les deux outils qui nous intéressent sont les outils *MocoTrack* et *MocoStudy*. Dans un premier temps, l'outil *MocoTrack* permet une simulation de type « *data tracking* ». En effet, les données d'entrées sont les mêmes que pour l'outil *MocoInverse*, à savoir le modèle et les données cinématiques, et en sortie nous obtenons une nouvelle cinématique en plus des autres variables, à savoir les contrôleurs et les actionneurs. Ainsi, il est possible, dans un premier temps, de vérifier que l'outil fonctionne bien, de vérifier si la cinématique de sortie est proche de celle d'entrée, et par la suite il serait possible d'optimiser cette gestuelle. En effet, cette simulation permet justement à la cinématique de sortie de dévier de celle d'entrée.

Enfin, l'outil *MocoStudy* représente l'apogée de l'analyse, car l'unique donnée d'entrée constitue le modèle OpenSim. Ainsi, une toute nouvelle gestuelle peut être recherchée, ce qui représente un avantage conséquent dès lors que l'on souhaite tester l'influence d'un changement matérielle.

2.1.3. Application de l'outil de simulation à notre étude

Un problème de contrôle optimal se construit par rapport à une, ou plusieurs, questions spécifiques. Il convient donc tout d'abord de convenir de comment nous souhaitons piloter notre modèle (musculaire ou par les couples articulaires) ainsi que les différents modèles à intégrer. La figure 7.9 présente l'organigramme de dynamique directe, appliqué à notre contexte, notre étude.

La boucle sur laquelle nous nous trouvons pour notre projet concerne la boucle principale (noire) dont l'action, les données d'entrées de la simulation sont les actionneurs de couples articulaires. Ensuite, le modèle complet {pilote + vélo} d'OpenSim contient les équations dynamiques qui permettent de décrire le mouvement. Ainsi, couplé avec un modèle dynamique de pneu, le système, sous l'action des couples articulaires, avance. Au-delà des différents modèles, il est nécessaire d'écrire le problème de contrôle optimal ainsi que la fonction objective. Cette fonction objective doit être formulée pour répondre à une question posée. On peut décomposer le processus pour atteindre la simulation prédictive en deux phases : une première simulation *data tracking* qui permettra de valider l'entièreté de la chaîne, de différents modèles, et une seconde simulation cette fois-ci prédictive.

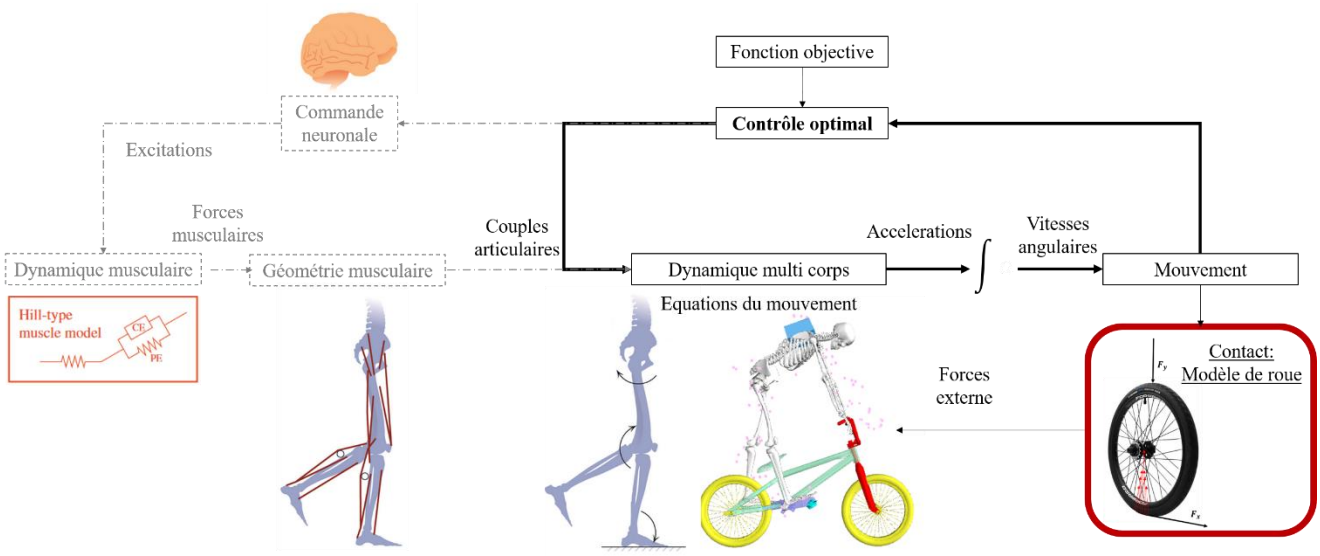


Figure 7.9: Schématisation du problème de simulation propre à notre projet basé sur l'organigramme de (Seth et al., 2018). La boucle principale pour notre projet est celle en noire, mais la boucle entière, ce qu'il est possible de réaliser si tel est l'objectif, la boucle grise offre donc une simulation avec activation musculaire. Le système squelettique, donc la chaîne cinématique, du modèle complet est soumis à l'activation des couples articulaires et des forces de contact avec l'environnement pour permettre le mouvement.

- Simulation *Data tracking*

Cette étape fait office de validation du fonctionnement des modèles et de la formulation du problème de contrôle optimal. Le problème est ainsi formulé pour piloter le modèle avec l'objectif de retrouver les données expérimentales. Pour cette étape il convient d'utiliser l'outil *MocoTracked*.

Comme le système complet {pilote + vélo} est en chaîne fermée, au niveau des pieds et des mains, il n'est pas nécessaire d'avoir la cinématique complète de chaque articulation. Ainsi, sur la base de ce que Jansen et McPhee (2020) ont réalisé, il serait intéressant de suivre les degrés de liberté des membres inférieurs, de la rotation du pédalier, du couple au pédalier –cela permet d'être cohérent sur la dynamique – et les degrés de liberté des membres supérieurs. Ajouter la cinématique des membres supérieurs semble nécessaire, car les pilotes lèvent leur roue avant lors du départ. Cependant, cela pose tout de même « problème », car le modèle des membres supérieurs ne reflète pas encore la réalité du mouvement du pilote.

Ainsi, la fonction objective peut être écrite de la manière suivante :

Équation 7-2

$$J = \frac{w_{\theta_P}\left(\theta_P - \theta_{P,exp}\right)^2}{\sigma^2_{\theta,exp}} + \frac{w_{Couple\,P}\left(\Gamma_P - \Gamma_{P,exp}\right)^2}{\sigma^2_{\Gamma,exp}} + \sum_{j=1}^{N} \frac{w_{q,j}\left(\mathrm{q}_j - \mathrm{q}_{j,exp}\right)^2}{\sigma^2_{\mathrm{q},exp}}$$

Avec q les termes désignant les degrés de liberté des membres inférieurs et supérieurs suivis, θ_P l'angle de rotation du pédalier, Γ_P le couple produit au pédalier et les termes w désignent les facteurs de pondérations. Les termes σ^2 sont les variances des données expérimentales propres aux données analysées et le terme *exp* correspond aux données expérimentales.

- Simulation prédictive

Une fois cette première simulation *data tracking* réalisée, l'étape d'après concerne la simulation prédictive.

Cette simulation prédictive peut se formuler de la manière suivante, avec l'objectif d'optimiser la performance. Ainsi, dans un temps donné - il serait intéressant de prendre le temps jusqu'en bas de butte ~2.3s – l'objectif est de maximiser la distance du système {pilote + vélo} parcourue :

Équation 7-3

$$J = \frac{1}{x_f}$$

Avec x_f la distance finale à maximiser. Une autre solution serait de formuler la fonction objective de la manière suivante : minimiser le temps nécessaire pour parcourir une distance donnée.

En plus du terme de distance ou de temps, il serait tout à fait possible d'ajouter un terme permettant de minimiser les données de couples articulaires en sortie pour que le pédalage soit efficient. Cependant, cela engendrera automatiquement des modifications sur la simulation qui sera moins « performante » que sans la prise en compte de ce terme. De plus, le BMX étant de l'ordre du sprint, il n'y a pas lieu d'avoir une gestuelle efficiente. Donc, il n'y a pas lieu d'intégrer ce terme pour minimiser les couples articulaires : $w_{Couple\ A} \sum_{j=1}^{N} M_j^2$.

Cependant, un élément essentiel à la réalisation de ces simulations concerne le modèle de contact roue-sol : un modèle de roue dynamique (Figure 7.9 encadré rouge). Le torseur des efforts pneumatiques constitue la principale sollicitation subie par le système {pilote + vélo}. Il détermine la nature du contact entre les roues et le sol. De ce fait, c'est aussi lui qui permet de déterminer l'adhérence des pneumatiques à la piste.

2.2. Développement d'un modèle pneumatique

La plupart des études considèrent, dans le mouvement étudié, une absence de glissement, et utilisent alors des contraintes non holonomes[1] afin de caractériser le contact roue-sol. Cependant, une telle hypothèse s'avère être trop forte lors de l'étude de l'accélération du vélo au démarrage, notamment dans le cas du départ en BMX race. En effet, Sharp (2008) a montré qu'à haute intensité de pédalage, à vitesse élevée, l'existence d'une perte de précision, notamment lorsque les simulations sont conduites à l'aide de contraintes non holonomes[2].

[2] En mécanique analytique, on dit qu'un système de N particules est soumis à une contrainte holonome s'il existe une équation algébrique caractérisant l'état du système, et dont les variables sont les vecteurs coordonnés $\overrightarrow{r_i}$ pour i ϵ. On écrit cette contrainte sous la forme $f(\overrightarrow{r_1}, \overrightarrow{r_2}, \ldots \overrightarrow{r_N}, t) = 0$. Si les contraintes sont modélisées par un système d'équations de ce type, on parle de contraintes holonomes. Une contrainte qui ne peut pas s'écrire sous cette forme est donc dite non-holonome.

C'est pourquoi il convient d'utiliser un modèle de roue dynamique, pour modéliser ce contact roue-sol. Il en existe plusieurs dans la littérature, notamment pour tout ce qui concerne l'analyse dynamique des véhicules motorisés, comme les voitures. De tous les modèles, celui de Pacejka apparaît comme le plus utilisé. Implémenter un tel modèle au niveau du vélo permettrait une représentation plus précise de la dynamique de la roue et de son interaction avec le sol. Cependant, celui-ci impose de connaître avec précision les coefficients de Pacejka lesquels nécessitent des conditions d'essais de température du pneu, de pression, de sol, etc…

Par rapport au cyclisme, très peu d'études ont été réalisées sur la modélisation dynamique des roues, ainsi que sur leurs propriétés mécaniques. A titre d'exemple, deux études portent spécifiquement sur la dynamique des roues des vélos de route (Doria et al., 2013; Dressel et Rahman, 2012). Leurs résultats ont ensuite été utilisés par Bulsink et al. (2015), dans l'étude de la stabilité du cycliste. Ainsi, Bulsink et al. (2015) sont parmi les seuls à avoir implémenté le modèle de Pacejka, dans un modèle dynamique de vélo. Jansen et McPhee (2020) ont utilisé un modèle identique à celui de Bulsink et al. (2015) lors de leur simulation du départ en sprint de cyclisme sur piste. Bien qu'aucune donnée n'existe sur les paramètres dynamiques caractérisant les roues utilisées par les cyclistes de pistes, celles-ci sont du même ordre que les vélos de route. Cependant, les roues des vélos de piste ne s'apparentent pas exactement à ceux du BMX et les propriétés pneumatiques du pneu de BMX ne sont pas disponibles.

Outre ce modèle de Pacejka, bien d'autres existent d'ores et déjà dans la littérature et son bien souvent associé à un logiciel. Cependant, donc notre cas, OpenSim ne dispose actuellement d'aucun modèle de roue dynamique. C'est pourquoi nous avons entrepris le développement d'un modèle de pneumatique plus simple. En effet, celui-ci requiert uniquement l'identification de deux paramètres expérimentaux, à savoir : le coefficient de raideur et d'amortissement. Bien évidemment, il ne s'agit pas ici de réinventer la « roue », mais c'est une étape intermédiaire cruciale et nécessaire pour la suite.

2.2.1. Modèle théorique

Comme évoqué précédemment, il existe une multitude de modèles de roue déjà programmés dans des logiciels, avec bien évidemment la réserve de posséder leur licence d'utilisation. La majorité des modèles sont basés sur le fait qu'il ne peut y avoir qu'un seul point de contact entre le pneu et la route, ce qui est très restrictif puisque le contact, pneu/route est matérialisé par une surface.

Le modèle que nous proposons reste donc un modèle théorique basé sur un modèle équivalent de ressort-amortissement.

Les efforts sont calculés de la manière suivante. Tout d'abord, à chaque pas de temps, une discrétisation au niveau du pneu est effectuée, et un test de contact est effectué entre les points discrétisés du pneu et le sol. Ensuite, un effort est appliqué en chaque point de contact, lequel correspond à un effort de type raideur et amortissement (Figure 7.10). Ce modèle à l'avantage de prendre en compte le nombre de points de contact pour le calcul de la raideur et de l'amortissement.

Ainsi les paramètres pris en compte par le modèle sont les suivants :

- Le profil de la piste sur laquelle évolue la roue ;
- La localisation du marqueur centre de roue ;
- Le rayon libre de la roue ;
- Et enfin les paramètres liés au pneumatique de la roue : amortissement et raideur.

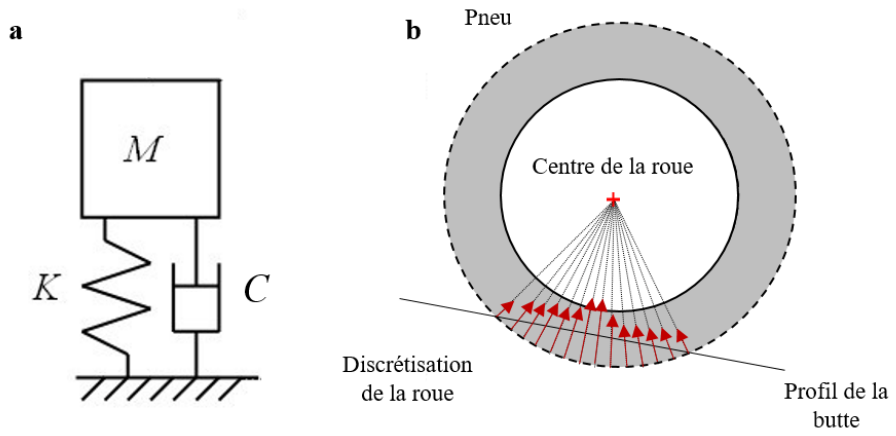


Figure 7.10: (a) Schéma du modèle équivalent : système masse-ressort-amortisseur.
(b) Illustration du fonctionnement du modèle pneumatique : discrétisation de la roue, recherche des points de contact avec la butte et application d'un effort en chaque point de contact.

2.2.2. Réglage du pneumatique

Sur la base du modèle théorique présenté précédemment, les paramètres nécessaires au modèle de la roue sont donc le coefficient de raideur et d'amortissement. Pour cela, nous avons développé une méthodologie alliant expérimentation et simulation/optimisation permettant d'obtenir les différents paramètres nécessaires.

- Détermination des coefficients de raideur

L'avantage du modèle développé dans ces travaux réside dans la possibilité de l'adapter à d'autres disciplines. Sur la base de deux expérimentations, dont seule une nécessite une machine spécifique, la raideur et l'amortissement du pneu ont pu être trouvés. Ces expérimentations ont été effectuées au CRITT Sport Loisirs.

Tout d'abord, grâce à des essais sous charge en statique de la roue (Figure 7.11.a) nous avons pu caractériser le comportement du coefficient de raideur. Ces essais sous charge ont été réalisés à l'aide d'une machine de pression mono axiale pouvant délivrer une charge jusqu'à 250daN. Les pilotes étant uniquement sur leur roue arrière lors du départ, il nous a semblé nécessaire de monter la charge mise sur l'axe de la roue jusqu'à 100kg soit 100daN. Ainsi, par pas de ~10daN, et à l'aide d'un pointeur laser, l'écrasement à chaque pas a été mesuré. Il convient de préciser que certaines incertitudes de mesures sont présentes lors de cette expérimentation. En effet, le premier contact sans « aucun effort » a été réalisé à l'œil nu. Comme l'axe de la roue est fixe sur le vérin de pression, celui-ci doit tout d'abord être positionné en contact avec la surface d'appui. Ensuite, pour chaque incrémentation, le déplacement de l'axe de la roue a été mesuré à l'aide d'un pointeur laser. Ces processus sont propres à l'appréciation de l'humain : la mise à zéro et la lecture du pointeur laser, ce qui engendre des erreurs de mesure lesquelles ne sont pas contrôlées.

Dans le but d'avoir une caractérisation du comportement du pneu la plus précise et la plus complète possible, ces essais sous charge ont été effectués à 3 reprises pour cinq pressions différentes. En effet, il convient de noter que la pression mise dans les pneus de BMX pour les courses est d'environ 7 bar, tandis que pour des vélos de type VTT ou autre, c'est une pression d'environ 4 à 6 bar. Ces essais à différentes pressions ont pour objectif de cerner l'influence de la pression du pneu sur la loi de comportement du coefficient de raideur. La figure 7.11.b présente donc les différentes mesures expérimentales sous charge pour chaque pression de pneu.

On observe très distinctement que la relation entre l'effort mis sous charge et l'écrasement n'est pas linéaire. Bien que les valeurs des coefficients de déterminations ne sont pas si faibles ($R^2 > 0.9$), il est évident, au vu du nuage de points, que la relation linéaire ne peut pas être envisagée.

