

THÈSE

Pour l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS
UFR des sciences fondamentales et appliquées
Pôle poitevin de recherche pour l'ingénieur en mécanique, matériaux et énergétique - PPRIMME
(Poitiers)
(Diplôme National - Arrêté du 25 mai 2016)

École doctorale : Sciences et ingénierie en matériaux, mécanique, énergétique et aéronautique -
SIMMEA (Poitiers)
Secteur de recherche : Biomécanique & Bio-ingénierie

Présentée par :
Mathieu Ménard

Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique

Directeur(s) de Thèse :
Patrick Lacouture, Mathieu Domalain

Soutenue le 13 octobre 2016 devant le jury

Jury :

Président	William Bertucci	Maître de conférences, Université de Reims
Rapporteur	Philippe Rouch	Professeur des Universités, Arts et Métiers ParisTech
Rapporteur	Denis Rancourt	Professeur des Universités, Université de Sherbrooke, Canada
Membre	Patrick Lacouture	Professeur des Universités, Université de Poitiers
Membre	Mathieu Domalain	Maître de conférences, Université de Poitiers
Membre	Guillaume Rao	Maître de conférences, Université d'Aix-Marseille

Pour citer cette thèse :

Mathieu Ménard. *Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique* [En ligne]. Thèse Biomécanique & Bio-ingénierie. Poitiers : Université de Poitiers, 2016. Disponible sur Internet <<http://theses.univ-poitiers.fr>>

THÈSE

Pour l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE POITIERS

Faculté des Sciences Fondamentales et Appliquées

Diplôme National - Arrêté du 7 août 2006

Ecole Doctorale Sciences et Ingénierie en Matériaux, Mécanique, Energétique et Aéronautique

DOMAINE DE RECHERCHE : Biomécanique & Bio-Ingénierie

Présentée par

Mathieu Ménard

**Effet de la posture sur la performance et la prévention
des blessures en cyclisme**
Apport de la modélisation musculo-squelettique

Directeur de thèse : **M. Patrick Lacouture**

Co-direction : **M. Mathieu Domalain**

Soutenue le 13 octobre 2016

Devant la commission d'examen

JURY

M. Philippe Rouch	Professeur d'université	Arts et Métiers Paris Tech	Rapporteur
M. Denis Rancourt	Professeur d'université	Université de Sherbrooke	Rapporteur
M. Guillaume Rao	Maître de conférences	Université d'Aix-Marseille	Examineur
M. William Bertucci	Maître de conférences	Université de Reims	Examineur
M. Mathieu Domalain	Maître de conférences	Université de Poitiers	Examineur
M. Patrick Lacouture	Professeur d'université	Université de Poitiers	Examineur

Pour mes parents,
A Carine,





“In an athlete with a recurrent overuse injury, we could “see” the loads being placed upon bones and joints during movement and how these loads are altered during rehabilitation. Imagine what could be done with such information”.
Ahmet Erdemir (2007)





REMERCIEMENTS

Ce travail de thèse a été réalisé au sein de l'équipe **Robotique Biomécanique Sport Santé (RoBioSS)** du département D3 (Génie Mécanique et Systèmes Complexes) de l'Institut Pprime (UPR 3346). Je remercie Yves Gervais, directeur de l'Institut et Said Zeghloul, directeur du département, de m'avoir accueilli dans le laboratoire.

Je tiens à remercier les membres de ce jury. Merci aux professeurs Philippe Rouch et Denis Rancourt pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail de thèse en acceptant d'en être les rapporteurs. Merci également à Messieurs William Bertucci et Guillaume Rao, les examinateurs de ce travail.

Je ne remercierai jamais assez mes deux directeurs de thèse Mathieu Domalain et Patrick Lacouture sans qui ce travail n'aurait pas pu être possible. Leur savoir, leur confiance mais surtout leur patience ont été primordiales dans la construction de ce travail. Ils ont animé mon goût de la recherche et m'ont inculqué objectivité et rigueur scientifique sans jamais remettre en cause mes convictions de clinicien.

Je remercie également l'ensemble des membres de l'équipe RoBioSS du laboratoire PPRIME : Laetitia, Floren et Tony ainsi que mes collègues et anciens collègues doctorants : Alexis, Marien, Franco, Sébastien, Julien, Arsène et David.

Je tiens également à exprimer ma plus profonde reconnaissance à pour notre ingénieur de recherche, Arnaud Decatoire, pour ses longues heures à me former à la programmation et sans qui, ce travail n'aurait pas été le même.

Je tiens également à remercier François et Jean François du Centre d'Analyse d'Image de la Performance sportive (CAIPS) basé au sein du CREPS de Boivre auprès desquels j'ai effectué mon stage de master 2.

Je n'oublie pas mes professeurs en Ostéopathie, Thierry Jallais et Stéphane Niel qui m'ont enseigné plus qu'un métier mais une passion et m'ont transmis le goût de l'Anatomie et de la Biomécanique.

J'ai une pensée tout particulière mes parents et mes frères pour le soutien depuis le début de mes études et qui ont supporté mes états d'âme tout au long de mon cursus. La lecture de ce document vous permettra sans doute de mieux saisir la soif de connaissance qui m'anime.

Je tiens enfin à remercier Carine, pour son soutien sans faille et pour son amour.

Finalement, à tous les lecteurs de ce travail ...



SOMMAIRE

Avant-Propos.....	11
Introduction	13
Chapitre I. Revue de Litterature.....	17
I.1. La performance sportive.....	17
I.2. L'analyse du mouvement	18
I.3. Le positionnement du cycliste : un élément clé	24
I.4. Les troubles musculo-squelettiques en cyclisme	29
I.5. La modélisation musculo-squelettique.....	41
Chapitre II. Mesure et optimisation des paramètres biomécaniques encyclisme.....	51
II.1. Introduction.....	51
II.2. Matériels de mesure	53
II.3. Méthode	59
II.4. PARTIE 1 : Méthodologie permettant la mesure des efforts extérieurs.....	60
II.5. PARTIE 2 : Optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique	64
II.6. PARTIE 3 : Optimisation de la mesure des efforts extérieurs.....	66
II.7. Discussion et limites	76
II.8. Conclusion	80
Chapitre III. Influence du recul de selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage.....	83
III.1. Introduction	83
III.2. Méthodologie de l'expérimentation.....	84
III.3. Résultats.....	92
III.4. Discussion.....	95
III.5. Limites	97
III.6. Conclusion	98
Chapitre IV. Influence du recul de selle sur les forces articulaires estimées au genou	101
IV.1. Introduction	101
IV.2. Méthodologie de l'étude.....	106
IV.3. Méthodologie utilisé pour le calcul des forces articulaires	111
IV.4. Résultats	116
IV.5. Discussion	122
IV.6. Limites.....	126
IV.7. Conclusion.....	130
Chapitre V. Déterminants biomécaniques et effet du recul de selle sur le syndrome de la bandelette ilio-tibiale.....	133
V.1. Introduction.....	133
V.2. Méthodologie.....	137
V.3. Résultats.....	140
V.4. Discussion.....	146
V.5. Limites	151



V.6. Conclusion	152
Conclusion.....	155
Perspectives	159
Publications	167
Références bibliographiques	171
Annexes	195
Table des matières	203



AVANT-PROPOS

Suite à une formation clinique en Ostéopathie, mon inscription en master puis en doctorat a été guidée par la volonté de mieux comprendre l'effet des techniques manuelles sur le système musculo-squelettique. Notre formation de clinicien nous donne les outils théoriques et techniques pour prendre en charge les troubles fonctionnels musculo-squelettiques inhérents au suivi des sportifs (diagnostic, traitement, et prévention des récurrences). Cependant, la compréhension du lien entre les causes de survenue des blessures et la prise en charge reste parfois inexistante dans notre formation.

Une partie des techniques employées par notre profession reste basée essentiellement sur l'expérience de nos Pairs ou sur les travaux cliniques de précurseurs en Ostéopathie (Magoun and Sutherland, 1951; Still, 1899). Ceci ne remet pas leur efficacité en cause mais ne permet pas une intégration de notre profession dans une démarche scientifique.

« The time has come for the practical man to lay down all undemonstrable theories and prove what he says by what he does » (Still, 1910).

Bien sûr, nous partageons avec maintes disciplines scientifiques (Physiologie, Biomécanique, Anatomie) la même thématique d'étude : le corps humain. Cependant au vu de sa complexité, on saisit l'envie de ces disciplines à scinder cette thématique pour l'examiner partie par partie. Or, le lien entre ces parties est décisif.

L'intervention en amont, et notamment dans la compréhension des pathomécanismes est une étape nécessaire et première pour l'étude subséquente de l'effet des techniques ostéopathiques sur le système musculo-squelettique. Pour cela, les outils utilisés en Biomécanique peuvent permettre de mieux comprendre le fonctionnement du système musculo-squelettique afin de proposer des hypothèses sur certains mécanismes à l'origine de la survenue des blessures.





INTRODUCTION

Peu importe le type d'activité sportive ou le niveau de pratique, le sportif et son équipe sont invariablement à la recherche d'une amélioration de sa performance, tout en préservant son intégrité physique. Cette motivation est au centre de multiples études scientifiques et techniques.

En cyclisme, la performance sportive est étroitement liée à l'optimisation du matériel (vélo, habits, casque). Elle s'accompagne également d'un perfectionnement des capacités physiques et techniques du cycliste, mises au service d'une technique de pédalage. Néanmoins, de nombreux facteurs exposent le cycliste aux risques de Troubles Musculo-Squelettiques (Lopes et al., 2012): répétition du geste à haute intensité, répétition des entraînements, matériel utilisé et posture du cycliste. Des inadéquations peuvent venir se glisser entre ces différents facteurs et perturber sa performance et sa santé.

Dans ce contexte, un compromis doit être trouvé entre l'amélioration de la performance et la prévention des blessures.

Plusieurs questions sont donc primordiales :

- Quels sont les paramètres à étudier pour optimiser la performance et prévenir l'apparition des TMS ?
- Quels liens existent-t-il entre ces paramètres pour une pratique du cyclisme performante tout en évitant la blessure ?

Bien que peu novatrices, ces problématiques demeurent en suspens malgré la quantité de travaux menés sur le sujet. Il persiste notamment un manque d'analyses scientifiques sur le rationnel de nombreux protocoles thérapeutiques en lien avec la prise en charge des TMS (Grol and Grimshaw, 2003; Hatala and Guyatt, 2002; Sackett and Rosenberg, 1995).

Des mesures *in situ* et *in vivo* sont nécessaires pour déterminer les mécanismes des blessures. La force musculaire restant très difficile à mesurer, la modélisation musculo-squelettique a pour objectif de pallier cette difficulté en apportant des éléments de compréhension supplémentaires sur la contribution des différentes structures (géométrie articulaire, muscles, tendons, ligaments, etc.). Ainsi ce travail de thèse s'inclut dans cette problématique générale à partir de la modélisation musculo-squelettique des membres inférieurs au cours du mouvement de pédalage.

Ces problématiques restent également un passage obligé pour comprendre la mécanique des mouvements humains, l'optimisation de la technique gestuelle, le contrôle de ces mouvements, autant d'éléments influents dans la recherche de performance.

Par ailleurs, ce travail de thèse s'inscrit dans la continuité des travaux de recherche conduits au laboratoire depuis 15 ans sur la problématique du cyclisme (Bernard, 2015; Boucher, 2005; Leclerc Riquet, 2001).



Les études antérieures menées au sein de l'équipe nous ont permis d'appréhender les questions propres à la production de la force à la pédale et à l'évaluation énergétique mécanique du mouvement de pédalage grâce au développement d'une plateforme expérimentale sur laquelle, avec certaines évolutions, j'ai pu conduire l'ensemble des expérimentations. Nous proposons d'aborder ces enjeux en nous focalisant sur l'influence du recul de selle sur la performance et sur deux syndromes majeurs en cyclisme que sont le syndrome fémoro-patellaire et le syndrome de la bandelette ilio-tibiale.

Plan de la thèse

Les enjeux proposés sont à la fois d'ordre méthodologique et applicatif. Le manuscrit s'organise de la façon suivante :

Le chapitre I réalise un état des lieux des principaux concepts et notions fondamentales sur lesquels reposent nos travaux.

Le chapitre II décrit la station expérimentale qui constitue un outil de premier choix pour investiguer les problématiques scientifiques et techniques liées au mouvement de pédalage. Pour autant son utilisation requiert préalablement une expertise métrologique. Nous proposons une méthodologie de collecte des données provenant des cinq capteurs intégrés à l'ergocycle. Ces avancées méthodologiques ont ainsi permis de mener une analyse de la performance et de la prévention des troubles musculo-squelettiques lors du mouvement de pédalage.

Dans le chapitre III, nous étudions les effets du recul de selle sur la performance à travers deux indices : l'indice d'efficacité de la force à la pédale et un indice du travail mécanique externe que nous proposons.

Dans le chapitre IV, nous confrontons ces résultats au regard des risques encourus au genou. Pour cela, nous développons un modèle musculo-squelettique spécifique à l'activité cyclisme afin d'évaluer les forces musculaires et les forces articulaires qui mobilisent cette articulation.

Le chapitre V décrit la méthodologie mise en place pour la compréhension et l'évaluation du risque de survenue du syndrome de la bandelette ilio-tibiale en cyclisme. Des développements sont proposés afin d'estimer les efforts d'interaction entre un tendon et un point de passage intermédiaire au niveau du segment osseux.

Pour finir, une conclusion générale et des perspectives de recherche clôturent ce manuscrit.



CHAPITRE I

REVUE DE LITTERATURE





CHAPITRE I. REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour objectif de préciser les différents concepts abordés en s'appuyant sur une revue de littérature qui justifie certains paramètres et orientations de recherche choisies.

I.1. La performance sportive

I.1.1. Définition

Il existe de nombreuses définitions de la performance sportive. Nous en avons retenu trois :

- « La performance sportive exprime les possibilités **maximales** d'un individu dans une discipline **à un moment donné** de son développement. » (Platonov, 1988).
- « 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** » (Weineck and Handschuh, 1996).
- « Est considérée comme performance une **action motrice**, exprimant les possibilités **physiques et mentales** d'un sujet. On peut parler de performance, quel que soit le niveau de réalisation, dès l'instant où l'action **optimise** le rapport entre les **capacités physiques** d'une personne et une **tache sportive** à accomplir » (Billat, 2003).

Ces définitions expriment plusieurs notions fondamentales en lien avec la performance. Les notions de « maximales », « à un moment donné », « cadre complexe », « facteurs spécifiques », « action motrice », et « optimise le rapport entre les *capacités physiques d'une personne et une tache sportive* » soulignent la complexité de la performance sportive. Cette dernière est donc multifactorielle: elle prend en compte aussi bien les capacités physiques et mentales de l'individu et la complexité de la réalisation d'une tâche. La dimension multifactorielle tend à unir les approches scientifiques propres aux champs de la physiologie, de l'anatomie, de la psychologie et de la biomécanique avec la difficulté d'intégrer l'ensemble des résultats trouvés pour une meilleure compréhension des facteurs spécifiques de la performance. Il y a un réel besoin d'indicateurs fiables pour la compréhension et le suivi de la performance. Mais le développement d'une approche pluridisciplinaire passe, préalablement, par la compréhension des concepts propres à chacun des champs disciplinaires.



I.1.2. La performance en cyclisme

En cyclisme, la performance sportive est, en premier lieu, liée à l'amélioration des capacités physiques du cycliste et à l'optimisation du matériel sportif.

Concernant l'amélioration des capacités physiques, plusieurs paramètres sont communément étudiés, à savoir :

- l'activité musculaire par l'électromyographie de surface (EMG) (Bini et al., 2008; Chapman et al., 2008; Diefenthaler et al., 2011; Hug and Dorel, 2009),
- la fonction respiratoire par la mesure de la consommation d'oxygène (Dorel et al., 2003; Garside and Doran, 2000; Nordeen-Snyder, 1976; Skovereng et al., 2016; Welbergen and Clijsen, 1990),
- l'aérodynamisme par la mesure de la traînée aérodynamique ou de la résistance de roulement et du poids du corps sur la vitesse de déplacement (Bertucci et al., 2013; Crouch et al., 2014; Fintelman et al., 2015) ,
- le niveau de confort et d'inconfort par la mise en place de normes comme par exemple la norme ISO2631-1:1997, (Bertucci et al., 2015; Vanwalleghem et al., 2012, 2014; Verma et al., 2016).

Concernant le matériel, de nombreux travaux se sont penchés sur le développement de nouvelles cales (Hintzy et al., 1999; Wheeler et al., 1995), l'évolution de la géométrie du cadre (Zdravkovich, 1992), sur la forme et la position de la selle (Bressel et al., 2009; Jeong et al., 2002) et sur l'utilisation de nouveaux pédaaliers de forme ovale (Carpes et al., 2009; Strutzenberger et al., 2014). Ces études insistent sur l'importance du matériel grâce à l'analyse de leurs influences sur les paramètres biomécaniques tels que la force générée à la pédale, le couple et la puissance mécanique externe développés au pédalier, la cinématique des membres inférieurs ou encore les moments articulaires.

Elles ont également un enjeu commun : cerner les déterminants clés de la performance afin que leurs évaluations intègrent les protocoles d'entraînement. Mais au centre de cette problématique, il y a le mouvement en tant que tel, le pédalage.

I.2. L'analyse du mouvement

I.2.1. Un mouvement : le pédalage

Du point de vue de l'entraîneur, « Pédaler *n'est* pas un acte anodin, cela ne se résume pas simple fait *d'appuyer sur les pédales pour faire tourner* le pédalier (Grappe, 2009).

L'étude de la technique de pédalage est portée par de nombreux de travaux de recherche (Cannon et al., 2007; Kautz et al., 1991; Korff et al., 2007; Theurel et al., 2012). Néanmoins, sa compréhension est toujours en évolution, notamment grâce aux avancées technologiques et matérielles toujours plus performantes et plus faciles d'accès.



L'étude du pédalage est présente depuis le 20^{ème} siècle avec l'utilisation du premier ergocycle (Krogh and Lindhard, 1913) qui permet d'en reproduire le mouvement et d'en faciliter l'étude en laboratoire. Les avancées technologiques ont depuis permis une évolution des ergocycles. Ces derniers reproduisent aujourd'hui fidèlement les conditions de pratique du cyclisme sur route (Bertucci et al., 2007, 2011; Chakravorti et al., 2014).

Utilisés pour la recherche mais aussi pour l'entraînement, ils permettent aussi de varier la position du cycliste sur son vélo, de moduler la résistance au mouvement et de contrôler certains paramètres tels que la cadence, la puissance mécanique externe, la résistance, etc.

La recherche en cyclisme a profité des avancées sur la mesure du mouvement humain dépendante des outils de mesure (caméras, capteurs de force) mais aussi sur les méthodologies d'identification du mouvement humain. Un système de caméras optoélectroniques mesure, dans un champ de mesure calibré, le déplacement de marqueurs réfléchissants placés sur le cycliste.

Il est ainsi possible de déterminer le déplacement des différents segments lors du mouvement en trois dimensions. Associée à cette mesure cinématique, la technologie moderne en capteurs dynamiques donne accès aux efforts extérieurs¹ en trois dimensions, appliqués sur les différentes zones d'interaction entre le cycliste et son vélo : la selle, le cintre et les pédales.

Dans le chapitre II, nous présenterons la station de mesure développée au sein du laboratoire depuis plusieurs années et complétée au début de notre recherche par l'acquisition de nouveaux capteurs pour quantifier les forces et les moments au niveau de la selle et du cintre (paragraphe II.2.1.1). L'acquisition de ces nouveaux capteurs a donné suite à une réflexion sur la qualité de la mesure mise en œuvre. Ces données sont essentielles pour interpréter fidèlement les phénomènes étudiés.

I.2.2. Approche mécanique de la tâche de pédalage

L'environnement du cycliste associé à son vélo, solide (la route) et fluide (l'air), offre des résistances que le cycliste doit combattre pour rouler à une vitesse donnée.

Cet environnement génère une **puissance mécanique résistive** $P_{rés.}$ (W) occasionnée principalement par les effets aérodynamiques, et le cycliste doit produire au pédalier **une puissance mécanique motrice** $P_{mot.}$ (W), aussi appelée **puissance mécanique externe**, telle que :

$$P_{mot.} \geq P_{rés.} \quad (1)$$

Pour cela le cycliste doit créer un **couple moteur au pédalier** $\tau_{mot.}$ (N.m) associé à une **vitesse angulaire** du pédalier $\omega_{péd.}$ aussi appelée vitesse de rotation ou cadence de pédalage ($tr.min^{-1}$), telle que :

$$P_{mot.} = \tau_{mot.} \omega_{péd.} \quad (2)$$

¹ On entend par efforts extérieurs les forces et moments externes qui s'exercent sur le cycliste.



Le couple moteur est dépendant de la force produite à la pédale et plus précisément de sa composante perpendiculaire à la manivelle nommée **force utile**². En conséquence, un premier niveau d'évaluation de la performance « mécanique » du cycliste peut se faire, soit à partir de la mesure de l'intensité de la force utile et de la vitesse de rotation du pédalier, soit à l'aide du calcul de la puissance délivrée au pédalier.

Pour faciliter la lecture et l'interprétation des paramètres dans l'analyse de la tâche de pédalage, la rotation du pédalier est découpée en secteurs angulaires décrivant un cycle de pédalage. La Figure 1 illustre ce découpage.

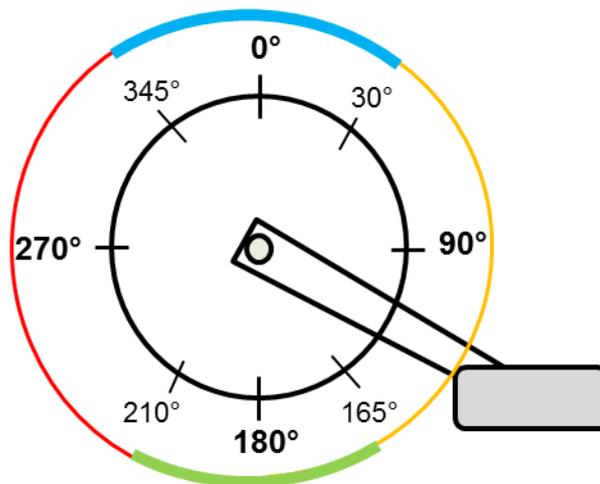


Figure 1 Un cycle de pédalage découpé en 4 cadrans ainsi qu'en 4 phases: les deux phases de transitions haute et basse (en bleu et en vert, respectivement) et les deux phases d'appui (jaune) et de traction (en rouge).

Celui-ci peut être défini par quatre secteurs, initiés lorsque l'une des deux pédales est en position haute, référence 0° par rapport à la direction verticale passant par l'axe du pédalier (Bini, 2011; Kautz and Hull, 1993; Neptune and Hull, 1999).

Si ce découpage facilite la lecture, le cycle peut également être découpé en secteurs angulaires qui définissent cette fois-ci quatre phases fonctionnelles : deux phases de transition, une phase dite d'appui et une phase dite de retour (Burke, 2003) comme illustré en couleur sur la Figure 1:

- **Une phase d'appui ou de descente de la manivelle** (en jaune) ou communément appelée «phase de poussée» au cours de laquelle la force exercée sur la pédale produit un couple moteur au pédalier. Certains auteurs délimitent ce secteur entre ~30°~165°. Ces valeurs sont des ordres de grandeurs qui dépendent du cycliste.

² La force utile est aussi appelée force effective, force active ou force normale.



- **Une phase de transition basse** (en vert) correspond à la transition entre l'extension du genou et la flexion du genou au cours de laquelle l'intensité de la force produite à la pédale est faible ($\sim 165^\circ$ - 210°) ;
- **Une phase de retour ou de traction** (en rouge), caractérisée par la remontée de la manivelle au cours de laquelle l'intention du cycliste est de créer un couple toujours moteur au pédalier. Cette phase se situe entre 210° - 345° ;
- **Une phase de transition haute** (en bleu) qui clôture le cycle de pédalage ($\sim 345^\circ$ - 30°). Elle caractérise le passage entre la phase de flexion et d'extension de l'articulation genou. En opposition à la troisième phase, cette phase est aussi la phase de transition entre la flexion et l'extension de la hanche. Dans cette phase, le couple produit au pédalier est faible.

Ce découpage se base sur l'intensité de la force utile produite à la pédale et sur les phases d'extension/flexion des articulations, hanche et genou.

En conséquence, ce découpage dépend du cycliste, de sa technique de pédalage et des conditions qui lui sont imposées (cadence, puissance, etc.).

Pour la présentation des résultats, nous optons pour le découpage le plus utilisé dans la littérature, initialisant le cycle de pédalage à 0° avec la manivelle droite en position haute.

Quant à l'interprétation des résultats, le découpage en zone de transition permet de rapporter des résultats en fonction des zones clé du cycle de pédalage.

Parmi les indicateurs de performance utilisés au cours de ce travail, nous étudions **l'indice d'efficacité relatif à la force utile**, reflet selon nous de l'efficacité du mouvement de pédalage.

Le terme "**efficacité du mouvement**" est littéralement utilisé pour désigner le résultat attendu. Appliqué au mouvement de pédalage, l'efficacité est la capacité du cycliste à exercer une force utile et maximale à la pédale. A la différence du terme "**efficience**" qui est l'aboutissement au résultat, à l'objectif, grâce à la meilleure utilisation des ressources disponibles, très utilisé pour les aspects physiologiques³ de la performance motrice.

I.2.3. Notion de force utile et travail mécanique externe

A partir de l'enregistrement des forces appliquées par le cycliste au niveau des pédales, l'indice d'efficacité de la force utile est évalué par le rapport entre l'intensité de la force utile et la norme de la force totale⁴ mesurée au cours du cycle (Coyle et al., 1991; Davis and Hull, 1981; Kautz and Hull, 1993; Sanderson, 1991). Il évalue la qualité de production de force à la pédale l'indice d'efficacité de la force utile à la pédale est très utilisé (Dorel et al., 2008; Grappe, 2009).

³ Mesure des gaz expirés, lactactémie, fréquence cardiaque.

⁴ On emploie aussi le terme de force résultante.



Généralement la force appliquée à la pédale est décomposée en deux composantes (2D): une composante dite **utile** qui crée la rotation du pédalier⁵ et une composante non propulsive⁶ comme présentée sur la Figure 2.

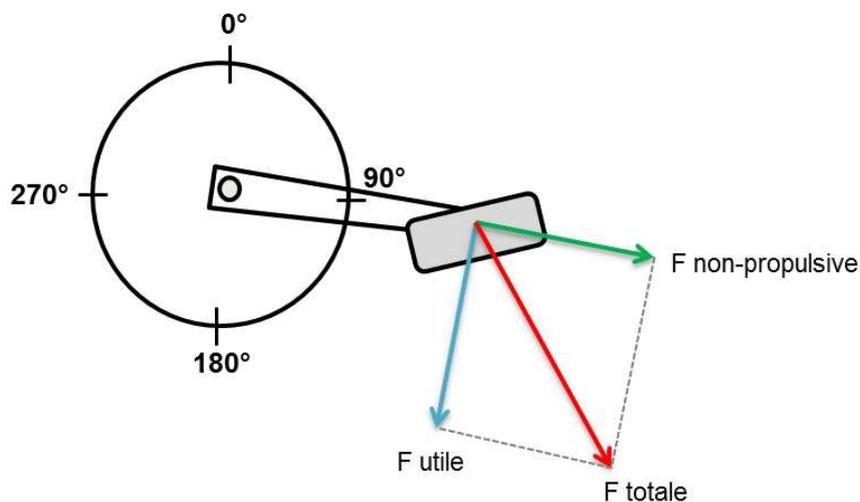


Figure 2 Représentation schématique de la notion de 'force utile' à la manivelle. La force totale (en rouge) produite par le cycliste et appliquée à la manivelle peut être décomposée en une force utile (en bleu) et une force non-propulsive (en vert).

Cet indice fait référence dans le monde professionnel cyclisme pour analyser la force appliquée à la pédale (Dorel et al., 2008; Grappe, 2009). Cet indice est très souvent calculé à partir de capteur 2D mais il existe encore peu d'étude utilisant des pédales 3D.

Cependant cet indice ne renseigne pas sur l'intensité de la force produite ; la valeur de l'indice⁷ peut être égale à 1 (efficacité maximale), mais associé à une faible intensité de force, la production de puissance sera alors toute relative. De plus, il ne donne aucune information quantitative et qualitative sur les aspects énergétiques et musculaires mis en jeu pour produire cette force.

L'aspect énergétique du mouvement de pédalage est communément analysé à travers la consommations des gaz expirés (Coyle et al., 1991; Groot et al., 1994; Price and Donne, 1997; Ting et al., 1999) ou à travers la puissance mécanique externe (Abbiss et al., 2009; Bertucci et al., 2005; Gardner et al., 2004; Wooles et al., 2005). Cette dernière est moyennée par cycle et évaluée au pédalier (Böhm et al., 2008; Ettema and Loràs, 2009).

Plusieurs capteurs mesurent cette puissance comme par exemple le capteur SRM que nous décrivons plus précisément au paragraphe II.2.1.2.

⁵ Cette composante est perpendiculaire à la manivelle (Figure 2).

⁶ Cette composante non propulsive est parallèle à la manivelle et ne crée aucun couple.

⁷ L'indice d'efficacité total est rapporté entre 0 et 1 ou en pourcentage de 0 à 100% selon les auteurs.



En revanche, ce type d'information ne rend pas compte de l'évolution du travail et/ou de la puissance mécanique externe au cours du cycle de pédalage. La vitesse instantanée de rotation du pédalier évolue au cours du cycle et n'est donc pas constante comme le suppose, par exemple, le SRM.

Ce qui implique qu'au cours du cycle, le couple et la puissance vont varier au cours d'un même cycle et au cours des cycles, puisque dépendants de la position de la manivelle.

La Figure 3 illustre l'évolution de la puissance mécanique externe lors d'un cycle de pédalage à cadence et puissance mécanique externe constantes (90 tr/min et 200 W).

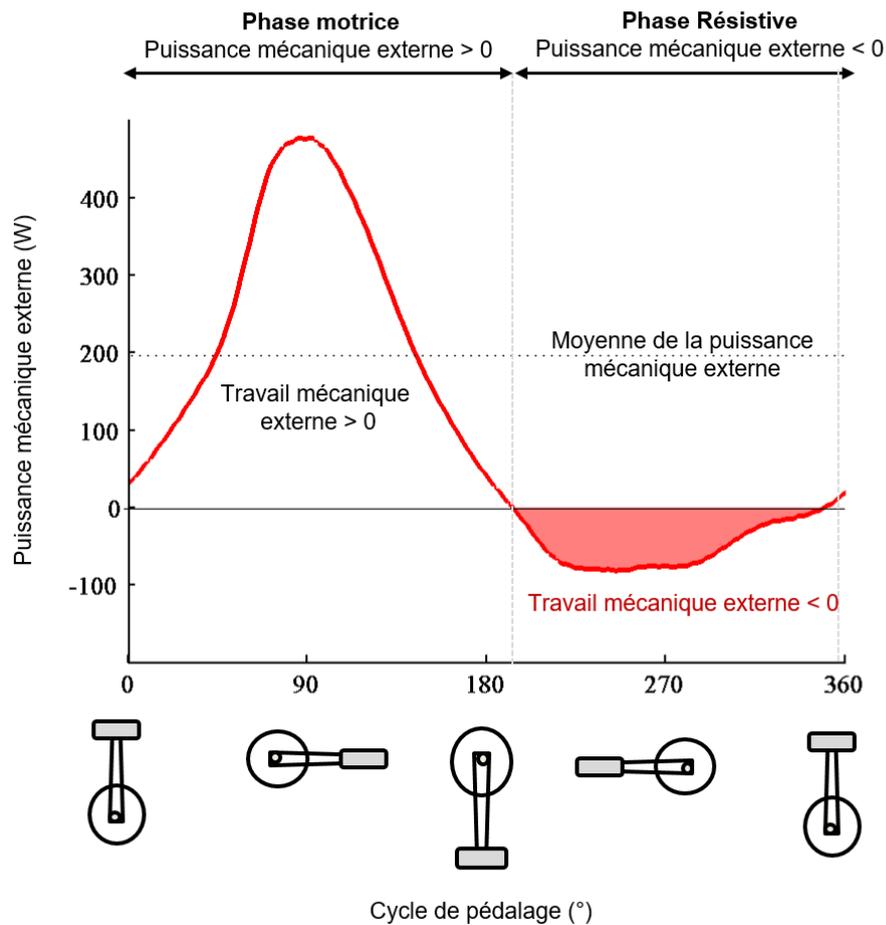


Figure 3 Evolution de la puissance mécanique externe au cours d'un cycle de pédalage à droite. Deux phases sont distinguées, une phase motrice durant laquelle la puissance est positive et une phase résistive où la puissance est négative. Le travail mécanique externe positif correspond à l'aire sous la courbe lorsque la puissance est positive et inversement (en rouge sur la figure) pour le travail mécanique externe négatif.

Il est communément décrit une phase motrice (puissance mécanique externe est positive) et une phase résistive (puissance mécanique externe est négative).

L'indice du travail mécanique externe, que nous décrirons précisément dans le paragraphe III.2.3.3, prend en compte les travaux mécaniques externes positifs et négatifs produits par le cycliste.



En effet, dans la phase dite de traction, qui correspond à la phase de remontée de la pédale (180°-360°), bien que l'intention du cycliste soit de créer un couple moteur, en réalité, il n'en est rien. Durant cette phase, le travail produit au pédalier (Figure 3) n'est que dans de très rares cas moteur et généralement il reste résistif (Bernard, 2015).

L'analyse du travail mécanique externe apporte une analyse complémentaire. Cette double approche que nous proposons au paragraphe III.2.3.3, en associant à l'indice d'efficacité de la force utile et l'indice du travail mécanique externe, est utilisée pour étudier l'influence du positionnement du cycliste sur son vélo du point de vue de sa performance.