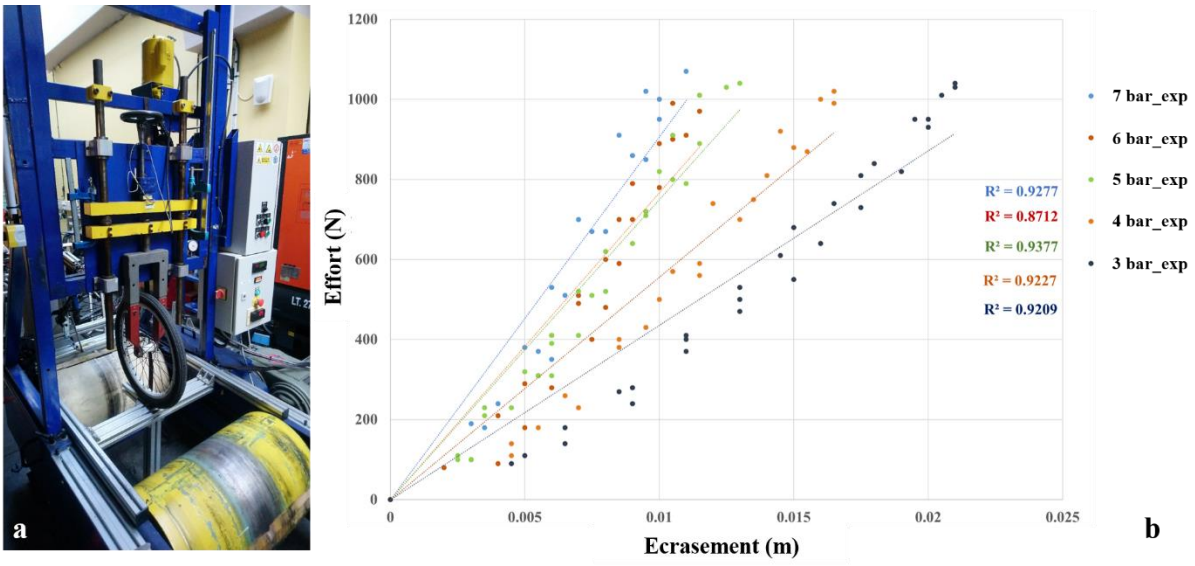


Figure 7.11: Illustration de l'essai expérimental en statique sous charge réalisée au CRITT.
(b) Résultats des expérimentations pour différentes pressions du pneu, allant de 7 bar (pression mise par les pilotes lors des courses) jusqu'à 3 bar (pression normale de pneu).

En effet, l'évolution de la déformation en fonction de l'effort mis sous charge s'apparente à une relation puissance de type $y = k * x^{\alpha}$. Nous avons donc retenu cette relation pour nos données expérimentales et nous obtenons les résultats présentés à la figure 7.12, pour une pression de 7bar dans le pneu. En sortie, nous avons donc un modèle du coefficient de raideur, lequel reflète le comportement de la raideur lors d'un essai sous charge en statique. Les coefficients identifiés sont une raideur k = 830630.79 N.m^{-1}, et un exposant α = 1.462.

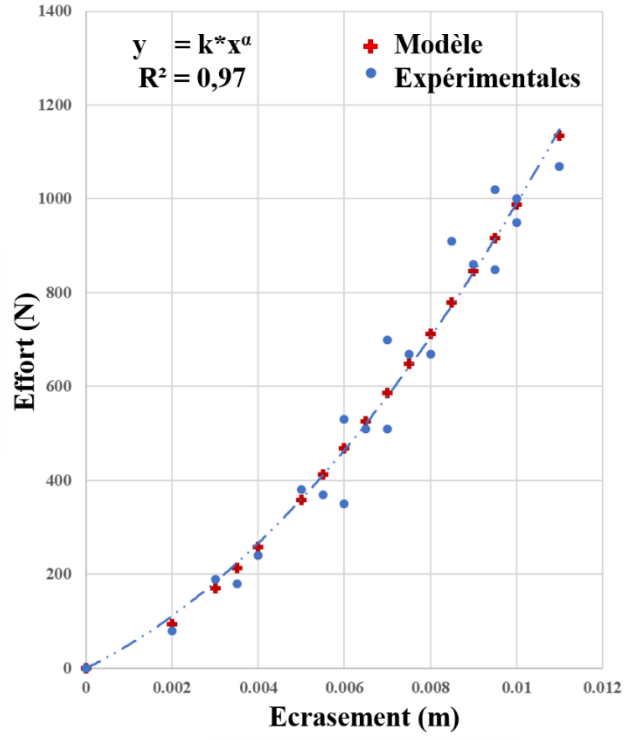


Figure 7.12: Evolution temporelle de l'effort en fonction de l'écrasement du pneu pour une pression de 7 bar. Recherche de la loi de comportement du coefficient de raideur.

Etant donné le mode de calcul des efforts, il n'est pas concevable d'appliquer en chaque point de contact un effort de raideur correspondant à la raideur statique. Cela rigidifierait grandement le pneu. De ce fait, il convient d'introduire un diviseur de raideur. Ainsi, une première optimisation a été réalisée pour calculer ce coefficient de raideur k_r et cet exposant α_r qu'il convient d'appliquer en chaque point de contact.

L'effort de raideur appliqué en un point s'écrit donc de la manière suivante :

Équation 7-4

$$i \in [1, N], \qquad F_{k\,local,i} = 3822.92 * (ecrasement^{0.9591})$$

Avec *N* le nombre de points de contact et une pression de pneu de 7 bar.

- <u>Détermination des coefficients d'amortissement</u>

Suite au paramétrage de la raideur, il convient de paramétrer l'amortissement du pneu. Pour cela nous avons réalisé un essai de chute libre, toujours dans les locaux du CRITT SL (Figure 7.13.a). Pour effectuer cet essai de chute libre de la roue, nous nous sommes servis d'un banc d'essai dédié à la chute libre et nous l'avons adapté pour nos essais. La roue est « lâchée » d'une hauteur initiale de 1.20m. La chute ainsi que tous les rebonds jusqu'à atteindre une phase stable est recueillie à l'aide d'une caméra enregistrant à 1000 images par seconde. Le traitement de l'essai a ensuite été réalisé à l'aide du logiciel *Tracker* (Tracker, Video analysis and modeling 5.1.5), afin d'obtenir l'évolution temporelle de la position du centre de la roue.

Ainsi, pour trouver notre coefficient d'amortissement, il convient de résoudre le système équivalent suivant :

Équation 7-5

$$\begin{cases} y > rl\,, \;\; \ddot{y} = g \\ y < rl\,, M\ddot{y} = -Mg + F_k - C_{amor} * \dot{y} \end{cases}$$

Avec y la position du centre de la roue, *rl* le rayon libre de la roue, M le poids du système {Roue + système de portance}, F_k l'effort de raideur et le terme $C_{amor} * \dot{y}$ représente l'effort d'amortissement.

Dans un premier temps, le coefficient d'amortissement était défini comme une constante. Cependant, très rapidement il s'est avéré que cette simplification était trop forte et que le modèle, avec les bonnes données de raideur, ne parvenait pas à trouver un coefficient d'amortissement adapté. En effet, l'optimisation de ce coefficient d'amortissement sur la chute libre aboutit constamment à une solution qui ne correspond pas à la réalité. Plus spécifiquement, les résultats semblent indiquer une dépendance entre l'amortissement et la vitesse d'écrasement (Figure 7.13.b).

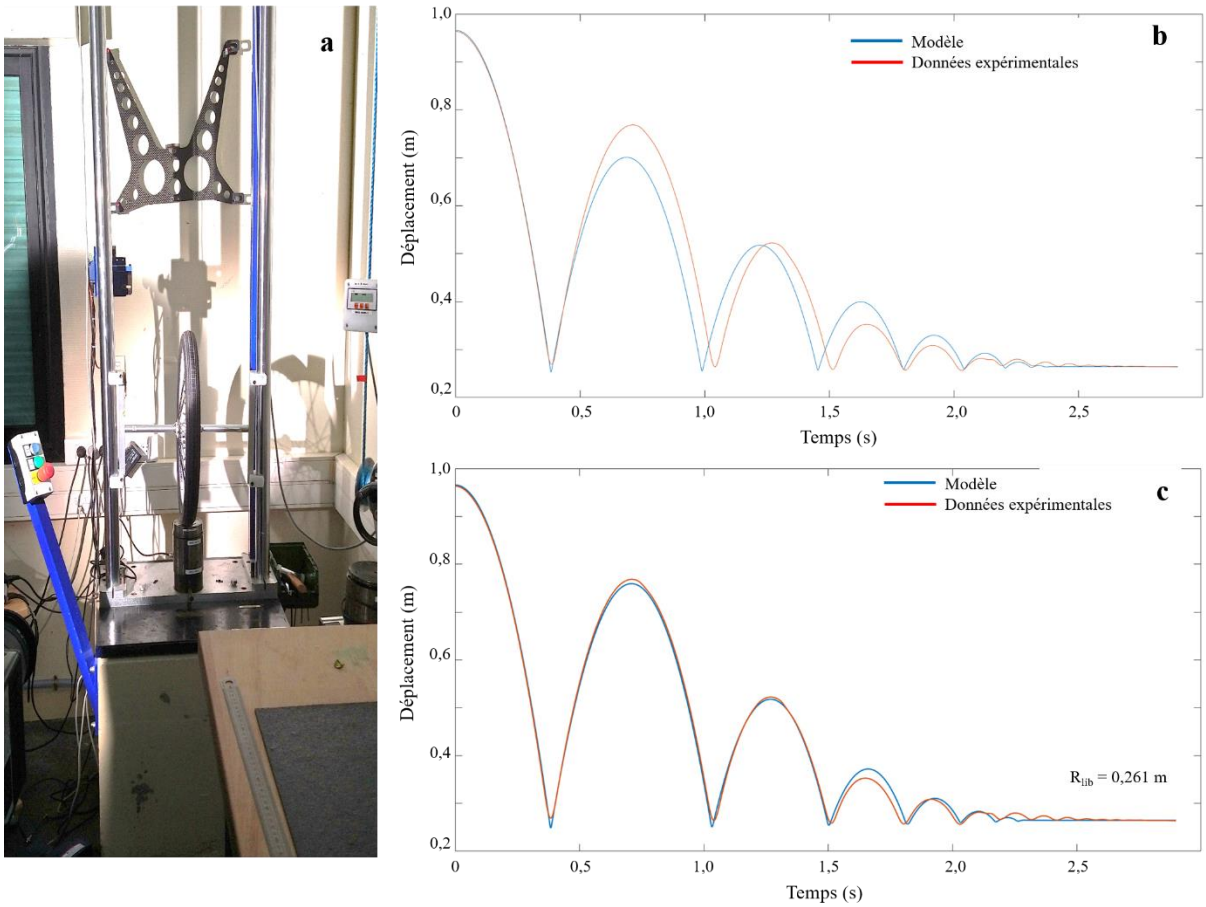


Figure 7.13: (a) Illustration du banc d'essai de chute libre de la roue réalisée au CRITT.
(b) Résultats de l'optimisation du coefficient d'amortissement lorsque celui-ci est considéré comme étant une constante.
(c) Résultats de l'optimisation du coefficient d'amortissement non constant et dépendant d'une vitesse seuil.

Cette relation entre l'amortissement et la vitesse est corroborée par des expérimentations réalisées sur des pneus de véhicule (les résultats et le cheminement pour aboutir à cette relation découlent d'expérimentations et de connaissances d'une personne-ressource au sein de l'équipe du laboratoire, Antoine Eon. Cependant, les résultats constituent des données confidentielles et la source directe ne peut pas être citée dans ce travail). En effet, des tests expérimentaux de l'amortissement en fonction de la vitesse d'écrasement indiquent que l'amortissement ($N/m.s^{-1}$) est bien linéaire par rapport à l'écrasement, mais aussi que plus la vitesse d'écrasement est faible et plus l'amortissement est grand.

A travers ces études, il apparaît un lien entre l'amortissement et la vitesse indépendamment de l'écrasement. Ce lien est illustré par le schéma figure 7.14

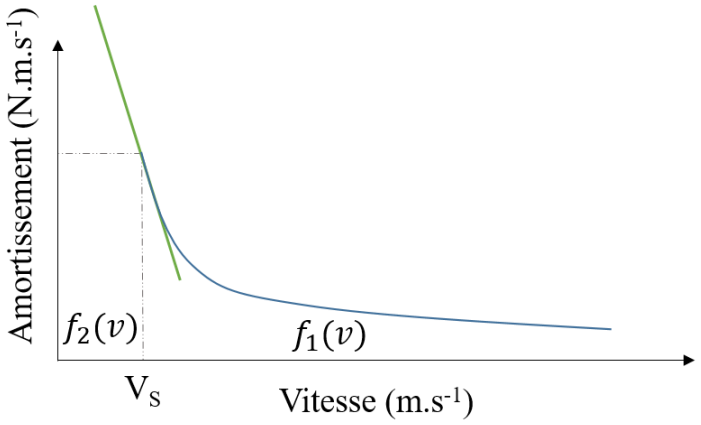


Figure 7.14: Représentation schématique du comportement de l'amortissement en fonction de la vitesse

Ainsi, il apparaît deux comportements différents pour définir ce coefficient d'amortissement. Une première fonction, $f_1(v)$ (en bleu figure 7.14), s'apparente à une fonction puissance de type $y = \delta * v^{-\beta}$. Cependant, il apparaît une valeur de vitesse seuil. Ainsi, pour les vitesses basses, le comportement est défini par la fonction $f_2(v)$ (en vert figure 7.14). Comme le comportement de la première fonction est connu, il est alors possible de connaître la fonction linéaire $f_2(v)$.

Il convient tout de même de rappeler que, contrairement aux modèles de la littérature, nous proposons une discrétisation de la roue afin d'obtenir une « zone » de contact et non un point unique. Comme pour les coefficients qui définissent l'effort de raideur, l'effort d'amortissement est appliqué en chaque point de contact. De ce fait, le paramètre de vitesse nécessaire au modèle théorique représente donc la vitesse d'écrasement du point de contact dans le plan de la roue.

Ainsi, le coefficient d'amortissement du modèle s'écrit de la manière suivante :

Équation 7-6

$$\begin{cases} v_l > v_{seuil}, \quad C_{amor} = (\delta * ecr_l) * |v_l|^{-\beta} \\ v_l < v_{seuil}, \quad C_{amor} = (\delta * ecr_l) * \left[\left(-\beta * v_{seuil}^{-\beta-1}\right) * |v_l| + v_{seuil}^{-\beta} * \left(1 + \frac{\beta}{v_{seuil}}\right)\right] \end{cases}$$

Avec, v_l la vitesse locale au point de contact, ecr_l l'écrasement local – comme on a une discrétisation de la roue, l'écrasement pour les points situés à l'extérieur ont un écrasement plus faible que ceux situés au centre – et v_{seuil} la vitesse seuil qui définit le changement de comportement de l'amortissement en fonction de la vitesse.

Ainsi, la force d'amortissement appliquée en chaque point de contact est donc la suivante :

Équation 7-7

$$i \in [1, N], \qquad F_{amor\ local\ ,i} = -C_{amor} * v_l$$

Avec C_{amor} le coefficient calculé en amont et *N* le nombre de points de contact.

Nous avons ensuite effectué une optimisation pour laquelle nous souhaitons reproduire nos données expérimentales de chute libre. Au total, nous avons donc trois variables à optimiser/chercher : les coefficients δ et β ainsi que cette vitesse seuil v_{seuil}. Pour cela, la fonction objective consiste à minimiser la différence entre les données expérimentales et les données en sortie de modèle.

Les résultats obtenus de l'optimisation sont présentés dans la figure 7.13.c. On observe à travers ces courbes que le modèle est cohérent avec l'expérimentation sur une chute libre. On retrouve le même comportement pour les rebonds, soit la même amplitude et la même fréquence. Il apparaît qu'au bout de cinq rebonds, le modèle de l'amortissement prend l'ascendant et, de ce fait, on observe une absence de rebond. Cela est entièrement dû à la loi comportementale de l'amortissement choisie. Ainsi, le modèle développé offre une analyse et représentation correcte de la composante normale de la force de contact roue/sol.

Les valeurs trouvées, après optimisation, pour le modèle d'amortissement sont présentées dans le tableau suivante :

δ	β	v_{seuil}
1888.7	1.209	0.0872

Tableau 7-1: Paramètres décrivant la loi de comportement du coefficient d'amortissement pour une pression à 7bar.

Le modèle de roue ainsi développé permet d'obtenir l'effort normal qui est calculé en combinant les efforts de raideur et d'amortissement précédemment calculé :

Équation 7-8

$$F_y = \sum_{i}^{N} F_{k\ local\ ,i} + F_{amor\ local\ ,i}$$

Avec *N* le nombre de points de contact détecté.

- Modèle de force longitudinale

Cependant, ce modèle reste incomplet pour réaliser des simulations, car il manque l'effort longitudinal. Pour cela, deux possibilités s'offrent à nous. La première est une solution très simpliste qui consiste à implémenter en donnée d'entrée le couple à la roue, donc le couple produit par le pilote au pédalier lequel est transmis à la roue arrière. Plus précisément, la solution proposée consiste à fixer le coefficient de frottement constant et égal à 1. Ainsi, il est possible de déterminer l'effort longitudinal à la roue. Si le couple produit à la roue engendre une force longitudinale supérieure à celle limite, la force transmise va être imposée et égale à la force limite. Le modèle de roue comporte en soi déjà une optimisation puisque le pilote, de fait, évite le glissement. Cependant, un désavantage conséquent de cette option porte sur l'impossibilité d'observer ce même glissement.

Une autre solution serait d'implémenter un modèle de force de contact longitudinale comme celui implémenté dans le modèle de roue de (Pacejka, 2005; Pacejka et Besselink, 1997) :

Équation 7-9

$$F_x(\epsilon) = F_y D \sin(C \tan^{-1}(B\tau - E(B\tau - \tan^{-1}(B\tau))))$$

F_x représente la force longitudinale agissant sur la roue, F_y la composante verticale, τ la variable de glissement longitudinale et C, D, E et K sont des paramètres à déterminer de manière expérimentale. Ce modèle de roue a été utilisé par Bulsink et al. (2015) pour des vélos de route, ainsi que Jansen et McPhee (2020) pour des vélos de piste. Tous deux ont utilisé les mêmes variables présentées dans le tableau 7-1.

B	*C*	*D*	*E*	*K*
$\frac{K}{CD}$	1	1.642 N	0	12N

Tableau 7-2 : Paramètres du modèle de roue de Pacejka utilisés par Bulsink et al. (2015) et Jansen et McPhee (2020)

La composante de force normale F_y est déjà connue, il reste donc à trouver le coefficient de glissement τ longitudinale. Celui-ci se calcul de la manière suivante :

Équation 7-10

$$\tau = \frac{\Omega R_{ecr} - V_x}{|V_x|}$$

Aucune donnée spécifique sur les roues de BMX n'a été trouvée. Par conséquent, il serait possible et envisageable d'utiliser ce modèle mais avec l'incertitude du fait que les paramètres utilisés correspondent aux roues de vélo de route et non de BMX.

Il apparaît clairement que, quel que soit le modèle de force longitudinale choisi, tous deux impliquent une simplification, des avantages ainsi que des inconvénients. Il convient simplement d'être conscient de ces choix, de ces différentes erreurs de simplification commises au cours du traitement lors de l'analyse et de l'interprétation des résultats. Pour finir, il convient de valider le modèle de la roue complète, avec le modèle de force longitudinale, sur les essais de départ. Cependant, la relation qui définit l'amortissement découle de la littérature et d'un comportement étudié pour des pneus de voiture. Il serait intéressant de conduire des tests expérimentaux pour vérifier la relation qui définit le coefficient d'amortissement.

- <u>Paramètres d'optimisation</u>

Comme évoqué précédemment pour la première solution, le coefficient de frottement représente un paramètre déterminant de la performance. En effet, si le pilote glisse, deux possibilités s'offrent à lui pour améliorer son départ. La première concerne le matériel. Plus spécifiquement, il convient d'effectuer un travail au niveau des pneus. A titre d'exemple, lors des courses de formule 1, les pneus sont au préalable chauffés pour augmenter l'adhérence. Cependant, cela s'avère compliqué à effectuer pour les courses de BMX à cause du temps d'attente entre la mise en place des pilotes et le départ. La deuxième est relative à la gestuelle réalisée par le pilote. Soit le pilote augmente l'effort normal à la butte soit par une augmentation de la composante normale du poids du système {Pilote + vélo}, soit il doit générer plus de quantité d'accélération normale dans les zones concernées afin d'éviter le glissement.

Ce paramètre de frottement, inclus dans le modèle de force longitudinale, présente déjà une optimisation en soi. En effet, la donnée d'entrée est le couple au pédalier produit par le pilote. Cependant, produire un couple important au pédalier ne présente aucun intérêt si celui-ci conduit, au niveau de la roue arrière, une force motrice dont l'intensité « sort » du cône de frottement et engendre le glissement. Au contraire, cela aura un effet contre-productif pour atteindre une performance. C'est pourquoi cette première solution de force longitudinale est intéressante.

3. Conclusion

L'objectif de cette étude a été de mettre en place tous les outils théoriques nécessaires à la simulation. Pour cela un modèle dynamique bidimensionnel simplifié de la roue a été développé. Le point fort de ce modèle est sa transversalité, car il peut être transférable à d'autres disciplines. Nos résultats indiquent que le modèle simplifié, ressort-amortisseur, apporte des données de forces similaires à celles obtenues par le biais de l'analyse théorique pour le calcul de la composante de force normale. Deux outils sont proposés pour implémenter un modèle de force longitudinale dans le modèle pneumatique complet, chacun présentant des avantages et inconvénients selon la simplification faite. Ainsi, il convient de valider le modèle de roue dans la butte de départ. Pour cela, une approche de dynamique inverse au niveau de la roue permettra d'obtenir les efforts qui pourront être comparés à ceux résultant de l'analyse théorique. Cette étape sera l'occasion de tester les deux solutions au regard de la force longitudinale : le modèle simplifié avec le couple au pédalier ou le modèle de Pacejka pour lequel les paramètres de la roue seront ceux d'un vélo de route.

Ainsi, au terme de ces travaux, tous les outils sont développés pour entamer la prochaine étape : la simulation et, *in fine*, l'optimisation du geste au départ.

Conclusion générale

La mécanique étant la science caractérisant les mouvements et l'équilibre d'un système physique, il est aisé d'admettre que l'étude du mouvement humain vise à comprendre et à connaître les capacités fonctionnelles de la motricité des corps afin de les améliorer et/ou de les restaurer.

Dans le domaine sportif, et plus particulièrement le cyclisme, l'optimisation de la performance repose sur l'amélioration de nombreuses variables qui peuvent avoir un effet significatif sur la performance. Une fois correctement évaluées, le rôle de ces différentes variables doit donc être clairement défini, ainsi que leur importance relative vis-à-vis de la performance du cycliste. L'analyse biomécanique de la motricité permet justement de déduire les relations entre la cinématique d'un mouvement complexe impliquant plusieurs segments et les forces produites lors de la réalisation de ce mouvement.

Mon travail s'inscrit dans une démarche globale de compréhension des facteurs de la performance du pilote de BMX race. Plus précisément, cette approche globale émane d'une demande spécifique des entraineurs de la Fédération Française de Cyclisme et vise la caractérisation de la technique de départ en BMX et l'identification des paramètres déterminants de la performance. En outre, elle vise la détection des profils types et un suivi optimal des pilotes. Cependant, l'étude des coordinations inter-segmentaires et des facteurs de performance requiert l'élaboration de différents modèles théoriques en lien avec des mesures expérimentales. Ces dernières sont classiquement réalisées en laboratoire, dans un environnement contrôlé. Or, ce cadre standardisé du laboratoire ne prend pas en compte le caractère écologique de la situation sportive, et donc ne reflète pas la technique du pilote lors des compétitions. Il est donc apparu essentiel de développer un protocole expérimental permettant d'étudier la technique « réelle » des pilotes dans le cadre d'un vrai départ. C'est pourquoi les acquisitions de données cinématiques et dynamiques, en conditions écologiques, constituent une véritable richesse et une plus-value de cette thèse. Bien que la cohorte prise en compte jusqu'à présent soit relativement faible, elle comporte tout de même un panel d'athlètes élites. Ainsi, cette cohorte permet d'acquérir des informations sur la technique de pédalage pour la performance à très haut niveau.

Ainsi, les trois premiers chapitres de ce travail rendent compte de la mise en place du protocole expérimental. Les nombreuses publications consacrées à l'étude du mouvement de pédalage nous ont conduits à privilégier l'utilisation de pédales instrumentées (capteur 6 axes) et d'un système optoélectronique. Les chapitres 2 et 3 sont donc entièrement consacrés à la présentation de ces expérimentations, ainsi que les modèles (OpenSim), du pilote et du vélo, utilisés. Une originalité de cette thèse repose sur l'utilisation de l'analyse des séries temporelles, par la méthode SPM et celle dite *clustering*. Malgré le fait que ces méthodes soient encore peu utilisées dans le monde de la biomécanique, elles constituent un outil intéressant. En effet, la méthode *clustering* permet de regrouper des pilotes/athlètes suivant leur technique ; ainsi, une distinction dans la technique et la stratégie de pédalage, entre les huit pilotes élites de notre étude, a effectivement pu être réalisée.

L'approche choisie dans cette thèse est une approche mixte, que ce soit dans la comparaison des résultats - entre l'approche individu par individu et l'approche *clustering* -, ou dans l'analyse de la technique de pédalage. Elle agrège ainsi une analyse purement mécanique et une analyse biomécanique de la gestuelle.

Parmi les indicateurs utilisés dans le monde du cyclisme, l'indice d'efficacité constitue le paramètre le plus recherché dès lors que la technique de pédalage d'un cycliste est analysée. De nombreuses études ont évalué cet indice d'efficacité à l'aide de pédales instrumentées bidimensionnelles. Ces dernières ne prennent pas en compte la composante de force médio-latérale et reportent donc un indice d'efficacité planaire (IE_{2D}). Bien que le mouvement de pédalage soit le plus souvent considéré comme un mouvement plan, des forces existent hors de ce plan, accentué dans le cadre d'un pédalage en danseuse comme dans le cadre du BMX. De surcroît, aucune étude n'a formellement démontré le lien existant et reliant l'indice d'efficacité à la performance, lors d'un sprint. Ainsi, l'objectif de la première étude, chapitre 4, a été d'évaluer la relation existante entre l'indice d'efficacité et la performance. Mais plus encore, cette étude met en avant l'importance et les bénéfices d'une analyse tridimensionnelle des forces aux pédales. En effet, nos résultats ont montré que l'indice d'efficacité IE_{3D} explique jusqu'à un quart de la performance contrairement à l'indice IE_{2D}. Plus encore, l'IE_{3D}, pour sa part, reporte et met bien en évidence des différences inter-pilotes. En effet, l'analyse de donnée fonctionnelle par la méthode *clustering* a séparé la cohorte de pilotes en deux sous-groupes significativement différents, avec un groupe présentant une technique sujette à une valeur d'indice d'efficacité plus élevée et une meilleure performance. Cette différenciation entre les pilotes est due à la composante de force médio-latérale, qui est non négligeable et qui varie de 13.7% à 37.8% de la force totale suivant les pilotes. De ce fait, seul l'IE_{3D} permet une distinction entre les pilotes et autorise l'évaluation réelle de leur technique de pédalage.

Par la suite, il nous a semblé important d'étudier et de quantifier l'impact de cette composante de force médio-latérale sur la dynamique articulaire et la stratégie de coordination inter-segmentaire. C'est pourquoi une analyse de la gestuelle du départ a été effectuée dans le but de compléter cette analyse mécanique (Chapitre 5). Comme pour l'analyse de l'indice d'efficacité, le mouvement de pédalage est majoritairement considéré comme planaire, ou uniquement sujet à des mouvements de flexion/extension dans la littérature. Un intérêt particulier a donc été porté sur les différences entre les puissances articulaires calculées en 3D (P_{3D}) et celles calculées uniquement sur la base des mouvements de flexion/extension (P_{flex}). Il a été constaté une similitude entre les deux puissances ; que ce soit en amplitude, pattern de courbe et disparité inter-pilote, les deux puissances apportent les mêmes résultats. En effet, l'analyse *clustering* multivariée effectuée sur les données puissances ont toutes deux (P_{3D} et P_{flex}) séparées la cohorte de pilotes en deux sous-groupes. Toutefois, la ressemblance entre les deux puissances ne signifie pas pour autant une absence de mouvements et de moments hors flexion/extension. En effet, un résultat clé, et surprenant de cette étude, a été la présence de ces moments d'abduction aux articulations du genou et de la hanche, lesquels comptent autant, voire plus, que les moments d'extension. Afin de comprendre l'impact et la contribution de ces moments articulaires hors flexion/extension, nous avons analysé l'angle $\alpha_{M\omega}$, angle entre les vecteurs moment et vitesse angulaire. Il apparaît que les trois articulations, hanche, genou et cheville sont majoritairement en mode stabilisation. Cette configuration de stabilisation à l'articulation est justement apportée par ces moments d'abduction et de rotation inter/externe, tandis que les moments de flexion/extension pilotent l'articulation.

Pour compléter ces études, d'autres paramètres mécaniques ont été analysés tels que la puissance produite au pédalier qui explique, elle aussi, un quart de la performance. Une analyse des efforts extérieurs au système {Pilote + vélo} a permis d'obtenir l'unique force de contact entre le sol et le système {Pilote + vélo} : la force de contact à la roue arrière. L'étude individuelle a mis en avant la plus-value d'une telle analyse, notamment par le fait que la composante longitudinale de cette force à la roue arrière représente un indicateur de performance.

Outre le contexte spécifique de l'évaluation biomécanique *in situ*, un effort tout particulier a été fourni pour transmettre les informations générées dans le cadre de ce protocole de recherche aux entraineurs. Ce transfert s'est effectué au travers de la création d'un ensemble de « fiches entraineur », au minimum une par pilote, et à travers un grand nombre d'échanges et de réunions. Plus qu'une simple synthèse, cette fiche est le fruit d'une collaboration qui agrège les connaissances acquises et apportées par la science à toute l'expertise des entraineurs (Chapitre 6). Cependant, cette fiche de suivi toute seule ne représente qu'un outil. Il est nécessaire d'accompagner les entraineurs dans l'appropriation de cette fiche, de son utilité, mais surtout de sa plus-value.

Malgré cette collaboration qui croise et associe l'expertise des entraineurs et les connaissances scientifiques apportées au cours de ce travail, la « recette miracle » de la technique parfaite amenant à la performance n'a pas été trouvée. De plus, au vu du caractère multifactoriel de la performance, pouvoir la caractériser dans son entièreté, se révèle être un vœu bien pieux. Ainsi, les prémices d'une analyse par simulation ont été mises en place. Le dernier chapitre de ce travail est donc une contribution au développement d'une plateforme de simulation du départ en BMX. Un élément essentiel à la réalisation d'une simulation du système {Pilote + vélo} s'avère être un modèle dynamique de roue. En effet, pour que le système puisse avancer il est essentiel d'intégrer un modèle de contact roue/sol. Bien que de nombreux modèles existent d'ores et déjà, les paramètres caractérisant ces modèles nécessitent de nombreuses données expérimentales. C'est pourquoi ce dernier chapitre aboutit sur le développement d'un modèle dynamique de roue, un modèle pneumatique.

En conclusion, bien que ce projet de recherche soit entièrement consacré à l'analyse biomécanique du départ en BMX race, les résultats apportés tout au long de cette thèse peuvent s'appliquer à bien d'autres disciplines, dès lors que le pédalage est effectué en position de danseuse, ou alors que l'on étudie le départ, le « *standing start* ». Cette thèse met aussi en avant l'importance d'effectuer une analyse temporelle, comparée à une analyse de moyenne temporelle, par le biais de l'analyse SPM et la méthode *clustering*. Cette analyse des séries temporelles s'avère beaucoup plus fine et permet de relier les athlètes ayant réellement un profil similaire. Enfin, le développement du modèle complet, vélo et pilote, couplé avec le modèle de roue offre de nombreuses opportunités pour l'avenir. Bien que la simulation prédictive du départ n'ait pas pu être présentée dans ce mémoire, il est manifeste que tous les fondamentaux, les éléments constitutifs et les paramètres ont été définis pour effectuer la simulation du départ, mais aussi, et surtout, pour permettre son optimisation.

Le travail présenté dans cette thèse offre des perspectives à plusieurs niveaux.

Les études réalisées dans ces travaux sont très enrichissantes, mais le protocole expérimental nécessaire à leurs réalisations est plus que conséquent. Dans ce cadre, il serait bénéfique de simplifier ce protocole expérimental, de l'alléger et de pouvoir réaliser les expérimentations en plein jour et ne pas être contraint par la lumière du jour. Pour cela deux options s'offrent à nous. La première concerne l'analyse vidéo sans marqueur, actuellement travaux de thèse de David Pagnon (collaboration INRIA Grenoble). La deuxième est l'utilisation de centrales inertielles, outils actuellement utilisés au sein du laboratoire. L'intérêt de ces deux options est qu'elles s'intègrent et complètent ce qui a été effectué dans ces travaux, notamment pour les modèles développés. En effet, toutes deux peuvent être utilisées avec OpenSim, ce qui permettrait de ne pas changer entièrement la chaîne de traitement, mais uniquement la chaîne d'acquisition. Ainsi, une partie du pipeline développée dans ces travaux pourra être réinvestie.

En complément d'alléger ces expérimentations, il serait intéressant de poursuivre l'approche par simulation qui a été initiée. C'est au regard de cette approche que la collaboration avec le professeur McPhee a été initiée. Les compétences entre nos deux équipes sont complémentaires et offrent de belles opportunités. Pour conduire cette simulation, deux méthodologies sont possibles et la première consiste à continuer avec le logiciel OpenSim. Cependant, un travail subsiste quant à l'interfaçage entre la résolution et le modèle de roue. Une autre solution consiste à changer de logiciel, ce qui nécessite la mise en place de la chaîne cinématique du modèle complet. Cependant, l'interfaçage entre notre modèle complet et le modèle de contact de roue semble plus simple.

Conjointement, et toujours afin de réaliser la simulation, il serait intéressant d'approfondir le protocole de détermination des paramètres de raideur et d'amortissement de notre modèle de roue. En effet, il serait intéressant de donner la possibilité au CRITT d'effectuer la caractérisation des paramètres dynamiques pour d'autres roues, telles que les roues de vélos de route, VTT, etc… Ainsi, une vraie base de données pourrait être créée, laquelle pourrait servir en complément du modèle développé. Il conviendrait, pour terminer, de transmettre ce modèle de roue, car sa simplicité est très attractive. Plus encore, couplé avec la base de données, cela ouvre la voie à d'autres possibilités, à d'autres simulations et optimisations, et cela pour toutes les disciplines du cyclisme.

Bibliographie

Adler, R.J., Taylor, J.E., 2007. Random Fields and Geometry.

Akaike, H., 1974. A new look at the statistical model identification. IEEE Transactions on Automatic Control 19, 716–723. https://doi.org/10.1109/TAC.1974.1100705

Alexander, R.M., 1990. Optimum take-off techniques for high and long jumps. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences 329, 3–10. https://doi.org/10.1098/rstb.1990.0144

Allen, S.J., King, M.A., Yeadon, M.R. (Fred), 2016. Optimisation of phase ratio in the triple jump using computer simulation. Human Movement Science 46, 167–176. https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.12.012

Álvarez, G., Vinyolas, J., 1996. A New Bicycle Pedal Design for On-Road Measurements of Cycling Forces. Journal of Applied Biomechanics 12, 130–142. https://doi.org/10.1123/jab.12.1.130

Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L., 2010. A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. Annals of Biomedical Engineering 38, 269–279. https://doi.org/10.1007/s10439-009-9852-5

Ashby, B.M., Delp, S.L., 2006. Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. Journal of Biomechanics 39, 1726–1734. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.017

Avilov, A.V., Avilova, N.V., Krivtsov, I.A., 2020. Simulation Biomechanical Modeling of Human Walking. Journal of Physics: Conference Series 1443, 012020. https://doi.org/10.1088/1742-6596/1443/1/012020

Bailey, M., Maillardet, F., Messenger, N., 2003. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. Journal of Sports Sciences 21, 649–657. https://doi.org/10.1080/0264041031000102015

Baker, J., Brown, E., Hill, G., Phillips, G., Williams, R., Davies, B., 2002. Handgrip contribution to lactate production and leg power during high-intensity exercise: Medicine & Science in Sports & Exercise 34, 1037–1040. https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00021

Balzerson, D., Banerjee, J., McPhee, J., 2016. A three-dimensional forward dynamic model of the golf swing optimized for ball carry distance. Sports Engineering 19, 237–250. https://doi.org/10.1007/s12283-016-0197-7

Banfield, J.D., Raftery, A.E., 1993. Model-Based Gaussian and Non-Gaussian Clustering. Biometrics 49, 803. https://doi.org/10.2307/2532201

Barré, A., Aissaoui, R., Aminian, K., Dumas, R., 2017. Assessment of the lower limb soft tissue artefact at marker-cluster level with a high-density marker set during walking. Journal of Biomechanics 62, 21–26. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.036

Begon, M., 2006. Analyse et simulation tridimensionnelle de mouvements cycliques sur un ergomètre spécifique au kayak.

Begon, M., Andersen, M.S., Dumas, R., 2018. Multibody Kinematics Optimization for the Estimation of Upper and Lower Limb Human Joint Kinematics: A Systematized Methodological Review. Journal of Biomechanical Engineering 140, 030801. https://doi.org/10.1115/1.4038741

Begon, M., Colloud, F., Sardain, P., 2010. Lower limb contribution in kayak performance: modelling, simulation and analysis. Multibody System Dynamics 23, 387–400. https://doi.org/10.1007/s11044-010-9189-8

Bernard, J., 2015. Evaluation du profil biomécanique du coureur cycliste.