I.3. Le positionnement du cycliste : un élément clé

La posture fait partie des débats récurrents qui anime la communauté scientifique et sportive du monde du cyclisme. Il suffit de regarder le positionnement de certains coureurs lors d'une épreuve comme le Tour de France pour comprendre que le positionnement du cycliste est un élément clé à prendre en compte. Le débat resurgit notamment lorsqu'un coureur utilise une nouvelle position pour gagner quelques secondes. La Figure 4 illustre plusieurs positions adoptées par Chris Froome⁸ cette année à l'occasion du tour de France 2016, lors du deuxième contre la montre (position dite « aérodynamique ») ou sa position lors de la descente vers Bagnères de Luchon (pédalant alors en position assise sur le cadre ou position dite « de l'œuf »).



Figure 4 Les différentes positions adoptées par Chris Froome. De gauche à droite, la position dite « classique » adoptée dans le peloton, la position dite de « l'œuf », et la position « aérodynamique ».

⁸ Chris Froome est le vainqueur du Tour de France 2016



I.3.1. Réglementation du positionnement du cycliste

La pratique du cyclisme en compétition est réglementée par un certain nombre de règles édictées par l'Union Cycliste Internationale (UCI) sur le déroulement des compétitions, le matériel utilisé mais aussi sur les réglages du vélo intervenant directement dans la posture du cycliste (Union Cycliste Internationale, 2014).

La Figure 5 illustre plusieurs de ces règles. Par exemple, la longueur totale du vélo ne doit pas dépasser 1.85 m (Art.1.3.012) ou la longueur de la selle doit être comprise entre 24 et 30 cm (Art. 1.3.014).

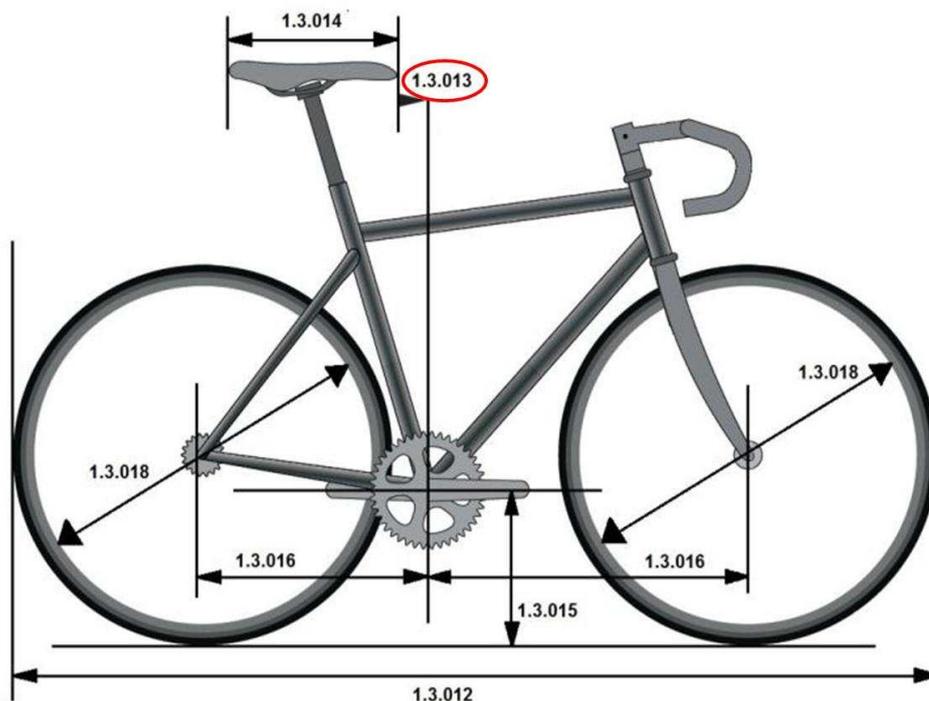


Figure 5 Réglementation de l'UCI sur les réglages du vélo. Entouré en rouge, l'article 1.3.013 réglementant le recul de la selle minimum (5cm) (Union Cycliste Internationale, 2014).

Selon nous, par l'application de ces règles, l'objectif est de faire respecter la sécurité lors des compétitions et une certaine équité sportive.

Au regard du cadre juridique des réglages imposés par l'UCI, de l'expérience des entraîneurs et des coureurs et des nombreux travaux scientifiques, le réglage du positionnement est devenu un véritable champ de recherche (Bini et al., 2012; Chapman et al., 2008; Fonda et al., 2011; Grappe et al., 1998; Jobson et al., 2008; Ramos Ortega et al., 2012). Le réglage de la position du cycliste ou Bike Fitting est aussi devenu l'argument marketing de nombreuses firmes cyclistes aussi bien auprès des professionnels cyclistes que des amateurs.



Le développement de ses structures pose de réelles interrogations sur les fondements scientifiques des recommandations promulguées auprès des cyclistes.

I.3.2. L'ajustement du vélo ou Bike Fitting

Le Bike Fitting se définit comme l'ensemble des ajustements du vélo répondant aux caractéristiques anthropométriques de l'individu afin d'améliorer son positionnement, sa performance sans oublier son confort. Les principaux paramètres ajustables du vélo sont les suivants : la hauteur de selle, le dimensionnement du cadre, la position des cales sur les pédales, la hauteur du cintre ou encore la distance cintre-selle.

Dans cadre de notre recherche, nous nous sommes focalisés sur l'effet du réglage de la selle.

I.3.3. Le réglage de la selle

Les différents réglages du positionnement de la selle sont illustrés sur la Figure 6.

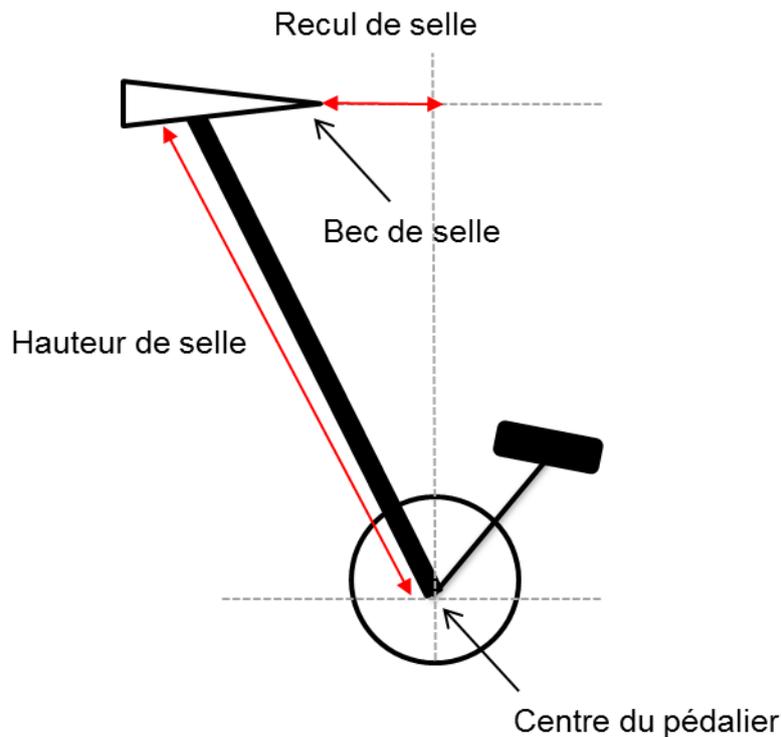


Figure 6 Mesure du recul de selle : distance entre le centre du pédalier et le bec de selle. Mesure de la hauteur de selle : distance entre le centre du pédalier et le milieu de la selle.

La selle est réglable dans les directions horizontale (recul de selle) et verticale (hauteur de selle⁹), sans changer son angle d'inclinaison dans le plan sagittal en raison de l'orientation du tube de selle¹⁰.

⁹ En cyclisme, la hauteur de selle est la distance entre le centre du pédalier et le milieu de la selle.

¹⁰ Le tube de selle est orienté en arrière.



L'une des particularités de son réglage est que si on diminue la hauteur de la selle, la selle est plus avancée¹¹ et inversement lorsque l'on augmente la hauteur de la selle, la selle est plus reculée.

La hauteur de selle a été l'un des premiers paramètres étudiés au regard de l'anthropométrie du cycliste (Hamley and Thomas, 1967). De nombreuses études ont investigué son influence sur les paramètres biomécaniques et physiologiques (Bini et al., 2011; Nordeen-Snyder, 1976; Peveler, 2008; Peveler and Green, 2011; Peveler et al., 2005, 2012; Tamborindéguy and Bini, 2011).

Afin d'obtenir une hauteur de selle « optimale », au regard de paramètres physiologiques (consommation d'O₂) ainsi que biomécaniques (angles articulaires), la hauteur de selle est calculée à partir de l'anthropométrie du cycliste (109 % de la mesure de l'entre-jambe¹² du sujet) (Ferrer-Roca et al., 2012; Peveler and Green, 2011).

On associe à cette mesure un angle de 25-35° de flexion du genou lorsque la pédale est en position basse¹³ (180° du cycle de pédalage) (Fonda et al., 2014; Holmes et al., 1994). Ce réglage est illustré sur la Figure 7.

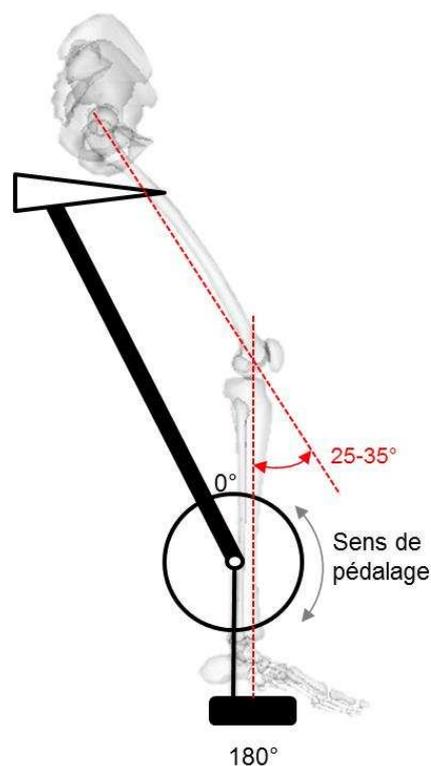


Figure 7 Réglage de la hauteur de selle. Recommandation proposée pour le réglage de l'angulation du genou lorsque la pédale est à 180° du cycle de pédalage, la manivelle est en position verticale.

¹¹ Par rapport à l'axe passant par le centre du pédalier.

¹² L'entrejambe se mesure debout en position anatomique de référence. C'est la distance entre le sol et le pubis du cycliste.

¹³ On parle aussi de position de la pédale à « 6 heure ».

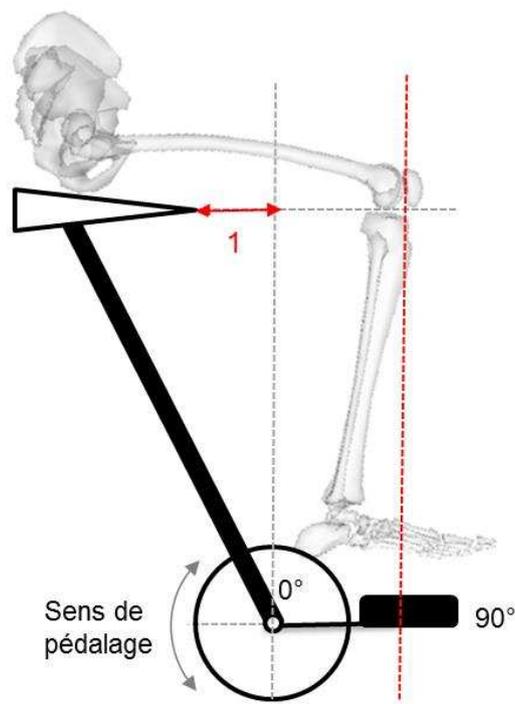


Si la hauteur est très étudiée, le réglage du recul de la selle reste plus controversé et peu de travaux de recherche l'ont analysé.

De plus, il est réglementé par l'UCI à la différence de la hauteur de selle. Nous avons donc centré notre recherche sur ce paramètre.

I.3.4. Le recul de selle

L'article 1.3.013 de la réglementation de l'UCI (Union Cycliste Internationale, 2014) impose aux coureurs cyclistes dans les compétitions une distance horizontale inférieure à 5 cm entre le pédalier et l'avant de la selle¹⁴ (article 1.3.013). Ce réglage est entouré en rouge sur la Figure 5 (p 25) et illustré sur la Figure 8.



1- Recul de selle

Figure 8 Réglage du recul de selle. Recommandation pour régler le recul de selle (méthode KOPS).

Mais à notre connaissance, l'UCI ne rapporte pas de claire justification sur les fondements de cette règle (Caddy et al., 2015). Nous pouvons néanmoins suggérer qu'elle s'appuie sur des hypothèses formulées à partir d'études épidémiologiques et cliniques (Burke and Pruitt, 2003; Callaghan, 2005; Callaghan and Jarvis, 1996; Holmes et al., 1994). Ces études justifient les recommandations sur son réglage.

¹⁴ L'avant de la selle est communément appelé « bec de selle ».



Le réglage du recul de selle est effectué de deux manières à partir de la mesure anthropométrique de la longueur de la cuisse et de l'angle du genou lorsque la pédale est à 90° du cycle de pédalage¹⁵ (de Vey Mestdagh, 1998) (Figure 8).

L'axe vertical passant par la partie la plus postérieure de la patella tombe à l'aplomb de l'axe vertical passant par le centre de la pédale (méthode « KOPS » ou Knee Over Pedal Spindle) (Callaghan, 2005; de Vey Mestdagh, 1998; Holmes et al., 1994).

La problématique d'une posture dite optimale pour développer la meilleure technique de pédalage doit se faire avec la volonté de préserver l'intégrité physique du sportif.

Plusieurs études épidémiologiques et cliniques (Asplund and St Pierre, 2004; Callaghan, 2005; Callaghan and Jarvis, 1996; de Vey Mestdagh, 1998; Holmes et al., 1994; Mellion, 2012; Silberman et al., 2005) suggèrent que le positionnement du cycliste a un rôle primordial dans la prévention des troubles musculo-squelettiques du membre inférieur en cyclisme. Cependant beaucoup de ces travaux sont basés sur des hypothèses émises au regard d'études cliniques et/ou épidémiologiques et le rationnel scientifique reste faible en publications (Dettori and Norvell, 2006).

I.4. Les troubles musculo-squelettiques en cyclisme

Il convient dans un premier temps d'identifier les possibles risques de troubles musculo-squelettiques (TMS) en lien avec le mouvement de pédalage. Selon l'Institut National de Recherche Scientifique (INRS), les TMS « *correspondent à des atteintes de l'appareil locomoteur, c'est-à-dire des muscles, des tendons, du squelette, des cartilages, des ligaments et des nerfs* ». Ces troubles n'ont pas une origine traumatique directe (à la différence de l'entorse, la fracture ou la luxation) mais « *surviennent notamment lorsque la charge de travail mécanique est supérieure à la capacité fonctionnelle des différents constituants de l'appareil musculo-squelettique* » (www.INRS.fr).

De nombreux troubles musculo-squelettiques ont été décrits en lien avec la pratique du cyclisme (Clarsen et al., 2010) : le genou est le site le plus commun des TMS. 26 à 65 % des cyclistes professionnels sont touchés au cours de leur carrière (Dahlquist et al., 2015; Dannenberg et al., 1996; De Bernardo et al., 2012; Decalzi et al., 2013; Dettori and Norvell, 2006; Oser et al., 2013; Silberman, 2013; Weiss, 1985; Wilber et al., 1995).

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Il unit l'extrémité inférieure du fémur, la face postérieure de la patella, et l'extrémité supérieure du tibia.

¹⁵ On parle aussi de position de la pédale à « 3 heure ».



Deux articulations sont décrites : une articulation entre les condyles fémoraux et le plateau tibial (**articulation fémoro-tibiale**) et une articulation entre la patella et la face antérieure de l'extrémité inférieur du fémur (**articulation fémoro-patellaire**) (Figure 9).



Figure 9 Radiographie du genou droit. Les principaux repères anatomiques sont légendés sur l'image ainsi que les surfaces articulaires des deux articulations du genou : l'articulation fémoro-tibiale et fémoro-patellaire (Palastanga and Soames, 2011).

Le genou est l'une des articulations les plus complexes du corps humain (Palastanga and Soames, 2011). Devant un tel niveau de complexité, de nombreuses simplifications sont nécessaires dans un objectif d'analyse biomécanique et de modélisation. Dans ce chapitre, un certain niveau de simplification est utilisé à des fins didactiques et de significativité clinique.

En cyclisme, deux syndromes sont inhérents à cette articulation au travers du mouvement de pédalage: le syndrome fémoro-patellaire et le syndrome de la bandelette ilio-tibiale (Asplund and St Pierre, 2004; Callaghan, 2005; Wanich et al., 2007).



I.4.1. Le syndrome fémoro-patellaire

Le syndrome fémoro-patellaire¹⁶ est une pathologie entraînant une douleur sur la partie antérieure du genou (Asplund and St Pierre, 2004). Ce syndrome ne concerne pas uniquement les cyclistes car il représente 25 à 40% de l'ensemble des problèmes de genou en médecine du sport (Witvrouw et al., 2012). Son diagnostic est tout d'abord clinique.

Plusieurs tests orthopédiques évaluent la présence ou non de ce type de syndrome (test du choc rotulien, signe du rabot, tilt patellaire, signe du rabot) et il peut être confirmé par l'imagerie médicale.

Le diagnostic différentiel du syndrome fémoro-patellaire est la tendinite patellaire, l'instabilité patellaire ou l'arthrose fémoro-patellaire, même si ces pathologies peuvent coexister. Ce syndrome touche principalement l'articulation fémoro-patellaire.

L'articulation fémoro-patellaire unie la surface articulaire fémorale située à la face postérieure de la patella et la surface patellaire située à la face antérieure de l'épiphyse distale du fémur (ginglyme). Cette articulation est au centre d'un système capsulo-ligamentaire et tendineux complexe illustré à la Figure 10.

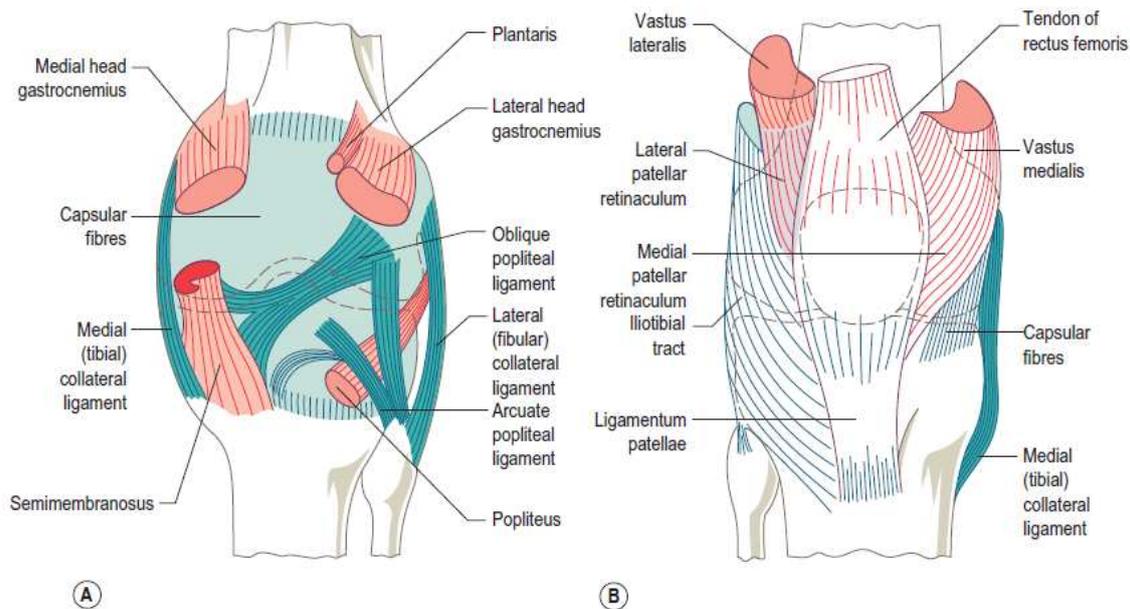


Figure 10 Vue antérieure de la capsule entourant les deux articulations du genou, l'articulation fémoro-patellaire et fémoro-tibiale. Le tendon du muscle du droit fémoral (rectus femoris) se prolonge vers le bas par le ligament patellaire (ligamentum patellae) et latéralement par les rétinaculum patellaires médiaux et latéraux (medial/lateral patellar retinaculum). Image extraite de Palastanga and Soames, (2011).

¹⁶ Ce syndrome est aussi appelé syndrome rotulien ou syndrome douloureux fémoro-patellaire (SDFP).



Le tendon du groupe musculaire quadriceps¹⁷ s'insère la partie supérieure de la patella et se prolonge latéralement par les rétinaculum patellaires médiaux et latéraux, et vers le bas par le tendon patellaire¹⁸.

Au cours de la flexion et de l'extension du genou, la patella décrit des mouvements de translation vers le haut et vers le bas par rapport à l'extrémité inférieure du fémur. Ces mouvements sont limités par le tendon quadricipital et le tendon patellaire. Lors des mouvements de rotation du genou, le déplacement de la patella est limité par les rétinaculum patellaires, la proéminence de la facette latérale de la surface patellaire du fémur et le tendon patellaire.

L'une des hypothèses mécaniques les plus répandues sur le pathomécanisme de ce syndrome est que la « charge¹⁹ » subie par le cartilage articulaire lors du mouvement est dépendante des forces « internes »²⁰ agissant sur l'articulation. La flexion croissante du genou augmente le contact entre le fémur et la patella (Salsich et al., 2012) entraînant une force d'interaction importante entre les deux segments osseux. Ce mécanisme est illustré sur la Figure 11.

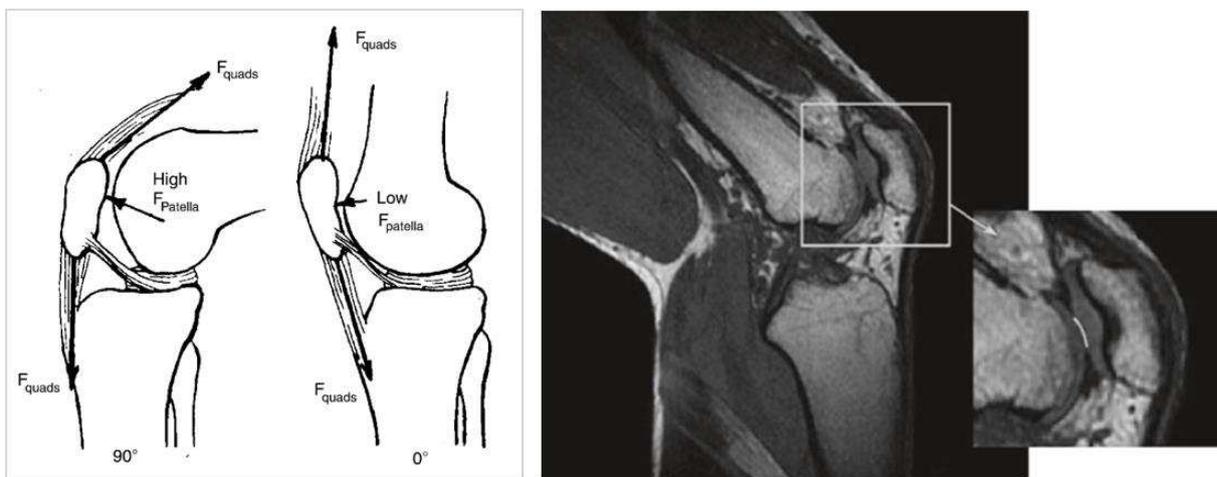


Figure 11 Illustration schématique du syndrome fémoro-patellaire d'après Callaghan, (2005) à droite : F_{quads} représente la force du groupe musculaire quadriceps et $F_{patella}$ la force articulaire du fémur sur la patella. Scanner du genou tiré de Besier et al., (2011).

La répétition du mouvement et l'enchaînement des entraînements et des compétitions augmentent la charge sur l'articulation fémoro-patellaire (Salsich et al., 2012).

¹⁷ Le quadriceps est composé de 4 muscles : le droit fémoral, le vaste médial, le vaste latéral et le vaste intermédiaire.

¹⁸ Selon les auteurs, le tendon patellaire est aussi appelé ligament patellaire.

¹⁹ Il est aussi fréquent de voir les termes de stress ou de contrainte. Terme général utilisé en médecine pour définir l'accumulation de forces subies par l'articulation pendant le mouvement.

²⁰ Terme général définissant l'ensemble des forces du système musculo-squelettiques qui agissent sur l'articulation lors du mouvement.



Ce mécanisme stimule les nocicepteurs intra-articulaires²¹ (Besier et al., 2011; Mach et al., 2002) et compromet à long terme l'intégrité de la matrice cartilagineuse (Besier et al., 2005; Cohen et al., 2001; Lankhorst et al., 2012). Dans le chapitre IV, nous étudions l'influence du recul de selle sur le pathomécanisme de ce syndrome. Un autre syndrome est de plus en répertorié en cyclisme ; il s'agit du syndrome de la bandelette ilio-tibiale (ITBS).

I.4.2. Le syndrome de la bandelette ilio-tibiale

Ce syndrome²² est caractérisé par une douleur latérale associée à une inflammation locale du genou intervenant après quelques kilomètres de course (Ellis et al., 2007). Son incidence est en augmentation en lien avec la pratique croissante des sports d'endurance comme la course à pied, le cyclisme et l'aviron (Ellis et al., 2007; Zwingenberger et al., 2014).

La douleur est localisée sur la bandelette ilio-tibiale²³ (ITB) au regard de l'épicondyle latéral du fémur²⁴ (LFE). ITB est un prolongement du muscle tenseur du fascia lata et de certaines fibres musculaires provenant du grand fessier.

Elle prend son origine sur la lèvre externe de la crête iliaque, se dirige le long de la face externe du fémur, donne des expansions fibreuses au niveau du LFE pour se terminer au niveau du tubercule de Gerdy sur la face externe du tibia.

²¹ Les nocicepteurs intra-articulaires sont situés au niveau de l'os sous chondral.

²² Il existe dans la littérature de nombreux termes utilisés pour nommer le syndrome : « syndrome de la bandelette ilio-tibiale », « syndrome du tractus ilio-tibial », et plus communément « syndrome de l'essuie-glace ».

²³ La bandelette ilio-tibiale est aussi nommée « tractus ilio-tibial » et « tendon ilio-tibial ».

²⁴ Dans notre manuscrit, nous utilisons les termes de **syndrome de la bandelette ilio-tibiale** et **bandelette ilio-tibiale** avec les sigles respectifs de **ITBS** et **ITB**.



Son trajet anatomique et la localisation du site douloureux sont illustrés sur la Figure 12.

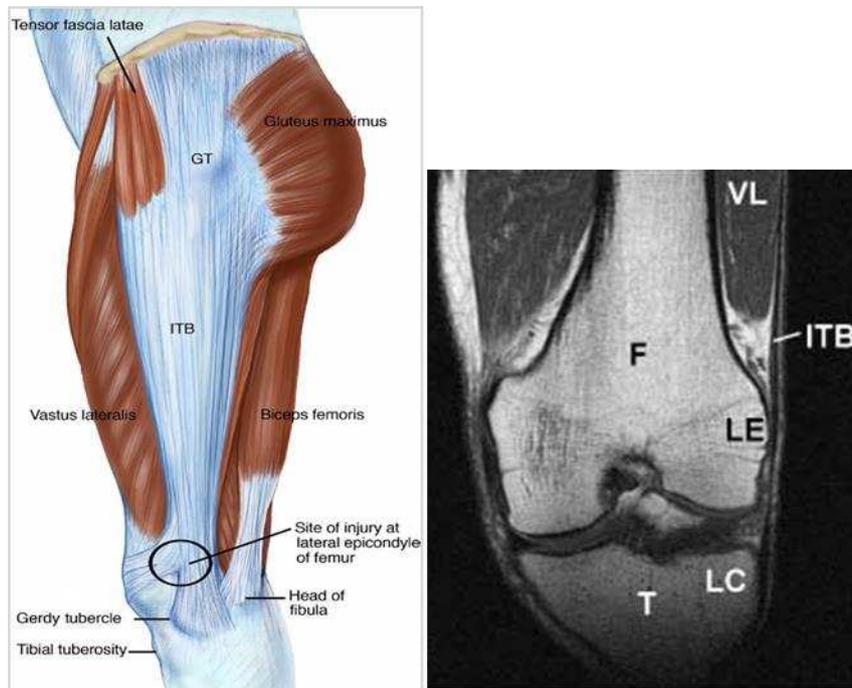


Figure 12 A droite, illustration de la bande ilio-tibiale prolongement du muscle tenseur du fascia lata et du grand fessier d'après (Baker et al., 2011). A gauche, le scanner du genou en position de flexion 30° (b). La bandelette ilio-tibiale est représentée par la légende ITB, F : le fémur et T : le tibia, VL : le muscle vaste latéral, LE : l'épicondyle latéral, LC : le condyle externe du tibia. Image tirée de Fairclough et al., (2006, 2007).

La douleur décrite par le cycliste est en lien avec la flexion extension de l'articulation fémoro-tibiale (Renne, 1975).



L'articulation fémoro-tibiale est composée des surfaces articulaires médiales et latérales des deux condyles fémoraux et des surfaces articulaires tibiales supérieures.

Les condyles fémoraux situés sur l'extrémité inférieure²⁵ du fémur décrivent chacun une spirale dont le diamètre décroît d'avant en arrière. Les surfaces articulaires tibiales sont situées sur la face supérieure²⁶ des condyles tibiaux, comme illustrées sur la Figure 13.

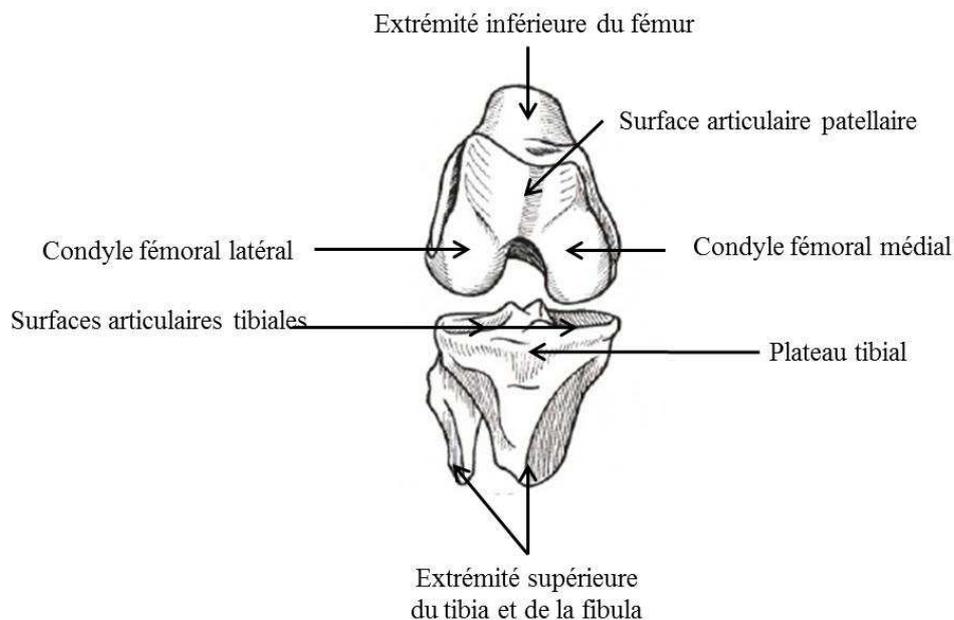


Figure 13 Articulation fémoro-tibiale. Figure adaptée de Kapandji, (1980).

Du fait de la faible congruence de ces surfaces articulaires, la coaptation articulaire²⁷ est essentiellement due aux ménisques articulaires et aux ligaments²⁸. Entre ces surfaces articulaires, s'interposent deux ménisques articulaires, un médial en forme de O et un latéral en forme de C. Une capsule articulaire, épaisse et résistante surtout en arrière²⁹ ainsi que des ligaments, assurent la protection dite « mécanique » de l'articulation. Malgré ce système et à cause de la faible congruence des surfaces articulaires, l'articulation est soumise à un compromis important entre stabilité et grande mobilité³⁰.

²⁵ L'extrémité inférieure ou l'extrémité distale du fémur.

²⁶ L'extrémité supérieure ou l'extrémité proximale du tibia.

²⁷ La coaptation articulaire est le maintien du contact entre les surfaces articulaires.

²⁸ Cette particularité anatomique ne se retrouve pas dans toutes les articulations. Au niveau de la hanche (articulation coxo-fémorale) par exemple, la congruence de ces surfaces articulaires est très importante et il est presque impossible de la luxer.

²⁹ L'épaississement de la capsule forme en arrière les coques condyliennes.

³⁰ Cette articulation s'expose donc à de nombreuses pathologies possibles tant dans le domaine traumatique (entorse, luxation, fracture) que dans le domaine micro-traumatique ou rhumatismal (gonarthrose, dégénérescence méniscal, arthrite, etc.).



Du point de vue fonctionnel, cette articulation a deux degrés de liberté : la flexion-extension et la rotation. Lorsque le tibia est dans le prolongement du fémur, l'extension est considérée à 0°. L'axe de flexion-extension est transversal à travers les deux condyles fémoraux permettant des mouvements dans le plan sagittal. Compte tenu du glissement décrit plus haut, la localisation du centre articulaire varie au cours du mouvement. Une localisation unique et moyennée est une simplification. D'apparence simple, le mouvement de flexion-extension est en réalité très complexe, notamment vis-à-vis des particularités anatomiques de ces surfaces articulaires. Lors de la flexion, il n'y a pas seulement un mouvement de roulement (0-15° de flexion) des condyles fémoraux par rapport au plateau tibial mais aussi un phénomène de glissement après 20° de flexion. A partir de 100° de flexion, il n'y a plus que du glissement. Ce mécanisme est illustré sur la Figure 14.