Bertucci, W., Crequy, S., Chiementin, X., 2012. Validity and Reliability of the G-Cog BMX Powermeter. International Journal of Sports Medicine 34, 538–543. https://doi.org/10.1055/s-0031-1301319

Bertucci, W., Grappe, F., Crequy, S., 2011. Original characteristics of a new cycle ergometer. Sports Engineering 13, 171–179. https://doi.org/10.1007/s12283-011-0063-6

Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A., Rouillon, J.D., 2005. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. J Biomech 38, 1003–1010. https://doi.org/10/fcr9rb

Bertucci, W., Grappe, F., Groslambert, A., 2007a. Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. J Appl Biomech 23, 87–92.

Bertucci, W., Hourde, C., 2011. Laboratory Testing and Field Performance in BMX Riders. J Sports Sci Med 10, 417–419.

Bertucci, W., Hourde, C., Manolova, A., Vettoretti, F., 2007b. Facteurs mécaniques de la performance lors de la phase d'accélération en BMX chez des pilotes entraînés. Science & Sports 22, 179–181. https://doi.org/10.1016/j.scispo.2007.04.003

Biernacki, C., Celeux, G., Govaert, G., 2000. Assessing a mixture model for clustering with the integrated completed likelihood. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 22, 719–725. https://doi.org/10.1109/34.865189

Bini, R.R., 2021. Influence of saddle height in 3D knee loads commuter cyclists: A statistical parametric mapping analysis. Journal of Sports Sciences 39, 275–288. https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1816289

Bini, R.R., Carpes, F.P. (Eds.), 2014. Biomechanics of Cycling. Springer International Publishing, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-05539-8

Bini, R.R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M.C., Carpes, F.P., Mota, C.B., 2016. Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads

during cycling. European Journal of Sport Science 16, 553–559. https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1135984

Bini, R.R., Diefenthaeler, F., 2010. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. Sports Biomechanics 9, 223–235. https://doi.org/10.1080/14763141.2010.540672

Bini, R.R., Diefenthaeler, F., 2009. MECHANICAL WORK AND COORDINATIVE PATTERN OF CYCLING: A LITERATURE REVIEW. Kinesiology 1:25-39.

Bini, R.R., Hume, P., 2020. Within- and between-session reliability of a pedal force system for power output and pedal force effectiveness measurements. hm 21, 69–78. https://doi.org/10.5114/hm.2020.94197

Bini, R.R., Hume, P., Croft, J., Kilding, A., 2013a. Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects. J Sci Cycling 11–24.

Bini, R.R., Hume, P.A., Cerviri, A., 2011. A comparison of cycling SRM crank and strain gauge instrumented pedal measures of peak torque, crank angle at peak torque and power output. Procedia Engineering 13, 56–61. https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.05.051

Bini, R.R., Hume, P.A., Lanferdini, F.J., Vaz, M.A., 2013b. Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. Physical Therapy in Sport 14, 23–27. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.02.003

Bobbert, M.F., Casius, L.J.R., Van Soest, A.J., 2016. The Relationship between Pedal Force and Crank Angular Velocity in Sprint Cycling. Medicine & Science in Sports & Exercise 48, 869–878. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000845

Böhm, H., Siebert, S., Walsh, M., 2008. Effects of short-term training using SmartCranks on cycle work distribution and power output during cycling. Eur J Appl Physiol 103, 225–232. https://doi.org/10.1007/s00421-008-0692-z

Bonnet, V., Richard, V., Camomilla, V., Venture, G., Cappozzo, A., Dumas, R., 2017. Joint kinematics estimation using a multi-body kinematics optimisation and an extended Kalman filter, and embedding a soft tissue artefact model. Journal of Biomechanics 62, 148–155. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.033

Bosco, C., Luhtanen, P., Komi, P.V., 1983. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 50, 273–282. https://doi.org/10.1007/BF00422166

Bouillod, A., Grappe, F., 2018. Physiological and biomechanical responses between seated and standing positions during distance-based uphill time trials in elite cyclists. Journal of Sports Sciences 36, 1173–1178. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1363902

Bouillod, A., Pinot, J., Valade, A., Cassirame, J., Soto-Romero, G., Grappe, F., 2018. Influence of standing position on mechanical and energy costs in uphill cycling. Journal of Biomechanics 72, 99–105. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.034

Bouveyron, C., Celeux, G., Murphy, T.B., Raftery, A.E., 2019. Model-based clustering and classification for data science: with applications in R.

Bouveyron, C., Côme, E., Jacques, J., 2015. The discriminative functional mixture model for a comparative analysis of bike sharing systems. The Annals of Applied Statistics 9. https://doi.org/10.1214/15-AOAS861

Bouveyron, C., Jacques, J., 2011. Model-based clustering of time series in group-specific functional subspaces. Advances in Data Analysis and Classification 5, 281–300. https://doi.org/10.1007/s11634-011-0095-6

Boyd, T., Hull, M.L., Wootten, D., 1996. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. Journal of Biomechanics 29, 1105–1110. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00177-8

Brogger-Jensen, T., Hvass, I., Bugge, S., 1990. Injuries at the BMX Cycling European Championship, 1989. British Journal of Sports Medicine 24, 269–270. https://doi.org/10.1136/bjsm.24.4.269

Broker, J.P., Gregor, R.J., 1990. A Dual Piezoelectric Element Force Pedal for Kinetic Analysis of Cycling. International Journal of Sport Biomechanics 6, 394–403. https://doi.org/10.1123/ijsb.6.4.394

Broker, J.P., Gregor, R.J., Schmidt, R.A., 1993. Extrinsic Feedback and the Learning of Kinetic Patterns in Cycling. Journal of Applied Biomechanics 9, 111–123. https://doi.org/10.1123/jab.9.2.111

Bulsink, V.E., Doria, A., van de Belt, D., Koopman, B., 2015. The effect of tyre and rider properties on the stability of a bicycle. Advances in Mechanical Engineering 7, 168781401562259. https://doi.org/10.1177/1687814015622596

Burnie, L., Barratt, P., Davids, K., Worsfold, P., Wheat, J., 2020. Biomechanical measures of short-term maximal cycling on an ergometer: a test-retest study. Sports Biomechanics 1–19. https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1773916

Caldwell, G.E., Hagberg, J.M., McCole, S.D., Li, L., 1999. Lower Extremity Joint Moments during Uphill Cycling. Journal of Applied Biomechanics 15, 166–181. https://doi.org/10.1123/jab.15.2.166

Camomilla, V., Dumas, R., Cappozzo, A., 2017. Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. Journal of Biomechanics 62, 1–4. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.001

Candotti, C.T., Loss, J.F., Bagatini, D., Soares, D.P., da Rocha, E.K., de Oliveira, Á.R., Guimarães, A.C.S., 2009. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. Journal of Electromyography and Kinesiology 19, 915–921. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.04.008

Candotti, C.T., Ribeiro, J., Soares, D.P., De Oliveira, áLvaro R., Loss, J.F., GuimarãEs, A.C.S., 2007. Effective force and economy of triathletes and cyclists. Sports Biomechanics 6, 31–43. https://doi.org/10.1080/14763140601058490

Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics 10, 171–178. https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T

Cattell, R.B., 1966. The Scree Test For The Number Of Factors. Multivariate Behavioral Research 1, 245–276. https://doi.org/10.1207/s15327906mbr0102_10

Celeux, G., Govaert, G., 1995. Gaussian parsimonious clustering models. Pattern Recognition 28, 781–793. https://doi.org/10.1016/0031-3203(94)00125-6

Cheze, L., 2014. Biomécanique du mouvement et modélisation musculosquelettique. Techniques de l'ingénieur,.

Chiementin, X., Crequy, S., Rasolofondraibe, L., Bertucci, W., 2012. New performance indicators for BMX riders. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 15, 218–219. https://doi.org/10.1080/10255842.2012.713614

Costa, G., 2013. G Cog Research. RennenDesignGroup, USA.

Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., Watier, B., 2015. INCREASING POWER OUTPUT AND MOVEMENT OPTIMIZATION IN CYCLING: INSIGHTS FROM A FULLY INSTRUMENTED ERGOMETER.

Cowell, J.F., Cronin, J.B., McGuigan, M.R., 2011. Time Motion Analysis of Supercross BMX Racing. J Sports Sci Med 10, 420–421.

Cowell, J.F., McGuigan, M.R., Cronin, J.B., 2012. Movement and Skill Analysis of Supercross Bicycle Motocross. Journal of Strength and Conditioning Research 26, 1688–1694. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234eb22

Coyle, E.., Fltner, M.., Kautz, S.., Hamilton, M.., Montain, S.., Baylor, A.., Abraham, L.., Petrek, G.., 1991. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance'. Medicine and Science in Sports and Exercise 93–107.

Daneshfar, A., Petersen, C., Gahreman, D., Knechtle, B., 2020a. Power Analysis of Field-Based Bicycle Motor Cross (BMX). OAJSM Volume 11, 113–121. https://doi.org/10.2147/OAJSM.S256052

Daneshfar, A., Petersen, C., Miles, B., Gahreman, D., 2020b. Prediction of track performance in competitive BMX riders using laboratory measures. Journal of Science and Cycling 9, 44–56. https://doi.org/10.28985/0620.jsc.06

Davis, R.R., Hull, M.L., 1981. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. Journal of Biomechanics 14, 857–872. https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90013-0

De Groote, F., Kinney, A.L., Rao, A.V., Fregly, B.J., 2016. Evaluation of Direct Collocation Optimal Control Problem Formulations for Solving the Muscle Redundancy Problem. Annals of Biomedical Engineering 44, 2922–2936. https://doi.org/10/f8627z

Debraux, P., Bertucci, W., 2011. Determining factors of the sprint performance in high-level BMX riders. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 14, 53–55. https://doi.org/10.1080/10255842.2011.591638

Debraux, P., Manolova, A.V., Soudain-Pineau, M., Hourde, C., Bertucci, W., 2013. Maximal torque and power pedaling rate relationships for high level BMX riders in field tests. J Sci Cycling 2, 51–57.

Decatoire, A., 2004. Analyse tri-dimensionnelle de la gestion des mouvements vrillés en gymnastique : la simulation : vers un outil de formation des entraîneurs en activités acrobatiques.

Della Croce, U., Cappozzo, A., Kerrigan, D.C., 1999. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. Medical & Biological Engineering & Computing 37, 155–161. https://doi.org/10.1007/BF02513282

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Trans. Biomed. Eng. 54, 1940–1950. https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024

Delp, S.L., Loan, J.P., 2000. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. Computing in Science & Engineering 2, 46–55. https://doi.org/10.1109/5992.877394

Dembia, C.L., Bianco, N.A., Falisse, A., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2020. OpenSim Moco: Musculoskeletal optimal control. PLOS Computational Biology 16, e1008493. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008493

Dempster, A.P., Laird, N.M., Rubin, D.B., 1977. Maximum Likelihood from Incomplete Data Via the *EM* Algorithm. Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Methodological) 39, 1–22. https://doi.org/10.1111/j.2517-6161.1977.tb01600.x

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.-X., Chèze, L., 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. Clinical Biomechanics 25, 299–306. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011

Devys, S., 2019. Analyse et optimisation pluridisciplinaire de la performance en vélo tout terrain cross-country olympique (VTT XCO).

Diefenthaeler, F., Bini, R., Laitano, O., Guimarães, A., Nabinger, E., Carpes, F., Boli, C., 2006. Assessment of the effects of saddle position on cyclists pedaling technique. Medicine and Science in Sports and Exercise 38:S181.

Diefenthaeler, F., Bini, R.R., Carpes, F.P., Vaz, M.A., 2007. ANALYSIS OF PEDALING TECHNIQUE DURING A MAXIMAL CYCLING EXERCISE 4.

Donnelly, C.J., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., Reinbolt, J.A., 2012. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: Implications for ACL injury risk. Journal of Biomechanics 45, 1491–1497. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.010

Dorel, S., 2018. Mechanical effectiveness and coordination: New insights into sprint cycling performance, in: Morin, J.-B., Samozino, Pierre (Eds.), Biomechanics of Training and Testing. Jean-Benoit Morin . Pierre Samozino, pp. 33–62.

Dorel, S., Couturier, A., Hug, F., 2008. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling: Upper body position and pedalling technique. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports 19, 44–54. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00765.x

Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J.-R., Vandewalle, H., Hautier, C., Hug, F., 2010. Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis. Medicine & Science in Sports & Exercise 42, 1174–1183. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c91f35

Dorel, S., Drouet, J.-M., Couturier, A., Champoux, Y., Hug, F., 2009. Changes of Pedaling Technique and Muscle Coordination during an Exhaustive Exercise. Medicine & Science in Sports & Exercise 41, 1277–1286. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31819825f8

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

Dorel, S., Hautier, C.A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., Bourdin, M., 2005. Torque and Power-Velocity Relationships in Cycling: Relevance to Track Sprint Performance in World-Class Cyclists. International Journal of Sports Medicine 26, 739–746. https://doi.org/10.1055/s-2004-830493

Doria, A., Tognazzo, M., Cusimano, G., Bulsink, V., Cooke, A., Koopman, B., 2013. Identification of the mechanical properties of bicycle tyres for modelling of bicycle dynamics. Vehicle System Dynamics 51, 405–420. https://doi.org/10.1080/00423114.2012.754048

Dressel, A., Rahman, A., 2012. Measuring sideslip and camber characteristics of bicycle tyres. Vehicle System Dynamics 50, 1365–1378. https://doi.org/10.1080/00423114.2011.615408

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

Dumas, R., Camomilla, V., Bonci, T., Chèze, L., Cappozzo, A., 2015. What Portion of the Soft Tissue Artefact Requires Compensation When Estimating Joint Kinematics? Journal of Biomechanical Engineering 137.

Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: An analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. Gait & Posture 28, 243–250. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.003

Duprey, S., Naaim, A., Moissenet, F., Begon, M., Chèze, L., 2017. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview. Journal of Biomechanics 62, 87–94. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.005

Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2007. A survey of formal methods for determining functional joint axes. Journal of Biomechanics 40, 2150–2157. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.026

Elmer, S.J., Barratt, P.R., Korff, T., Martin, J.C., 2011. Joint-Specific Power Production during Submaximal and Maximal Cycling. Medicine & Science in Sports & Exercise 43, 1940–1947. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821b00c5

Elvira, J.L.L., Mateo-March, M., Zabala, M., Blasco-Lafarga, C., 2020. The use of accelerometry to evaluate the BMX cycling starting hill. Effect of the Q-Ring™ on the acceleration profile. Sports Biomechanics 1–15. https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1770323

Eng, J.J., Winter, D.A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? Journal of Biomechanics 28, 753–758. https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00124-M

Fang, Y., Fitzhugh, E.C., Crouter, S.E., Gardner, J.K., Zhang, S., 2016. Effects of Workloads and Cadences on Frontal Plane Knee Biomechanics in Cycling. Medicine & Science in Sports & Exercise 48, 260–266. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000759

Farahani, S.D., Bertucci, W., Andersen, M.S., Zee, M. de, Rasmussen, J., 2015. Prediction of crank torque and pedal angle profiles during pedaling movements by biomechanical optimization. Structural and Multidisciplinary Optimization 51, 251–266. https://doi.org/10.1007/s00158-014-1135-6

Fiorentino, N.M., Atkins, P.R., Kutschke, M.J., Foreman, K.B., Anderson, A.E., 2016. In-vivo quantification of dynamic hip joint center errors and soft tissue artifact. Gait & Posture 50, 246–251. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.011

Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P., Colloud, F., 2014. Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. Multibody Syst Dyn 31, 433–449. https://doi.org/10.1007/s11044-013-9366-7

Fohanno, V., Lacouture, P., Colloud, F., 2013. Improvement of upper extremity kinematics estimation using a subject-specific forearm model implemented in a kinematic chain. Journal of Biomechanics 46, 1053–1059. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.029

Fonda, B., Šarabon, N., 2012. BIOMECHANICS AND ENERGETICS OF UPHILL CYCLING: A REVIEW. Kinesiology 44, 1:5-17.

Forrester, S.E., Townend, J., 2015. The effect of running velocity on footstrike angle – A curve-clustering approach. Gait & Posture 41, 26–32. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.004

Gardner, A.S., Martin, J.C., Martin, D.T., Barras, M., Jenkins, D.G., 2007. Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. European Journal of Applied Physiology 101, 287–292. https://doi.org/10.1007/s00421-007-0498-4

Gianikellis, K., Skiadopoulos, A., Bote, A., 2011. 3D kinematics applied to the study of individual BMX gate start technique, in: ISBS-Conference Proceedings Archive.

Gidley, A.D., Marsh, A.P., Umberger, B.R., 2019. Performance criteria for generating predictive optimal control simulations of bicycle pedaling. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 22, 11–20. https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1522535

Gonzalez, H., Hull, M.L., 1989. Multivariable optimization of cycling biomechanics. Journal of Biomechanics 22, 1151–1161. https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90217-0

Good, C., McPhee, J., 2000. Dynamics of mountain bicycles with rear suspensions: design optimization. Sports Engineering 3, 49–55. https://doi.org/10.1046/j.1460-2687.2000.00048.x

Good, P.I., 2005. Permutation, Parametric, and Bootstrap Tests of Hypotheses.

Grappe, F., 2009. Cyclisme et optimisation de la performance, Edition De Boeck Université, seconde édition. ed.

Gregersen, C.S., Hull, M.L., 2003. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. Journal of Biomechanics 36, 803–813. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00014-9

Gregor, R.J., Wheeler, J.B., 1994. Biomechanical Factors Associated with Shoe/Pedal Interfaces. Sports Medicine 17, 117–131. https://doi.org/10.2165/00007256-199417020-00004

Grigg, J., 2019. A biomechanical analysis of the BMX SX gate start.

Grigg, J., Haakonssen, E., Orr, R.M., Bootes, W., Keogh, J., 2018a. KINEMATICS OF THE BMX SX GATE START ACTION.

Grigg, J., Haakonssen, E., Rathbone, E., Orr, R., Keogh, J.W.L., 2018b. The validity and intra-tester reliability of markerless motion capture to analyse kinematics of the BMX Supercross gate start. null 17, 383–401. https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1353129

Gross, M., 2019. A mechanical model of BMX starting performance, in: Proceedings of the DVS-Jahrestagung Biomechanik. Presented at the DVS-Jahrestagung Biomechanik, Konstanz, pp. 122–123.

Gross, M., Schellenberg, F., Lüthi, G., Baker, M., Lorenzetti, S., 2017. Performance determinants and leg kinematics in the BMX supercross start. https://doi.org/10.3929/ETHZ-B-000238942

Gupta, D., Donnelly, C.J., Neptune, R.R., Abraham, L., Jensen, L., Reinbolt, J.A., 2018. USE OF MUSCULOSKELETAL MODELING TO FIND THE BALANCE BETWEEN PERFORMANCE AND INJURY PREVENTION IN SPORTS – A PROOF OF CONCEPT. ISBS Proceedings Archive :36, 4.