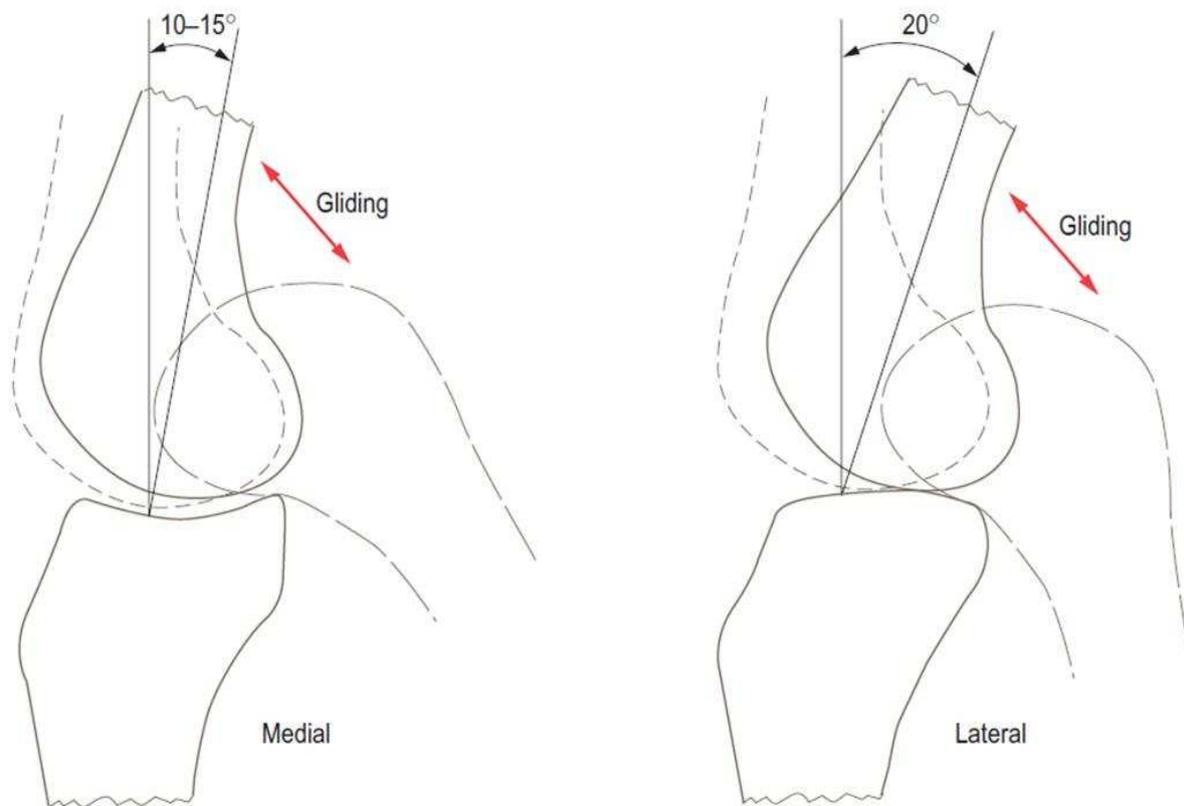


Figure 14 Roulement puis glissement des condyles fémoraux (Médial et latéral) lors des mouvements de flexion-extension de l'articulation fémoro-tibiale. En traits pointillés (----) l'articulation en extension maximale, en traits pointillés (—) en flexion maximale et en traits pleins limite du mouvement pur de roulement. Image extraite de Palastanga and Soames, (2011).



Plusieurs muscles interviennent dans la mobilité de cette articulation. Ils sont rappelés dans le Tableau 1 et sur la Figure 15.

Tableau 1 Principaux muscles intervenant au genou (Kamina, 2003).

Actions motrices et amplitude des mouvements*	Muscles
Flexion (150°- 120°)	Biceps fémoral, Semi-tendineux, Semi-membraneux, Sartorius, Poplité, Gracile, Gastrocnémiens
Extension (0-5°)	Droit fémoral, Vaste latéral, Vaste intermédiaire, Vaste Médial → Quadriceps fémoral
Rotation médiale (30°)	Semi-tendineux, Semi-membraneux, Sartorius, Poplité, Gracile
Rotation latérale (40°)	Biceps fémoral, Tenseur du fascia lata

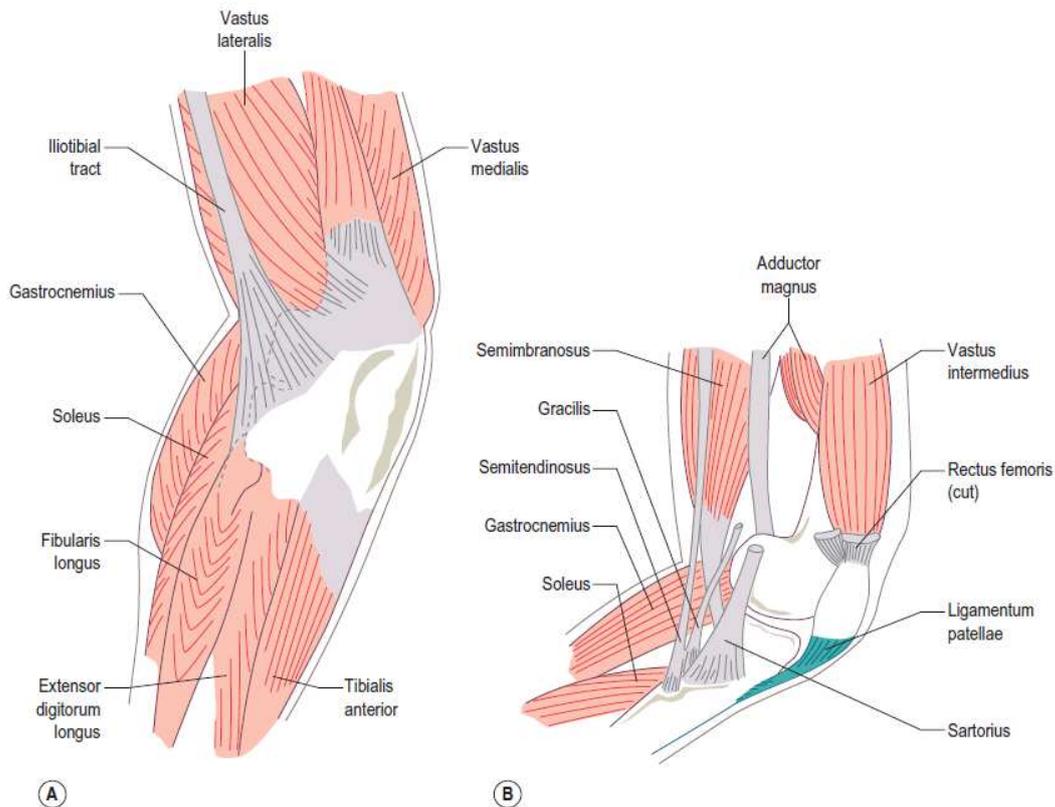


Figure 15 Principaux muscles intervenant à latéralement (A) et médialement (B) au genou. Image extraite de Palastanga and Soames, (2011).



A l'exception des trois vastes et du chef court du biceps fémoral, les muscles agissant sur le genou interviennent également soit sur la mobilité de la hanche (droit fémoral et ischio-jambiers), soit sur celle de la cheville (gastrocnémiens). Du point de vue clinique, l'étude de la mobilité du genou nécessite donc au minimum la compréhension du fonctionnement biomécanique des deux articulations avoisinantes.

La complexité anatomique et fonctionnelle de cette articulation fait que le pathomécanisme de ce syndrome est controversé dans la littérature. Le chapitre IV est consacré à son étude au regard du mouvement de pédalage.

I.4.3. Approche biomécanique des TMS

La prise en charge des TMS s'appuie essentiellement sur les examens cliniques et/ou radiologiques (radiographie, scanner, IRM). Les examens réalisés en statique suffisent à effectuer un état des lieux des dommages articulaires ou musculaires mais ils ne peuvent pas expliquer les liens entre la douleur et les variables mécaniques en lien avec le mouvement (Bahr and Krosshaug, 2005; Finch et al., 2011). Ce constat explique les récurrences très fréquentes de ce type de blessure probablement en raison de critères appropriés pour le choix du traitement et le retour à la pratique sportive (Thelen et al., 2006).

De plus, la nature subjective de la douleur rend l'analyse difficile, d'autant plus que la localisation de la douleur ne rend pas forcément compte de la localisation exacte, ni de la nature du problème sous-jacent (complexité et continuité du tissu musculo-squelettique et stratégie de compensation à la douleur) (Allison et al., 2016; Delp et al., 2007; Schache et al., 2012).

La plupart des études s'intéressant aux TMS en cyclisme émet des hypothèses sur le lien entre un mauvais ajustement du positionnement du cycliste sur son vélo et la survenue de la douleur (Asplund and St Pierre, 2004; Dannenberg et al., 1996; Holmes et al., 1994; Mellion, 2012; Salai et al., 1999). Cependant elle n'associe que trop rarement à la symptomatologie des variables objectives mesurées et/ou calculées (Dettori and Norvell, 2006).

Dettori and Norvell, (2006) ont réalisé une revue bibliographique des différents troubles musculo-squelettiques que l'on retrouve le plus régulièrement chez les cyclists (Tableau 2).

Dans la littérature, ils ont notamment recensé les possibles mécanismes provoquant les deux syndromes et les études expérimentales, lorsqu'elles existent, qui sous-tendent les hypothèses formulées. Le Tableau 2 met à jour ces travaux.



Tableau 2 Revue de littérature des études épidémiologiques, cliniques et expérimentales portant sur les étiologies des deux syndromes fémoro-patellaire et de la bandelette ilio-tibiale en cyclisme. Sur la base des travaux de Dettori and Norvell, (2006).

TMS au genou	Possibles mécanismes suggérés dans la littérature	Revue de littérature	
		Etudes épidémiologiques et cliniques	Etudes expérimentales*
Syndrome fémoro-patellaire	Selle trop basse	Mellion (1991), Holmes et al. (1994), de Vey Mestdagh (1998), Gregor (2000), Sanner and O'Halloran (2000), Burke (2002), Burke and Pruitt (2003), Silberman et al. (2005), Wanish et al. (2007), Silberman (2013)	Ericson & Nissel (1987) McCoy & Gregor (1989) Diefenthaler et al. (2006) Bini et al. (2011)
	Selle trop avancée	Mellion (1991), Holmes et al. (1994), de Vey Mestdagh (1998), Burke and Pruitt (2003)	Tamborindeguy & Bini (2011) Bini et al. (2013)
Syndrome de la bandelette ilio-tibiale	Selle trop haute	Holmes et al. (1993), Asplund and St Pierre (2004), Callaghan (2005)	Farrel et al. (2003)
	Selle trop reculée	Holmes et al. (1993), Asplund and St Pierre (2004)	/

* Ces études sont décrites et discutées dans le Chapitre IV et V.

Ces deux syndromes sont bien référencés cliniquement mais à notre connaissance, aucune explication n'est affirmée quant au pathomécanisme montrant l'influence prépondérante de la position de la selle dans ce syndrome (Bini and Hume, 2013).

Théoriquement, l'optimisation de la position du cycliste détient le potentiel de prévenir la survenue de ces deux syndromes (de Vey Mestdagh, 1998; Wanich et al., 2007) mais le lien entre leurs étiologies et le positionnement de la selle reste encore trop controversé. Ceci est essentiellement dû aux difficultés de mesure du mouvement en condition réelle de pratique, d'identification du « tissu » responsable de la douleur (muscle, tendon, cartilage, fascia) et des variables mécaniques (étirement, force) en lien avec l'apparition du syndrome.

Pour autant, identifier ces variables objectives mécaniques demeure l'une des clés dans la compréhension du pathomécanisme de ces syndromes. Par ce biais, il est possible de relier la douleur, l'examen clinique (perte de mobilité articulaire, raideur musculaire, spasme musculo-tendineux) et complémentaires (scanner, IRM et arthrographie) et les stratégies de prévention, d'entraînement et de rééducation mises en place. L'analyse des forces musculaires et articulaires au cours du mouvement est une solution dans cette problématique.

Cependant, il est difficile de mesurer directement in vivo ces forces au vu de la complexité du système musculo-squelettique (Delp and Loan, 1995; Erdemir et al., 2015; Fregly et al., 2012). Certaines études médicales in vivo utilisent des dispositifs micro-invasifs insérés dans les tendons (Bey and Derwin, 2012; Fleming and Beynnon, 2004; Komi et al., 1992; LaPrade et al., 2004) ou des dispositifs à ultrasons (Dick et al., 2016; Takahashi et al., 2016) (Figure 16) mais ils nécessitent un ou plusieurs actes médicaux invasifs et ne peuvent donc pas être réalisés en routine dans l'évaluation d'un geste sportif.

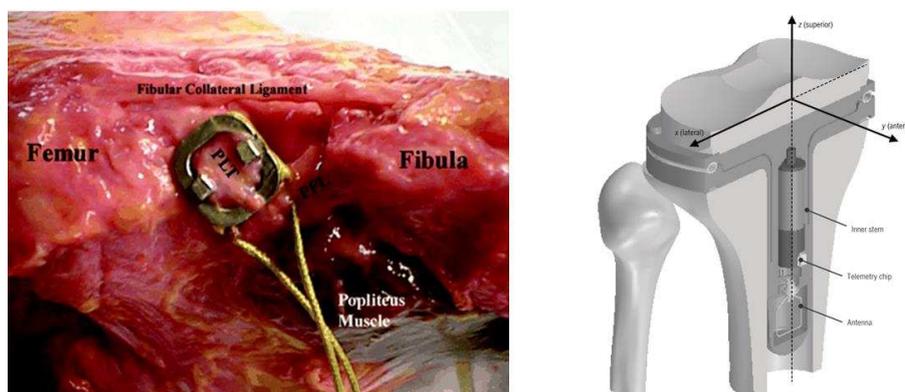


Figure 16 Matériel de mesure de la force tendineuse au sein du ligament collatéral fibulaire (LaPrade et al., 2004) et de la force articulaire au sein de du genou (Kutzner et al., 2012).

Pour estimer ces variables mécaniques, il est possible d'utiliser un approche de modélisation musculo-squelettique.

I.5. La modélisation musculo-squelettique

D'une manière générale, les travaux de recherche basés sur une approche de modélisation musculo-squelettique ou de simulation ont nettement augmenté ces dernières années avec dix fois plus de publications par an qu'en 1990 (Hicks et al., 2014). Depuis les années 1990, plusieurs auteurs (Delp et al., 1990; Rasmussen and Damsgaard, 1997) ont développé des environnements numériques (SIMM, OpenSim, AnyBody) facilitant la création de modèles musculo-squelettiques et permettant une nouvelle approche de l'étude du mouvement humain.

Pour nos travaux de recherche, nous utilisons le logiciel OpenSim qui est le versant Simtk.org du projet Simbios financé par le National Institutes of Health (NIH). Ce logiciel est « open source » : ainsi les échanges sont possibles et nous pouvons participer à l'amélioration de celui-ci. Il permet à partir d'un modèle musculo-squelettique modifiable, d'étudier les contributions musculaires au cours du mouvement avec la possibilité de travailler directement à partir du logiciel Matlab (Mathworks Inc, Natic, MA, USA) et d'utiliser les fonctions BTK (Barre and Armand, 2014).

Plusieurs travaux de recherche utilisent ce type d'approche dans l'étude du lien entre mouvement et TMS. Par exemple ont été étudiés les traumatismes de la cheville (Lindner et al., 2012), les lésions musculaires des ischio-jambiers (Thelen et al., 2006) ou les traumatismes du ligament croisé antéro-interne du genou (Dempsey et al., 2012; Donnelly et al., 2012).

Parallèlement, ce type de travaux contribuent aussi à la prise en charge des problématiques de santé telles que l'influence du soulevé de charge sur l'articulation de l'épaule (Blache et al., 2015), le dimensionnement des prothèses (Argenson et al., 2005), voir même la chirurgie musculaire (Delp, 1995) (Figure 17).

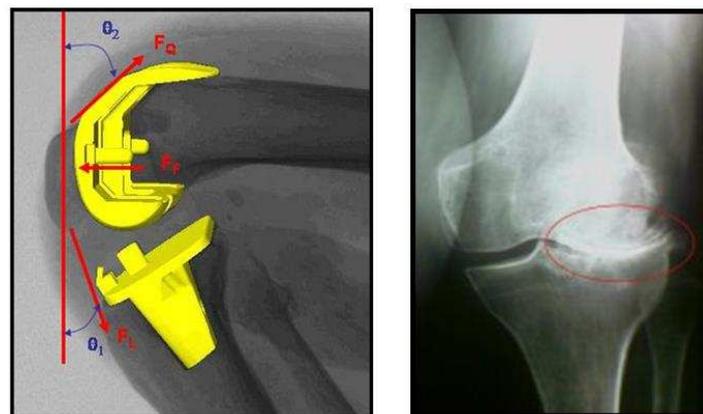


Figure 17 Travaux d'Argenson et al. (2005) (Image de droite) sur le dimensionnement des prothèses orthopédiques dans le cadre de la prise en charge d'arthrose avancée au genou (image de gauche, cercle rouge pour la partie lésée).



Cette approche non invasive permet d'évaluer les forces musculaires et articulaires lors de nombreuses activités motrices (Alexander and Schwameder, 2016; Arnold et al., 2005; DeMers et al., 2014; Jonkers et al., 2003; Neptune et al., 2001; Thelen et al., 2006).

Elle nécessite l'utilisation d'un modèle représentant l'anatomie du système musculo-squelettique, les mesures combinées des actions mécaniques extérieures associées et de la cinématique du mouvement. Les données cinématiques sont issues de l'enregistrement de la trajectoire des marqueurs au cours du mouvement (système optoélectronique). Les paramètres inertiels regroupent les masses des segments, la position des centres de masses de ces segments et l'inertie propre à chacun de ces segments. Pour finir les actions mécaniques extérieures sont les forces et moments extérieurs qui s'appliquent sur le système étudié. Nous décrivons, dans le paragraphe II.2, l'ensemble des outils utilisés pour collecter ces données.

I.5.1. Méthode d'estimation des forces musculaires et articulaires

Il existe plusieurs méthodes d'estimation des forces musculaires présentées et discutées dans la revue de littérature d'Erdemir et al., (2007). Les méthodes dites **directes** utilisant l'enregistrement de l'activité musculaire par électromyographie (EMG) (Buchanan et al., 2005; Cholewicki and McGill, 1994; Ravera et al., 2014), les méthodes dites **inverses** utilisant les données mesurables du mouvement (forces et moments, coordonnées des marqueurs) et une procédure itérative basée sur les lois de Newton-Euler (Bini et al., 2011; Bressel, 2001; Ericson and Nisell, 1986), et des méthodes dites **mixtes** pour lesquelles les données mesurables du mouvement sont combinées avec la méthode directe (Amarantini and Martin, 2004; Buchanan et al., 2004). La Figure 18 illustre ces méthodologies.

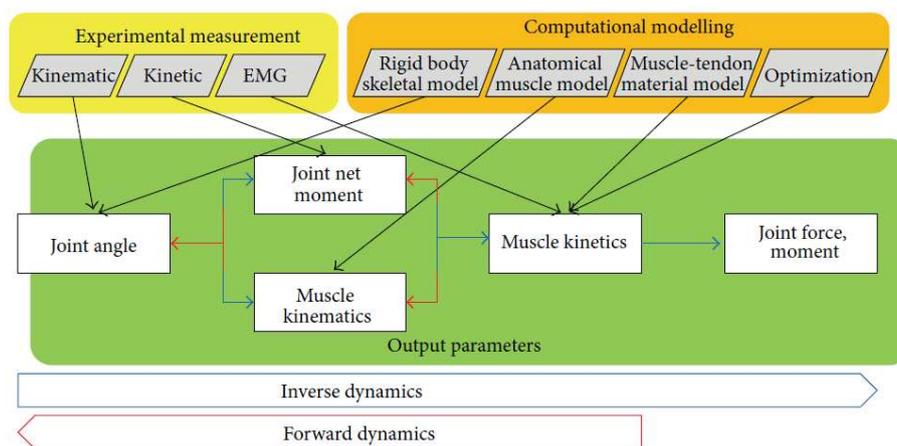


Figure 18 Les forces musculaires et articulaires sont quantifiées en combinant des mesures expérimentales (en jaune) avec des mesures issues d'un modèle (en orange). Ces paramètres mesurés et numériques sont requis pour calculer différents paramètres tels que les angles articulaires, les moments articulaires, les longueurs musculaires et les forces musculaires/articulaires (Schellenberg et al., 2015).



Toutes ces méthodes utilisent les équations dynamiques décrites pour l'analyse du mouvement de Newton-Euler ou de Lagrange (Chèze et al., 2016). Nous utilisons une méthode de dynamique inverse associée à une procédure d'optimisation.

I.5.2. Dynamique inverse et optimisation statique

Ainsi à partir des données mesurées, il est possible de déterminer le bilan des forces et moments qui agissent sur le segment étudié à l'aide des équations de Newton et d'Euler (Bresler and Frankel, 1950; Zajac and Winters, 1990):

$$\sum \overrightarrow{F_{\text{ext} \rightarrow S_i}} = m_i \overrightarrow{a_{G_i}}$$

$$\sum \overrightarrow{M_{G_i}}(\overrightarrow{F_{\text{ext} \rightarrow S_i}}) = \frac{d\overrightarrow{L_{G_i}^{S_i}}}{dt} \quad (3)$$

où $\overrightarrow{F_{\text{ext}}}$: est la somme des forces extérieures, $\overrightarrow{M}(\overrightarrow{F_{\text{ext} \rightarrow S_i}})$ la somme des moments des forces extérieures, $m_i \overrightarrow{a_{G_i}}$: la résultante dynamique du segment S_i et $\overrightarrow{L_{G_i}^{S_i}}$ e moment dynamique du segment S_i calculé au centre de masse G_i (dérivé du moment angulaire).

A l'aide de cette approche, les moments inter-segmentaires, classiquement évalués aux centres articulaires et projetés dans le repère du segment étudié, sont calculés et analysés. Ils caractérisent le moment « net » des actions des différentes structures croisant l'articulation sans distinguer la contribution des structures musculaires, ligamentaires et faciales (Doriot and Cheze, 2001; Hatze, 2002). L'estimation du moment net ne permet donc pas de rendre compte de la contribution de chacun des muscles au mouvement, ni de l'influence de chacun d'eux sur la création de la force articulaire (Figure 19).

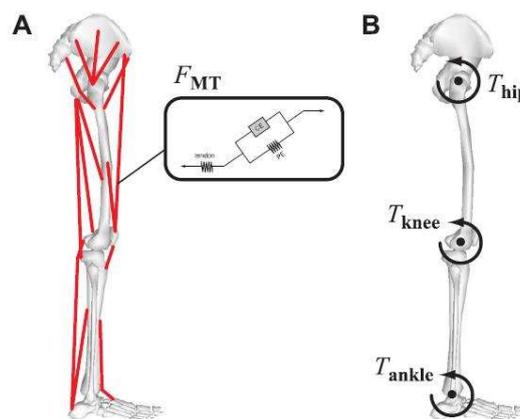


Figure 19 (A) Modèle musculo-squelettique du membre inférieur. Les forces musculaires F_{MT} créent le mouvement des articulations du membre inférieur (hanche, genou, cheville). (B) Modèle du membre inférieur dirigé par les couples articulaires communément utilisé dans les procédures de dynamique inverse. Image tirée de Erdemir et al., (2007).



Nous distinguons la force de réaction inter-segmentaire calculée par dynamique inverse³¹ de la force de contact articulaire tenant compte de la force inter-segmentaire et des forces des structures actives (forces musculaires) et des structures passives (ligaments, ménisques, fascia). Les forces articulaires décrites dans notre manuscrit sont les forces de contact articulaire avec le postulat que :

- les forces non estimées (structures passives : ligaments, capsule, ménisque) sont négligeables au regard des forces musculaires,
- les amplitudes articulaires lors mouvement de pédalage sont loin des butées articulaires et donc de la mise en tension de ces structures passives.

De plus, la force de compression fémoro-tibiale (composante Y) est la force perpendiculaire³² au plateau tibial et parallèle au grand axe du tibia alors que les forces de cisaillement (composantes X et Z) sont parallèles au plateau tibial et perpendiculaire au grand axe du tibia (Grimshaw et al., 2010).

Dans un premier temps, les moments musculaires $\vec{M}_{O_i}^m(\vec{F}_i)$ sont déterminés par la résolution du produit vectoriel suivant :

$$\vec{M}_{O_i}^m(\vec{F}_i) = \vec{r}_i \wedge \vec{F}_i \quad (4)$$

Avec F_i : force musculaire et r_i : bras de levier du muscle (i) par rapport au centre articulaire O_i .

Ainsi les moments induits par l'ensemble des muscles et des ligaments au centre de l'articulation doivent équilibrer le moment résultant des actions mécaniques extérieures (Erdemir et al., 2007). Toutefois, la redondance musculaire associée au système musculo-squelettique, se traduit mathématiquement par des systèmes sous-déterminés, comportant plus d'inconnues F_i que d'équations mécaniques possibles. Il existe donc une infinité de combinaison de forces musculaires pour produire un même moment musculaire résultant (Bernstein, 1967; Rasmussen et al., 2001). Pour résoudre cette indétermination, il est possible d'avoir recours à des techniques d'optimisation.

I.5.3. Optimisation statique

L'objectif principal de l'optimisation statique est de générer un ensemble d'activations musculaires physiologiques reproduisant celui de l'humain lors du mouvement. Cette procédure recherche une solution à chaque pas de temps, en minimisant une fonction objective appelé critère d'optimisation afin d'obtenir une répartition des forces musculaires et ainsi de résoudre l'indétermination.

Le critère d'optimisation se base sur le paradigme que « parmi l'ensemble des solutions, le système nerveux central sélectionne la solution qui répond le mieux à un principe de fonctionnement » (Erdemir et al., 2007).

³¹ Le calcul par dynamique inverse ne prend pas en compte les forces musculaires.

³² D'un point de vue mécanique, la force de compression est définie selon la normale à la surface et la force de cisaillement comme tangente à la surface. Dans notre manuscrit, le plateau tibial est considéré comme plan.



Il existe de nombreuses fonctions mathématiques censées représenter la commande du SNC (Chao, 2003) : minimisation de la fatigue musculaire, minimisation d'un critère énergétique, minimisation de l'activation musculaire, etc.). De par la complexité du corps humain (synergies musculaires, couplage musculaire) et de la tâche réalisée, tous ces critères ne reflètent malheureusement pas de façon totalement satisfaisante le fonctionnement normal.

Cependant ils permettent d'obtenir des résultats raisonnables au regard de la physiologie musculaire (Rasmussen et al., 2001).

L'utilisation de l'un ou d'un autre critère influence au final assez peu les estimations au regard d'autres variables aussi importantes telles les données mesurées (cinématique, actions mécaniques extérieures) et les paramètres musculaires issus du modèle musculo-squelettique (Erdemir et al., 2007).

I.5.4. Le modèle musculo-squelettique

Il est généralement décliné en deux sous modèles. Le premier permet de décrire la géométrie musculaire et le deuxième caractérise le fonctionnement du muscle.

I.5.4.1. Le modèle géométrique

Le modèle s'appuie sur un modèle générique construit à partir de données issues de mesures sur cadavres ou d'images médicales (Delp et al., 2007; Klein Horsman et al., 2007). L'utilisation de ce type de modèle offre l'avantage d'être personnalisable tant sur l'anthropométrie des participants que sur les paramètres musculaires (aire physiologique transverse - PCSA, longueur musculaire optimale, force isométrique maximale, etc.). Le modèle musculo-squelettique offre une description des structures musculo-squelettiques (segments osseux, muscles, ligaments, cartilage) qui constituent le corps humain. Plus précisément, les muscles sont modélisés sous la forme d'une ou plusieurs lignes d'actions, reliant par des segments de droite les points de passage définis entre l'origine et l'insertion musculaire.

Cependant du fait de la complexité du système musculo-squelettique (630 muscles et 244 degrés de mobilité) (Prilutsky and Zatsiorsky, 2002) et des variations anatomiques (insertions musculaires, reliefs osseux), tous les modèles ne reflètent pas complètement l'architecture complexe du système musculo-squelettique. Il est possible d'avoir recours à l'imagerie médicale pour améliorer la personnalisation du modèle. Nous détaillons ce point dans les limites du chapitre IV.

En complément du modèle géométrique, le modèle musculo-squelettique comprend un modèle du fonctionnement musculaire.



I.5.4.2. Le modèle du fonctionnement musculaire

Le fonctionnement du muscle est modélisé sur la base des travaux originaux de Hill (1921) qui prend en compte la relation entre la force musculaire et la longueur musculaire et la relation entre la force et la vitesse de raccourcissement musculaire (Thelen, 2003; Zajac et al., 2002), comme illustré en exemple sur la Figure 20.

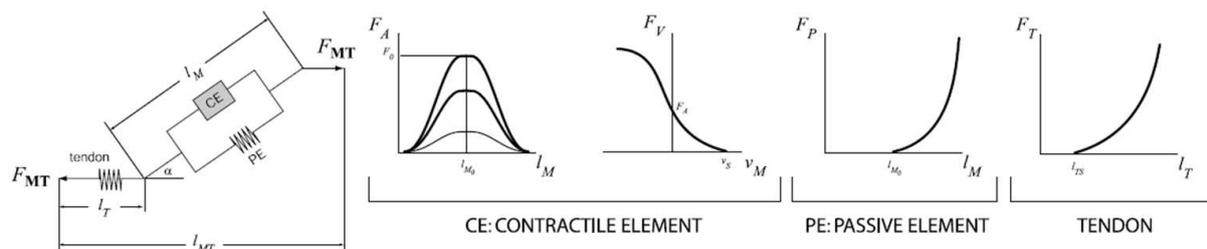


Figure 20 Modèle musculo-tendineux utilisé dans la modélisation musculo-squelettique. L'élément contractile (CE) du muscle est parallèle à un élément passif (PE), tous les deux en série avec le tendon. La capacité du muscle à générer une force est définie par la relation force-longueur et force-vitesse. L'angle de pennation (α) est inclus dans le modèle.

Une relation mathématique réunit la force musculaire et la relation force-longueur-vitesse du muscle et prend en compte ainsi le comportement mécanique du muscle lors de la contraction musculaire (Shao et al., 2009; Winter, 2009):

$$F_M = a_M f(F^{M_o}, L^M, V^M) \quad (5)$$

Avec F^{M_o} la force isométrique du muscle (M) (correspond à la force développée pour une longueur musculaire optimale L^M , a_M l'activation du muscle, L^M et V^M correspondant respectivement à la longueur et à la vitesse du muscle.

Cette relation est fonction de l'étirement du muscle (modèle de géométrie musculaire) et de ses caractéristiques.

Ces dernières sont l'aire physiologique transverse (PSCA)³³, la longueur optimale³⁴, la longueur de repos du muscle et du tendon³⁵ et l'angle de pennation³⁶. La PSCA est généralement associé à la force maximale du muscle et tient compte de l'angle de pennation³⁷.

³³ La PSCA est mesure de l'aire la partie la volumineuse du ventre musculaire. Elle prend en compte l'angle de pennation au contraire de la CSA.

³⁴ La longueur optimale est la longueur à laquelle le muscle peut développer sa force isométrique maximale.

³⁵ La longueur de repos est longueur à laquelle le muscle et le tendon ne développe plus de force passive à l'étirement.

³⁶ L'angle de pennation est l'angle que forment les fibres musculaires par rapport à l'axe selon lequel le muscle exerce une force de contraction concentrique.



Tous ces paramètres ne sont pas mesurables directement. Des valeurs génériques³⁸ (pouvant éventuellement être mises à l'échelle) issues de la dissection anatomique sont généralement utilisées.

Sur la base de ses notions, plusieurs modèles de fonctionnement musculaires ont été développés (Millard et al., 2013; Winters, 1995; Winters and Stark, 1987; Zajac, 1988). Le modèle musculaire utilisé dans nos travaux de recherche est basé sur les travaux de Thelen, (2003).

Nous avons utilisé cette méthodologie pour estimer les forces musculaires et les forces articulaires au genou en fonction de différents positionnements de selle (0).

Points clés de la revue de littérature

- ❖ La performance en cyclisme peut être évaluée au regard de l'efficacité de la force à la pédale et du travail mécanique externe produit au pédalier.
- ❖ Un recul de selle optimal permet de diminuer le risque de survenue de blessure.
- ❖ Le genou est le site principal de survenue des TMS en cyclisme. Deux syndromes sont principalement retrouvés : le syndrome fémoro-patellaire et le syndrome de la bandelette ilio-tibiale.
- ❖ La modélisation musculo-squelettique quantifie indirectement les forces musculaires et articulaires à partir de mesures externes de la cinématique et des efforts extérieurs.

L'une des principales limites identifiées de cette méthode est la prise en compte d'erreurs sur les données expérimentales qui se propagent sur les estimations des moments articulaires (Cahouët et al., 2002; Hatze, 2002; Riemer et al., 2008). Dans le chapitre II, un intérêt tout particulier est porté sur l'adéquation entre les mesures des efforts extérieurs, le modèle anthropométrique et les mesures cinématiques afin de diminuer les incohérences dynamiques associées à ce système surdéterminé.

³⁷ L'angle de pennation, angle que forment les fibres musculaires par rapport à la ligne d'action du muscle, permet de distinguer la force tendineuse de la force musculaire. La force estimée par le modèle de Hill ne distingue pas la force de chacune des composantes (muscle et tendon).