Gupta, D., Jensen, J., Abraham, L., 2017. ANALYSIS OF SIMULATED ANNEALING BASED OPTIMIZATION OF HUMAN MOVEMENT FOR PERFORMANCE ENHANCEMENT. 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports.

Gupta, D., Neptune, R.R., Jensen, J., Abraham, L., 2016. OPTIMIZATION OF HANG-TIME TECHNIQUE FOR VOLLEYBALL SPIKE JUMPS. 34 International Conference of Biomechanics in Sport.

Haff, G.G., Carlock, J.M., Hartman, M.J., Kilgore, J.L., Kawamori, N., Jackson, J.R., Morris, R.T., Sands, W.A., Stone, M.H., 2005. FORCE--TIME CURVE CHARACTERISTICS OF DYNAMIC AND ISOMETRIC MUSCLE ACTIONS OF ELITE WOMEN OLYMPIC WEIGHTLIFTERS: Journal of Strength and Conditioning Research 19, 741–748. https://doi.org/10.1519/00124278-200511000-00004

Halvorsen, K., 2003. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. Journal of Biomechanics 36, 999–1008. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00070-8

Hamner, S.R., Seth, A., Delp, S.L., 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. Journal of Biomechanics 43, 2709–2716. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025

Handsfield, G.G., Meyer, C.H., Hart, J.M., Abel, M.F., Blemker, S.S., 2014. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. Journal of Biomechanics 47, 631–638. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.002

Hanley, B., Tucker, C.B., Bissas, A., 2018. Differences between motion capture and video analysis systems in calculating knee angles in elite-standard race walking. Journal of Sports Sciences 36, 1250–1255. https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1372928

Hansen, E.A., Waldeland, H., 2008. Seated versus standing position for maximization of performance during intense uphill cycling. Journal of Sports Sciences 26, 977–984. https://doi.org/10.1080/02640410801910277

Hartigan, J.A., Wong, M.A., 1979. Algorithm AS 136: A K-Means Clustering Algorithm. Applied Statistics 28, 100. https://doi.org/10.2307/2346830

Hasson, C.J., Caldwell, G.E., van Emmerik, R.E.A., 2008. Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces. Human Movement Science 27, 590–609. https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.02.015

Hatze, H., 2002. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. Journal of Biomechanics 35, 109–115. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00158-0

Henke, T., 1998. REAL-TIME FEEDBACK OF PEDAL FORCES FOR THE OPTIMIZATION OF PEDALING TECHNIQUE IN COMPETITIVE CYCLING. 16 International Symposium on Biomechanics in Sports 4.

Herman, C.W., McGregor, S.J., Allen, H., Bollt, E.M., 2009. Power Capabilities Of Elite Bicycle Motocross (BMX) Racers During Field Testing In Preparation For 2008 Olympics.: 2321 Board #209 May 28 3:30 PM - 5:00 PM. Medicine & Science in Sports & Exercise 41, 306–307. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000355486.69033.ab

Hicks, J.L., Uchida, T.K., Seth, A., Rajagopal, A., Delp, S.L., 2015. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. Journal of Biomechanical Engineering 137. https://doi.org/10.1115/1.4029304

Holderbaum, G.G., Guimarães, A.C.S., Petersen, R.D.S., 2007. ANALYSIS OF THE RECOVERING PHASE AFTER THE CYCLING PRACTICE USING AUGMENTED VISUAL FEEDBACK.

Honea, J.., 2013. Beyond the alternative vs. mainstream dichotomy: Olympic BMX and the future of action sports 1253–1275.

Hoshikawa, H., Takahashi, K., Ohashi, K., Tamaki, K., 2007. Contribution of the ankle, knee, and hip joints to mechanical energy in cycling. Journal of Biomechanics.

Hull, M.L., Davis, R.., 1981. Measurement of pedal loading in cicycling: I. Instrumentation. Journal of Biomechanics 14, 843–856.

Hull, M.L., Hawkins, D.A., 1990. Analysis of Muscular Work in Multisegmental Movements: Application to Cycling, in: Winters, J.M., Woo, S.L.-Y. (Eds.), Multiple Muscle Systems. Springer New York, New York, NY, pp. 621–638. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9030-5_40

Illingworth, C.M., 1985. BMX compared with ordinary bicycle accidents. Archives of Disease in Childhood 60, 461–464. https://doi.org/10.1136/adc.60.5.461

Jacques, J., Preda, C., 2014. Model-based clustering for multivariate functional data. Computational Statistics & Data Analysis 71, 92–106. https://doi.org/10.1016/j.csda.2012.12.004

Jacques, J., Preda, C., 2013. Funclust: A curves clustering method using functional random variables density approximation. Neurocomputing 112, 164–171. https://doi.org/10.1016/j.neucom.2012.11.042

James, G.M., Sugar, C.A., 2003. Clustering for Sparsely Sampled Functional Data. Journal of the American Statistical Association 98, 397–408. https://doi.org/10.1198/016214503000189

Jansen, C., 2018. Predictive Dynamic Simulation of Cycling Using Olympic Cyclist and Bicycle Models.

Jansen, C., McPhee, J., 2020. Predictive dynamic simulation of Olympic track cycling standing start using direct collocation optimal control. Multibody System Dynamics 49, 53–70. https://doi.org/10.1007/s11044-020-09723-3

Janssen, I., Annelies, O.A., Finn, F., 2018. ELITE BMX CYCLISTS USE INDIVIDUAL STRATEGIES FOR A SUCCESSFUL START. ISBS Proceedings Archive 36.

Janssen, I., Cornelissen, J., 2017. PEDAL FORCES DURING THE BMX AND TRACK SPRINT CYCLING START. ISBS Proceedings Archive 35, 277.

Johnston, K., Wattie, N., Schorer, J., Baker, J., 2018. Talent Identification in Sport: A Systematic Review. Sports Medicine 48, 97–109. https://doi.org/10.1007/s40279-017-0803-2

Kainz, H., Hoang, H.X., Stockton, C., Boyd, R.R., Lloyd, D.G., Carty, C.P., 2017. Accuracy and Reliability of Marker-Based Approaches to Scale the Pelvis, Thigh, and Shank Segments in Musculoskeletal Models. Journal of Applied Biomechanics 33, 354–360. https://doi.org/10.1123/jab.2016-0282

Kalichová, M., Hřebíčková, S., Labounková, R., Hedbávný, P., Bago, G., 2013. Biomechanics Analysis of Bicross Start 7.

Kaplan, M.L., H. Heegaard, J., 2001. Predictive algorithms for neuromuscular control of human locomotion. Journal of Biomechanics 34, 1077–1083. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00057-4

Kautz, S.A., Feltner, M.E., Coyle, E.F., Baylor, A.M., 1991. The Pedaling Technique of Elite Endurance Cyclists: Changes with Increasing Workload at Constant Cadence. International Journal of Sport Biomechanics 7, 29–53. https://doi.org/10.1123/ijsb.7.1.29

Kautz, S.A., Hull, M.L., 1995. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. Journal of Biomechanics 28, 1391–1401. https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00007-5

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

Kawamori, N., Newton, R.U., 2006. Velocity Specificity of Resistance Training: Actual Movement Velocity Versus Intention to Move Explosively. Strength and conditioning journal. 86.

Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C., 2007. Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. Medicine & Science in Sports & Exercise 39, 991–995. https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235

Krogh, A., 1913. A Bicycle Ergometer and Respiration Apparatus for the Experimental Study of Muscular Work1. Skandinavisches Archiv Für Physiologie 30, 375–394. https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1913.tb00681.x

Krogh, A., Lindhard, J., 1913. The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. The Journal of Physiology 47, 112–136. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1913.sp001616

LaFortune, M., Cavanagh, P., 1983. Effectiveness and efficiency during bicycle riding. International Series on Biomechanics 928–936.

Lauer, J., Vilas-Boas, J.P., Rouard, A.H., 2018. Shoulder joint kinetics and dynamics during underwater forward arm elevation. Journal of Biomechanics 71, 144–150. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.043

Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Gait & Posture 21, 212–225. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002

Leary, B.K., Statler, J., Hopkins, B., Fitzwater, R., Kesling, T., Lyon, J., Phillips, B., Bryner, R.W., Cormie, P., Haff, G.G., 2012. The Relationship Between Isometric Force-Time Curve Characteristics and Club Head Speed in Recreational Golfers. Journal of Strength and Conditioning Research 26, 2685–2697. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31826791bf

Leboeuf, F., Bessonnet, G., Seguin, P., Lacouture, P., 2006. Energetic versus sthenic optimality criteria for gymnastic movement synthesis. Multibody System Dynamics 16, 213–236. https://doi.org/10.1007/s11044-006-9024-4

Leboeuf, F., Lacouture, P., 2008. Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. Science & Motricité 37–52. https://doi.org/10.3917/sm.063.0037

Lee, L.-F., Umberger, B.R., 2016. Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using OpenSim and MATLAB. PeerJ 4, e1638. https://doi.org/10.7717/peerj.1638

Legnani, G., 2021. giovanni legnani (2021). SpaceLib (https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/1657-spacelib), MATLAB Central File Exchange. Retrieved March 25, 2021.

Leirdal, S., Ettema, G., 2011. Pedaling Technique and Energy Cost in Cycling. Medicine & Science in Sports & Exercise 43, 701–705. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f6b7ea

Leroy, A., Marc, A., Dupas, O., Rey, J.L., Gey, S., 2018. Functional Data Analysis in Sport Science: Example of Swimmers' Progression Curves Clustering. Applied Sciences 8, 1766. https://doi.org/10.3390/app8101766

Li, L., Caldwell, G.E., 1998. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. Journal of Applied Physiology 85, 927–934. https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.3.927

Liebl, D., Willwacher, S., Hamill, J., Brüggemann, G.-P., 2014. Ankle plantarflexion strength in rearfoot and forefoot runners: A novel clusteranalytic approach. Human Movement Science 35, 104–120. https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.03.008

Lin, Y.-C., Walter, J.P., Pandy, M.G., 2018. Predictive Simulations of Neuromuscular Coordination and Joint-Contact Loading in Human Gait. Annals of Biomedical Engineering 46, 1216–1227. https://doi.org/10.1007/s10439-018-2026-6

Lopez, R.P., 2017. Optimal Control Prediction of Dynamically Consistent Walking Motions.

Louis, J., Billaut, F., Bernad, T., Vettoretti, F., Hausswirth, C., Brisswalter, J., 2012. Physiological Demands of a Simulated BMX Competition. Int J Sports Med 34, 491–496. https://doi.org/10.1055/s-0032-1327657

Lu, T.-W., O'Connor, J.J., 1999. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. Journal of Biomechanics 32, 129–134. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4

Lukes, R., Hart, J., Haake, S., 2012. An analytical model for track cycling. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology 226, 143–151. https://doi.org/10.1177/1754337111433242

Lund, M.E., Andersen, M.S., de Zee, M., Rasmussen, J., 2015. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. International Biomechanics 2, 1–11. https://doi.org/10.1080/23335432.2014.993706

Mallor, F., Leon, T., Gaston, M., Izquierdo, M., 2010. Changes in power curve shapes as an indicator of fatigue during dynamic contractions. Journal of Biomechanics 43, 1627–1631. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.038

Mansouri, M., Reinbolt, J.A., 2012. A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. Journal of Biomechanics 45, 1517–1521. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.016

Marquet, L.-A., Hausswirth, C., Hays, A., Vettoretti, F., Brisswalter, J., 2015. Comparison of Between-Training-Sessions Recovery Strategies for World-Class BMX Pilots. International Journal of Sports Physiology and Performance 10, 219–223. https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0152

Martin, J.C., Brown, N.A.T., 2009. Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. Journal of Biomechanics 42, 474–479. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.015

Martin, J.C., Gardner, A.S., Barras, M., Martin, D.T., 2006. Modeling Sprint Cycling Using Field-Derived Parameters and Forward Integration. Medicine & Science in Sports & Exercise 38, 592–597. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000193560.34022.04

Mateo, M., Blasco-Lafarga, C., Zabala, M., 2011. Pedaling Power and Speed Production vs. Technical Factors and Track Difficulty in Bicycle Motocross Cycling. Journal of Strength and Conditioning Research 25, 3248–3256. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f90847

Mateo-March, M., Blasco-Lafarga, C., Doran, D., Romero-Rodríguez, R.C., Zabala, M., 2012a. Notational Analysis of European, World, and Olympic BMX Cycling Races. J Sports Sci Med 11, 502–509.

Mateo-March, M., Fernández-Peña, E., Blasco-Lafarga, C., Morente-Sánchez, J., Zabala, M., 2014. Does a non-circular chainring improve performance in the bicycle motocross cycling start sprint? J Sports Sci Med 13, 97–104.

Mateo-March, M., Zabala, M., González-Badillo, J.J., 2012b. Effects of the orientation of the maximum torque point with a Q-Ring^{TM} non-circular chainring system on the BMX cycling sprint performance. Science & Sports 27, e15–e19. https://doi.org/10.1016/j.scispo.2012.03.002

McDaniel, J., Behjani, N.S., Elmer, S.J., Brown, N.A.T., Martin, J.C., 2014. Joint-Specific Power-Pedaling Rate Relationships During Maximal Cycling. Journal of Applied Biomechanics 30, 423–430. https://doi.org/10.1123/jab.2013-0246

McLellan, C.P., Lovell, D.I., Gass, G.C., 2011. The Role of Rate of Force Development on Vertical Jump Performance. Journal of Strength and Conditioning Research 25, 379–385. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181be305c

McNally, W., Henrikson, E., McPhee, J., 2019. A continuous analytical shaft model for fast dynamic simulation of the golf swing. Sports Engineering 22, 20. https://doi.org/10.1007/s12283-019-0314-5

McNally, W., McPhee, J., 2018. Dynamic Optimization of the Golf Swing Using a Six Degree-of-Freedom Biomechanical Model. Proceedings 2, 243. https://doi.org/10.3390/proceedings2060243

Menard, M., 2016. Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique.

Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. Sports Biomechanics 15, 462–472. https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1176244

Meyer, A., 2016. PREDICTION OF OPTIMAL REHABILITATION OUTCOMES POST-STROKE. UNIVERSITY OF FLORIDA 67.

Meyer, A., Eskinazi, I., Jackson, J.N., Rao, A.V., Patten, C., Fregly, B.J., 2016. Muscle Synergies Facilitate Computational Prediction of Subject-Specific Walking Motions. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology 4. https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00077

Millet, G.P., Tronche, C., Fuster, N., Candau, R., 2002. Level ground and uphill cycling efficiency in seated and standing positions: Medicine & Science in Sports & Exercise 34, 1645–1652. https://doi.org/10.1097/00005768-200210000-00017

Millour, G., 2020. Optimisation de la position en cyclisme et en triathlon par une approche systélique de la performance pour des individus de diverses morphologies.

Monnet, T., Vallee, C., Lacouture, P., 2008. Identification of mass and mass centre position of body segments. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering S1, 165–166. https://doi.org/10.1080/10255840802297184

Morin, J.-B., Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., 2002. Relations force–vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés. Science & Sports 17, 78–85. https://doi.org/10.1016/S0765-1597(02)00124-7

Mornieux, G., Guenette, J.A., Sheel, A.W., Sanderson, D.J., 2007. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. European Journal of Applied Physiology 102, 11–18. https://doi.org/10.1007/s00421-007-0555-z

Mornieux, G., Stapelfeldt, B., Gollhofer, A., Belli, A., 2008. Effects of Pedal Type and Pull-Up Action during Cycling. Int J Sports Med 29, 817–822. https://doi.org/10.1055/s-2008-1038374

Mornieux, G., Zameziati, K., Mutter, E., Bonnefoy, R., Belli, A., 2006. A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling. Journal of Biomechanics 39, 1296–1303. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.020

Naaim, A., Moissenet, F., Dumas, R., Begon, M., Chèze, L., 2015. Comparison and validation of five scapulothoracic models for correcting soft tissue artefact through multibody optimisation. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 18, 2014–2015. https://doi.org/10.1080/10255842.2015.1069561

Nabinger, E., Iturrioz, I., Zaro, M.A., 2002. Development of a triaxial force platform for the measurement of force at a bicycle pedal. International Symposium of Biomechanics in Sports 30, 1051–1058.

Nash, J.E., 1986. Expensive dirt : bicycle motocross and everyday life, Journal of Popular Culture. ed. Journal of Popular Culture.

Neptune, R.R., Hull, M.L., 1999. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. Journal of Biomechanics 32, 409–415. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00182-1

Neptune, R.R., Hull, M.L., 1998. Evaluation of Performance Criteria for Simulation of Submaximal Steady-State Cycling Using a Forward Dynamic Model. Journal of Biomechanical Engineering 120, 334–341. https://doi.org/10.1115/1.2797999

Nichols, T.E., Holmes, A.P., 2001. Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: A primer with examples. HumanBrainMapping 1–25.

Nuzzo, J.L., McBride, J.M., Cormie, P., McCaulley, G.O., 2008. Relationship Between Countermovement Jump Performance and Multijoint Isometric and Dynamic Tests of Strength. Journal of Strength and Conditioning Research 22, 699–707. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816d5eda

Olds, T.S., Norton, K.I., Craig, N.P., 1993. Mathematical model of cycling performance. Journal of Applied Physiology 75, 730–737. https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.2.730

Pacejka, H.B., 2005. Tire and Vehicle Dynamics, 2nd edition.

Pacejka, H.B., Bakker, E., 1992. THE MAGIC FORMULA TYRE MODEL. Vehicle System Dynamics 21, 1–18. https://doi.org/10.1080/00423119208969994

Pacejka, H.B., Besselink, I.J.M., 1997. Magic Formula Tyre Model with Transient Properties. Vehicle System Dynamics 27, 234–249. https://doi.org/10.1080/00423119708969658

Pandy, M.G., Anderson, F.C., Hull, D.G., 1992. A Parameter Optimization Approach for the Optimal Control of Large-Scale Musculoskeletal Systems. Journal of Biomechanical Engineering 114, 450–460. https://doi.org/10.1115/1.2894094

Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., Levine, W.S., 1990. An optimal control model for maximum-height human jumping. Journal of Biomechanics 23, 1185–1198. https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90376-E

Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2016. Region-of-interest analyses of one-dimensional biomechanical trajectories: bridging 0D and 1D theory, augmenting statistical power. PeerJ 4, e2652. https://doi.org/10.7717/peerj.2652

Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2013. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. Journal of Biomechanics 46, 2394–2401. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.031

Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2015. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. Journal of Biomechanics 48, 1277–1285. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051

Porsa, S., Lin, Y.-C., Pandy, M.G., 2016. Direct Methods for Predicting Movement Biomechanics Based Upon Optimal Control Theory with Implementation in OpenSim. Annals of Biomedical Engineering 44, 2542–2557. https://doi.org/10.1007/s10439-015-1538-6

Pouliquen, C., 2017. Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique.

Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Garo, G., Megret, A., Delamarche, P., Bideau, N., 2018. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. Journal of Sports Sciences 36, 2155–2163. https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1432066

Raasch, C.C., Zajac, F.E., 1999. Locomotor Strategy for Pedaling: Muscle Groups and Biomechanical Functions. Journal of Neurophysiology 82, 515–525. https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.2.515

Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., Levine, W.S., 1997. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. Journal of Biomechanics 30, 595–602. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00188-1

Rajagopal, A., Dembia, C.L., DeMers, M.S., Delp, D.D., Hicks, J.L., Delp, S.L., 2016. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. IEEE Trans. Biomed. Eng. 63, 2068–2079. https://doi.org/10.1109/TBME.2016.2586891

Ramsey, J., Silverman, B., 2005. Principal components analysis for functional data, in: Functional Data Analysis. Springer-Verlag, New York, pp. 147–172. https://doi.org/10.1007/0-387-22751-2_8

Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., Favier, D., 2006. Influence of body segments' parameters estimation models on inversedynamics solutions during gait. Journal of Biomechanics 1531–1536.

Redfield, R., Hull, M.L., 1986a. On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. Journal of Biomechanics 19, 317–329. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90008-4

Redfield, R., Hull, M.L., 1986b. Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods. Journal of Biomechanics 19, 523–540. https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90126-0

Reiser, R., Maines, J., Eisenmann, J., Wilkinson, J., 2002. Standing and seated Wingate protocols in human cycling. A comparison of standard parameters. European Journal of Applied Physiology 88, 152–157. https://doi.org/10.1007/s00421-002-0694-1

Remy, C.D., Thelen, D.G., 2009. Optimal Estimation of Dynamically Consistent Kinematics and Kinetics for Forward Dynamic Simulation of Gait. Journal of Biomechanical Engineering 131. https://doi.org/10.1115/1.3005148

Retailleau, M., Colloud, F., 2020. New insights into lumbar flexion tests based on inverse and direct kinematic musculoskeletal modeling. Journal of Biomechanics 105, 109782. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109782

Rossato, M., Bini, R., Carpes, F., Diefenthaeler, F., Moro, A., 2008. Cadence and Workload Effects on Pedaling Technique of Well-Trained Cyclists. Int J Sports Med 29, 746–752. https://doi.org/10.1055/s-2008-1038375

Rylands, L.P., Hurst, H.T., Roberts, S.J., Graydon, R.W., 2017a. The Effect of "Pumping" and "Nonpumping" Techniques on Velocity Production and Muscle Activity During Field-Based BMX Cycling. Journal of Strength and Conditioning Research 31, 445–450. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001499

Rylands, L.P., Roberts, S.J., 2014. Relationship between starting and finishing position in World Cup BMX racing. International Journal of Performance Analysis in Sport 14, 14–23. https://doi.org/10.1080/24748668.2014.11868699

Rylands, L.P., Roberts, S.J., Cheetham, M., Baker, A., 2013. Velocity production in elite BMX riders: a field based study using a SRM power meter. Journal of Exercise Physiologyonline.

Rylands, L.P., Roberts, S.J., Hurst, H.T., 2017b. Effect of gear ratio on peak power and time to peak power in BMX cyclists. European Journal of Sport Science 17, 127–131. https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1210237

Rylands, L.P., Roberts, S.J., Hurst, H.T., Bentley, I., 2017c. Effect of cadence selection on peak power and time of power production in elite BMX riders: A laboratory based study. Journal of Sports Sciences 35, 1372–1376. https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215491

Rylands, L.P., Roberts, S.J., T. Hurst, H., 2015. Variability in Laboratory vs. Field Testing of Peak Power, Torque, and Time of Peak Power Production Among Elite Bicycle Motocross Cyclists. Journal of Strength and Conditioning Research 29, 2635–2640. https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000884

Sachet, I., Brochner-nielsen, N., Guilhem, G., Lardy, J., Brunet, E., Hug, F., Dorel, S., 2018. Relation between maximal power in sprint cycling, pedal force orientation and strength of the lower limb muscles in elite sprint cyclists. J Sci Cycling 7, 24–25.

Samson, W., Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. Journal of Biomechanics 42, 2447–2453. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.026

Sandbakk, Ø., Ettema, G., Holmberg, H.-C., 2012. The influence of incline and speed on work rate, gross efficiency and kinematics of roller ski skating. European Journal of Applied Physiology 112, 2829–2838. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2261-0

Sanderson, D.J., 1991. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. Journal of Sports Sciences 9, 191–203. https://doi.org/10.1080/02640419108729880

Sanderson, D.J., Black, A., 2003. The effect of prolonged cycling on pedal forces. Journal of Sports Sciences 21, 191–199. https://doi.org/10.1080/0264041031000071010

Sanderson, D.J., Cavanagh, P.R., 1990. Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. Canadian Journal of Sport Sciences 38–42.

Sarabon, N., Fonda, B., Markovic, G., 2012. Change of muscle activation patterns in uphill cycling of varying slope. Eur J Appl Physiol 112, 2615–2623. https://doi.org/10.1007/s00421-011-2236-1

Sayers, M.G.L., Tweddle, A.L., Every, J., Wiegand, A., 2012. Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60min cycling time trial. Journal of Science and Medicine in Sport 15, 169–174. https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.09.002

Schmutz, A., Jacques, J., Bouveyron, C., Chèze, L., Martin, P., 2020. Clustering multivariate functional data in group-specific functional subspaces. Computational Statistics 35, 1101–1131. https://doi.org/10.1007/s00180-020-00958-4

Schwab, A.L., Meijaard, J.P., 2013. A review on bicycle dynamics and rider control. Vehicle System Dynamics 51, 1059–1090. https://doi.org/10.1080/00423114.2013.793365

Schwarz, G., 1978. Estimating the Dimension of a Model. The Annals of Statistics 6. https://doi.org/10.1214/aos/1176344136

Senior, D., 2004. Qualisys Track Manager: User Manual. National Research Council of Canada. Institute for Ocean Technology. https://doi.org/10.4224/8896115

Sensix, 2018. Pedals Instrumented with Six-Component Force-Torque Sensors and Encoders.

Seth, A., Hicks, J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S.R., Arnold, E.M., Yong, J.R., Lakshmikanth, S.K., Sherman, M.A., Ku, J.P., Delp, S.L., 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. PLOS Computational Biology 14, e1006223. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223

Seth, A., Matias, R., Veloso, A.P., Delp, S.L., 2016. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. PLOS ONE 11, e0141028. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028

Sharp, R.S., 2008. On the Stability and Control of the Bicycle. Applied Mechanics Reviews 61. https://doi.org/10.1115/1.2983014

Slawinski, J., Bonnefoy, A., Levêque, J.-M., Ontanon, G., Riquet, A., Dumas, R., Chèze, L., 2010. Kinematic and Kinetic Comparisons of Elite and Well-Trained Sprinters During Sprint Start. Journal of Strength and Conditioning Research 24, 896–905. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181ad3448

Soden, P.D., Adeyefa, B.A., 1979. Forces applied to a bicycle during normal cycling. Journal of Biomechanics 12, 527–541. https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90041-1

Stone, B., Mason, B.S., Warner, M.B., Goosey-Tolfrey, V.L., 2019. Shoulder and thorax kinematics contribute to increased power output of competitive handcyclists. Scand J Med Sci Sports 29, 843–853. https://doi.org/10.1111/sms.13402

Stone, C., Hull, M.L., 1995. The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations. Journal of Biomechanics 28, 365–375. https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00102-A

Stone, M.H., Sands, W.A., Carlock, J., Callan, S., Dickie, D., Daigle, K., Cotton, J., Smith, S.L., Hartman, M., 2004. The importance of isometric maximum strength and peak rate-of-force development in sprint cycling. Journal of Strength and Conditioning Research, 878–884.

Thelen, D.G., Anderson, F.C., 2006. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. Journal of Biomechanics 39, 1107–1115. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.010

Thelen, D.G., Anderson, F.C., Delp, S.L., 2003. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. Journal of Biomechanics 36, 321–328. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00432-3

Ting, L.H., Raasch, C.C., Brown, D.A., Kautz, S.A., Zajac, F.E., 1998. Sensorimotor State of the Contralateral Leg Affects Ipsilateral Muscle Coordination of Pedaling. Journal of Neurophysiology 80, 1341–1351. https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1341

Topputo, F., Zhang, C., 2014. Survey of Direct Transcription for Low-Thrust Space Trajectory Optimization with Applications. Abstract and Applied Analysis 2014, 851720. https://doi.org/10.1155/2014/851720

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

Umberger, B.R., Martin, P.E., 2001. Testing the Planar Assumption during Ergometer Cycling. Journal of Applied Biomechanics 17, 55–62. https://doi.org/10.1123/jab.17.1.55

Union Cycliste Internationale, 2019.

Vaeyens, R., Lenoir, M., Williams, A.M., Philippaerts, R.M., 2008. Talent Identification and Development Programmes in Sport: Current Models and Future Directions. Sports Medicine 38, 703–714. https://doi.org/10.2165/00007256-200838090-00001

van der Kruk, E., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Schwab, A.L., 2018. Power in sports: A literature review on the application, assumptions, and terminology of mechanical power in sport research. Journal of Biomechanics 79, 1–14. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.031

van Ingen Schenau, G.J., van Woensel, W.W.L.M., Boots, P.J.M., Snackers, R.W., de Groot, G., 1990. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. Eur J Appl Physiol 61, 11–19. https://doi.org/10.1007/BF00236687

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

Veeger, H.E.J., van der Helm, F.C.T., 2007. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. Journal of Biomechanics 40, 2119–2129. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.016

Vidal, A., Bertin, D., Drouot, F., Kronland-Martinet, R., Bourdin, C., 2020. Improving the Pedal Force Effectiveness Using Real-Time Sonification. IEEE Access 8, 62912–62923. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2984211

Vigarello, G., 1988. Techniques d'hier et d'aujourd'hui, Une histoire culturelle du sport.

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

Wang, E.L., Hull, M.L., 1997. A Dynamic System Model of an Off-Road Cyclist. Journal of Biomechanical Engineering 119, 248–253. https://doi.org/10.1115/1.2796088

Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., Lieber, R.L., 2009. Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? Clinical Orthopaedics and Related Research 467, 1074–1082. https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8

Wilkinson, R.D., Cresswell, A.G., Lichtwark, G.A., 2019. Riders use their centre of mass to amplify crank power during non-seated cycling (preprint). SportRxiv. https://doi.org/10.31236/osf.io/ghb24

Wilkinson, R.D., Lichtwark, G.A., Cresswell, A.G., 2020. The Mechanics of Seated and Nonseated Cycling at Very-High-Power Output: A Joint-Level Analysis. Medicine & Science in Sports & Exercise 52, 1585–1594. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002285

Worsley, K.J., Taylor, J.E., Tomaiuolo, F., Lerch, J., 2004. Unified univariate and multivariate random field theory. NeuroImage 23, S189–S195. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2004.07.026

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. Journal of Biomechanics 35, 543–548. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6

Yeadon, M.R., King, M.A., 2008. Biomechanical simulation models of sports activities 367–79.

Yeadon, M.R., King, M.A., 2002. Evaluation of a torque driven simulation model of tumbling. Journal of Applied Biomechanics 195–206.

Zabala, M., Peinado, A.B., Calderón, F.J., Sampedro, J., Castillo, M.J., Benito, P.J., 2011. Bicarbonate ingestion has no ergogenic effect on consecutive all out sprint tests in BMX elite cyclists. European Journal of Applied Physiology 111, 3127–3134. https://doi.org/10.1007/s00421-011-1938-8

Zabala, M., Requena, B., Sánchez-Muñoz, C., González-Badillo, J.J., García, I., Ööpik, V., Pääsuke, M., 2008. Effects of Sodium Bicarbonate Ingestion on Performance and Perceptual Responses in a Laboratory-Simulated BMX Cycling Qualification Series. Journal of Strength and Conditioning Research 22, 1645–1653. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181febe

Zabala, M., Sánchez-Muñoz, C., Mateo, M., 2009. Effects of the administration of feedback on performance of the bmx cycling gate start. J Sports Sci Med 8, 393–400.

Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., Belli, A., 2006. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. Eur J Appl Physiol 96, 274–281. https://doi.org/10.1007/s00421-005-0077-5

Zaras, N., Stasinaki, A.-N., Spiliopoulou, P., Arnaoutis, G., Hadjicharalambous, M., Terzis, G., 2021. Rate of Force Development, Muscle Architecture, and Performance in Elite Weightlifters. International Journal of Sports Physiology and Performance 16, 216–223. https://doi.org/10.1123/ijspp.2019-0974

Zelik, K.E., Kuo, A.D., 2012. Mechanical Work as an Indirect Measure of Subjective Costs Influencing Human Movement. PLoS ONE 7, e31143. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0031143

Zignoli, A., Biral, F., Pellegrini, B., Jinha, A., Herzog, W., Schena, F., 2017. An optimal control solution to the predictive dynamics of cycling. Sport Sci Health 13, 381–393. https://doi.org/10.1007/s11332-017-0370-9

Annexe

SOMMAIRE

A. Annexe : Robustesse des expérimentations et de la chaîne de trainement 266
B. Annexe : Résultats supplémentaires pour l'analyse biomécanique : Analyse clustering 270
C. Annexe : Fiche entraineur 273

A. Annexe : Robustesse des expérimentations et de la chaîne de traitement

N'étant pas en laboratoire il nous a semblé important de mettre en place une validation de notre chaîne de traitement. Pour cela, le pilote P01 est le seul à avoir participé aux deux sessions.

Ainsi, nous avons mis en place des indicateurs lesquels rassurent sur le protocole mis en place.

- Données de forces

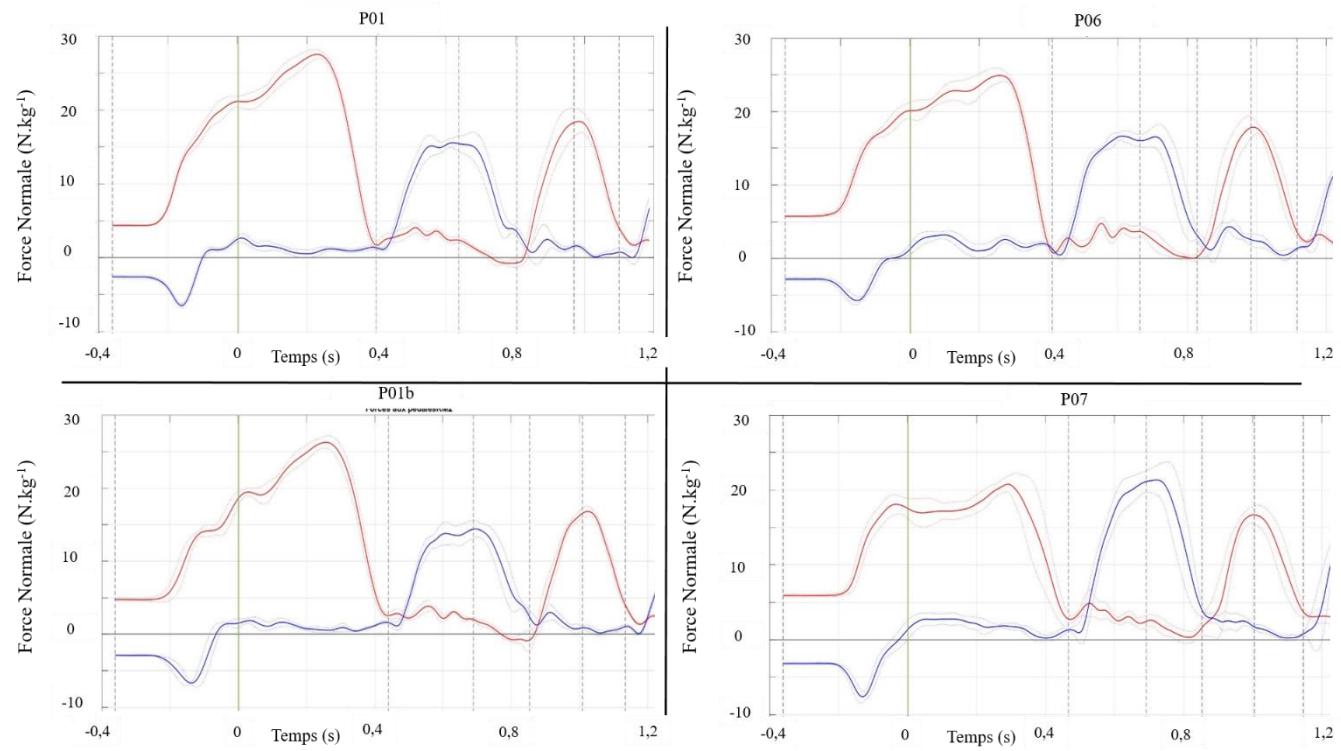


Figure 8.1: Moyenne et écart type de la composante de force normale pour les pilotes P01, P01b, P06 et P07. Le pied avant est en rouge et le pied arrière est en bleu.