³⁸ Ces valeurs génériques peuvent éventuellement être mises à l'échelle (longueur optimale) ou adaptées à la population étudiée (forces isométriques maximales).





CHAPITRE II

**MESURE ET OPTIMISATION DES
PARAMETRES BIOMECHANIQUES EN
CYCLISME**





CHAPITRE II. MESURE ET OPTIMISATION DES PARAMETRES BIOMECAIQUES ENCYCLISME

II.1. Introduction

L'analyse conjointe de la cinématique et des efforts extérieurs est communément utilisée dans l'étude du mouvement humain. Les données externes au sujet sont utilisées dans l'approche de dynamique inverse afin d'accéder à des variables internes, non mesurables, tels que les moments et les forces articulaires (paragraphe I.5.1). Cette procédure nécessite que les données issues des actions mécaniques extérieures et de la cinématique soient les plus précises possibles afin d'évaluer des variables internes les plus 'fidèles' à la réalité (Hatze, 2002; Remy and Thelen, 2009).

Cependant lorsque les forces et les moments extérieurs sont associés à la cinématique, nous obtenons un système surdéterminé mettant en lumière les erreurs de mesure et de modélisation (Hatze, 2002).

Les erreurs sont imputables :

- aux données anthropométriques du modèle (Martelli et al., 2015; Rao et al., 2006; Valente et al., 2014; Wheat and Barratt, 2016),
- à la cinématique et notamment aux calculs des accélérations par double dérivation des positions des marqueurs (Begon et al., 2007; Cahouët et al., 2002; Remy and Thelen, 2009; Riemer et al., 2008),
- aux torseurs des forces et des moments extérieures enregistrés par les capteurs (Cavagna, 1975; Hatze, 2002; McCaw and DeVita, 1995; Remy and Thelen, 2009).

Certaines de ces erreurs sont liées à l'instrumentation (précision des caméras, nombre de caméras, champ de mesure, etc.) (Chiari et al., 2005) et/ou à l'expérimentation (mouvement parasites des masses molles, mauvais positionnement des points de référence anatomique) (Cappozzo et al., 1995, 1996; Della Croce et al., 2005; Leardini et al., 2005). Ces erreurs vont en premier lieu affecter l'estimation de la cinématique articulaire (De Groot et al., 2008; Wu and Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002).

Cependant, ces erreurs induisent des écarts lorsque l'on applique les lois fondamentales telles que les équations de la résultante dynamique et du moment dynamique au système étudié ; ces écarts ainsi constatés, identifiés sous le nom de 'résidus', constituent un réel problème pour l'estimation subséquente des efforts « internes ».

Plusieurs méthodes d'optimisation sont proposées dans la littérature afin de minimiser (Ackermann and van den Bogert, 2010; Cahouët et al., 2002; Kuo, 1998) ou d'éliminer ces résidus (Jackson et al., 2015; Remy and Thelen, 2009).



Pour optimiser la cinématique articulaire, nous utilisons un algorithme de réduction des résidus (RRA) développé par Thelen and Anderson, (2006) et implémenté dans le logiciel OpenSim (Delp et al., 2007). Après la mise à l'échelle du modèle musculo-squelettique et le calcul des angles articulaires, le RRA réduit les résidus en ajustant la localisation du centre de masse du tronc et les masses des segments et en modifiant, en conséquence la cinématique articulaire. Cette procédure s'effectue en respectant les lois physiques applicables au système étudié (loi de Newton-Euler). Cette procédure est décrite précisément par Delp et al., (2007) et a déjà été utilisée dans l'étude de la marche et de la course à pied (Delp et al., 2007; Donnelly et al., 2012; Remy and Thelen, 2009; Samaan et al., 2016; Thelen et al., 2006) et dans l'étude du mouvement de pédalage (Thelen et al., 2003).

Toutes ces approches sont basées sur des ajustements de paramètres segmentaires inertiels du modèle et/ou de la cinématique mais rarement avec des modifications apportées aux actions mécaniques extérieures mesurées. Ces dernières sont considérées comme « parfaitement » mesurées ou avec des erreurs jugées comme négligeables par rapport aux autres variables.

Lorsque plusieurs interactions avec l'environnement sont impliquées³⁹, la mesure de toutes les forces et moments extérieures appliquées sur le corps devient délicate.

Notons par exemple, que dans le cadre de l'analyse du kayak, de l'aviron et du cyclisme, l'utilisation d'ergomètres intègrent parfois jusqu'à 5 à 6 capteurs évaluant chacun jusqu'à 6 composantes de forces/moments (Begon et al., 2009; Miller Munoz Nates, 2013). La Figure 21 illustre toutes les interactions entre le cycliste et son vélo.

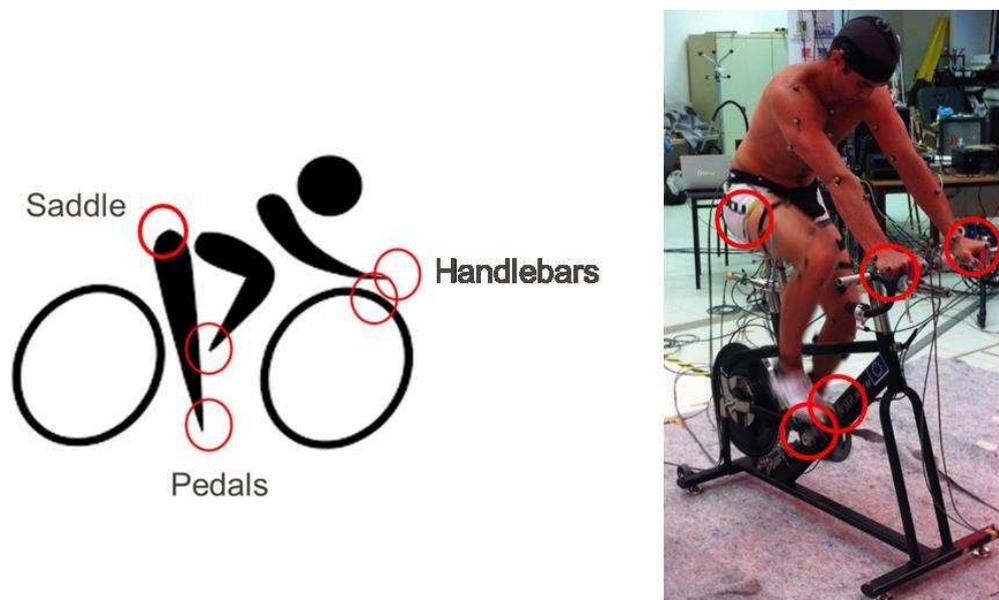


Figure 21 Les interactions entre le cycliste et son vélo sont au nombre de 5, entre chacun des pieds et les pédales, entre le cintre et les deux mains et entre la selle et le pelvis.

³⁹ Plusieurs forces extérieures appliquées à l'interface entre le sujet et son environnement.



Ainsi même en partant du postulat que tous les capteurs ont été initialement bien conçus et correctement calibrés, leur intégration mécanique au niveau de l'ergomètre est loin d'être triviale et une évaluation complète de la chaîne de mesure au regard des lois qui régissent le mouvement est nécessaire.

De plus en cyclisme, de nombreuses études utilisent des capteurs de force (2 ou plus) intégrés à un ergomètre (Bressel, 2001; Costes et al., 2015; Ericson, 1986; Hug et al., 2008; Mornieux et al., 2006; Ruby et al., 1992; Tamborindeguy and Bini, 2011). Cependant, il existe très peu d'étude sur la validation du matériel et des mesures effectuées sur l'ergomètre (Bini and Carpes, 2014). A notre connaissance, aucune étude n'a évalué les résidus associés aux mesures ni n'a proposé une méthodologie pour les réduire.

Ceci constitue l'objectif de ce chapitre II ; il s'agit de présenter une méthodologie permettant d'évaluation et de réduction des résidus lors de l'analyse du mouvement de pédalage en laboratoire. Nous présentons tout d'abord la chaîne de mesure utilisée dans nos expérimentations. Puis nous proposons une méthodologie afin d'améliorer la collecte des données issues des capteurs (Partie 1), l'optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique articulaire (Partie 2) et pour finir l'optimisation de la mesure des actions mécaniques extérieures (Partie 3). La performance de chacune des étapes est évaluée au regard de la diminution des résidus sur les forces et les moments.

II.2. Matériels de mesure

Les prochains paragraphes s'attachent à décrire la station de mesure et la méthodologie mise en place pour le recueil des données cinématiques et des données des actions extérieures.

II.2.1. La station de mesure

Plusieurs travaux de doctorat (Bernard, 2015; Boucher, 2005; Leclerc Riquet, 2001) associés à de nombreuses coopérations (Agence Française de Lutte contre le Dopage) et financement extérieurs (Fonds Européen de Développement Economique et Régional) ont permis de développer une station de mesure expérimentale complète pour mesurer l'ensemble des actions mécaniques produites aux interfaces entre le cycliste et son vélo. Cette station de mesure se compose d'un ergocycle associé à un capteur SRM, d'un codeur au niveau de la manivelle, de deux codeurs pour les pédales ainsi que de 5 capteurs à 6 composantes intégrés à l'ergocycle.



II.2.1.1. L'ergocycle

L'ergocycle utilisé est un ergocycle réglable « home-trainer » de type « SRM-Indoor Basic » (SRM ergometer, Schöberer Rad Meßtechnik, Julich, Germany) comme illustré sur Figure 22.



Figure 22 Illustration de l'ergocycle instrumenté en capteurs de forces/moments intégrés au cintre, aux pédales et à la selle utilisée lors de l'expérimentation. Les capteurs sont détaillés au paragraphe II.2.2.

Un volant d'inertie sur lequel viennent se positionner des aimants ainsi qu'un moyeu à vitesse permettent de faire varier indépendamment la résistance au pédalage. Il est possible de modifier la hauteur, le recul et l'inclinaison de la selle, la hauteur et le recul du cintre et la longueur des manivelles. Ces réglages sont importants pour adapter les positions propres à chacun des cyclistes mais également pour évaluer l'influence de ces postures sur les indicateurs de performance.

II.2.1.2. Le capteur SRM

Le capteur SRM fait aujourd'hui référence pour évaluer le couple et la puissance produite au pédalier (Bertucci et al., 2005; Gardner et al., 2004; Wooles et al., 2005). Il est positionné sur le plateau du pédalier (Figure 23).



Figure 23 Le capteur SRM ainsi que le codeur placé au niveau de la manivelle.



Il est composé de 4 poutres supportant huit jauges de déformation. La déformation de ces jauges est traduite en moment produit au pédalier. Le moment, associé à une vitesse angulaire du plateau moyennée par cycle de pédalage donne accès à la puissance mécanique externe totale moyenne développée au pédalier par le coureur lors du test. Les données du SRM peuvent être enregistrées à l'aide du logiciel fourni.

Cependant en utilisation laboratoire, la fréquence d'échantillonnage est 200 Hz et en utilisation in situ, cette fréquence n'est plus que de 2 Hz. Grâce à une interface 'power control', le coureur visualise la durée de l'exercice ainsi que les données moyennes de puissance et de cadence.

II.2.2. L'analyse dynamique

L'ergocycle est instrumenté de cinq capteurs de force (Sensix, Poitiers, France), illustré sur la Figure 24.

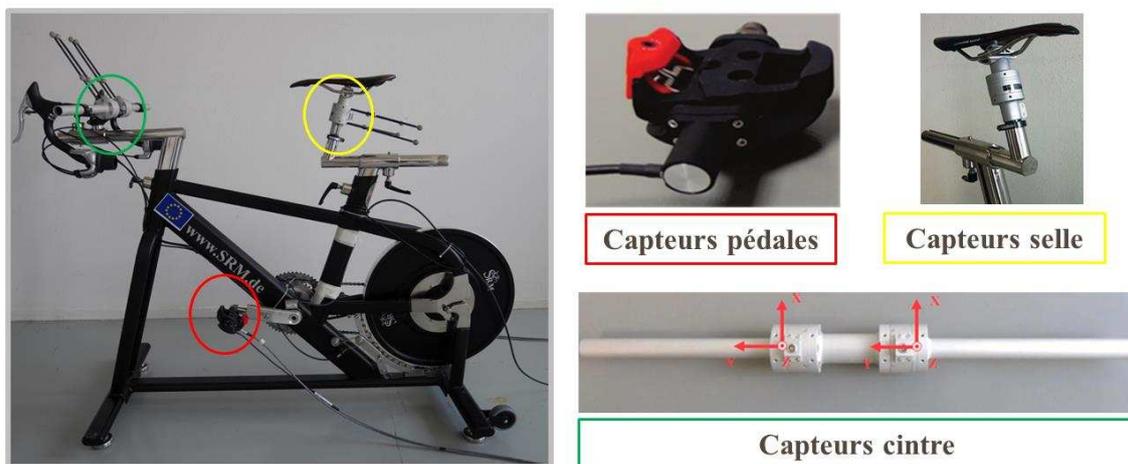


Figure 24 L'ergocycle SRM avec les capteurs intégrés aux pédales, à la selle et au cintre.



Un capteur est intégré dans chacune des pédales, un capteur est associé au tube de selle et deux capteurs sont intégrés au niveau du cintre, illustrés sur la Figure 25 et la Figure 26.

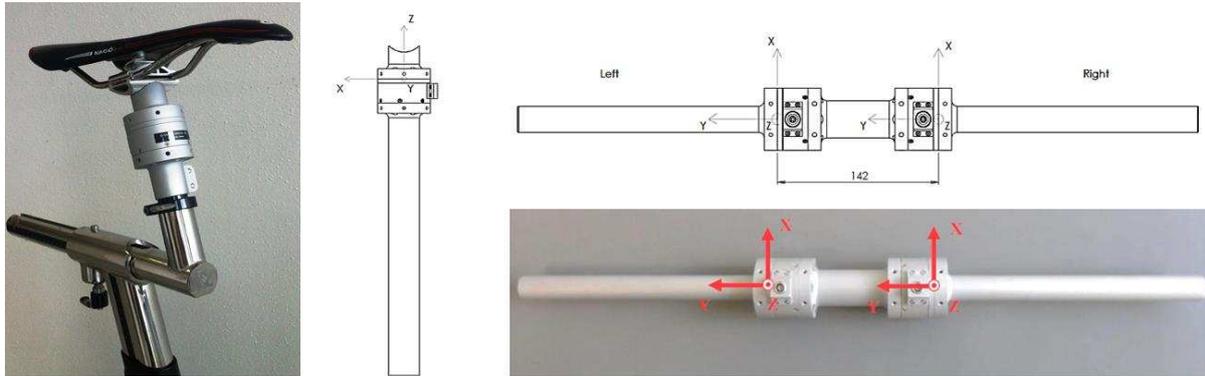


Figure 25 Capteurs intégrés dans le tube de selle (à gauche) et au niveau du cintre (à droite).

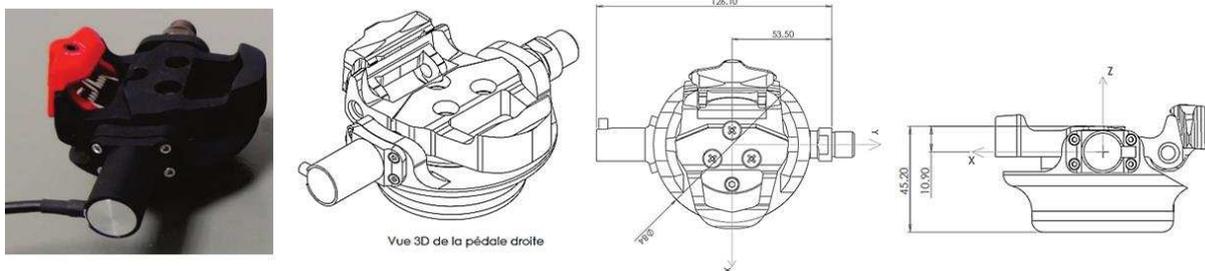


Figure 26 Capteurs intégrés dans chacune des pédales.

Ces capteurs mesurent les trois composantes de force (F_x , F_y , F_z) d'étendues de mesure respectives (500, 500, 2000 N) et les trois composantes de moment de force (M_x , M_y , M_z) d'étendues de mesure respectives (65, 65, 70 Nm) dans leur propre référentiel. La précision de mesure affichée par le constructeur est inférieure à 1% de l'étendue de mesure (www.sensix.fr).

Trois codeurs de position angulaire, un pour chacune des pédales (Scancon, 2MCA, résolution 0.018° , fréquence: 200 Hz) et un sur le boîtier du pédalier (Willtec MRI series, résolution 0.011° , fréquence 200 Hz) déterminent respectivement la position de la pédale par rapport à la manivelle et celle de la manivelle par rapport au cadre du vélo.

Un logiciel I-Cranset version 4 (Sensix, Poitiers, France) pilote l'ensemble de la chaîne de mesure : acquisition synchronisée des paramètres et visualisation de certains paramètres en temps opérateur tels que: les composantes de forces produites sur chaque pédale, les couples et puissances développés côtés droit, gauche et global.



II.2.3. L'analyse cinématique

Il s'agit d'évaluer la cinématique segmentaire au cours de l'exercice de pédalage et de déterminer les positions relatives des différents référentiels propres aux capteurs dynamiques par rapport au référentiel absolu R_0 associé au laboratoire.

Le système optoélectronique utilisé est composé de 20 caméras (MX T40 cameras, Nexus 1.8.5 software, Vicon Motion Analysis Inc., Oxford, UK) pour enregistrer le déplacement des marqueurs selon les 3 dimensions de l'espace.

Ces caméras sont équipées de diodes entourant les objectifs et émettent un rayonnement stroboscopique, rouge (10 d'entre elles) et infra-rouges (10 autres). L'utilisation d'un filtre rend les caméras sensibles uniquement à la longueur d'onde compatible au repérage des marqueurs. La fréquence d'échantillonnage utilisée est de 200 Hz. Les données issues de l'enregistrement cinématique sont ensuite traitées via le logiciel Nexus (2013, Vicon Motion System).

Pour cela, des marqueurs réfléchissants détectables par les caméras optoélectroniques sont disposés sur l'ergocycle et le cycliste comme illustré sur la Figure 27.

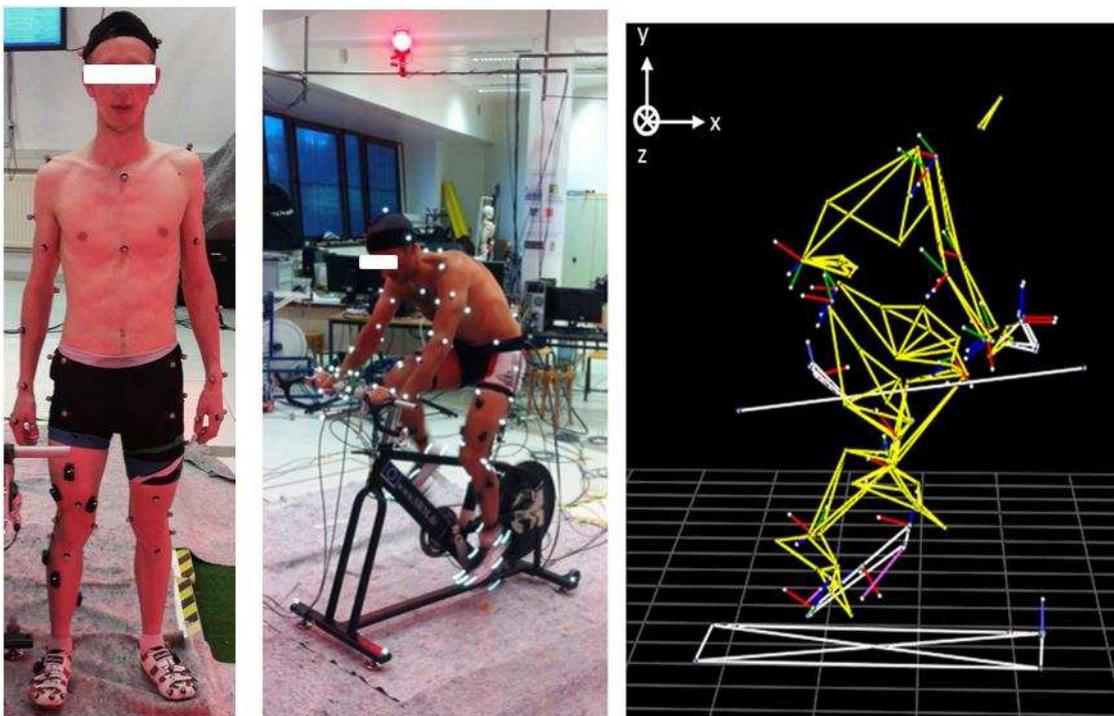


Figure 27 De gauche à droite, 1/placement des marqueurs sur le cycliste, 2/ enregistrement des données expérimentales lors du pédalage, 3/ visualisation via l'application Mokka (Barre and Armand, 2014). Les liens entre les segments sont en jaune pour le cycliste et en blanc pour le vélo. Les repères articulaires associés à chacun des segments et des capteurs sont représentés avec en rouge l'axe X en bleu l'axe Y et en vert l'axe Z.



23 marqueurs sont placés sur l'ergocycle SRM :

- 4 sur la base du vélo
- 2 sur le cadre (avant et arrière)
- 3 sur chacune des pédales
- 7 sur le cintre et la potence
- 4 sur l'ensemble tige de selle et capteur selle.

58 marqueurs sont disposés sur le cycliste en respectant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002) comme illustrés sur la Figure 28.

Right upper arm	Torso	Right Shank	=====
R.Bicep.Front	R.Acromion	R.Shank.Front	STATIC TRIAL ONLY
R.Bicep.Upper	L.Acromion	R.Shank.Upper	=====
R.Bicep.Lower	Clavicle	R.Shank.Lower	
R.Elbow.Lateral	C7		Right Knee
R.Elbow.Medial		Left Shank	R.Knee.Lateral
	Pelvis	L.Shank.Front	R.Knee.Medial
Right lower arm	R.ASIS	L.Shank.Upper	
R.Forearm	L.ASIS	L.Shank.Lower	Left Knee
R.Wrist.Lateral	R.PSIS		L.Knee.Lateral
R.Wrist.Medial	L.PSIS	Right Foot	L.Knee.Medial
	Right Thigh	R.Heel	Right Ankle
Left upper arm	R.Thigh.Front	R.MTP1 (big toe)	R.Ankle.Lateral
L.Bicep.Front	R.Thigh.Upper	R.MTP5 (little toe)	R.Ankle.Medial
L.Bicep.Upper	R.Thigh.Lower		
L.Bicep.Lower	Left Thigh	Left Foot	Left Ankle
L.Elbow.Lateral	L.Thigh.Front	L.Heel	L.Ankle.Lateral
L.Elbow.Medial	L.Thigh.Upper	L.MTP1 (big toe)	L.Ankle.Medial
	L.Thigh.Lower	L.MTP5 (little toe)	
Left lower arm			
L.Forearm			
L.Wrist.Lateral			
L.Wrist.Medial			

Figure 28 Liste des marqueurs placés sur le cycliste.



A ce set de marqueurs classiquement utilisé, nous ajoutons plusieurs marqueurs en lien avec les recommandations des travaux existants réalisés au laboratoire sur le pédalage (Bernard, 2015; Hayot et al., 2013):

- 2 marqueurs supplémentaires sur la base du 5ème métatarsien et sur la base du 2ème métatarsien,
- 1 marqueur sur la base du sacrum,
- 2 marqueurs sur la colonne vertébrale au niveau de la vertèbre T3 et T10,
- 3 marqueurs sur la tête, 1 sur le vertex et deux sur les os temporaux droit et gauche.

Nous ne détaillons pas cette démarche devenue classique et notamment présentée dans la thèse de doctorat de Bernard, (2015).

II.2.4. Le modèle musculo-squelettique

Le modèle musculo-squelettique utilisé est le modèle développé par (Hamner et al., 2010) sous le logiciel OpenSim.

Ce modèle inclut 12 segments, 29 degrés de liberté. Chaque membre inférieur est constitué de 5 degrés de liberté; 3 pour la hanche, 1 pour le genou et 1 pour la cheville. Au niveau lombaire, le modèle est constitué de 3 degrés de liberté et chaque membre supérieur est constitué de 5 degrés de liberté : 3 pour l'épaule, 1 pour le coude et le 1 pour le poignet. Les centres articulaires ont été recalculées via une procédure basée sur les méthodes fonctionnelles développées d'après les travaux de (Ehrig et al., 2011).

II.3. Méthode

L'objectif de ce chapitre est de proposer une démarche afin d'une part d'améliorer le dispositif expérimental de mesure des forces et moments des capteurs (paragraphe II.4) et d'autre part, d'optimiser les valeurs mesurées par les capteurs en ajustant les variables anthropométriques et de la cinématique du mouvement de pédalage tout en respectant les lois physiques applicables au système étudié (paragraphe II.6).



Pour cela des mesures sont effectuées et la performance des différentes étapes de cette démarche est évaluée au regard de la diminution des résidus sur les forces ($\varepsilon_s^{F_{\text{ext}}}$) et les moments ($\varepsilon_s^{M_G}$) conformément aux lois de la mécanique qui gèrent un système en mouvement à savoir :

$$\overline{\varepsilon_s^{F_{\text{ext}}}} = m_s \vec{a}_G - \sum \vec{F}_{\text{ext}} \quad (6)$$

$$\overline{\varepsilon_s^{M_G}} = \frac{d\vec{L}_G}{dt} - \vec{M}_G(\vec{F}_{\text{ext}}) \quad (7)$$

Avec \vec{F}_{ext} sont les forces mesurées par les capteurs, $\vec{M}_G(\vec{F}_{\text{ext}})$ les moments des forces mesurées par les capteurs, \vec{a}_G l'accélération du centre de masse du système, m_s est la masse du système, \vec{L}_G : le moment cinétique global du système calculé au centre de masse global du système.

La cinématique et les actions extérieures sont enregistrées sur un cycliste (1.68 m, 63 kg), réalisant un test de pédalage à cadence et puissance constante (90 tr/min, 200 W) sur l'ergomètre SRM équipés tel que décrit précédemment au paragraphe II.2.1. Les 20 caméras optoélectroniques ont été utilisées pour enregistrer la cinématique 3D du cycliste comme précédemment décrit au paragraphe II.2.3.

II.4. PARTIE 1 : Méthodologie permettant la mesure des efforts extérieurs

Comme précisé précédemment, il s'agit de proposer une amélioration du protocole expérimental pour la mesure des efforts extérieurs réalisée sur ergomètre. Pour cela, nous évaluons les résidus (Eq. 6 et 7) en fonction de deux paramètres : l'ordre de la matrice de calibration des capteurs et l'orientation du repère de chaque capteur. Ces paragraphes sont décrits aux paragraphes suivants.

II.4.1. Ordre de la matrice de calibration

Les capteurs utilisent des jauges de déformation et les tensions électriques mesurées sont transformées en force et moments grâce à l'utilisation de matrices de calibration fournies par le constructeur (Sensix, Poitiers, France). Les méthodes de calibration et l'ordre des matrices de calibration peuvent influencer les mesures (Cappello et al., 2011; Hall et al., 1996).



Nous testons 2 ordres de calibration, un ordre 1 et un ordre 2:

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = G_1 \cdot \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ U_3 \\ U_4 \\ U_5 \\ U_6 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = G_2 \cdot [U_1 \dots U_6 ; U_1^2 \dots U_6^2 ; U_i U_j \quad \forall i \neq j ; j > i ; \{i ; j\} \in \{1 \dots 6\}] \quad (9)$$

Avec G_1 est la matrice 6x6 du premier ordre de calibration, G_2 est la matrice 6x27 du second ordre de calibration, $U_1 \dots U_6$ sont les tensions mesurées par les capteurs, F_x , F_y and F_z sont les composantes 3D du vecteur force et M_x , M_y and M_z sont les composantes 3D du vecteur moment (document du constructeur société Sensix).

II.4.2. Orientation des capteurs

Les forces et les moments connus dans le référentiel propre à chaque capteur sont projetés dans le référentiel global (R_0). Pour cela, il est nécessaire de connaître l'orientation et la localisation du référentiel capteur dans R_0 . Pour les capteurs pédales, leurs référentiels associés sont identifiés soit par les marqueurs fixés sur les pédales et sur le cadre du vélo soit par les codeurs angulaires (Figure 29).

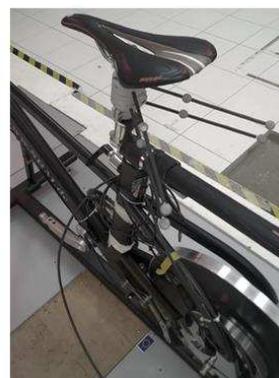
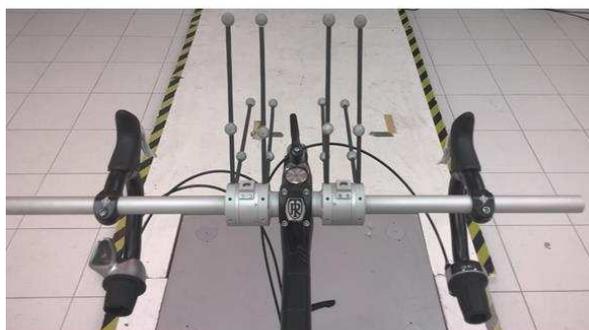
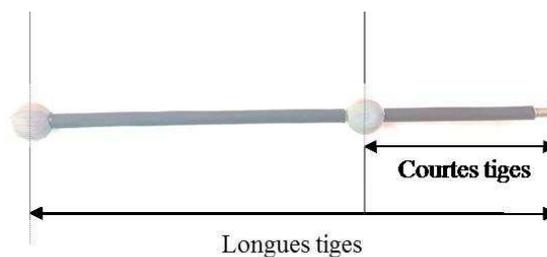


Figure 29 Tiges courtes et longues utilisées dans l'expérimentation.



Concernant les capteurs cintre et selle, 3 tiges de longueur et de position définie par le constructeur sont équipées de marqueurs réfléchissant et fixées sur chacun des capteurs.

II.4.3. Protocole

Les 8 conditions méthodologiques investiguées (2^3) sont décrites dans le Tableau 3.

Les forces et les moments ont été calculés en utilisant les matrices d'ordre 1 (6 x 6) et d'ordre 2 (6 x 27). L'orientation des pédales a été calculée via les marqueurs placés sur les pédales et avec les codeurs pédales. L'orientation du cintre et de la selle a été évaluée à partir des marqueurs intégrés à des tiges courtes (**120 mm**) vs tiges longues (**195 mm**) fixées sur les capteurs.

Tableau 3 Conditions expérimentales testées: orientation des pédales, longueur des tiges, ordre de la matrice de calibration

Conditions	Orientation des pédales	Longueur des tiges*	Ordre de la matrice de calibration
C1	marqueurs	courtes	Premier
C2	marqueurs	longues	Premier
C3	marqueurs	courtes	Second
C4	marqueurs	longues	Second
C5	codeurs	courtes	Premier
C6	codeurs	longues	Premier
C7	codeurs	courtes	Second
C8	codeurs	longues	Second

* Pour le cintre et la selle uniquement

II.4.4. Résultats

Les résultats sont présentés dans le Tableau 4. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) a été calculé sur les résidus des forces (F_x , F_y , F_z) et des moments (M_x , M_y , M_z) ainsi que sur la norme des forces et des moments en fonction des différentes conditions expérimentales (C1-C8) (Tableau 3).

Les résultats montrent que l'utilisation combinée de la matrice d'ordre 2, des codeurs et des longues tiges diminuent la norme des résidus sur les forces de 36.58 N à 30.30 N et la norme des résidus sur les moments de 49.45 à 40.03 N par rapport à la combinaison matrice d'ordre 1, marqueurs et courtes tiges.

La plus mauvaise combinaison en terme d'erreur RMSE est la combinaison matrice d'ordre 1, codeur, et courtes tiges, avec 38.38 N sur la norme de la force et 50.83 N.m sur la norme des moments.



Tableau 4 RMSE sur les résidus des forces (Fx, Fy, Fz) et des moments (Mx, My, Mz) ainsi que sur la norme des forces et des moments en fonction des différentes conditions (C1-C8). O1 et O2 étant les matrices d'ordre 1 et 2, Marqueurs ou Codeurs associés à des tiges courtes ou longues utilisées pour évaluer l'orientation des référentiels capteurs.

Conditions / RMSE		Forces (N)			Moments (N.m)			Normes	
		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Forces	Moments
C1	O1 - Marqueurs - courte	22.24	31.05	31.42	27.94	18.64	14.50	36.58	49.45
C2	O2 - Marqueurs - courte	21.55	31.81	27.47	26.65	17.52	14.67	35.11	47.23
C3	O1 - Marqueurs - longue	23.32	29.50	19.62	24.99	15.46	9.07	30.75	42.41
C4	O2 - Marqueurs - longue	25.48	30.05	17.39	24.18	14.44	9.18	29.62	43.07
C5	O1 - codeur - courte	26.02	30.33	31.42	32.21	18.38	9.91	38.38	50.83
C6	O2 - codeur - courte	23.63	31.12	27.48	30.37	17.27	10.02	36.34	47.77
C7	O1 - codeur - longue	20.32	28.94	19.62	27.70	15.24	5.75	32.14	40.44
C8	O2 - codeur - longue	20.72	29.51	17.39	26.12	14.24	5.72	30.30	40.03



En conclusion de cette première partie consacrée à l'amélioration de la méthodologie de mesure des efforts extérieurs, l'utilisation combinée de la **matrice ordre 2, des codeurs et des longues tiges** permet donc de diminuer les résidus de ~ 18%.

Après avoir amélioré la méthodologie utilisée pour la mesure des efforts extérieurs, le prochain paragraphe s'attache à optimiser le modèle anthropométrique (répartition des masses segmentaires) et la cinématique articulaire.

II.5. PARTIE 2 : Optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique

Nous utilisons pour cela un algorithme implémenté dans OpenSim précédemment introduit au paragraphe II.1.

II.5.1. L'algorithme RRA

Pour optimiser le modèle anthropométrique et la cinématique, nous utilisons une procédure (RRA) décrite précédemment décrit au paragraphe II.1. Le RRA ajuste légèrement la localisation du centre de masse du tronc ou du pelvis et les paramètres de masse des segments afin le modèle anthropométrique et la cinématique soit dynamiquement plus en accord avec les actions et mécaniques extérieures. L'algorithme modifie également la cinématique : un critère d'optimisation est utilisé afin de minimiser les erreurs de mesure sur les angles articulaires (Delp et al., 2007).

Toujours à partir des données enregistrées précédemment, nous appliquons cette procédure au mouvement de pédalage. Les résidus sont calculés (**Res^F** et **Res^M**).

II.5.2. Application du RRA

Les résultats présentés sont obtenus à partir des données enregistrées au paragraphe II.3 et présentés dans le Tableau 5.



Tableau 5 RMSE et valeurs maximales (MAX) sur les résidus des forces **Res^F** (Fx, Fy, Fz) et des moments (Mx, My, Mz) ainsi que sur la norme des forces et des moments en fonction des différentes conditions : 1/ avant l'optimisation, 2/ après l'optimisation du modèle via la procédure de RRA.

Conditions	Res ^F : Forces (N)			Res ^M : Moments (N.m)			Normes	
	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Forces	Moments
RMSE								
1/ Avant optimisation	20.72	29.51	17.39	26.12	14.24	5.72	40.03	30.30
2/ Après optimisation du modèle (RRA)	22.48	28.42	16.44	21.70	8.96	6.07	39.79	24.25
MAX								
1/ Avant RRA	60.76	55.94	39.26	94.92	32.26	17.20	91.44	101.72
2/ Après optimisation du modèle (RRA)	56.46	79.19	49.49	86.57	22.36	18.93	109.12	91.39



L'erreur quadratique moyenne (RMSE) ainsi que les valeurs maximales (MAX) des résidus ont été calculées sur les résidus des forces (Fx, Fy, Fz) et des moments (Mx, My, Mz). En complément les normes ont été calculées.

Les résultats montrent que l'optimisation de la cinématique articulaire et du modèle diminuent la norme des résidus. La norme de la RMSE est avant optimisation de 40.03 N sur les forces et 30.30 N.m sur les moments. Après optimisation du modèle et de la cinématique, la norme est respectivement de 39.79 N et 24.25 N.m. Les résultats montrent également que la procédure RRA diminue les résidus sur l'ensemble des composantes de moment et sur les composantes Fy et Fz mais augmente légèrement les résidus sur la composante Fx (de 20.72 N à 22.48 N).

De plus, le RRA diminue les valeurs maximales de la norme des résidus sur les moments mais pas sur les forces. Sans optimisation, la norme des 3 composantes de force est de 91.44 N et la norme des trois composantes de moments est de 101.72 N.m. Après optimisation par le RRA, la norme est de 109.12 N et 91.39 N.m respectivement pour les résidus des forces et les moments. Les résultats montrent notamment une augmentation pour les composantes Fy (de 55.94 N à 79.19 N) et sur Mz (de 17.20 N à 18.93 N).

Le RRA diminue donc très peu les résidus sur les forces et les moments (< 1% sur la RMSE). Nous discutons de ces résultats au paragraphe III.4. Pour autant, nous utiliserons ces résultats pour optimiser la mesure des efforts extérieurs qui est décrite au paragraphe suivant.

II.6. PARTIE 3 : Optimisation de la mesure des efforts extérieurs

L'objectif est ici de minimiser les résidus sur les mesures réalisées par les capteurs ε^F et ε^M en se basant sur les équations suivantes (Eq 10), pour lesquelles les paramètres cinématiques (quantité d'accélération et moment cinétique) ont été préalablement optimisés (RRA):

$$\begin{cases} \varepsilon^F(t) = m_S \vec{a}_G(t) - \sum_{k=1}^5 \vec{F}^k(t) - \vec{P}(t) \\ \varepsilon^M(t) = \frac{d\vec{L}_G}{dt} - \sum_{k=1}^5 \vec{M}_G^k(t) \end{cases} \quad (10)$$

Avec F^k et M_G^k les mesures de forces et de moments du capteur indicé k et P : le poids du cycliste.

Les deux équations doivent tendre vers 0.

Les variables optimisées sont les forces mesurées, les centres de pression ainsi que les moments libres.

Les moments mesurés ne sont pas une variable d'optimisation à proprement parlé. A partir de l'optimisation de la force mesurée et du centre de pression, le moment optimisé est calculé à partir de la relation suivante:

$$M_0 = F^k \wedge OI + M' \quad (11)$$

Avec M_0 le moment de la force F^k , OI le centre de pression et M' le moment libre.



Le moment libre représentant les efforts difficilement estimables de frottement.

Les paragraphes suivants décrivent la méthodologie mise en place pour le calcul des centres de pression, la fonction d'optimisation utilisée et les contraintes associées à cette fonction.

II.6.1. Le calcul des centres de pression

Le calcul des centres de pression des capteurs (CoP) est essentiel à la qualité des mesures dynamiques (McCaw and DeVita, 1995). L'utilisation de nouveaux capteurs cylindriques intégré à la selle et aux cintres (paragraphe II.2.1.1) a nécessité de mettre en place une nouvelle méthodologie afin de calculer le CoP de ces capteurs car le constructeur ne fournit aucune procédure pour les déterminer.

La méthode utilisée pour évaluer le centre de pression des capteurs pédales est similaire au calcul sur plateforme de force et a été développé dans la thèse de doctorat de Bernard (2015).

Cependant, les capteurs intégrés au niveau du cintre et de la selle sont de forme cylindrique, ce qui complexifie la détermination du CoP. Les paragraphes suivants présentent notre démarche:

Pour déterminer les coordonnées du CoP de la selle, nous proposons une méthode géométrique en assimilant la surface de la selle à un plan, comme représentée sur la Figure 30. Le CoP de la selle se situe donc sur ce plan. Il est formulé le problème de la façon suivante avec :

$$a_x = \tan \theta (k - a_z) \quad (12)$$

Et donc :

$$\begin{bmatrix} F_z & -F_y \\ 0 & F_x + F_z \tan \theta \\ -F_x & -F_y \tan \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_y \\ a_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y + k F_z \tan \theta \\ M_z - k F_y \tan \theta \end{bmatrix} \quad (13)$$

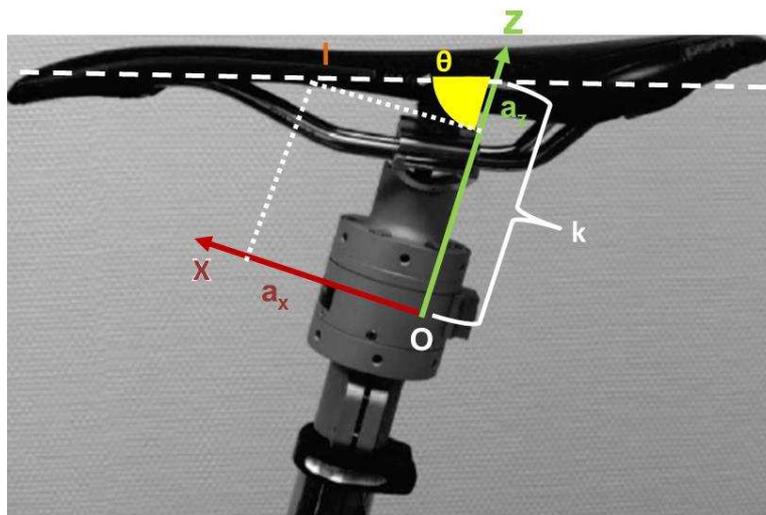


Figure 30 Calcul du CoP de la selle. Relation géométrique entre la position antéro-postérieure (a_x) et la position normale (a_z) du centre de pression (I) par rapport à l'origine du capteur. La distance entre 0 et le plan passant par la surface de la selle est de $k = 81.5$ mm sur l'axe Z et l'angle d'inclinaison est de $\theta = 72^\circ$ du plan (XOY).



Pour le capteur cintre, les coordonnées a_x et a_z sont, dans un premier temps, considérées comme égales. C'est-à-dire que le CoP est considéré localisé à la surface du tube. Ainsi, il est possible de calculer a_y de la façon suivante :

$$a_y = \frac{M_x}{F_z} + \frac{M_y F_x}{F_z(F_x - F_z)} \quad (14)$$

Puis a_x et a_z sont calculés en prenant en compte la direction de la force appliquée sur le capteur, soit (Eq 14) :

$$a_x = \frac{M_y F_x}{(F_x - F_z) \|F\|} \quad \text{and} \quad a_z = \frac{M_y F_z}{(F_x - F_z) \|F\|} \quad (15)$$

II.6.2. La fonction d'optimisation

La fonction d'optimisation utilisée est formulée comme ci-dessous:

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{x}} f(\mathbf{x}) = & \left\| \sum_{k=1}^5 \left({}^0\mathbf{R}(\mathbf{F}^k) + \boldsymbol{\varepsilon}_S^{\mathbf{F}^k} + \mathbf{P} - \mathbf{M}_S(\mathbf{a}_G) - \mathbf{Res}^{\mathbf{F}} \right) \right\|^2 \\ & + \left\| \sum_{k=1}^5 \left(\mathbf{M}_O \left({}^0\mathbf{R}(\mathbf{F}^k) + \boldsymbol{\varepsilon}_S^{\mathbf{F}^k} \right) + \mathbf{M}_O(\mathbf{P}) - \left(\frac{d\mathbf{L}_O}{dt} \right) - \mathbf{Res}^{\mathbf{M}} \right) \right\|^2 \\ & + \left\| \sum_{k=1}^5 \left(\mathbf{O}_k \mathbf{I}_k \wedge \left[(\mathbf{F}^k) + {}^0\mathbf{R}^T \boldsymbol{\varepsilon}_S^{\mathbf{F}^k} \right] + \mathbf{M}'_k - (\mathbf{M}_{O_k}^k) \right) \right\|^2 + \sum_{i=1}^{30} x_i^2 \end{aligned} \quad (16)$$

Avec

- $\mathbf{Res}^{\mathbf{F}}$ et $\mathbf{Res}^{\mathbf{M}}$ les résidus appliqués sur les forces et les moments,
- \mathbf{F}^k : la force mesurée par le capteur,
- $\boldsymbol{\varepsilon}_S^{\mathbf{F}^k}$: résidus sur les forces mesurées par le capteur k,
- \mathbf{P} : le poids du système,
- \mathbf{M}_S : la masse du sujet,
- \mathbf{a}_G : l'accélération du centre de gravité,
- $\mathbf{Res}^{\mathbf{F}}$: le résidu sur les forces calculées par la procédure de RRA,
- $\mathbf{Res}^{\mathbf{M}}$: le residu sur les moments calculés par la procédure de RRA,
- \mathbf{R} : la matrice de passage
- \mathbf{M}_k : le moment de la force \mathbf{F}^k
- \mathbf{M}'_k : le moment libre
- $\mathbf{O}_k \mathbf{I}_k$: Vecteur position du centre de pression I, du capteur k par rapport à l'origine \mathbf{O}_k du référentiel capteur.



Le premier terme (Eq. 16a) de la fonction réduit l'écart entre la somme des forces mesurées et la quantité d'accélération du système :

$$\left\| \sum_{k=1}^5 \left({}^0_k\mathbf{R}(\mathbf{F}^k) + \boldsymbol{\varepsilon}_S^{F^k} + \mathbf{P} - \mathbf{M}_S(\mathbf{a}_G) - \mathbf{Res}^F \right) \right\|^2 \quad (16a)$$

Le deuxième terme (Eq. 16b) réduit l'écart entre la somme des moments des forces extérieures et le moment dynamique du système:

$$\left\| \sum_{k=1}^5 \left(\boldsymbol{\tau}_O \left({}^0_k\mathbf{R}(\mathbf{F}^k) + \boldsymbol{\varepsilon}_S^{F^k} \right) + \mathbf{M}_O(\mathbf{P}) - \left(\frac{d\mathbf{L}_O}{dt} \right) - \mathbf{Res}^M \right) \right\|^2 \quad (16b)$$

Le troisième terme (Eq. 16c) réduit l'écart entre les moments mesurés et les moments optimisés:

$$\left\| \sum_{k=1}^5 \left(\mathbf{O}_k \mathbf{I}_k \wedge \left[(\mathbf{F}^k) + {}^0_k\mathbf{R}^T \boldsymbol{\varepsilon}_S^{F^k} \right] + \mathbf{M}'_k - (\mathbf{M}_{O_i}^k) \right) \right\|^2 \quad (16c)$$

Le dernier terme (Eq. 16d) minimise l'ajout de force sur les capteurs et le moment libre:

$$\sum_{i=1}^{30} x_i^2 \quad (16d)$$

L'optimisation nécessite une solution initiale de la forme :

$$\mathbf{X}_0 = [0^{1 \times 15} \quad \mathbf{M}'_1 \quad \dots \quad \mathbf{M}'_5 \quad \mathbf{O}_1 \mathbf{I}_1 \quad \dots \quad \mathbf{O}_5 \mathbf{I}_5] \quad (17)$$

La solution de l'optimisation aura la forme suivante :

$$\mathbf{X} = [\boldsymbol{\varepsilon}_S^{F^1} \quad \dots \quad \boldsymbol{\varepsilon}_S^{F^n} \quad \mathbf{M}'_1 \quad \dots \quad \mathbf{M}'_n \quad \mathbf{O}_1 \mathbf{I}_1 \quad \dots \quad \mathbf{O}_n \mathbf{I}_n] \rightarrow [1 \times 9n] \quad (18)$$

Avec $\boldsymbol{\varepsilon}_S^F$: inconnues sur les forces, \mathbf{M}' : inconnues sur les moments, $\mathbf{O}_i \mathbf{I}_i$ inconnues sur les CoP. Plus précisément, il y a 15 inconnues sur les forces, 15 inconnues sur les moments et 15 inconnues sur les CoP.



II.6.3. Les contraintes associées à la fonction utilisée

Des contraintes limitant les solutions possibles sont appliquées sur la mesure des capteurs et sur la position des centres de pression.

Concernant la mesure des capteurs, la démarche a été de permettre aux forces extérieures mesurées de varier dans l'intervalle d'erreur de 1% défini par le constructeur et donc d'ajouter un résidu possible et contrôlé sur les forces. Pour cela, une contrainte d'inégalité linéaire a été appliquée sur les mesures des forces extérieures. Une contrainte d'inégalité non linéaire a été appliquée sur les moments afin que les moments libres optimisés et les nouveaux moments ainsi obtenus ($OI \wedge (F + 1\%)$) tendent vers 0.

Le calcul des centres de pression des capteurs, les contraintes appliquées au CoP des 5 capteurs sont liées à leur géométrie.

Pour la selle, sont appliquées respectivement des contraintes d'inégalité non linéaire afin que le CoP reste dans le plan de la selle et une contrainte d'inégalité linéaire et afin que son CoP respecte les dimensions de la selle.

Concernant les cintres, une contrainte d'inégalité non linéaire impose au CoP de rester à l'intérieur du cylindre matérialisant le capteur et une contrainte linéaire permet au CoP de rester entre les marqueurs de la main selon l'axe médio-latéral.

Pour finir, une contrainte d'inégalité non linéaire estime le CoP dans le cylindre matérialisant le capteur intégré dans la pédale et une contrainte d'inégalité non linéaire qui autorise le CoP de varier verticalement.

II.6.4. Résultats

Les résultats présentés sont obtenus à partir des données enregistrées au paragraphe II.3.

II.6.4.1. Les centres de pression des capteurs

La Figure 31 illustre les résultats sur l'estimation du centre de pression des capteurs selle, cintre droit et à la pédale droite. Les centres de pression sont exprimés en bleu au cours de 60 secondes de pédalage à cadence et à puissance constantes. Ces résultats montrent une bonne répétabilité de l'estimation du CoP et une cohérence quant à sa situation en trois dimensions par rapport aux capteurs.



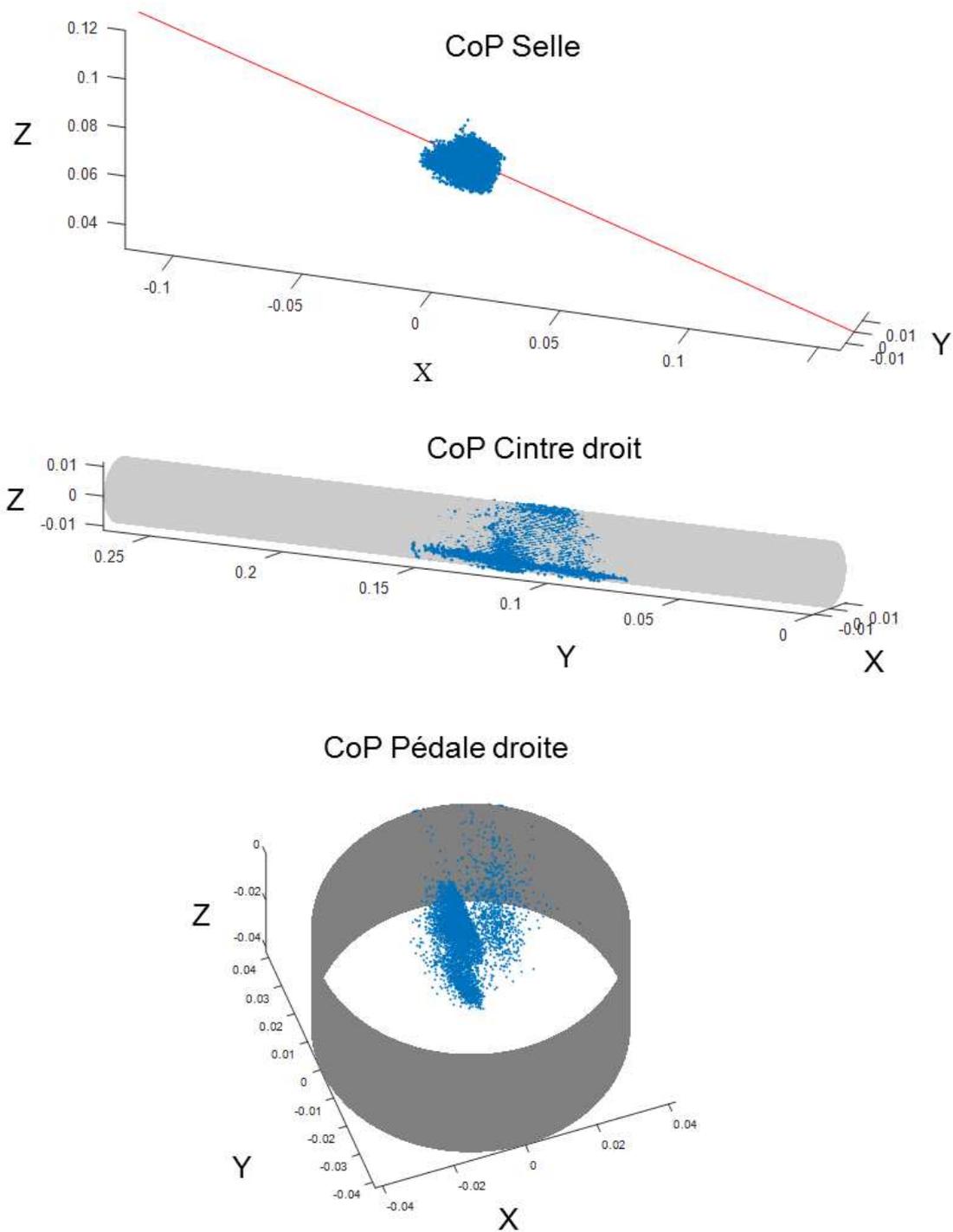


Figure 31 Estimation des Centres de Pression (CoP) des capteurs de force 3D.

II.6.4.2. L'optimisation des mesures capteurs

Les résultats de l'optimisation des mesures capteurs sont présentés sur le Tableau 6.



Tableau 6 RMSE et valeurs maximales (MAX) sur les résidus des forces (Fx, Fy, Fz) et des moments (Mx, My, Mz) ainsi que sur la norme des forces et des moments en fonction des différentes conditions : 1/ avant l'optimisation, 2/ après l'optimisation du modèle via la procédure de RRA et 3/ après l'optimisation des mesures capteurs.

Conditions	Forces (N)			Moments (N.m)			Normes	
	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz	Forces	Moments
RMSE								
1/ Avant optimisation	20.72	29.51	17.39	26.12	14.24	5.72	40.03	30.30
2/ Après optimisation du modèle (RRA)	22.48	28.42	16.44	21.70	8.96	6.07	39.79	24.25
3/ Après optimisation des mesures capteurs	-0.85	-0.26	-0.87	0.00	-0.74	-0.04	1.24	0.74
MAX								
1/ Avant RRA	60.76	55.94	39.26	94.92	32.26	17.20	91.44	101.72
2/ Après optimisation du modèle (RRA)	56.46	79.19	49.49	86.57	22.36	18.93	109.12	91.39
3/ Après optimisation des mesures capteurs	0.01	0.01	0.02	0.02	0.02	0.01	0.03	0.03



L'erreur quadratique moyenne (RMSE) ainsi que les valeurs maximales (MAX) des résidus sont calculés sur les résidus des forces (F_x , F_y , F_z) et des moments (M_x , M_y , M_z). En complément les normes sont calculées également.

Les résultats montrent que l'utilisation combinée de l'optimisation de la cinématique articulaire, de la répartition des masses segmentaires et de l'optimisation des forces et moments provenant des capteurs diminuent les résidus. En effet, la norme de la RMSE est initialement, après amélioration du protocole de 40.03 N sur les forces et 30.30 N.m sur les moments. Après l'optimisation du modèle et de la cinématique, la norme devient respectivement égale à 39.79 N et 24.25 N.m alors qu'après l'optimisation des forces et moments extérieurs, la norme est de 1.24 N et 0.74 N.m sur les forces et les moments respectivement.

De plus, cette procédure diminue les valeurs maximales des résidus. Sans optimisation, la norme des 3 composantes de force est de 91.44 N et la norme des trois composantes de moments est de 101.72 N.m⁻¹. Après optimisation, la norme est de 0.03 N et 0.03 N.m respectivement pour les résidus des forces et des moments.

Les résultats sont aussi illustrés sur les Figure 32 et Figure 33. Elles illustrent la différence entre, respectivement la somme des forces extérieures mesurée et la résultante dynamique, et la somme des moments des forces extérieures mesurées et la résultante du moment dynamique, avant, et après l'optimisation complète du modèle, de la cinématique articulaire puis des mesures capteurs.



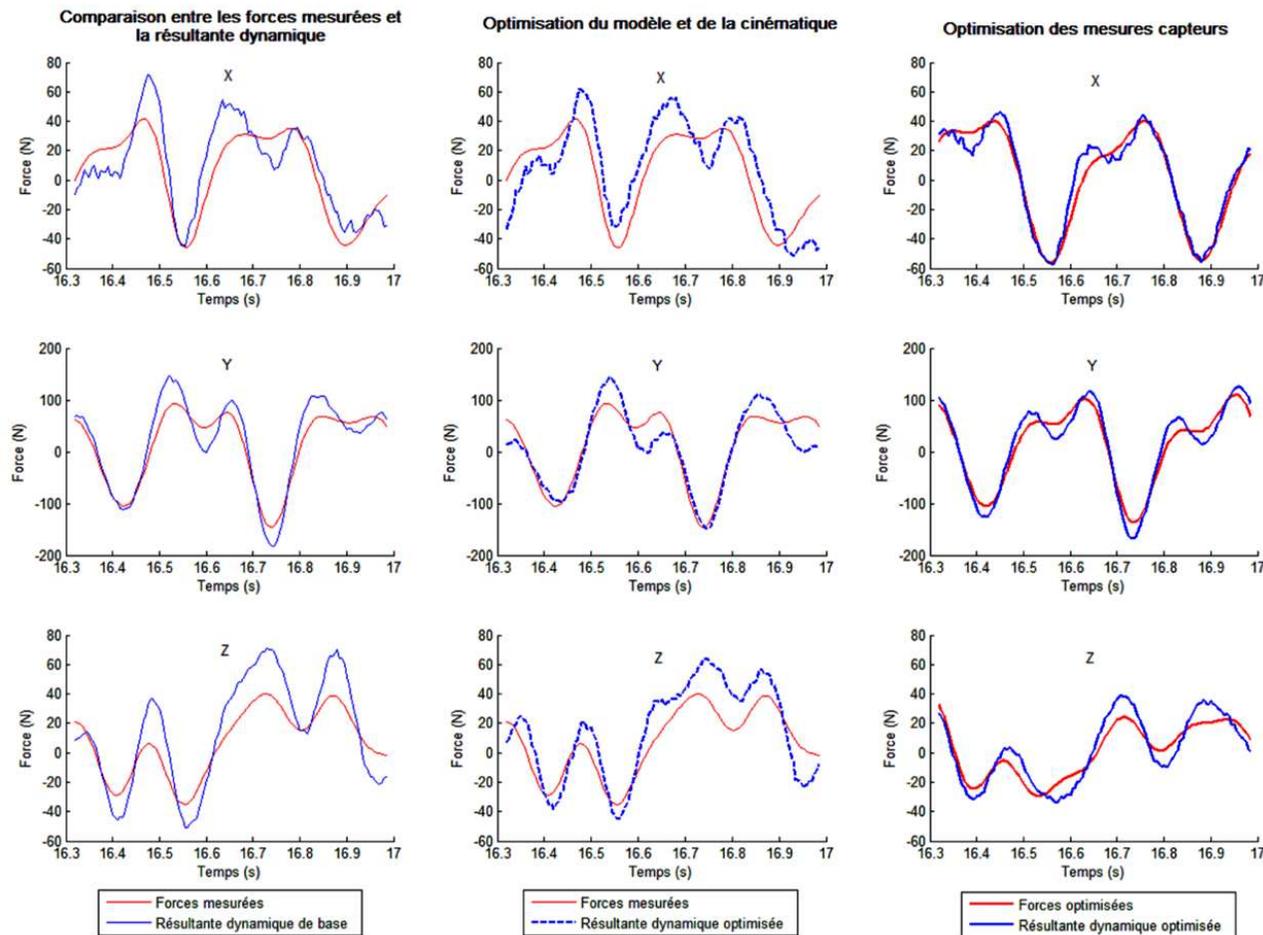


Figure 32 Comparaison entre les forces extérieures et la résultante dynamique (quantité d'accélération par mesures cinématiques), respectivement de gauche à droite, sans aucune procédure d'optimisation, après optimisation du modèle et de la cinématique articulaire (RRA) et après optimisation des mesures capteurs. La courbe rouge représentant les forces extérieures et la courbe bleu la résultante dynamique.



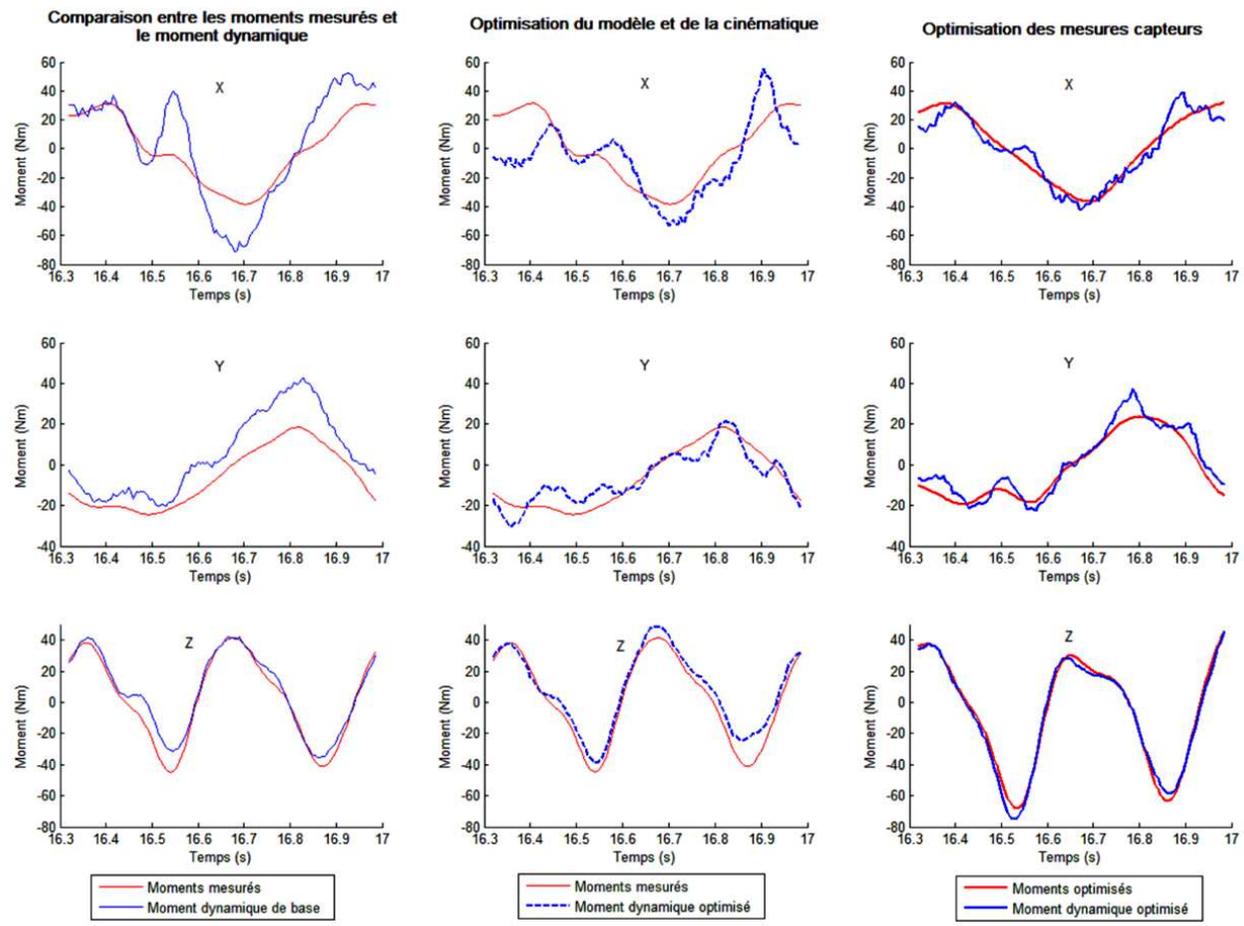


Figure 33 Comparaison entre les moments extérieurs et la résultante du moment dynamique (dérivée du moment cinétique), respectivement de gauche à droite, sans aucune procédure d'optimisation, après optimisation du modèle et de la cinématique articulaire (RRA) et après optimisation des mesures capteurs. La courbe rouge représentant les forces extérieures et la courbe bleu la résultante dynamique.



II.7. Discussion et limites

Il est impossible d'identifier et de séparer les différentes sources d'erreur ni de connaître la réalité des mesures de paramètres inertiels du modèle, des forces et des accélérations. Cette étude a visé à rechercher un compromis qui modifie le moins possible ces paramètres mais les rends dynamiquement compatible entre eux. L'ensemble du travail décrit dans ce chapitre s'inscrit dans une méthodologie générale illustrée par la Figure 34. Cette méthodologie comporte plusieurs étapes :

- Etude des capteurs utilisés (données constructeurs, conception et intégration dans l'ergocycle),
- Mesure des actions mécaniques extérieurs et de la cinématique,
- Amélioration de la mesure à partir du calcul des résidus
- Optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique via le RRA,
- Optimisation des mesures capteurs,
- Obtention d'une valeur seuil de résidus acceptables.

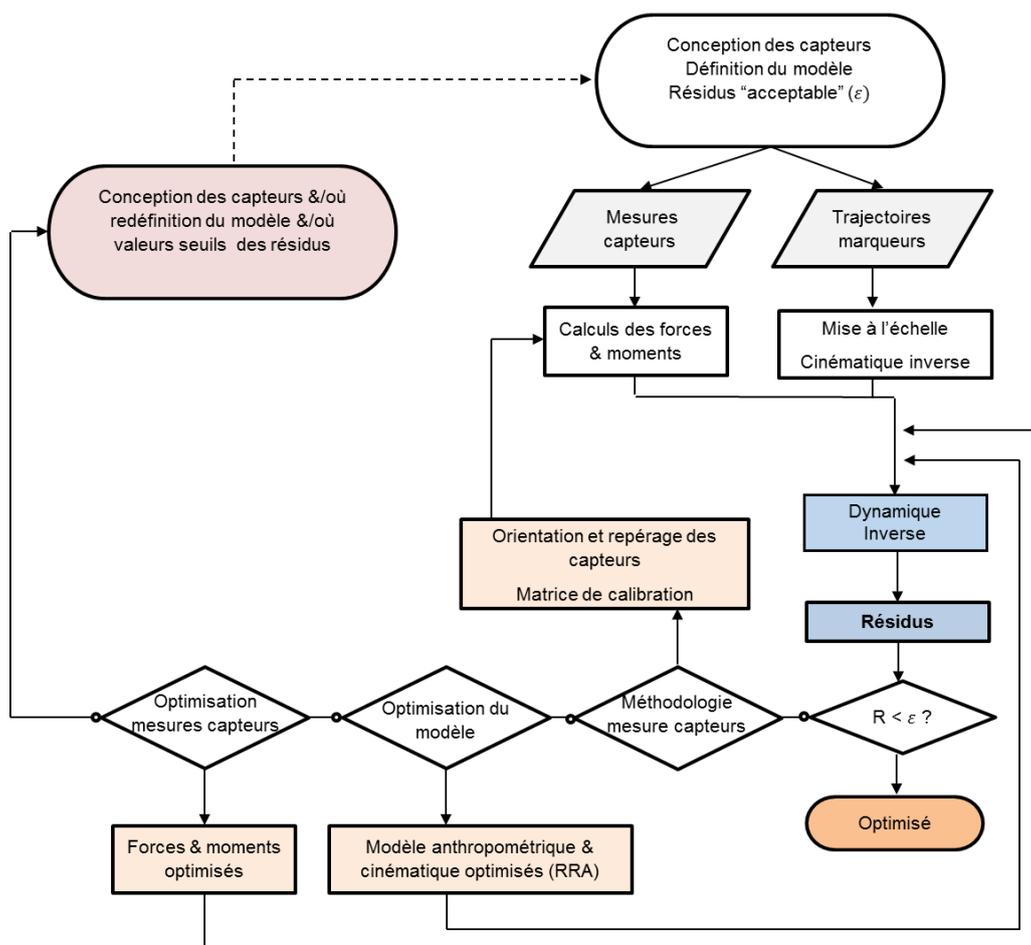


Figure 34 Méthodologie mise en place pour la mesure et l'optimisation des mesures issues des capteurs, du modèle et de la cinématique.