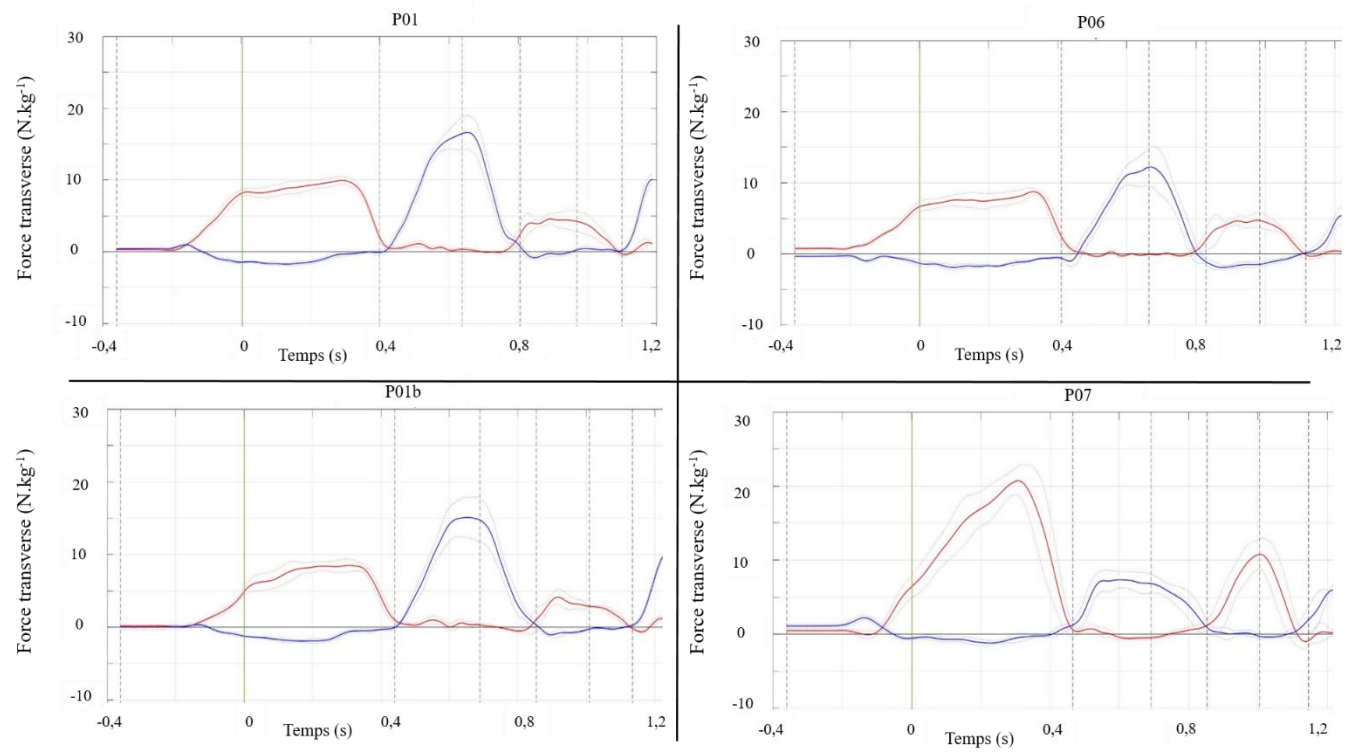


Figure 8.2: Moyenne et écart type de la composante de force transverse à la pédale pour les pilotes P01, P01b, P06 et P07. . Le pied avant est en rouge et le pied arrière est en bleu.

- <u>Données cinématiques</u>

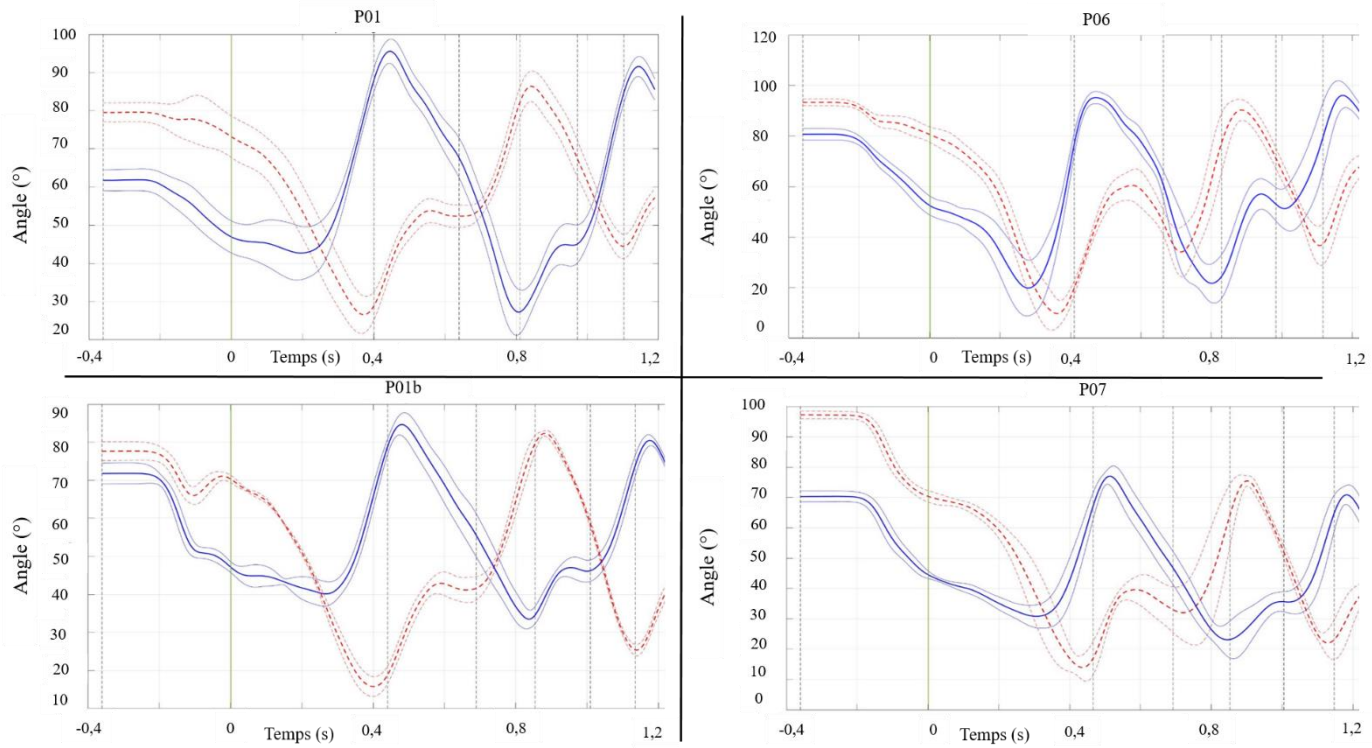


Figure 8.3: Moyenne et écart type de l'angle de flexion/extension de la hanche pour les pilotes P01, P01b, P06 et P07.

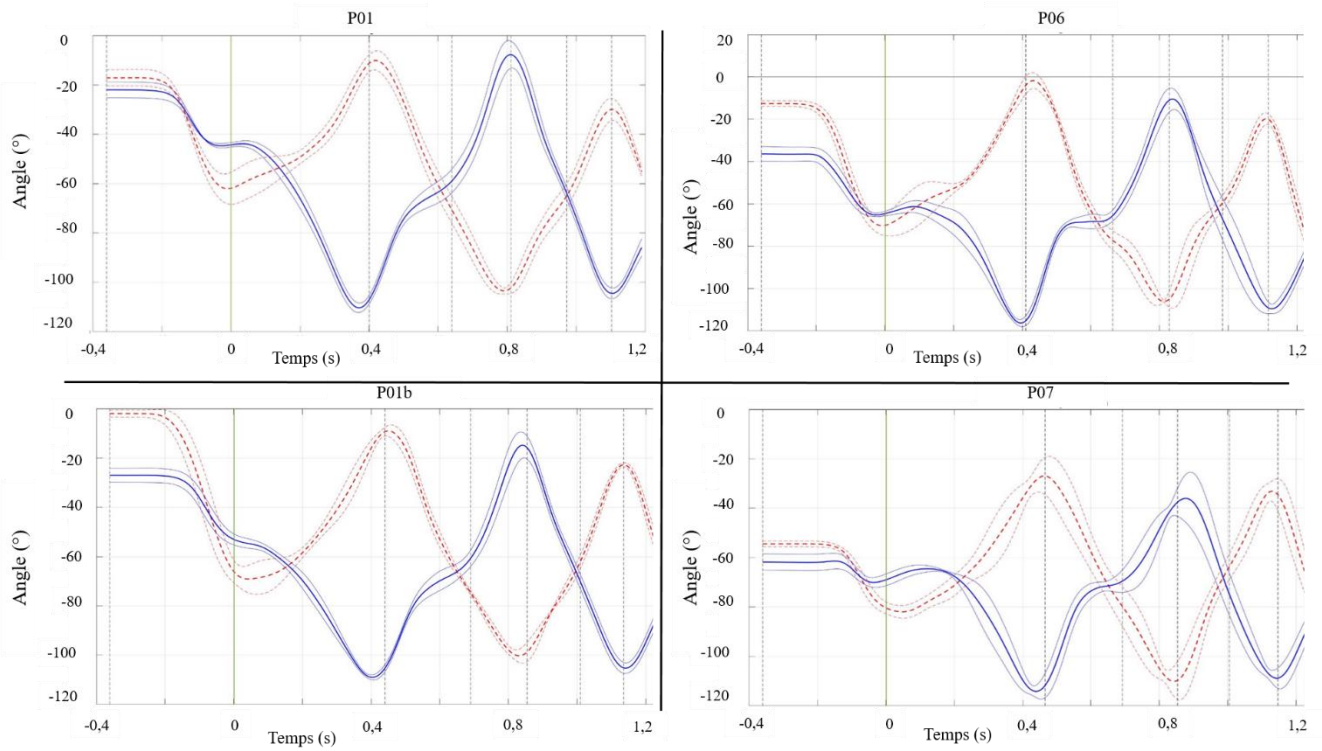


Figure 8.4: Moyenne et écart type de l'angle de flexion/extension du genou pour les pilotes P01, P01b, P06 et P07.

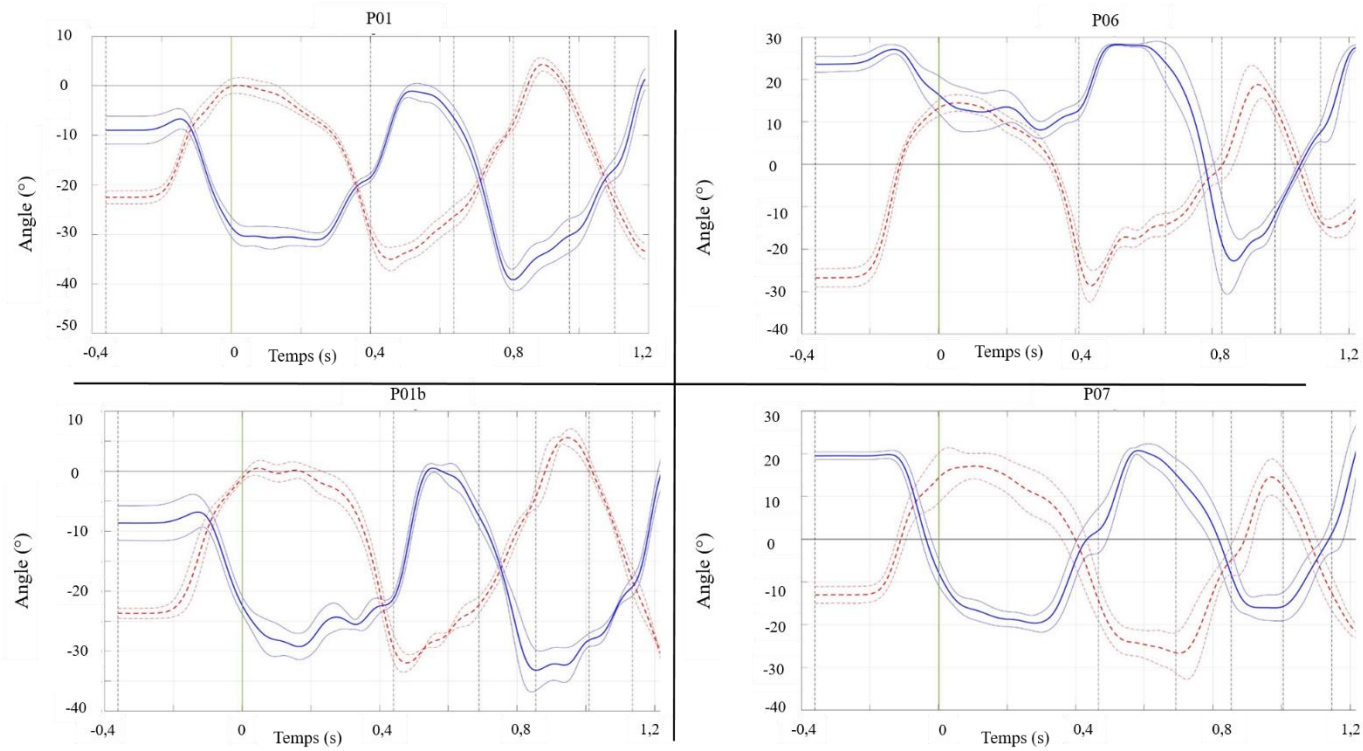


Figure 8.5: Moyenne et écart type de l'angle de flexion/extension de la cheville pour les pilotes P01, P01b, P06 et P07.

Il apparaît ainsi, au travers de cette analyse que l'on retrouve des résultats similaires, le même profil de pilote, et ce malgré un set de marqueur différent entre les deux sessions, un champ de caméra modifié. En effet, que ce soit avec les données de forces aux pédales ou les données cinématiques - les patterns, amplitudes articulaires et données maximales – le pilote P01b s'apparente le plus au pilote P01. Mais plus encore, il convient de souligner la répétabilité des pilotes par le faible écart type. Il convient de rappeler que les conditions d'expérimentations dans lesquelles nous avons évoluées sont très éloignées du laboratoire. De ce fait, entre les sessions certains pilotes se « rhabillaient », plus précisément ils remontaient leur pantalon ou remettaient leur manche en place. Mais plus encore, il convient de ne pas oublier les marqueurs tombés au cours des essais lesquels ont été replacés avant chaque nouvel essai, si leur chute a été observée. Ainsi, toutes ces complications font de leur répétabilité un point fort mis en avant. Enfin, il convient de rappeler que l'on a séparé notre cohorte de pilotes homogène en deux sous-groupes, lesquels présentent deux profils significativement différents.

Ainsi, ces trois particularités : les pilotes répétables, les différences importantes observées entre les pilotes et le fait que le pilote P01b s'apparente le plus au pilote P01 permettent de valider notre chaîne de traitement. Cependant, il convient de se poser la question pour le suivi du pilote. En effet, nous validons notre chaîne de traitement, sur les observations globales que nous pouvons faire, telles que les amplitudes articulaires, les spécificités et disparités lesquelles mettent en avant une technique de pédalage différente. Toutefois, nous ne sommes pas à même de relier la performance à un changement de 1°-2° sur une gestuelle. Voici le choix qui a été fait : réaliser les expérimentations *in situ* afin de quantifier et d'expertiser la technique spécifique que constitue le départ du BMX.

B. Annexe : Résultats supplémentaires pour l'analyse biomécanique : Analyse clustering

- Données cinématiques

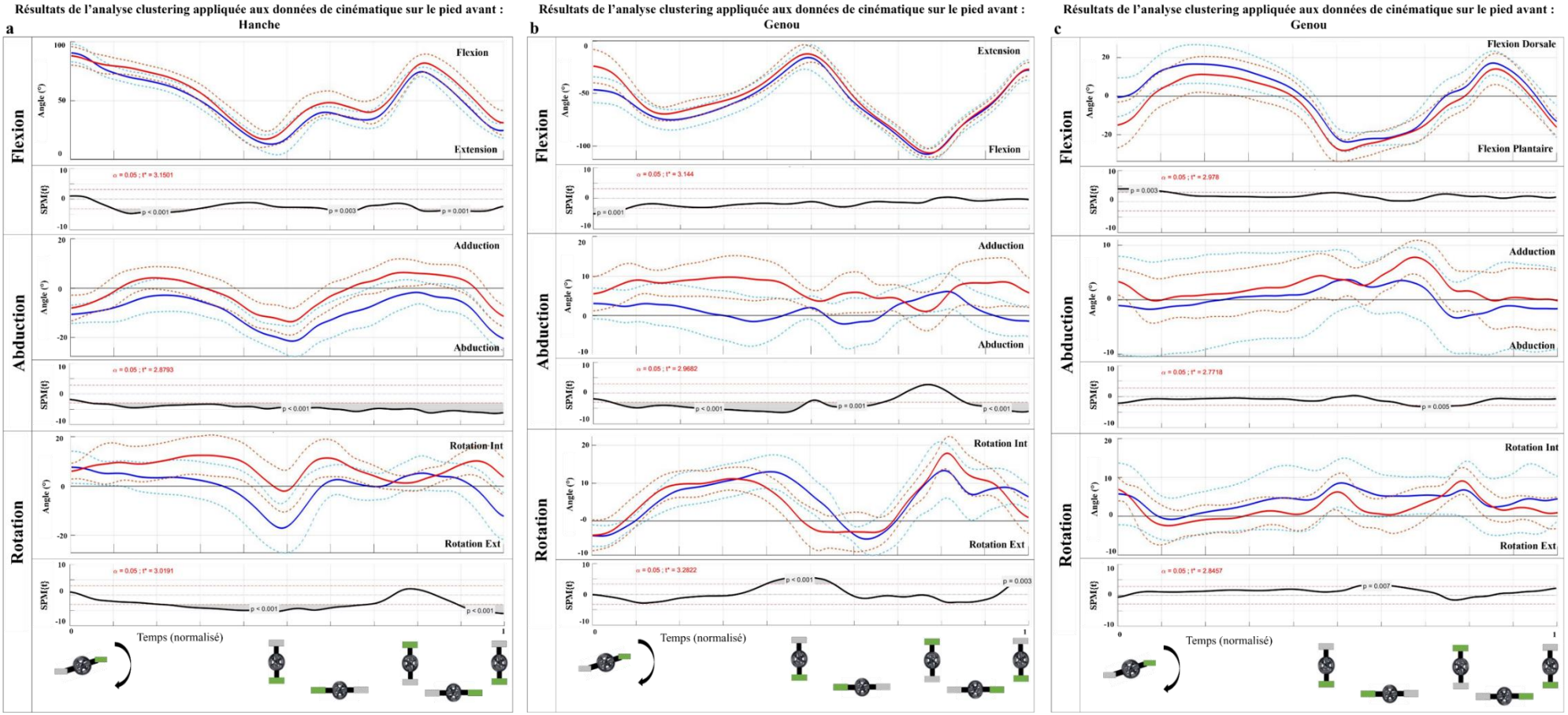


Figure 8.6: Résultats de l'analyse clustering réalisée sur P3D et appliquée aux données cinématiques d'angle articulaire pour le pied avant. Moyenne et écart type (pointillés) du premier groupe (bleu) et du deuxième groupe (rouge). A chaque articulation se trouvent les résultats de l'analyse SPM{t} entre les deux groupes.

- Données couples articulaires

La figure 8.7 présente les données de couples aux trois articulations (hanche, genou et cheville respectivement) nécessaires au calcul de la puissance articulaire P_{3D} et P_{flex}.

Comme pour la puissance, on observe un moment d'extension plus important pour le $Groupe2_{FCA_P3D}$ (rouge) comparé au $Groupe1_{FCA_P3D}$ (bleue). Cette analyse temporelle met en évidence un offset au niveau des pics, ainsi qu'un décalage entre les deux groupes (Cadre vert). En effet, le $Group2_{FCA_P3D}$ voit son moment d'extension diminuer et atteindre une valeur nulle « plus tôt » dans le coup de pédale, bien avant que la pédale soit à 180°, comparé au $Groupe1_{FCA_P3D}$ lequel semble avoir un moment d'extension tout au long des trois coups de pédales. Quelques différences sont notables dans les moments d'abduction et de rotation interne, mais celles-ci indique une *p-value* plus importante et semble être liée à des différences d'intensité, laquelle varie suivant les coups de pédales (Figure 8.7.a).