La combinaison de l'utilisation des tiges longues et des matrices d'ordre 2 et des codeurs diminuent les résidus calculés. Associée à une procédure d'optimisation, cette démarche nous semble d'autant plus incontournable lorsque nous utilisons, simultanément, plusieurs outils de mesure. Si il est impossible d'accéder aux valeurs varies des paramètres, il nous parait important d'insister sur la mise en œuvre de procédures permettant de les atteindre. Nous constatons que de nombreuses études existent sur la biomécanique du mouvement de pédalage à partir de plateforme expérimentale plus ou moins complexe, cependant, trop peu d'entre elles s'interroge sur la qualité des mesures effectuées. Des recommandations de bonnes pratiques sur la mesure sont encore trop peu nombreuses ; Plus généralement, elles devraient, de notre point de vue, relever d'une démarche de certification des plateaux techniques.

Certaines valeurs seuils existent dans la littérature (Delp et al., 2007) sur les erreurs maximales ainsi que sur les RMS en lien avec l'utilisation du RRA. Elles sont présentées sur la Figure 35.

Thresholds:	GOOD	OKAY	BAD
MAX Residual Force (N)	0-10 N	10-25N	> 25 N
RMS Residual Force (N)	0-5 N	5-10 N	> 10 N
MAX Residual Moment (Nm)	0-50 Nm	50-75 Nm	>75 Nm
RMS Residual Moment (Nm)	0-30 Nm	30-50 Nm	>50 Nm
MAX pErr (trans, cm)	0-2 cm	2-5 cm	>5 cm
RMS pErr (trans, cm)	0-2 cm	2-4 cm	>4 cm
MAX pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg
RMS pErr (rot, deg)	0-2 deg	2-5 deg	> 5 deg

Figure 35 Valeurs seuils utilisées pour évaluer les résultats de la procédure RRA sur l'utilisation d'un modèle corps complet lors de la marche.

L'optimisation de la cinématique et du modèle est indispensable au vue des résidus calculés avant le RRA (supérieurs aux valeurs seuils décrite sur la Figure 35). Même si ces valeurs seuils sont à analyser avec prudence car elles concernent l'étude de la marche, nos résultats après l'optimisation du modèle et de la cinématique sont supérieurs à ces recommandations.

Les résultats de l'optimisation des capteurs présentés dans la Partie 3 respectent ces recommandations (RMSE et MAX). Les résultats sont également illustrés graphiquement sur la Figure 36 : à droite la comparaison entre la résultante dynamique $m_s a_g$ et les forces mesurées F_{ext} ainsi que les forces optimisées F_{ext}^{opt} . A gauche le moment dynamique $\frac{dL_a}{dt}$ comparé avec les moments mesurés $m_a(F_{ext})$ et les moments optimisés $m_a(F_{ext}^{opt})$. Cette figure montre que l'optimisation des forces et des moments extérieurs (en bleu) permet d'obtenir un profil plus proche de la résultante dynamique et du moment dynamique (en rouge).



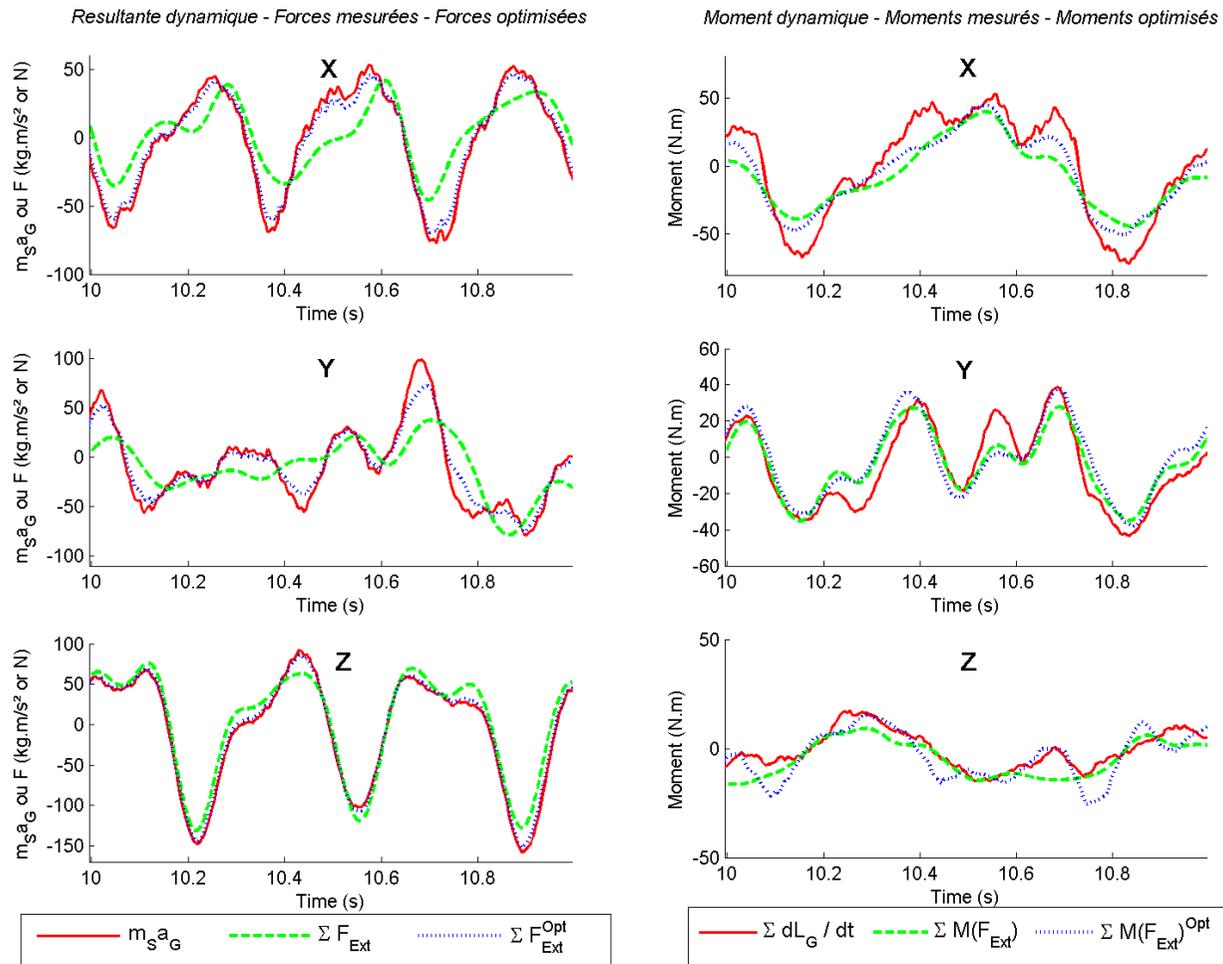


Figure 36 A droite comparaison de la résultante dynamique (rouge) avec les forces mesurées (vert) et les forces optimisées (bleu) et à gauche moment dynamique (rouge) comparé avec les moments mesurés et les moments optimisés.



Cependant l'optimisation a une limite : elle fait intervenir des formalismes (le moment libre par exemple) et des contraintes (géométrie du capteur) afin de représenter au mieux ce qui se passe dans la 'réalité'. L'amélioration des données anthropométriques recueillies et de la cinématique calculée diminue l'impact de cette procédure.

Les données anthropométriques du modèle sont modifiées par la mise à l'échelle du modèle et par l'algorithme de réduction des résidus (RRA). Cependant, les données anthropométriques du modèle sont des données issues d'études réalisées sur des cadavres, ne prenant pas en compte l'anthropométrie individuelle du cycliste. Une personnalisation du modèle anthropométrique à partir de méthodes numériques (Couvertier et al., 2016; Dumas et al., 2007) ou de l'imagerie par exemple (Dubois et al., 2016; Scheys et al., 2008) pourrait permettre une personnalisation plus fine du modèle.

Concernant la cinématique, elle est très peu altérée à chaque pas de temps par le RRA. Par exemple, la RMSE de l'angle du genou est modifiée de moins de 1°.

Comme précédemment mentionné au paragraphe II.1, le positionnement des marqueurs ou le mouvement des masses molles entraînent des erreurs importantes sur le calcul des angles articulaires et donc propagent un certain nombre d'erreurs. Pour limiter cela, nous recalculons les centres articulaires à partir de mouvements fonctionnels (Ehrig et al., 2006; Monnet et al., 2007).

Cependant cela n'est sûrement pas suffisant pour prendre en compte l'ensemble des erreurs précédemment rapportées au paragraphe II.1. Ceci peut expliquer pourquoi l'optimisation du modèle et de la cinématique diminue moins les résidus que l'optimisation des mesures capteurs.



II.8. Conclusion

Nous avons présenté au cours de ce chapitre une méthodologie pour obtenir des données d'entrée respectant les lois élémentaires de la mécanique qui gèrent tout système en mouvement et en interaction avec son environnement. Le calcul des résidus à chaque étape a permis d'évaluer différentes conditions méthodologiques de mesure et une nouvelle approche combinant une optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique (RRA) et à une nouvelle procédure d'optimisation basée notamment sur la mesure des forces et des positions des centres de pression des capteurs.

Points clés du Chapitre II

- ❖ La mesure par des capteurs 3D intégrés à l'ergocycle permet de prendre toutes les interactions entre le cycliste et le vélo sur ergomètre
- ❖ l'utilisation combinée de la **matrice ordre 2, des codeurs et des longues tiges** diminue les résidus de ~ 18%.
- ❖ La méthodologie générale mise en place permet de diminuer les incohérences dynamiques associées à la mesure externe (cinématiques, modèle anthropométrique et efforts extérieurs).

A l'issue, nous pensons que cette méthodologie complète d'évaluation et de réduction des résidus est un préalable pour étudier les problématiques présentées aux chapitres suivants. Dans le prochain chapitre, nous étudions l'effet du recul de la selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage au travers de deux indices : l'indice d'efficacité de la force utile et un nouvel indice basé sur le travail mécanique externe.



CHAPITRE III

**INFLUENCE DU REcul DE SELLE SUR
L'EFFICACITE DU MOUVEMENT DE
PEDALAGE**





CHAPITRE III. INFLUENCE DU REcul DE SELLE SUR L'EFFICACITE DU MOUVEMENT DE PEDALAGE

III.1. Introduction

Les cyclistes et leurs entraîneurs cherchent à ajuster leur vélo pour s'adapter à l'anthropométrie du coureur afin d'améliorer sa performance (de Vey Mestdagh, 1998). Comme rappelé en introduction (paragraphe I.3), la hauteur de la selle n'est pas réglementée contrairement au recul de selle. Selon la réglementation de l'UCI (Union Cycliste Internationale, 2014), la distance horizontale entre le centre de pédalier et la portion antérieure de la selle⁴⁰ doit être au minimum de 5 cm.

Toutefois, cette règle ne tient pas compte l'anthropométrie du cycliste. En outre, d'autres disciplines telles que le cyclisme sur piste, ou le triathlon ne sont pas soumises au présent règlement et utilisent généralement un recul de selle plus petit (Bini et al., 2014a; Ricard et al., 2006).

L'efficacité qualifiée classiquement par l'indice d'efficacité de la force est caractérisée par le rapport entre la force utile qui crée le mouvement et la force résultante générée au cours du cycle de pédalage (Figure 2). Cet indice a été utilisé dans plusieurs études afin d'analyser par exemple l'influence de la cadence de pédalage (Candotti et al., 2007), de différentes techniques de pédalage (Korff et al., 2007) et de différentes positions (Bini et al., 2014b; Dorel et al., 2008).

Cependant, l'indice d'efficacité est un indicateur mais il ne peut pas à lui seul refléter la performance en cyclisme. En outre, les aspects énergétiques de pédalage sont couramment examinés à travers l'analyse de puissance et du travail mécanique externe exercés au pédalier (Bertucci et al., 2005; Böhm et al., 2008).

Nous proposons une analyse complémentaire de la puissance et du travail mécanique externe par le biais d'un indice d'efficacité du travail (paragraphe I.2.3). Cet indice prend également en compte la variation intra-cycle du travail mécanique au cours du mouvement.

Plusieurs études (Bini et al., 2014b; Korff et al., 2011; Leirdal and Ettema, 2011) ont étudié l'influence du recul de selle sur l'indice d'efficacité de la force mais les évidences scientifiques restent peu concluantes. L'une des principales raisons est liée aux différents protocoles et matériels utilisés dans ces études. Nous développerons ces aspects dans la partie discussion de ce chapitre.

De plus, l'une des difficultés est de pouvoir contrôler la position du cycliste au cours du mouvement de pédalage (paragraphe I.3) qui de notre point de vue, est un point important afin de pouvoir interpréter correctement les paramètres mesurés.

Pour cela, nous utilisons un capteur de forces et moments 3D intégré au niveau du tube de selle (paragraphe II.2.2) afin de pouvoir évaluer la position « réelle » du cycliste par rapport à l'axe passant

⁴⁰ La partie antérieure de la selle est communément appelée bec de selle.



le pédalier (paragraphe I.3). Par ailleurs, les travaux de Fonda (2016) et Mornieux et al., (2006) ont démontré l'intérêt de l'analyse des trois composantes de la force appliquée à la pédale (3D) dans l'étude de l'efficacité du mouvement de pédalage puisqu'elle prend ainsi en compte toutes ses composantes dans le calcul de l'indice. L'analyse 3D des forces aux pédales permet de prendre en compte les composantes résistives qui interviennent dans le calcul de l'efficacité du mouvement.

Ce chapitre a pour but d'analyser l'influence du positionnement de la selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage caractérisée par l'indice d'efficacité de la force associé à un second indice prenant en compte l'évolution du travail mécanique externe au cours du cycle de pédalage. L'hypothèse retenue est qu'une augmentation du recul de selle améliore l'efficacité du mouvement de pédalage à cadence et puissance constantes. L'instrumentation de la selle nous permet de vérifier précisément le positionnement du cycliste, paramètre non quantifié dans les études antérieures (Bini, 2011; Korff et al., 2011).

III.2. Méthodologie de l'expérimentation

Cette section décrit les éléments méthodologiques communs aux prochains chapitres (IV et V). La collecte de données s'est déroulée lors d'une seule session de deux heures organisée en trois temps.

Dans un premier temps, le sujet était au préalable équipé de marqueurs réfléchissants (paragraphe II.2.3). Un enregistrement dit « statique » était effectué en position anatomique de référence et en position sur le vélo. Dans un second temps, le cycliste a réalisé des mouvements fonctionnels permettant le calcul des centres articulaires (paragraphe II.2.3).

Pour finir, six différentes conditions de positionnement de la selle ont été évaluées.

Les prochains paragraphes s'attachent à décrire cette méthodologie.



III.2.1. Participants

Sept cyclistes et cinq triathlètes de niveau confirmé ont participé à l'expérimentation. Les caractéristiques des participants sont reportées dans le tableau ci-dessous (Tableau 7).

Tableau 7 Caractéristiques des participants à l'étude.

Participants	Age (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	Entraînement (/semaine)	Expérience (années)
Triathlètes					
1	25	62	173	4	3
2	40	77	181	3	4
3	46	74	178	3	3
4	30	59	180	3	5
5	40	61	170	5	20
Cyclistes					
6	27	85	187	5	1
7	31	60	174	4	10
8	41	65	173	3	20
9	24	66	173	4	10
10	25	59	173	5	8
11	20	61	172	4	5
12	19	57	173	2	5
Moyenne	30.7 ± 9.0	65.5 ± 8.7	175.6 ± 4.9	3.8 ± 1.0	7.8 ± 6.3

Les participants ont été informés des procédures, méthodes, bénéfices et possibles risques en lien avec l'expérimentation avant de signer le consentement de l'étude.

III.2.2. Mise en oeuvre du protocole

Les réglages de positionnement du cycliste permis par l'ergocycle ont été standardisés pour tous les participants.

La longueur des manivelles était identique (175 mm) pour chacun des participants et pour chacune des conditions. Le réglage des cales a été ajusté pour chaque participant afin que la tête du premier métatarsien soit positionnée à l'aplomb du centre de la pédale (de Vey Mestdagh, 1998). Une position 'Recommandée' a été définie pour chacun des participants à partir de leur anthropométrie basée sur les travaux de (de Vey Mestdagh, 1998). Cette position est basée sur la mesure anthropométrique de la longueur de la cuisse, de de la jambe, du torse et du bras, comme illustré sur la Figure 37.



A partir de ces mesures anthropométriques, les valeurs de hauteur et de recul de selle et de hauteur et de recul du cintre sont calculées.

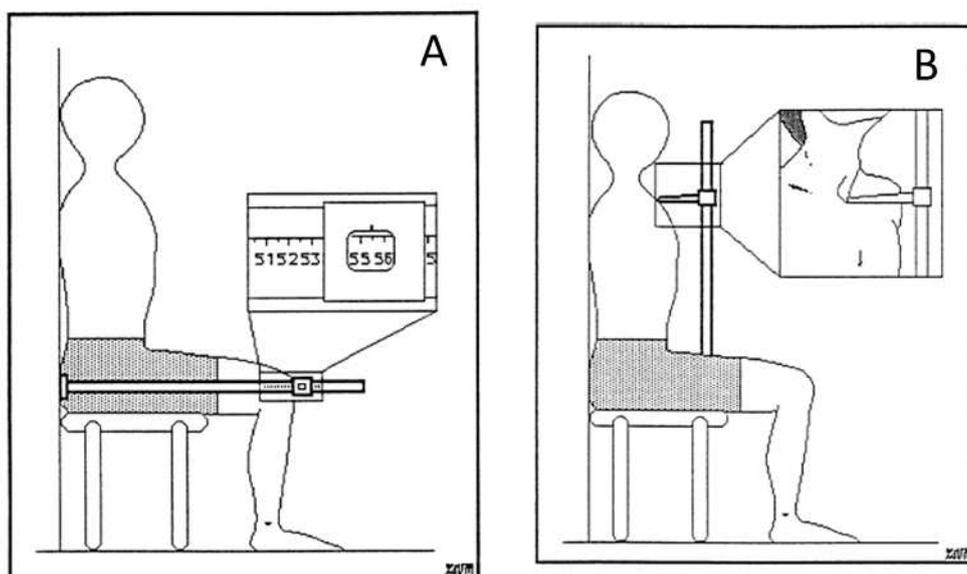


Figure 37 Mesures anthropométriques : A/ Mesure de la longueur de la cuisse et B/ Mesure de la longueur du thorax. D'après les travaux de de Vey Mestdagh, (1998).

A partir de cette position Recommandée, standardisée pour chacun des participants, six conditions de recul de selle ont été testées (Tableau 8).

Tableau 8 Les six conditions de recul de selle évaluées lors de l'expérimentation

Conditions	Explications
Recommandée	Hauteur et recul de selle ajustés selon les recommandations de la littérature (de Vey Mestdagh, 1998).
Reculée	La selle est reculée de 10% par rapport à la position Recommandée.
Reculée ⁺	La selle est reculée de 10% et la hauteur de selle est ajustée par rapport à la position Recommandée.
Avancée	La selle est avancée de 10% par rapport à la position Recommandée.
Avancée ⁺	La selle est avancée de 10% et la hauteur de selle est ajustée par rapport à la position Recommandée.
Préférée	Réglage du vélo selon les données propres au cycliste.



Comme déjà mentionné au paragraphe I.3, l'inclinaison vers l'arrière du tube de selle entraîne une augmentation de la hauteur de la selle lorsque celle-ci est reculée et une diminution de la hauteur de selle lorsqu'elle est avancée. Afin de garder cette hauteur constante, la hauteur de la selle est ajustée dans les deux autres positions Avancée⁺ et Reculée⁺. Cet ajustement de la hauteur est illustré sur la Figure 38.

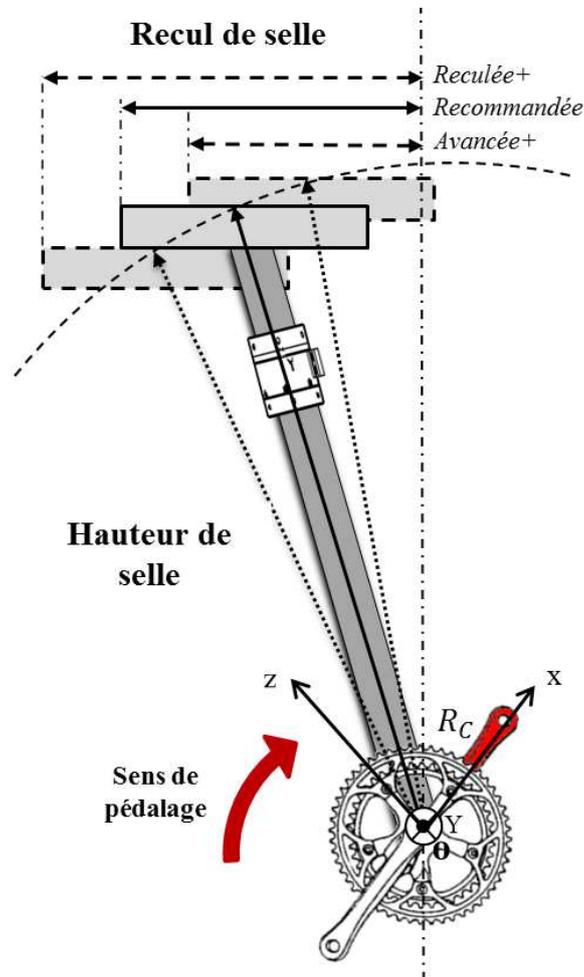


Figure 38 les trois conditions de recul de selle évaluées: les positions Recommandée, Reculée⁺ et Avancée⁺. R_c est le repère du capteur. La hauteur de selle est maintenue constante pour ces trois conditions.

Les mesures anthropométriques et les réglages du vélo ont été réalisés en utilisant un mètre ruban, une équerre, un fil à plomb et un niveau à bulle comme précédemment décrit (Burke and Pruitt, 2003).

L'expérimentation est précédée de dix minutes d'échauffement de pédalage libre dans la position Recommandée. Les cyclistes réalisent six fois trois minutes de pédalage pour les six conditions de posture de selle. Les participants ont reçu comme instruction de conserver une cadence de pédalage (**90 tr/min**) et une puissance mécanique externe (**200 W**) fixe durant tous les essais.



Le “power control” du capteur SRM installé sur la potence a permis aux participants d’avoir un retour en temps réel de leur cadence et de leur puissance. Entre les différents essais, un minimum de trois minutes de récupération a été respecté afin de limiter la survenue de phénomènes de fatigue. Les conditions sont randomisées et les participants n’ont pas connaissance de l’ordre de passage des différentes conditions de posture.

III.2.3. Paramètres mécaniques analysés

La chaîne d’acquisition mise en place lors de cette étude décrite au paragraphe II.2, permet de collecter simultanément la cinématique du cycliste lors du mouvement de pédalage, les efforts extérieurs au niveau du cintre, de la selle et des pédales et l’activité EMG de plusieurs muscles. L’ensemble des acquisitions était synchronisée avec le logiciel Nexus 1.8.2 (Vicon, Oxford, UK).

Dans ce chapitre, nous utilisons les forces appliquées à chacune des pédales et sous la selle. L’ensemble de ces données sont enregistrées pour les six conditions et projetées dans le référentiel propre à la manivelle.

Ces données expérimentales donnent accès aux trois paramètres biomécaniques analysés à savoir le centre de pression de la selle, l’indice d’efficacité de la force à la pédale et l’indice d’efficacité du travail mécanique externe.

III.2.3.1. Centre de pression de la selle

La position du sujet sur la selle est contrôlée par le calcul du centre de pression de la selle à l’aide du capteur intégré dans la tige de selle. Les coordonnées du centre de pression de la selle sont calculées dans le référentiel du capteur R_s , comme précédemment décrit au chapitre II. Les coordonnées sont projetées du référentiel R_s vers le référentiel du pédalier R_c afin de calculer la position réelle assise du participant représentée par la distance horizontale entre le centre de pression du capteur et le centre du pédalier. Il reflète et quantifie le recul du sujet pour chacune des conditions et permet de contrôler si le cycliste a tendance à s’ajuster sur sa selle afin de conserver un recul constant.



Pour toutes les conditions, la position du centre de pression moyen de la selle de chacun des sujets pour chacune des conditions est calculée (Figure 39).

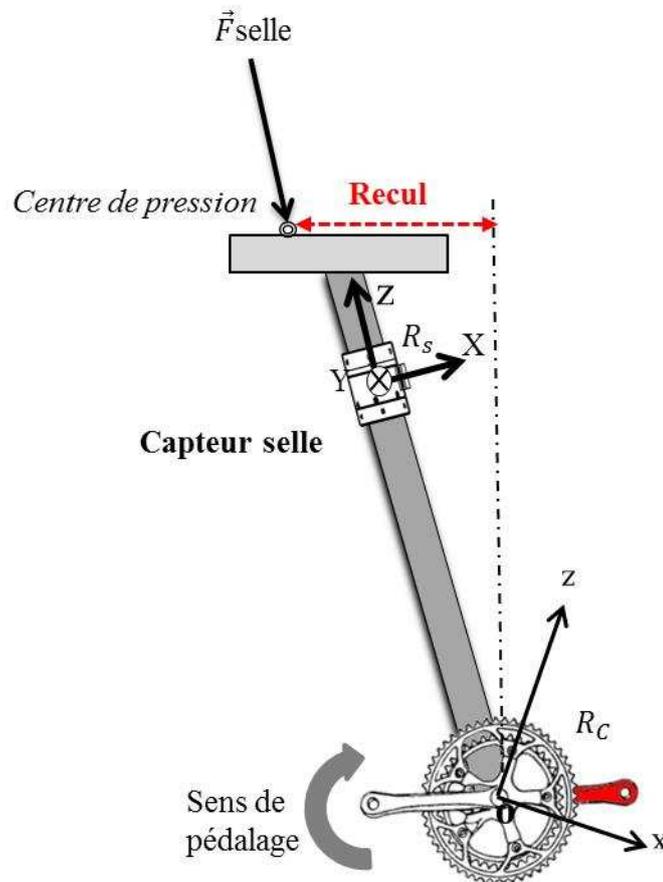


Figure 39 Utilisation du capteur intégré au niveau du tube de selle pour évaluer le recul du cycliste par rapport au centre du pédalier

III.2.3.2. L'indice d'efficacité de la force

Il se calcule par l'équation suivante:

$$IE = \frac{F_{U\text{droite}}(t) + F_{U\text{gauche}}(t)}{\|F_{T\text{droite}}(t)\| + \|F_{T\text{gauche}}(t)\|} \quad (19)$$

Avec $F_{U\text{droite}}$ et $F_{U\text{gauche}}$ Forces utiles appliquées aux pédales et $F_{T\text{droite}}$ et $F_{T\text{gauche}}$ Forces totales appliquées aux pédales.

L'indice d'efficacité global varie donc entre 0 et 1. Plus la force résultante appliquée est perpendiculaire à la manivelle, et plus l'efficacité du mouvement de pédalage est maximale et l'indice tend vers 1. A contrario, moins la force est perpendiculaire et moins elle est efficace plus l'indice tend vers 0.



III.2.3.3. L'indice d'efficacité du travail mécanique externe

Comme précédemment décrit au paragraphe I.2.3, le travail mécanique externe résulte de l'intégration au cours du temps de la puissance mécanique externe (Figure 3). La puissance mécanique externe est calculée au pédalier par le produit scalaire du couple au pédalier et de la vitesse angulaire et le couple au pédalier est calculé par le produit du bras de levier⁴¹ et de la force utile à la manivelle.

L'indice d'efficacité du travail est le rapport entre le travail mécanique externe positif cumulé et le travail cumulé total.

Il se calcule donc de la façon suivante :

$$IW^+ = \frac{W^{D^+} + W^{G^+}}{\sum_{n \text{ phases}} |W_T|} \quad (20)$$

Avec $\sum_{n \text{ phases}} |W_T|$ = travail mécanique (J) total cumulé produit au pédalier, IW^+ = indice d'efficacité du travail mécanique total produit au pédalier (J), IW^{D^+} = travail mécanique positif produit au pédalier du côté droit (J) et IW^{G^+} = travail mécanique positif produit au pédalier du côté gauche (J).

Pour le calcul du numérateur de cet l'indice, sont retenues uniquement les périodes du cycle pour lesquelles le travail mécanique externe est positif (+). Pour le dénominateur, le travail mécanique externe cumulé est calculé en additionnant les valeurs absolues du travail. Le travail du couple correspond à l'énergie fournie par ce couple lorsqu'il ce dernier crée une rotation du système⁴² sur lequel il s'applique. Ce travail mécanique peut être positif ou négatif selon les signes respectifs de ces deux grandeurs puisqu'il résulte d'un produit.

On a différencié le travail négatif dû à la puissance négative et le travail positif obtenu lorsque la puissance est positive, et donc lorsque le couple est moteur. Le rapport entre le travail positif (phase motrice) et le travail mécanique cumulé total permet d'évaluer la part du travail réalisé participant exclusivement au mouvement (Figure 3, p23).

Le travail mécanique cumulé total correspond à la somme en valeur absolue, des travaux positifs et négatifs. Il est plus élevé que le travail mécanique total car il prend en compte en valeur absolue le travail mécanique négatif alors que le travail total s'obtient par une somme algébrique des travaux moteurs et résistifs.

⁴¹ Dans cette situation, le bras de levier est la longueur de la manivelle.

⁴² Ici c'est la rotation du pédalier.



La Figure 40 illustre l'évolution du travail mécanique total au cours du temps.

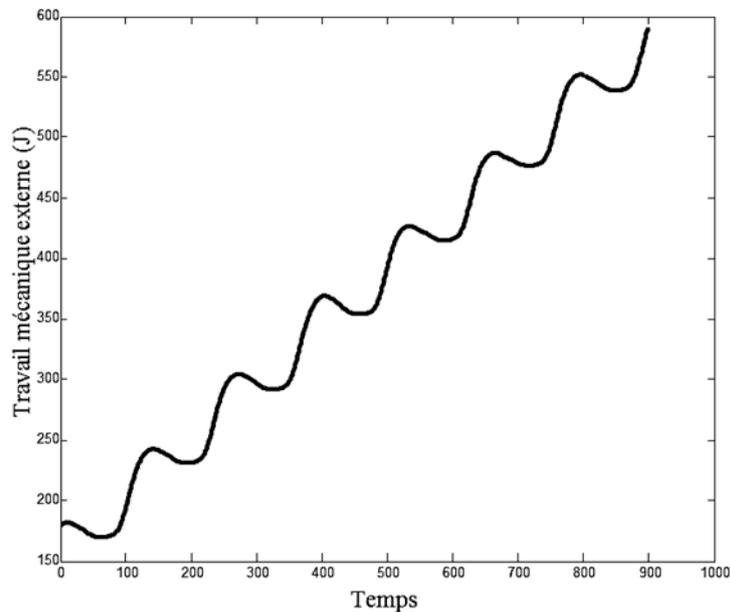


Figure 40 Exemple du travail mécanique externe total (J) pour un participant durant 50 secondes de pédalage.

L'indice du travail mécanique externe caractérise le mouvement de pédalage d'un point de vue énergétique ; il traduit ainsi l'efficacité énergétique de la tâche de pédalage. Cet indice IW^+ varie de 0 à 1. Plus IW^+ tend vers 1, plus le travail positif mécanique produit au pédale ($W^+ = W^{D^+} + W^{G^+}$) est important comparativement au travail mécanique négatif produit (W^-). Ainsi, dans ce cas le cycliste est capable de produire plus de travail mécanique moteur que résistant, gage d'une meilleure efficacité de son « coup » de pédale. Les résultats des deux indices ont été rapportés en pourcentage afin de pouvoir comparer les résultats aux précédentes études sur l'indice d'efficacité.

III.2.4. Analyse statistique

Un test de Friedman a été réalisé sur les variables suivantes: puissance mécanique externe; cadence, et centre de pression de la selle afin de confirmer que les instructions ont bien été respectées pour chacune des 6 conditions. Le test de Friedman a été choisi car la normalité de la distribution des valeurs n'était pas respectée (Shapiro Wilk test > 0.01).

Le même test a été utilisé pour évaluer l'influence du recul de selle sur les deux indices ainsi que sur le travail mécanique cumulé. Le niveau de significativité a été défini à $p < 0.05$.

Dans le cas où un effet significatif est retrouvé, une analyse 'post hoc' est effectuée en utilisant le test de Wilcoxon. Ce test est associé à une correction de Bonferroni ajustant le seuil de significativité à 0.008.



III.3. Résultats

Dans un premier temps, nous vérifions que l'ensemble des participants avaient respectés les consignes demandées : **90 tr/min** et **200 W**.

Il s'est avéré que l'un des sujets, pour des raisons physiques le jour du test n'a pas pu réaliser les 6 conditions à la cadence et la puissance demandée (80.21 ± 2.31 tr/min et 144.2 ± 12.81 W). Ses données n'ont donc pas été prise en compte dans les résultats de cette étude ni dans les études présentées dans les chapitres IV et V.

Dans un deuxième temps, nous vérifions que les cyclistes ont respecté le recul de selle imposé. Pour finir, l'indice d'efficacité de la force et du travail mécanique sont calculés et comparés en fonction des différentes conditions de recul de selle.

III.3.1. Instructions et conditions

La moyenne de la puissance et de la cadence de l'ensemble des sujets pendant les six conditions est de 194.5 ± 11.91 W and 90.95 ± 1.28 tr/min. Il n'y a pas d'effet significatif du recul de selle sur la puissance mécanique externe et la cadence ($X^2 = 2.53$, $df = 5$, $p = 0.71$ and $X^2 = 1.08$, $df = 5$, $p = 0.92$). Les instructions sont respectées.

De plus, les résultats confirment des changements significatifs de la position du participant avec un effet significatif du recul de selle sur le centre de pression de la selle ($X^2 = 45$, $df = 5$, $p < 0.05$). Ainsi pour la position Recommandée, la distance moyenne pour tous les participants est de 27.0 ± 2.9 cm, valeur comprise entre les positions Reculée⁺ (29.6 ± 3.3 cm) et Reculée (29.3 ± 2.8 cm) et les positions Avancée (24.9 ± 2.7 cm) et Avancée⁺ (26.2 ± 2.7 cm) (Tableau 9).

Tableau 9 Recul du cycliste (différence entre CoP de la selle et l'axe passant par le centre du pédalier), médiane et interquartile (cm) et pourcentage par rapport à la position Recommandée.

Condition de réglage de selle	Recul du cycliste (cm)	Position réelle du centre de pression, % de sa localisation dans la condition Recommandée
Reculée ⁺ (110%)	29.6 ± 3.3	110
Reculée (110%)	29.3 ± 2.8	108
Recommandée (100%)	27.0 ± 2.9	100
Avancée (90%)	24.9 ± 2.7	89
Avancée ⁺ (90%)	23.7 ± 3.7	90
Préférée (libre)	26.2 ± 2.7	96



III.3.2. Influence du recul du selle sur l'efficacité de la force

Les résultats sur l'indice d'efficacité sont illustrés par la Figure 41. Il y a un effet significatif des conditions de recul de selle sur l'indice d'efficacité de la force ($X^2 = 15.42$, $df = 5$, $p < 0.05$). En position Reculée, l'indice d'efficacité ($41.7 \pm 2.9\%$) est significativement plus important que dans les conditions Avancée ($39.9 \pm 3.7\%$) et Avancée⁺ ($36.9 \pm 0.7\%$) ($p < 0.008$, pour les deux).

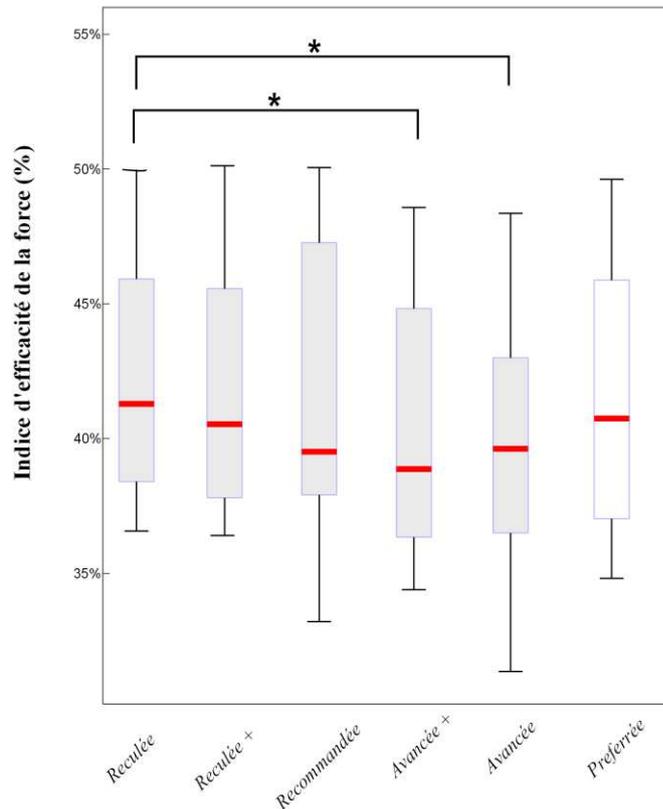


Figure 41 Influence du recul de selle sur l'indice d'efficacité de la force.

III.3.3. Sur le travail mécanique externe

Les résultats montrent un effet significatif du recul de selle sur le travail cumulé total ($X^2 = 12.71$, $df = 5$, $p < 0.05$). La plus faible quantité de travail mécanique externe est retrouvée dans une position Reculée (13913.1 ± 1348.7 J) alors que la position Avancée⁺ est en lien avec la plus grande quantité de travail (14658.5 ± 1592.4 J), résultant en une différence moyenne de 5.1% entre ces deux conditions ($p < 0.008$).



La Figure 42 montre un exemple de l'évolution du travail mécanique externe pour un participant dans deux conditions de recul de selle Avancée+ et Reculée.

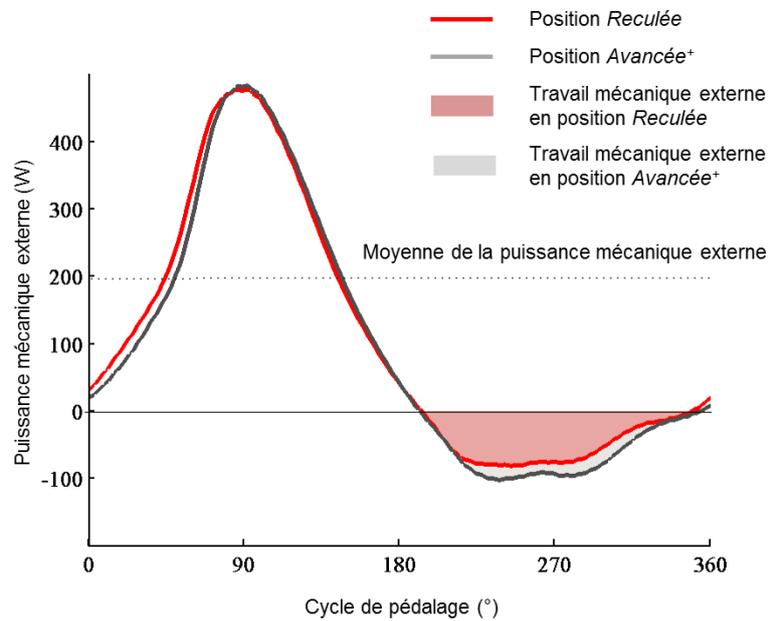


Figure 42 Illustration pour un participant de la comparaison du travail mécanique externe droit dans deux conditions de pédalage Avancée et Reculée.

III.3.4. Sur l'indice d'efficacité du travail

Les résultats sont illustrés par la Figure 43.

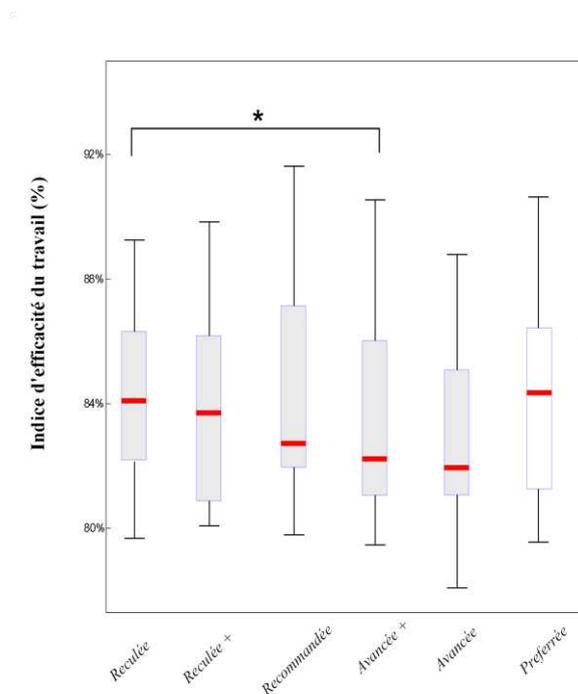


Figure 43 Influence du recul de selle sur l'indice d'efficacité du travail.



Les résultats montrent que le travail mécanique externe négatif est plus important dans une position plus Avancée ou Avancée⁺ que dans une position Reculée ou Reculée⁺ (Figure 43). Plus précisément, les résultats montrent une influence significative du recul de selle sur l'indice d'efficacité du travail ($X^2 = 13.39$, $df = 5$, $p < 0.05$) (Figure 9). La condition Reculée est en lien avec un plus grand indice d'efficacité du travail ($84.2 \pm 3.7 \%$) que la condition Avancée⁺ ($82.0 \pm 4.7 \%$) ($p < 0.008$).

III.4. Discussion

Nous étudions l'influence du recul de selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage. Le résultat majeur de cette étude est qu'une position plus reculée augmente les deux indices d'efficacité calculés. L'indice d'efficacité de la force est reconnu comme étant un paramètre important pour discriminer les niveaux de pratique des cyclistes (Candotti et al., 2007; Sanderson, 1991), ou des différences de techniques de pédalage (Korff et al., 2007). Il est très utilisé dans le milieu professionnel du cyclisme car il donne une première analyse d'un paramètre essentiel en cyclisme à savoir la qualité de la production d'une force à la pédale.

Les résultats de l'étude montrent que pour les conditions Reculée et Reculée⁺ et cela dans les conditions expérimentales définies par une puissance mécanique externe et une cadence de pédalage constantes, les participants ont une meilleure orientation de la force appliquée à la pédale ce qui impliquerait moins de force inefficace produite.

Trois précédentes études avaient rapporté des résultats non concluants sur l'influence du recul de selle sur l'indice d'efficacité du pédalage (Bini et al., 2014b; Korff et al., 2011; Leirdal and Ettema, 2011). L'une des raisons de cette différence est en lien avec l'équipement utilisé (capteur de force 2D vs. 3D) et le protocole mis en place. L'utilisation de capteurs de force 3D propose des nouvelles données sur la force médio-latérale, non propulsive mais indispensable dans l'analyse de l'efficacité du mouvement. Comme présenté récemment par Fonda (Fonda, 2016), ces forces diminuent l'efficacité du mouvement apparaissent lorsqu'elles ont tendance à augmenter puisqu'elles interviennent dans le calcul de la norme de la force appliquée qui intervient au dénominateur du calcul de l'indice.

Nos résultats montrent que ces forces sont limitées mais non négligeables car elles contribuent à environ 11% de la force totale dans la première partie (phase « motrice ») du mouvement de pédalage (0-180°). Plus ces forces sont faibles, meilleur est l'indice d'efficacité de la force. Nos résultats renforcent les résultats de Fonda (2016) en montrant qu'utiliser un capteur 3D est important lors de l'analyse de l'efficacité du mouvement de pédalage.

Concernant le protocole, et préalablement à l'analyse de l'influence du recul de selle sur les deux indices d'efficacité, nous contrôlons la position du cycliste sur la selle par le calcul du centre de pression au niveau de la selle. L'utilisation du capteur intégré dans le tube de selle apporte une méthode alternative à l'utilisation des capteurs de pression (Bressel et al., 2009) ou à l'utilisation d'un marqueur placé sur le bassin (Bini et al., 2014b).



Cette méthodologie est plus sensible aux fins ajustements de posture et permet de s'affranchir de l'utilisation des caméras optoélectroniques, plus facile à mettre en place dans un suivi de terrain.

Le matériel et le protocole utilisés dans ces trois études (Bini et al., 2014b; Ettema et al., 2009; Korff et al., 2011) étaient différents. Ettema et al. (2009) a modifié l'angle du tube de selle ce qui a conduit à des changements limités du recul de selle. Par ailleurs, les participants de l'étude réalisée par (Bini et al., 2014b) avaient pour consigne de s'avancer et de se reculer sur la selle. Aucun réglage du positionnement de la selle n'a été effectué dans cette étude. Ce type de protocole reflète les possibles réglages du cycliste pendant la course mais il n'investigue pas l'effet du recul propre du recul de la selle par rapport à l'axe du pédalier.

Comme précédemment décrit au paragraphe I.2, le mouvement de pédalage est un mouvement complexe qui est dépendant de nombreuses variables cinématiques, dynamiques, musculaires et énergétiques. L'efficacité du mouvement de pédalage ne peut donc pas être caractérisée uniquement par l'indice d'efficacité de la force utile exercée à la pédale (Coyle et al., 1991; Ryschon and Stray-Gundersen, 1991).

Afin de rendre compte des aspects complémentaires sur l'efficacité du mouvement, nous proposons un indice basé sur la quantité de travail mécanique externe négative créée au pédalier. Le travail mécanique externe est le plus souvent évalué comme étant le produit de la puissance moyenne et de la durée de l'essai. Une évaluation du travail plus exacte doit être effectuée en intégrant, au cours du temps, la puissance instantanée, ce qui prend en compte les variations intra-cycles de la puissance instantanée. Par exemple à 200W pendant 30s, le travail mécanique totale est ~ 6000J alors que la quantité de travail cumulée est égale à ~ 14000 J.

Le travail mécanique externe apparaît être un paramètre sensible à la position du sujet. L'indice utilisé montre que le recul de selle impacte directement la quantité de puissance mécanique négative et donc l'efficacité du mouvement de pédalage. Ainsi dans la mesure où les cyclistes produisent la même puissance mécanique externe moyenne (200 W), dans la position Avancée, ils produiront plus de travail positif que dans la position reculée afin de compenser l'augmentation de travail négatif pendant la phase de remontée de la pédale.

Deux types de conditions expérimentales de posture ont été incluses, celles avec un ajustement de hauteur de la selle (Avancée⁺ et Reculée⁺) et celles sans (Avancée et Reculée). L'ajustement de la hauteur de la selle a préservé une distance constante entre la selle et le centre du pédalier ce qui résulte en une rotation de l'ensemble du cycliste par rapport au pédalier au lieu de le rapprocher uniquement. Ceci revient à modifier l'angle de tube de selle. En théorie, cela permet de conserver les angles articulaires et les longueurs musculaires 'optimaux' associés à la configuration basée sur l'anthropométrie du sujet. Cependant, les résultats n'ont pas montré de différences significatives entre les deux indices pour les conditions ajustées et non ajustées.



L'une des possibles hypothèses demeure que l'ajustement de la hauteur est trop faible (< 2 cm) par rapport aux études antérieures sur la hauteur de selle (Bini et al., 2012). Cet ajustement ne semble pas primordial dans un contexte d'efficacité du mouvement de pédalage.

Comme précédemment introduit dans l'introduction de ce chapitre, les triathlètes ont tendance à utiliser un recul de selle plus faible que les cyclistes. Notre échantillon de participant ne permet pas d'effectuer une analyse statistique de l'efficacité des triathlètes par rapport aux cyclistes. Pour autant, lors de notre expérimentation, les cyclistes ont en moyenne des indices d'efficacité de force et de travail plus importants (43.1 ± 4.7 et 84.2 ± 3.1 %) que les triathlètes (37.0 ± 3.1 et 81.2 ± 3.2 %). Une prochaine étude sur un échantillon plus important de cycliste et de triathlètes permettra de valider ce résultat et d'émettre de nouvelles hypothèses sur le positionnement différent de ces athlètes.

Les résultats montrent également que dans la position Préférée, les participants n'ont pas de meilleurs indices d'efficacité que dans la position dite Recommandée. De plus, la position Recommandée n'était pas la position pour laquelle l'efficacité est maximale, ce qui sous-entend que la méthodologie permettant le réglage du recul de selle par rapport à l'anthropométrie n'apparaît pas optimale.

Cependant le fait que la position Préférée ne permet pas d'obtenir de meilleurs indices que la position Recommandée, cela sous-entend que, malgré une faible variation du recul de selle, il y a un potentiel très intéressant à optimiser le positionnement du cycliste par rapport à ce qui est décrit dans la littérature et par rapport à ce qui se pratique dans le milieu du cyclisme.

III.5. Limites

Une des limites de ces résultats est que l'analyse biomécanique de l'efficacité de la technique de pédalage ne renseigne pas complètement sur la notion de rendement énergétique de l'activité réalisée. Cette approche mécanique évalue la notion d'énergie à partir des grandeurs mesurées (forces et moments) par les capteurs. Ces mesures conduisent aux calculs de la puissance et du travail des forces extérieures reflétant le mouvement réalisé (Cavagna and Kaneko, 1977; Leboeuf and Lacouture, 2008).

Cependant, il n'existe que peu de corrélation entre les divers bilans énergétiques-mécaniques et le coût énergétique métabolique calculé par la mesure de la consommation des gaz expirés (Leboeuf and Lacouture, 2008; Neptune and Van den Bogert, 1997).

Quelques auteurs ont relevé un lien entre l'efficacité et l'efficacité (Zameziati et al., 2005) alors que d'autres ne rapportent aucun lien entre les paramètres biomécaniques et physiologiques calculés lors du mouvement de pédalage (Korff et al., 2007; Price and Donne, 1997). L'estimation de l'efficacité ou du rendement énergétique à partir des forces musculaires ou de la consommation en O_2 est encore très débattue (Ettema and Lorås, 2009; Hodges et al., 2005; Smith et al., 2005; Umberger et al., 1998). Même si largement répandue de par la facilité de mesurer les gaz expirés, il existe de nombreuses limites à l'estimation du rendement énergétique à partir de ce type de mesure.



Une thèse de doctorat a notamment étudié l'ensemble de ces aspects (Louvet, 2007). Un suivi longitudinal des cyclistes doit être envisagé afin d'étudier si la correction de la technique de pédalage (en diminuant les forces non propulsives par exemple) diminue la consommation d'oxygène requise pour effectuer la même tâche.

En perspectives de nos résultats, nous pensons que ce type de méthodologie peut être appliqué à l'ensemble des réglages du vélo modifiables par les cyclistes et permette un suivi au cours de la saison.

III.6. Conclusion

A travers ce chapitre, les résultats démontrent qu'une position plus reculée offre un avantage en termes d'efficacité du mouvement de pédalage par rapport à une position plus avancée.

L'utilisation d'un capteur intégré au niveau du tube de selle contribue à connaître précisément la position du cycliste sur la selle ce qui apparaît particulièrement pertinent dans une analyse en routine de la posture. Ces travaux proposent aussi un nouvel indice basé sur l'analyse du travail mécanique externe qui renseigne sur l'influence d'une posture sur la répartition du travail positif ou négatif fourni au pédalier lors du cycle de pédalage ce qui apporte une analyse énergétique de l'efficacité de la technique de pédalage.

Points clés du Chapitre III

- ❖ L'utilisation d'un capteur intégré au niveau du tube de selle permet un contrôle du positionnement du cycliste.
- ❖ Un positionnement de selle plus reculée augmente l'efficacité du mouvement de pédalage.

Un positionnement plus reculée augmente l'efficacité du mouvement de pédalage mais cela est-il préjudiciable pour la santé du cycliste et plus particulièrement sur les forces musculaires et articulaires intervenant au niveau du genou ?



CHAPITRE VI

**INFLUENCE DU REcul DE SELLE SUR LES
FORCES ARTICULAIRES ESTIMEES AU
GENOU**





CHAPITRE IV. INFLUENCE DU REcul DE SELLE SUR LES FORCES ARTICULAIRES ESTIMEES AU GENOU

IV.1. Introduction

Au regard des études épidémiologiques (Clarsen et al., 2010; Dannenberg et al., 1996; De Bernardo et al., 2012; Weiss, 1985; Wilber et al., 1995), il est suggéré un lien entre le positionnement de la selle et le risque de survenue de TMS au niveau du genou (Tableau 2 et paragraphe I.4). Plus précisément, un mauvais positionnement de la hauteur de selle et/ou un mauvais réglage du recul de selle peut être à l'origine de douleurs au niveau du genou.

Concernant la hauteur de selle, plusieurs auteurs ont montré qu'un réglage non adapté de la hauteur de selle augmente le risque de syndrome fémoro-patellaire. Ainsi, une position de selle trop basse augmenterait la flexion du genou et par ce biais augmenterait les forces fémoro-patellaires (Bini et al., 2011; Bressel, 2001; Ericson and Nisell, 1987). Il est donc recommandé de régler la hauteur de selle de façon à ce que l'angle de flexion du genou soit environ de 30° lorsque la pédale est à 180° afin de prévenir l'apparition de ce syndrome (Bini et al., 2011; Tamborindéguy and Bini, 2011). Ceci est illustré sur la Figure 44.

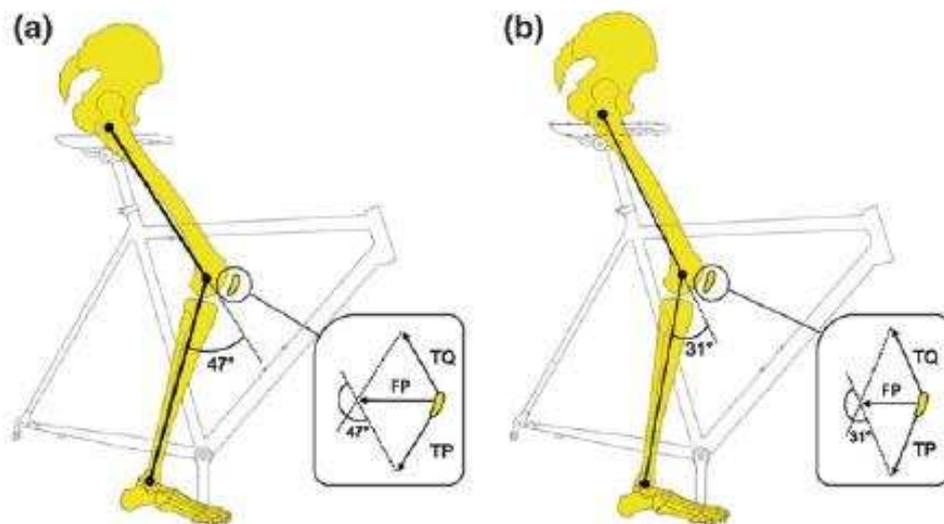


Figure 44 Une augmentation de la hauteur de selle de 3cm entre la position (a) et (b) réduit l'angle de flexion du genou lors que la pédale est à 6' heure de 47° à 31° . Ce qui potentiellement peut diminuer la force fémoro-patellaire de compression (FP). 'TQ' et 'TP' matérialisent respectivement le Tendon Quadricipital et le Tendon Patellaire. Image extraite de Bini and Carpes, (2014).



Cependant, malgré ces résultats, la hauteur de selle n'est pas réglementée par l'UCI (Union Cycliste Internationale, 2014).

En revanche, l'UCI réglemente un recul de selle minimum de 5 cm pour tous les cyclistes sans tenir compte de leurs anthropométries (article 1.3.013). A notre connaissance, l'UCI ne renseigne pas sur l'origine de cette recommandation mais nous supposons qu'elle est en lien avec la prévention des blessures. En effet, plusieurs études (Asplund and St Pierre, 2004; Callaghan, 2005; Holmes et al., 1994) suggèrent qu'un faible recul de selle augmente la prévalence des douleurs fémoro-patellaires. Cependant aucune analyse scientifique ne vient corroborer cette recommandation⁴³ (Dettori and Norvell, 2006).

Plusieurs auteurs ont estimé les forces articulaires au niveau du genou en cyclisme (Bini et al., 2013; Bressel, 2001; Ericson and Nisell, 1986, 1987; Neptune and Kautz, 2000; Ruby et al., 1992; Tamborindéguy and Bini, 2011) avec différentes méthodologies répertoriées dans le Tableau 10.

⁴³ Aucune référence scientifique n'est associée à la rédaction de l'article 1.3.013 de l'UCI.



Tableau 10 Revue des études expérimentales portant sur l'estimation des forces articulaires estimées au genou en cyclisme

Etudes	Mesures réalisées	Méthodologie mise en place
Ericson & Nissel (1986 & 1987)	Cinématique du membre inférieur et forces à la pédale (2D) - 120 W / 80 tr/min	Dynamique inverse
McCoy & Gregor (1989)	Cinématique du membre inférieur et forces aux pédales (2D) - 120 W / 80tr/min	Dynamique inverse
Ruby et al. (1992)	Cinématique du membre inférieur et forces aux pédales (3D) - 225 W / 90 tr/min	Dynamique inverse
Neptune & Kautz (2000)	Cinématique des 2 membres inférieurs et EMG (7 muscles), modèle musculo-squelettique des membres inférieurs (6 segments osseux, 9 muscles) (SIMM, MusculoGraphics, Evanston, IL, USA) 150 W / 60 tr/min	Modélisation musculo-squelettique et dynamique directe (EMG)
Bressel (2001)	Cinématique du membre inférieur droit et mesure des forces aux pédales (2D), modélisation de la patella (Matthews et al. 1977) - 157 W / 80 tr/min	Dynamique inverse
Tamborindéguy & Bini (2011)	Cinématique du membre inférieur droit et du bassin et mesure des forces aux pédales (2D), modèle géométrique du genou avec modélisation mathématique des tendons quadricipital et patellaire - 70 W / 70 tr/min	Dynamique inverse
Bini et al. (2011, 2013)	Cinématique du membre inférieur droit et du bassin et mesure des forces aux pédales (2D), modèle géométrique du genou avec modélisation mathématique des tendons quadricipital et patellaire (Sharma et al. 2008) – 318-377 W / 70-90 tr/min	Dynamique inverse



Seuls Bini et al. (2013) rapportent des résultats sur l'influence d'une position avancée ou reculée sur les forces articulaires du genou. Ces résultats montrent qu'une position plus avancée ou plus reculée ne modifie que très peu les forces fémoro-patellaires et fémoro-tibiales.

Ces résultats ne sont donc pas en accord avec les hypothèses suggérées par les études épidémiologiques. L'une des hypothèses qui peut expliquer cette contradiction est qu'il est demandé au cycliste de s'avancer ou de se reculer sur la selle. Il n'y a donc pas de modification de la position de la selle et la position du cycliste n'est contrôlée que grâce à un marqueur placé sur le bassin. Il est donc difficile de conclure que le cycliste a réellement modifié sa position, nécessairement limitée en comparaison d'une variation du positionnement de la selle. En cela, comme précédemment suggéré dans le chapitre précédent (III.2.3.1), nous pensons que l'utilisation d'un capteur de selle est intéressante.

De plus, les conclusions de cette étude sont basées sur une procédure de dynamique inverse associée à un modèle géométrique du genou prenant en compte géométriquement une seule composante de force musculaire (composante quadricipitale). Le modèle utilisé est illustré sur la Figure 45.

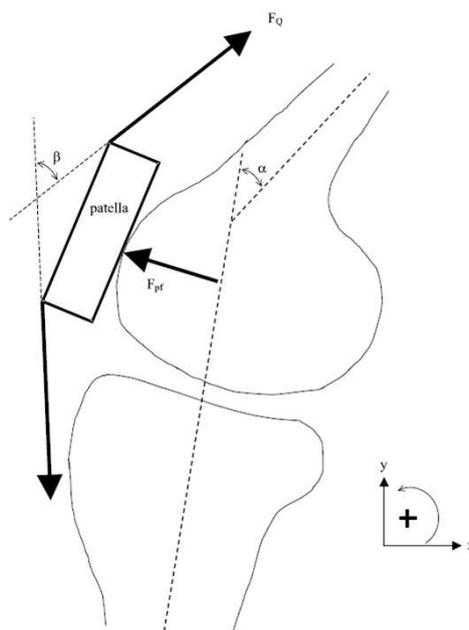


Figure 45 Modèle géométrique de Bressel (2001) utilisé dans le cadre de l'étude de Bini et al. (2013). F_{PF} et F_Q représentent respectivement la force fémoro-patellaire et la force du tendon quadriceps.

Contrairement à une approche de modélisation musculo-squelettique, cette approche est moins fidèle à la réalité car elle ne prend pas totalement en compte l'architecture musculo-squelettique⁴⁴, les contributions de chacun des muscles ainsi que les relations de force-longueur et de force-vitesse de raccourcissement musculaire⁴⁵ (Schwameder et al., 1999; Yoshihuku and Herzog, 1996).

⁴⁴ Modèle géométrique et muscles bi-articulaires décrit au paragraphe I.5.4.1.

⁴⁵ Modèle de fonctionnement géométrique décrit au paragraphe I.5.4.2.



Cette approche a déjà montré son potentiel dans l'estimation des forces articulaires nécessaires à la compréhension des TMS et à la prévention des processus dégénératifs⁴⁶ (DeMers et al., 2014; Lerner et al., 2014; Neptune and Kautz, 2000; Schwameder et al., 1999; Steele et al., 2012; Walter et al., 2015; Wesseling et al., 2015).

Concernant l'étude du mouvement de pédalage, Neptune and Kautz, (2000) ont utilisé un modèle musculo-squelettique du membre inférieur afin d'évaluer l'effet du mouvement de pédalage vers l'avant ou vers l'arrière sur les forces articulaires estimées au genou. Ce modèle est illustré sur la Figure 46 et la méthodologie qui a été utilisée dans le Tableau 10.

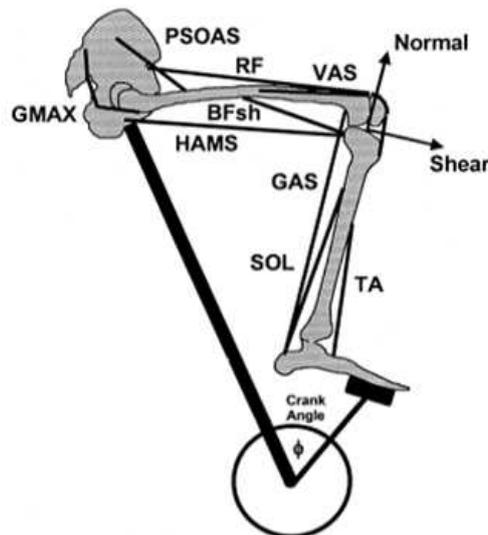


Figure 46 Modèle musculo-squelettique utilisé par Neptune et Kautz (2000) incluant les segments osseux du membre inférieur droit (pied, tibia, fémur, pelvis) et 9 muscles principaux. Les forces fémoro-tibiales de compression ('Normal') et de cisaillement ('Shear') ont été calculées.

Les résultats de cette étude ont montré que les forces fémoro-patellaires et fémoro-tibiales avaient des profils et des intensités différentes selon ces conditions de pédalage. Cette approche a montré un intérêt pour évaluer l'effet d'une condition sur les forces articulaires et a permis de suggérer des recommandations sur le lien entre le mouvement réalisé et les structures sollicitées (ménisques, cartilage, ligaments).

Cependant le modèle utilisé ne prenait en compte que 6 segments osseux et 9 muscles permettant l'étude uniquement des contributions des groupes musculaires principaux. Nous avons donc développé un modèle musculo-squelettique prenant en compte les données récentes de la littérature.

Plusieurs modèles musculo-squelettiques ont depuis été utilisés afin d'étudier les contributions musculaires et les forces articulaires dans de nombreuses activités telles que la marche (Arnold et al., 2010; DeMers et al., 2014) où la course à pied (Hamner et al., 2010; Raabe and Chaudhari, 2016).

⁴⁶ Par troubles dégénératifs, il est entendu arthrose, dégénérescence cartilagineuse ou lésion méniscale.



L'objectif de ce chapitre est d'évaluer l'influence du recul de selle sur les forces articulaires au niveau du genou pendant l'activité de pédalage. Une approche de modélisation musculo-squelettique a été utilisée afin 1) de calculer les forces articulaires et 2) d'identifier les mécanismes qui engendrent les forces articulaires. Ainsi la force à la pédale, la cinématique du genou et les forces musculaires intervenant au genou ont été parallèlement analysées.

IV.2. Méthodologie de l'étude

Comme précédemment décrit, la modélisation musculo-squelettique utilise des données mesurées et un modèle musculo-squelettique pour estimer les forces musculaires et les forces articulaires. Les prochains paragraphes s'attachent à décrire cette méthodologie.

IV.2.1. Les données cinématiques et des actions mécaniques extérieures

Dans le chapitre II et dans l'étude sur l'influence du recul de selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage (chapitre III), nous avons décrit respectivement les outils expérimentaux ainsi que la méthodologie utilisés pour la collecte des données cinématiques et des actions mécaniques extérieures provenant des capteurs intégrés à l'ergocycle. Les données d'entrée utilisées sont les mêmes que celles exposées au paragraphe II.2. Cependant, la différence entre les positions incluant un ajustement de la hauteur et celles n'en incluant pas, ne s'est pas révélée discriminante d'un point de vue des forces aux pédales (paragraphe III.3), nous étudions uniquement les trois positionnements de la selle, incluant l'ajustement de la hauteur: Recommandée, Avancée⁺, Reculée⁺. La hauteur de la selle est donc la même pour les trois positions, nos travaux se focalisent sur le recul de selle.

IV.2.2. Les données électromyographiques

Il est difficile de 'valider' un modèle musculo-squelettique hormis par des mesures invasives. L'approche la plus courante est la confrontation des résultats aux signaux électromyographiques (EMG) (Pandy and Andriacchi, 2010).

Nous collectons les données EMG provenant de l'activité des 12 principaux muscles intervenant dans l'activité de pédalage (Hug and Dorel, 2009; Jorge and Hull, 1986; Ryan and Gregor, 1992): le grand fessier, le moyen fessier, le droit fémoral, le vaste médial, le vaste latéral, le semi-tendineux, le biceps fémoral, les deux gastrocnémiens (médial et latéral), le soléaire, le tibial antérieur et le long fibulaire, avec le système de mesure commercialisé sous la marque Delsys (Delsys, Boston, MA, USA). L'enregistrement des signaux EMG se fait en positionnant des électrodes sur la peau au niveau des muscles à analyser. Les électrodes mesurent le potentiel électrique⁴⁷ à l'origine de la contraction musculaire. Préalablement, la peau est rasée et nettoyée afin de minimiser l'impédance de la peau. Les électrodes sont placées sur le ventre de chaque muscle de son membre inférieur droit suivant les recommandations du guide SENIAM (Hermens et al., 2000).