Un phénomène inverse à celui vu au niveau de la hanche est observable au niveau du genou (Figure 8.7.b). Le $Groupe1_{FCA_P3D}$ est celui présentant un moment d'extension le plus important tout au long des trois coups de pédales. Il semble important de constater que le $Groupe2_{FCA_P3D}$ ne présente aucun moment d'extension au niveau du genou, celui-ci est uniquement un moment de flexion pour les trois coups de pédales. Comme pour la hanche, des différences plus faibles, mais tout aussi significatives sont observables pour les moments d'abduction et de rotation externe. Ces différences apparaissent notamment durant les phases de transition du cycle de pédalage.

Enfin, la figure 8.7.c présente les moments à la cheville pour les deux groupes. Pour cette articulation les différences sont plus faibles et apparaissent lors des phases de transitions sous la forme d'un décalage (flèche verte). Le moment d'extension est le moment prédominant à l'articulation de la cheville, comparé aux faibles valeurs de moments d'abduction et de rotation.

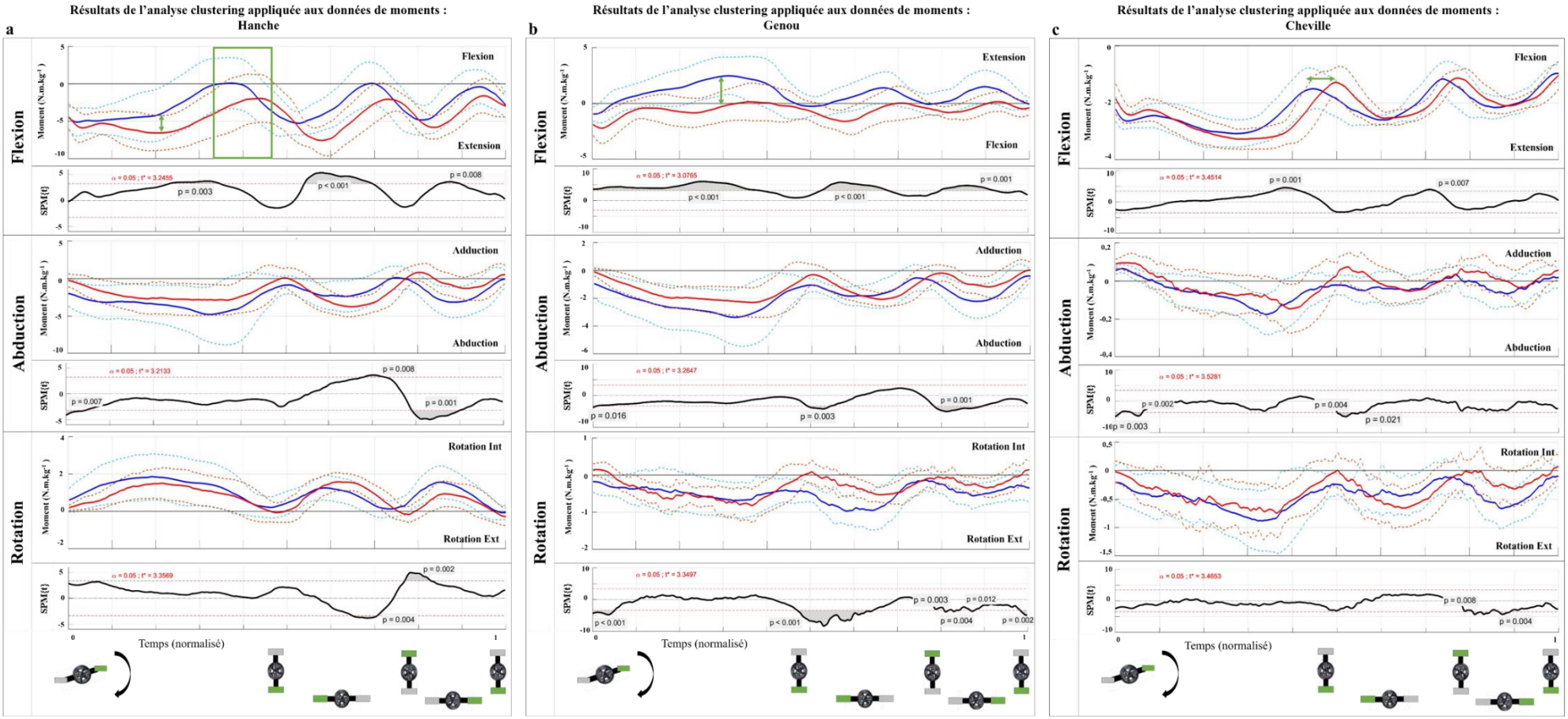


Figure 8.7: Résultats de l'analyse clustering réalisée sur P3D et appliquée aux données de couples articulaires pour le pied avant. Moyenne et écart type (pointillés) du premier groupe (bleu) et du deuxième groupe (rouge). A chaque articulation se trouvent les résultats de l'analyse SPM{t} entre les deux groupes.

C. Annexe : Fiche entraineur

Prénom \ Nom :	P07	Date:	Pied Avant :
Date de Naissance:		Taille (cm) :	Masse (kg) :
Données théoriques INSEP	Fmax (N) :	Vmax (rpm) :	Vopt (rpm) : Pmax (W) :
Modèle de vélo :	Chase RSP2	Braquet :	47x17

Conditions de passage :

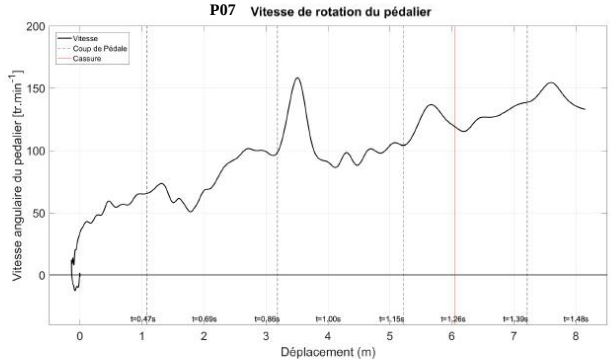
Consignes :

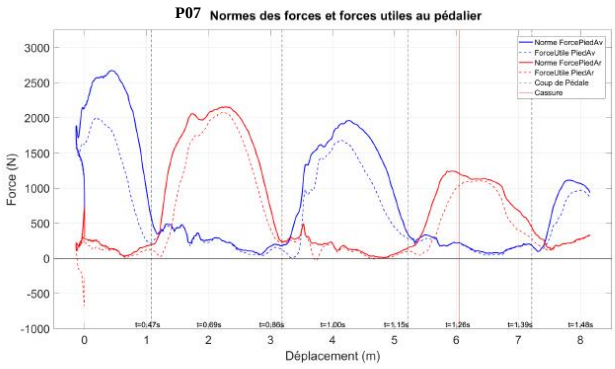
Remarques :

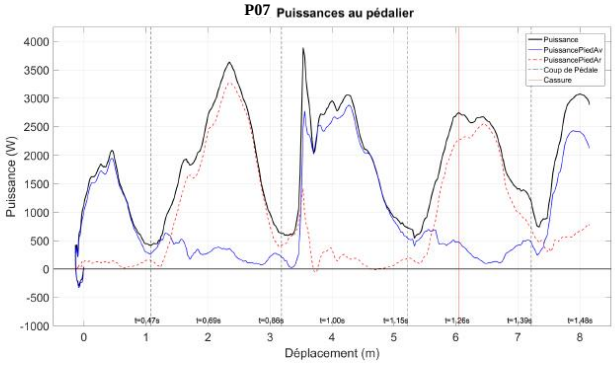
	Performance									Dynamique									
	Temps Réaction (s)	Passage grille		3m		1ere cassure		Bas de butte		F utile max (N)		Fguidon pic en sortie grille	Vmax (rpm)		Pmax (W)		P moyenne (W)		
	(s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	(s)	(m/s)	1er coup	2eme coup	(N)	1ere	2nde	1ere	2nde	1ere	2nde	Total
1	0,17	0,43	5,12	0,86	7,20	1,27	8,47	2,42	15,38	1995	2074		158		3887		1215		1319
2	0,17	0,41	5,22	0,84	7,40	1,24	8,53	2,38	15,58	1824	2038		156		3850		1223		1325
3	0,15	0,37	4,81	0,80	7,57	1,21	7,85	2,33	16,00	1955	2056		155		3584		1295		1409
4	0,16	0,40	3,85	0,85	5,96	1,27	8,31	2,42	15,38	1807	1993		120		3409		1245		1363
5	0,14	0,35	5,17	0,80	7,78	1,20	7,70	2,33	15,19	1799	2022		124		3714		1238		1352
6	0,15	0,35	5,66	0,81	7,68	1,22	7,13	2,36	15,38	1883	1989		119		3437		1188		1338
7																			
8																			
9																			
10																			
Moyenne	0,16	0,38	4,97	0,83	7,27	1,23	8,00	2,37	15,49	1877	2028		139		3647		1234		1351
Ecart	0,01	0,03	0,62	0,03	0,67	0,03	0,54	0,04	0,28	82	34		20		204		36		33

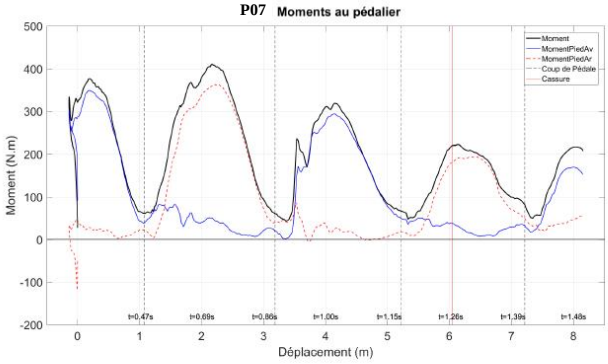
	Gestuelle technique																			
	Angle manivelle (°)		Recul			Dmin						Depaule Min		Dalignement Min		F Départ (pré-tension)			TtoP	Explosivité	% Force utile
	α Départ	α recul	D Recul (cm)	t Recul(s)	H Roue Av (cm)	α grille (°)	H Roue Av (cm)	D min (cm)	D Epaule (cm)	D Alignement (cm)	t Dmin (s)	cm	tps (s)	cm	tps (s)	Intensi on % (Poids)	% Pied Avant	% Pied Arrièr e	(s)	(N/s)	moy 0-5m
1	86	80	13,7	0,04	7,0	24,3	17,0	9,2	19,0	1,7	0,34	10,2	0,22	-4,3	0,23	105,1	65,5	39,6	0,47	3048	69,0
2	86	80	13,2	0,02	8,7	23,1	16,1	6,6	19,3	2,9	0,34	9,5	0,20	0,0	0,11	113,5	66,6	46,9	0,47	2660	65,6
3	87	80	15,9	0,02	10,5	23,4	15,6	1,2	25,4	6,8	0,34	8,8	0,16	-2,6	0,17	107,2	63,6	43,6	0,45	3159	65,5
4	86	79	17,9	0,00	7,0	28,5	13,0	-0,8	19,4	7,5	0,32	5,5	0,16	-4,6	0,16	117,4	71,2	46,2	0,44	2720	64,3
5	84	76	17,2	0,01	8,5	27,7	16,7	-0,3	23,4	5,0	0,33	7,2	0,16	-3,8	0,18	98,6	62,7	35,9	0,48	2688	61,5
6	85	78	16,4	0,01	7,8	25,5	18,5	1,5	29,0	7,2	0,33	9,8	0,15	-3,6	0,15	102,8	62,5	40,2	0,49	2751	62,7
7																					
8																					
9																					
10																					
Moyenne	86	79	15,7	0,02	8,3	25,4	16,1	2,9	22,6	5,2	0,33	8,5	0,18	-3,2	0,17	107,4	65,4	42,1	0,47	2837	64,8
Ecart	1	1	1,9	0,01	1,3	2,3	1,8	4,1	4,1	2,4	0,01	1,8	0,03	1,7	0,04	6,9	3,3	4,3	0,02	211	2,6

Temps bas de butte = 2.41 s.
Vitesse bas de butte = 15.38 m/s.







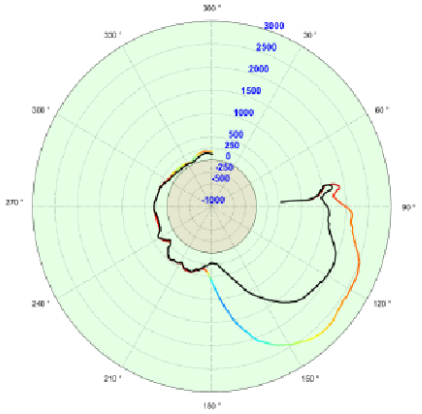


Commentaires :

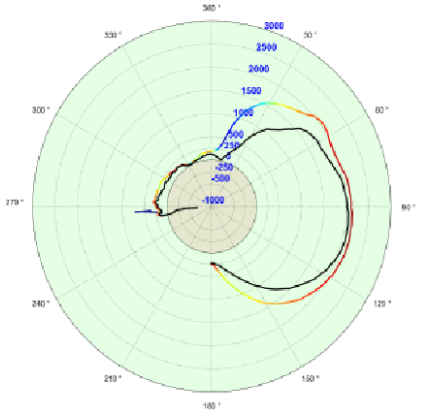
Force produite (N) et indice d'efficacité (nuancier de couleur) lors des 2 premiers tours de pedales

1^{er} tour = 1.08 s.

Pied Avant

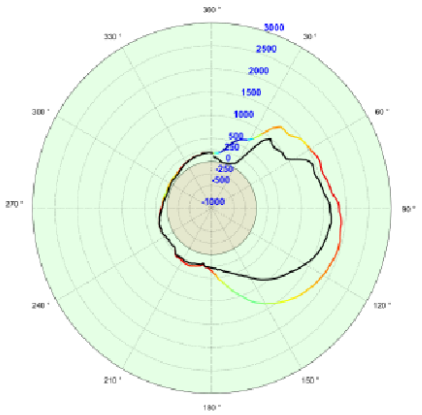


Pied Arriere

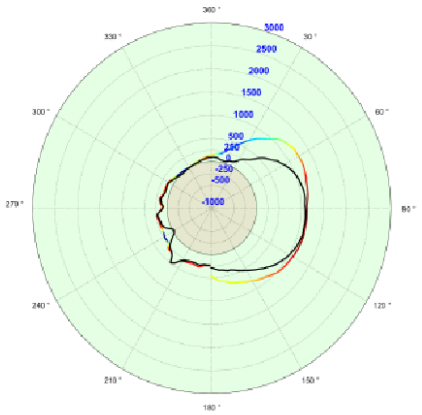


2^{eme} tour = 0.52 s.

Pied Avant



Pied Arriere



Evaluation des déterminants biomécaniques du départ en BMX :

vers une optimisation de la performance

35s : la durée moyenne d'une course de BMX à haut-niveau. Comme toute discipline de l'ordre du sprint, le départ joue un rôle crucial dans le déroulé de la course. Cette conjecture s'applique d'autant plus en BMX, car cette course comprend plusieurs spécificités, notamment la piste parsemée de bosses et virages relevés, lesquelles limitent les remontées en pleine course. Si la recherche des déterminants de la performance en cyclisme est un sujet largement étudié, certaines disciplines spécifiques – telles que le BMX – sont encore peu abordées. Et plus encore, la majorité de ces études sont conduites en laboratoire dans des conditions parfois éloignées de la réalité de la pratique.

Dans ce contexte, cette thèse étudie les déterminants (bio) mécaniques de la performance lors du départ en BMX par une approche d'analyse *in situ* de la technique de pédalage. Deux études, conduites sur une cohorte de 8 pilotes élites, ont permis de caractériser la technique de pédalage. Elles ont également mis en avant la plus-value d'une analyse tridimensionnelle. En effet, l'indice d'efficacité de la force de pédalage, lorsqu'il tient compte de la composante médio-latérale, permet de mieux rendre compte du lien entre technique individuelle de pédalage et performance (Etude 1). Quant à la technique gestuelle des pilotes, les résultats ont mis en avant d'importants moments d'abduction aux articulations du genou et de la hanche (Etude 2). Une analyse des séries temporelles, combinant cartographie statistique paramétrique (SPM) et algorithme de classification automatique (clustering), a permis de révéler deux sous-groupes de pilotes et là encore d'éclairer les liens entre technique et performance. Le point d'orgue de ces deux études réside dans la mise au point d'une fiche de suivi des pilotes à destination des entraineurs, laquelle fait état de la fertilisation croisée de la collaboration entre l'expertise accrue des entraineurs et les connaissances scientifiques issues de ces deux études. Enfin, le dernier chapitre initie une approche de simulation directe par contrôle optimal. Il comprend notamment le développement d'un modèle de roue spécifique.

***Mots clés** : Cyclisme, Modélisation multi-corps, Cinématique/Dynamique articulaire, Analyse de séries temporelles, Simulation, Facteurs de performance.*

Performance factors of the BMX gate start: a multibody system dynamics approach

35s: the average duration of a high-level BMX race. Like any sprint discipline, the start plays a crucial role in the running of the race. This conjecture applies all the more in BMX as the track includes several specificities such as a starting ramp, jumps, pump and rhythm sections and berms. Hence, a competitive advantage is gained by being ahead of the field at the bottom of the ramp. While research into performance factors in cycling is a widely studied topic, some specific disciplines – such as BMX – are still poorly addressed. Moreover, the majority of these studies are conducted in the laboratory under conditions that are sometimes far from the reality of practice.

Hence, this thesis studies the (bio)mechanical performance factors of the BMX gate start. Specifically, the pedalling technique was studied in an ecological environment and all studies were directed to maintain a coach/athlete-centric focus. These studies highlight the added value of conducting a three-dimensional analysis. Indeed, the index of pedal force effectiveness, when including the mediolateral force, is more correlated to performance and relevant to distinguish groups linked to performance (Study 1). Also, the dynamic analysis of pedalling motion highlights important abduction moments at the knee and hip joints (Study 2). A functional data analysis merging a statistical parametric mapping analysis (SPM) and a clustering analysis, revealed two sub-groups of pilots that, again, shed light on the links between technique and performance. The culmination of these two studies is the development of a follow-up sheet for pilots and coaches. This report highlights the cross-fertilisation of the collaboration between coaches' expertise and the scientific knowledge provided by these studies. The final chapter establishes the foundation of a dynamic simulation and specifically develops a new tire model.

***Keywords:** Cycling, Joint kinematics/dynamics, Functional Data Analysis, Simulation, Biomechanics, Pedalling technique*.