⁴⁷ Le potentiel électrique transféré par le système nerveux central (SNC).



Le placement des électrodes est illustré sur la Figure 47.



Figure 47 Placement des électrodes EMG sur les 12 principaux muscles de la jambe droite du cycliste.

Les signaux d'EMG sont collectés à une fréquence de 1000 Hz synchronisés à la mesure cinématique. Les données EMG brutes ont été traitées temporellement en utilisant un filtre Butterworth (sans déphasage) passe-bande entre 15-500 Hz. L'amplitude de la moyenne quadratique (RMS) a été calculée sur une fenêtre glissante de 250 ms comme précédemment recommandée par de nombreuses études (Buchanan et al., 2005; De Luca et al., 2010; Luca et al., 2006).

Le traitement du signal a été réalisé avec le logiciel Matlab. Le même traitement du signal a été utilisé pour les essais des tests de normalisation EMG ainsi que pour les 6 conditions de positionnement de selle. La normalisation des EMG est réalisée à partir d'une condition expérimentale ajoutée à notre protocole. Dans cette condition, la résistance de l'ergocycle est au maximum⁴⁸ et il est demandé au cycliste de pédaler au maximum de ses capacités.

IV.2.3. Le modèle musculo-squelettique

Un modèle musculo-squelettique incluant 23 segments, 22 degrés de liberté et 94 muscles a été développé sur la base des modèles originaux développés par Delp (1990) et repris par Hamner et al., (2010).

⁴⁸ La résistance maximale de l'ergocycle permet d'effectuer selon les cyclistes, un à trois cycles de pédalage.



Ce modèle est illustré sur la Figure 48.

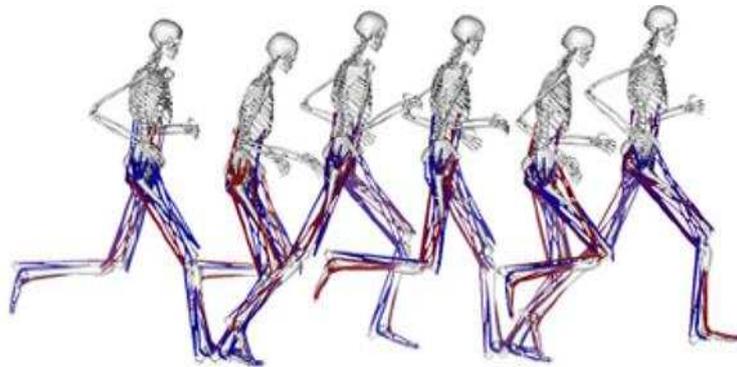


Figure 48 Modèle musculo-squelettique complet développé par Hamner et al. (2010) sur la base des travaux de Delp (1990).

Le modèle prend en compte les segments du membre inférieur (6 segments) et du membre supérieur (4 segments) ainsi que le torse en incluant la tête (1 segment).

Plusieurs évolutions illustrées sur la Figure 49 ont été apportées par rapport aux modèles de base.

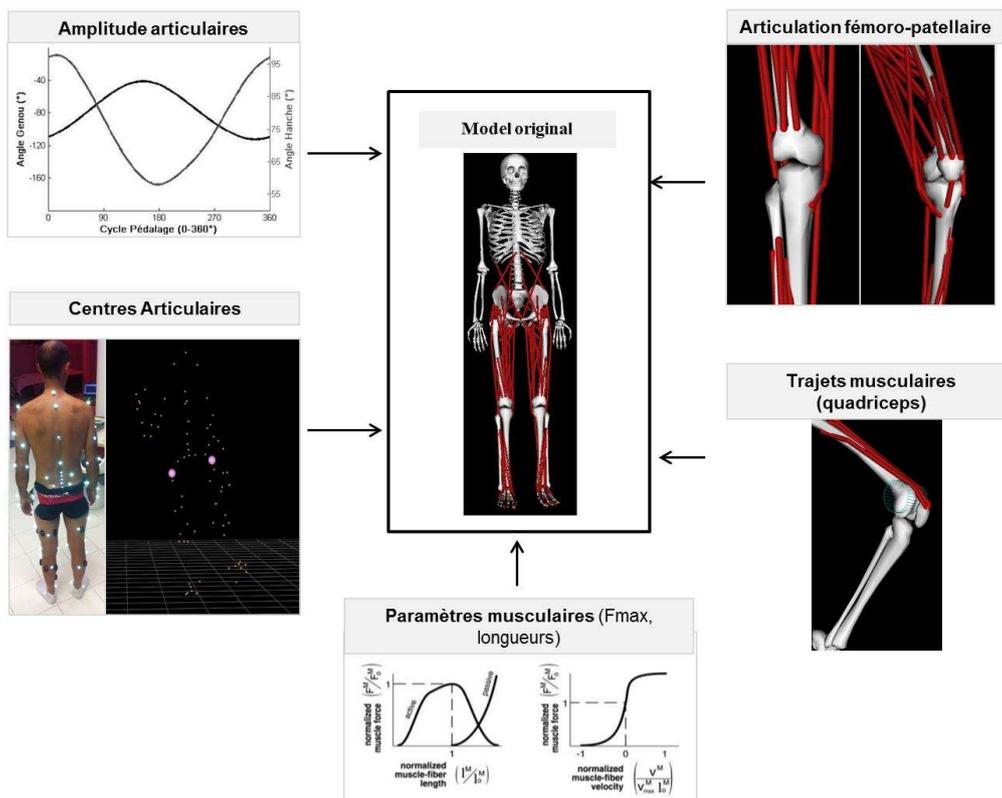


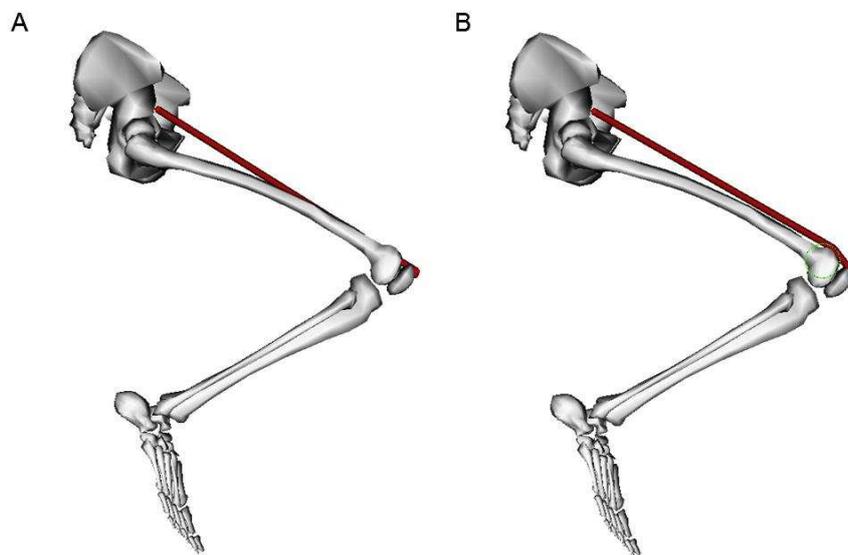
Figure 49 Amélioration du modèle original développé par Delp (2007) puis Hamner et al. (2010). Augmentation des amplitudes articulaires, implémentation des centres articulaires et de l'articulation fémoro-patellaire, modification des voies de passage des muscles, mise à jour des paramètres musculaires intrinsèques (F_{max} , longueur).



L'articulation entre le segment 'métatarses' et le segment 'phalange' a été verrouillée pour être en adéquation avec l'utilisation de fixations/chaussures rigides utilisées par les cyclistes.

L'introduction de l'articulation fémoro-patellaire avec l'ajout du segment 'patella', et du ligament patellaire sur la base des travaux réalisés par Arnold et al., (2010). Le mouvement de la patella est contraint par une fonction mathématique pour conserver les rapports anatomiques entre l'extrémité inférieure du fémur et la face postérieure de la patella. Les insertions des muscles extenseurs du genou sont modifiées suivant les recommandations d'Arnold et al., (2010) et comme récemment décrit dans les travaux de Xu et al., (2015) et Raabe and Chaudhari, (2016). Les bras de levier de ces insertions musculaires avaient été préalablement comparées par Arnold (2008) aux données cadavériques issues de la littérature (Arnold et al., 2000; Spoor and Van Leeuwen, 1992; Ward et al., 2008).

Les amplitudes du modèle de base préalablement développé pour l'analyse de la marche, étaient volontairement limitées car non utile pour cette activité. Les amplitudes de flexion et d'extension du genou et de la hanche sont augmentées afin qu'elles reflètent l'activité de pédalage. L'amplitude maximale de flexion de hanche a été augmentée de 30° (120° → 150°) ainsi que celle du genou de 20° (-110° → -130°). En complément, et du fait de l'augmentation des amplitudes de flexion, une zone de passage cylindrique⁴⁹ a été introduite au niveau de la partie inférieure du fémur afin que le modèle reflète précisément l'évolution de la longueur musculaire imposée par la cinématique de pédalage (Arnold et al., 2010; Fregly et al., 2012).



40° de flexion de hanche et 120° de flexion de genou

Figure 50 A/ Sans utiliser un objet de contournement, à 40° de flexion de hanche et 120° de flexion de genou par exemple, le muscle droit fémoral traverse l'extrémité inférieure du fémur. B/ utilisation d'un objet de contournement cylindrique (en vert) afin de permettre au muscle droit fémoral de s'enrouler autour de l'extrémité inférieure du fémur.

⁴⁹ Le terme anglo-saxon « wrap » est très souvent utilisé.



Les données de force isométrique sont issues de mesures cadavériques ne reflétant pas la capacité de force possible par nos sportifs. Du fait de l'impossibilité de mesurer individuellement ces données musculaires, la force isométrique maximale a été uniformément augmentée de 50% pour tous les muscles.

Sans cette procédure, l'optimisation ne trouve pas de solution lors des essais où la résistance de l'ergocycle. Le modèle a été testé sur l'analyse d'un test maximal de pédalage (puissance instantanée maximale jusqu'à 1300 W) afin d'évaluer la capacité du modèle à obtenir une solution plausible du point de vue des activations musculaires en les comparant aux données EMG.

La localisation des centres articulaires obtenus à partir d'une méthode fonctionnelle a été ajoutée dans le modèle afin d'améliorer la procédure de mise à l'échelle du modèle.

Après l'ensemble de ces modifications apportées au modèle d'origine, les bras de levier des muscles intervenant à la hanche, au genou et à la cheville ont été comparés avec les données de la littérature (Spoor and Van Leeuwen, 1992; Ward et al., 2008). Les longueurs musculaires normalisées ont été vérifiées afin qu'il n'y est pas de rupture dans les profils de longueur, ni de différence d'amplitude anormales entre les différents muscles.

Le modèle musculo-squelettique développé pour l'étude du mouvement de pédalage est finalement représenté sur la Figure 51.

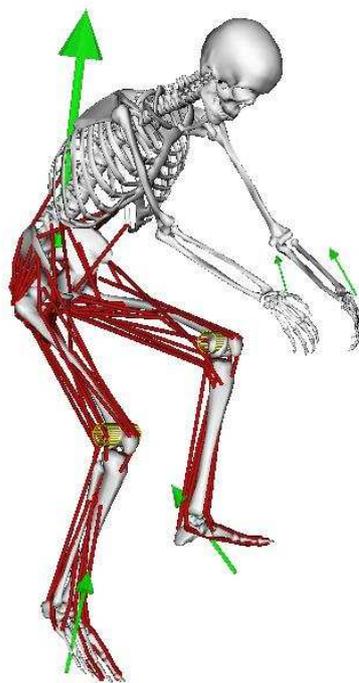


Figure 51 Modèle musculo-squelettique développé pour l'étude du mouvement de pédalage. Les muscles sont représentés par les lignes rouges. Les actions mécaniques extérieures sont représentées par les flèches vertes.



IV.3. Méthodologie utilisé pour le calcul des forces articulaires

Les positions des marqueurs ainsi que les forces et moments enregistrés par les capteurs de forces sont les données d'entrée du modèle musculo-squelettique pour le calcul des forces articulaires. La procédure de calcul des forces articulaires repose les recommandations d'OpenSim.

Les différentes étapes du calcul sont illustrées sur la Figure 52 :

- 1) Mise à l'échelle du modèle ('Scaling')
- 2) Calcul des angles articulaires ('Inverse Kinematics'),
- 3) Procédure d'estimation des forces musculaires ('Static Optimisation'),
- 4) Calcul des forces articulaires ('Joint Reaction Analysis').

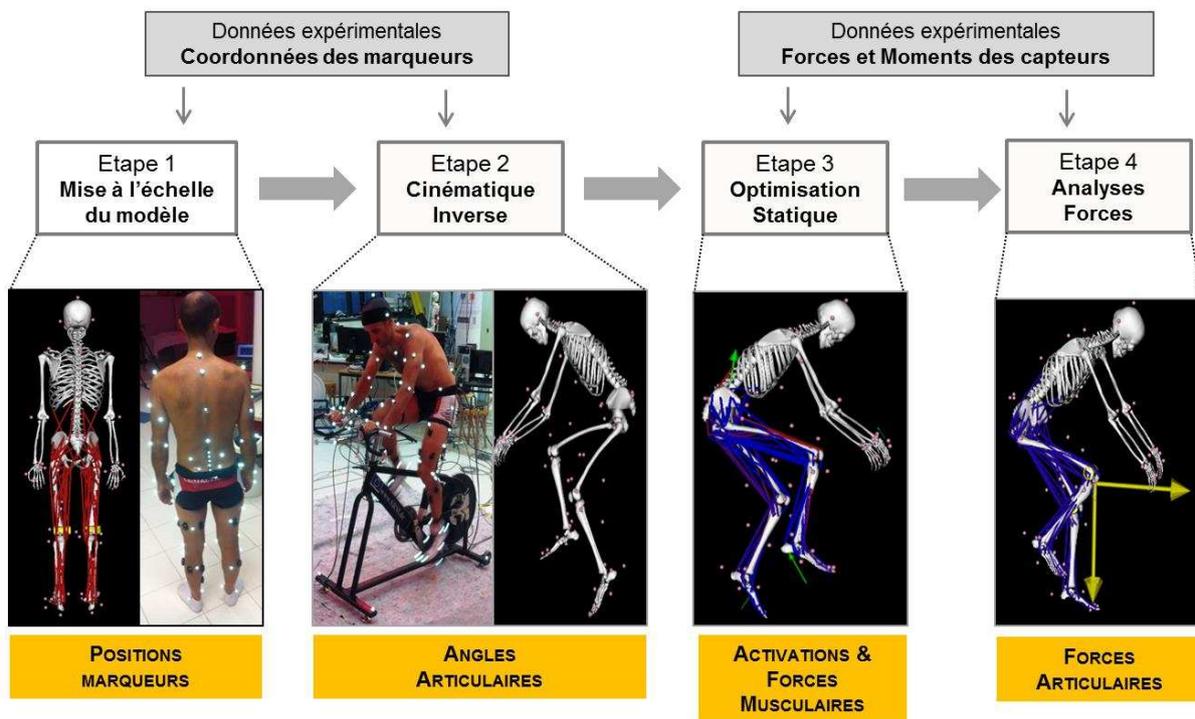


Figure 52 Les différentes étapes méthodologiques mise en œuvre pour le calcul des forces articulaires

IV.3.1. La mise à l'échelle

Le modèle utilisé est issue d'un modèle générique construit à partir de données obtenues sur des cadavres et/ou grâce à l'imagerie médicale (Delp et al., 2007; Klein Horsman et al., 2007). Les longueurs segmentaires et des insertions musculaires par exemple sont propres à ce modèle. Il est de ce fait nécessaire de personnaliser le modèle à partir des données anthropométriques et musculaires propres à chacun des cyclistes étudiés. Pour obtenir ces informations, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes invasives et à l'imagerie médicale telle que l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) (Jolivet et al., 2014; Vasavada et al., 2008). Ces méthodes de personnalisation nécessitent l'utilisation d'un matériel coûteux, peu disponible et irradiant.



De plus, certains paramètres musculaires comme les bras de levier par exemple, évoluent en fonction du mouvement et de l'intensité de contraction ce qui complexifie la mesure avec des systèmes d'imagerie nécessitant un temps d'acquisition long et imposant au sujet de rester statique. Cependant, certaines méthodologies sont développées à partir de l'utilisation du système EOS qui utilise l'imagerie médicale sans irradier le sujet et obtient des données fiables et rapides (Jolivet et al., 2014; Langlois et al., 2015).

L'accès à ce type de mesure est difficile. Aussi, nous utilisons les mesures externes basées sur l'enregistrement des positions des marqueurs pour personnaliser le modèle. En analysant les distances entre les marqueurs issus du modèle et les marqueurs expérimentaux, la procédure de mise à l'échelle permet le calcul de facteurs permettant l'ajustement des longueurs segmentaires et des insertions musculaires. De plus, une mise à l'échelle de la masse et des propriétés inertielles des segments est effectuée à partir de la masse totale du sujet, en conservant les ratios du modèle de base⁵⁰. Les erreurs RMS sont calculées à la fin de la procédure pour chacun des marqueurs. Sur la base de ce critère, nous améliorons cette procédure, en utilisant une position statique en position sur le vélo afin de limiter certains déplacements de marqueurs dus aux masses molles. Ainsi, à titre d'exemple, nous ajoutons une pondération de 5 (initialement de 1) pour les centres articulaires recalculés à partir des manœuvres fonctionnelles afin de valoriser la prise en compte de ces données par rapport aux centres articulaires originaux basés sur des tables anthropométriques et les équations de régression.

IV.3.2. Le calcul des angles articulaires

A partir des coordonnées des marqueurs et du modèle mis à l'échelle, il est possible de calculer les angles articulaires au cours du mouvement. Ces derniers sont calculés grâce à une procédure de cinématique inverse (Delp et al., 2007). Cette procédure, à partir d'une optimisation globale, minimise les erreurs liées aux différences de position entre les marqueurs expérimentaux et ceux présents dans le modèle musculo-squelettique.

$$E = \sum_{i=1}^{\text{marqueurs}} w_i \left(\vec{x}_i^{\text{participant}} - \vec{x}_i^{\text{model}} \right)^2 - \sum_{j=1}^{\text{joint angles}} w_j \left(\theta_j^{\text{participant}} - \theta_j^{\text{model}} \right)^2 \quad (21)$$

Avec $x_i^{\text{participant}}$ et x_i^{model} les coordonnées des marqueurs indicés i , $\theta_j^{\text{participant}}$ et θ_j^{model} les angles articulaires calculées à partir des deux jeux de données de marqueurs et w_i et w_j des facteurs qui pondèrent l'une ou l'autre expression.

⁵⁰ Méthode de distribution proportionnelle.



IV.3.3. Le calcul des forces musculaires et articulaires

Comme préalablement décrit au paragraphe I.5.2, nous utilisons une méthode de dynamique inverse associée à une optimisation statique afin d'estimer les forces musculaires puis les forces articulaires.

En isolant le segment jambe, l'application du principe fondamental de la dynamique en résultante illustré sur la Figure 53, donne l'équation suivante:

$$\vec{F}_{\text{fémur} \rightarrow \text{tibia}} = m_{\text{jambe}} \cdot \vec{a}_{\text{jambe}} - \left(\sum \vec{F}_{\text{muscles}} + \vec{P}_{\text{jambe}} + \vec{F}_{\text{pied} \rightarrow \text{jambe}} \right) \quad (22)$$

Avec :

- $\vec{F}_{\text{fémur} \rightarrow \text{tibia}}$: Force articulaire⁵¹ appliquée par le fémur sur le tibia au niveau des surfaces articulaires (N).
- $\vec{F}_{\text{pied} \rightarrow \text{jambe}}$: Force appliquée par le segment pied sur le segment jambe (N). Cette force, évaluée par l'itération précédente, est définie par :

$$\vec{F}_{\text{pied} \rightarrow \text{jambe}} = m_{\text{pied}} \cdot \vec{a}_{\text{pied}} - \left(\sum \vec{F}_{\text{muscles}} + \vec{P}_{\text{pied}} + \vec{F}_{\text{pédale} \rightarrow \text{pied}} \right) \quad (23)$$

- \vec{P}_{jambe} : Poids du segment jambe appliqué au centre de masse du segment jambe (en N),
- \vec{a}_{jambe} : Accélération du segment jambe (en m.s⁻²), calculée au centre de masse du segment,
- m_{jambe} : Masse du segment jambe (en kg),
- $\sum \vec{F}_{\text{muscles}}$: Somme des forces des différents muscles croisant l'articulation (en N).

⁵¹ Comme précédemment mentionné au paragraphe I.5, les forces des structures passives (ligaments, capsule, ménisque) sont négligées. Cette force peut être comparée avec les données enregistrées via des prothèses tibiales instrumentées.



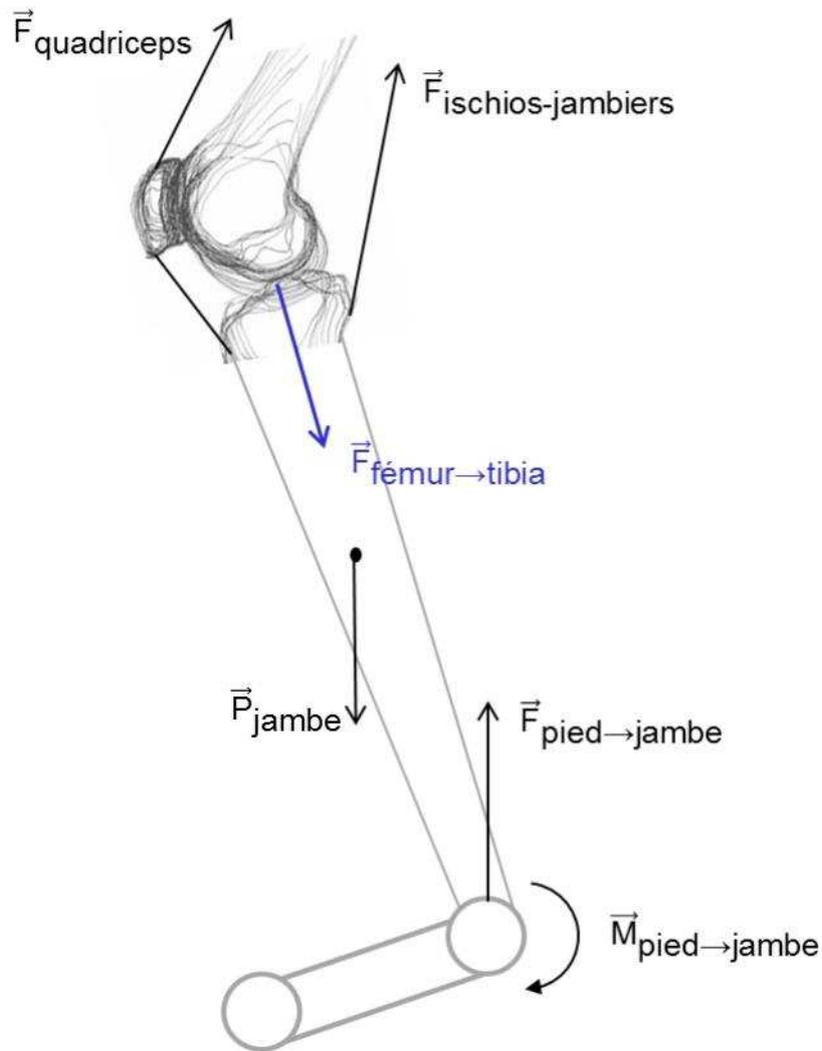


Figure 53 Application du principe fondamental de la dynamique en isolant le segment jambe afin de calculer la $\vec{F}_{\text{fémur} \rightarrow \text{tibia}}$ force appliquée par le tibia sur le fémur.

Certains de ces éléments sont connus à partir de la mesure cinématique et du modèle utilisé :

- \vec{a}_{jambe} est calculé à partir de la mesure du déplacement des marqueurs (position, vitesse, accélération des segments corporels) ;
- m_{jambe} et \vec{P}_{jambe} sont identifiables à partir du modèle anthropométrique mis à l'échelle ;
- $\vec{F}_{\text{pied} \rightarrow \text{jambe}}$ est identifiable par dynamique inverse. Le pied étant le premier segment de la chaîne, l'application du PFD permettra de déterminer cette force articulaire à partir des actions mécaniques extérieures mesurées aux pédales, de la cinématique du pied et de ses paramètres inertiels.

Mais $\sum \vec{F}_{\text{muscles}}$ n'est pas mesurable et la redondance inhérente au système musculo-squelettique induit l'utilisation de l'optimisation statique (paragraphe I.5.2).



IV.3.3.1. Optimisation statique

L'objectif est d'identifier les forces musculaires (F_M) qui donnent lieu au moment résultant (M_r) de l'articulation obtenu par dynamique inverse en appliquant le principe suivant décrit précédemment au paragraphe I.5.2.

Parmi l'infinité des solutions possibles du point de vue mathématique, un jeu de solution « optimal » est obtenu à chaque instant en minimisant la fonction objective suivante :

$$J = \sum_m^n (a_m)^2 \quad (24)$$

Ce critère d'optimisation (J) qui a été utilisé répartit les forces musculaires en minimisant un critère dit « physiologique » basé sur la somme des activations (a_m) au carré. Les forces fémoro-patellaire et fémoro-tibiales droites ont été calculées dans leurs repères segmentaires respectifs et normalisées par rapport au cycle de pédalage. La moyenne et l'intensité maximale de la force de chacune des composantes de chaque force ont été calculées.

IV.3.4. Analyse statistique

Nous contrôlons dans un premier temps la normalité des résultats via le test de Shapiro Wilk. La normalité de la distribution est respectée ($p < 0.01$). Pour évaluer l'influence du recul de selle sur les forces articulaires, une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées a été effectuée sur les pics et les moyennes de toutes les composantes des forces articulaires calculées. Dans l'éventualité d'un effet significatif de la variable recul de selle sur les intensités maximales des forces, la même procédure a été utilisée pour tester l'implication de la force à la pédale, l'angle du genou, ainsi que les forces musculaires sur ces valeurs pic. Une analyse post hoc HCD de Tukey a été finalement utilisée pour déterminer les conditions pour lesquelles les différences sont significatives.



IV.4. Résultats

IV.4.1. Vérifications des estimations obtenues

Dans une démarche de validation des estimations réalisées par la méthodologie exposée précédemment (IV.3), nous inspectons dans un premier temps la répétabilité de nos estimations. Les résultats montrent une bonne répétabilité des estimations des différentes composantes des forces articulaires.

La Figure 54 illustre la force fémoro-patellaire de compression (suivant la composante X du repère associé à la patella) et la force fémoro-tibiale de compression (suivant la composante Y du repère associé au tibia) estimées sur 25 cycles de pédalage.

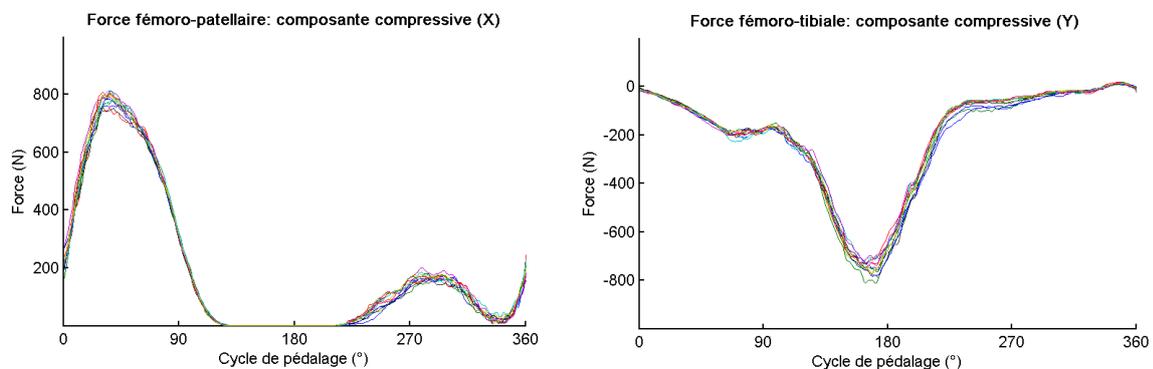


Figure 54 Force fémoro-patellaire et fémoro-tibiale de compression estimée durant 25 cycles de pédalage. Tous les cycles sont représentés.

Dans un deuxième temps, les activations musculaires obtenues ont été comparées avec les données expérimentales EMG (cf. paragraphe IV.2.2).

Sur la Figure 55, nous présentons la comparaison des données expérimentales normalisées des EMG (en rouge) et les activations musculaires calculées via la procédure décrite précédemment. Les activations sont représentées par un trait noir et un corridor grisé représentant la moyenne \pm l'écart type.



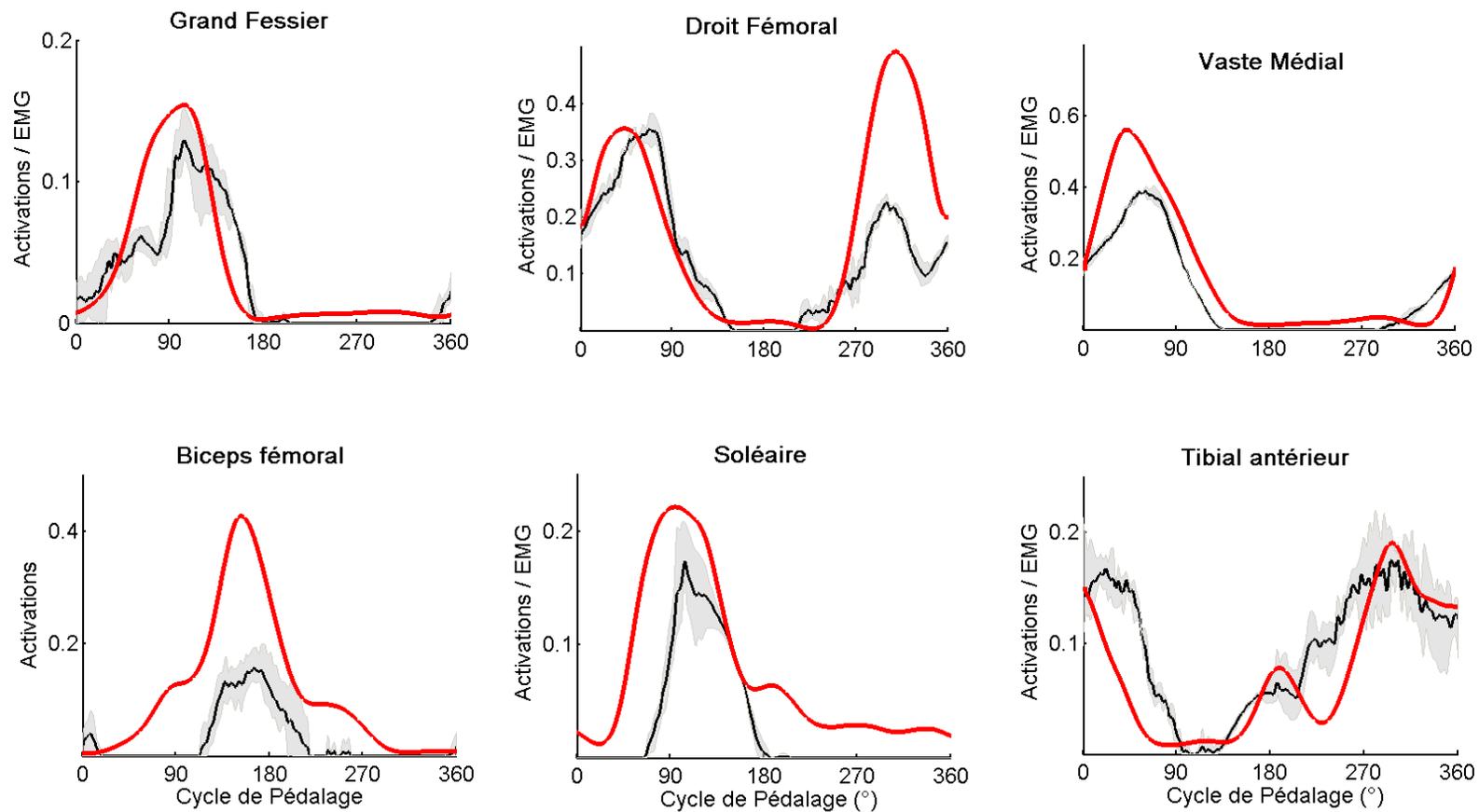


Figure 55 Comparaison des activations estimées (la moyenne des cycles étant en noir et l'écart-type en gris) et des activations EMG expérimentaux (moyenne en trait plein rouge) pour un cycliste lors d'une condition. Moyenne effectuée sur 25 cycles de pédalage. 6 muscles sont représentés.



Les résultats ont montrés des profils similaires entre les activations estimées et les EMG expérimentaux. Cependant, en termes d'intensité, les résultats montrent certaines différences. Les activations ont été sous estimées pour certains muscles, notamment les vastes médiales et latérales ainsi que le biceps fémoral (Figure 55). L'une des hypothèses de ce résultat est la complexité d'obtenir les valeurs maximales des EMG. Notre protocole sous estime ces maximum surtout sur les muscles classiquement considérés comme antagonistes.

Le recours à de nouvelles méthodologies est nécessaire pour déterminer ses seuils permettant de normaliser les EMG. De plus, ce résultat est peut-être une limite à la sous-estimation des co-contractions par le critère d'optimisation. Nous discuterons des perspectives en lien avec ces résultats dans la partie Perspective à la fin du manuscrit.



IV.4.2. Influence du recul de selle sur les forces articulaires du genou

Les moyennes des forces fémoro-patellaires et fémoro-tibiales estimées (tous participants et conditions confondus) sont illustrées sur la Figure 56.

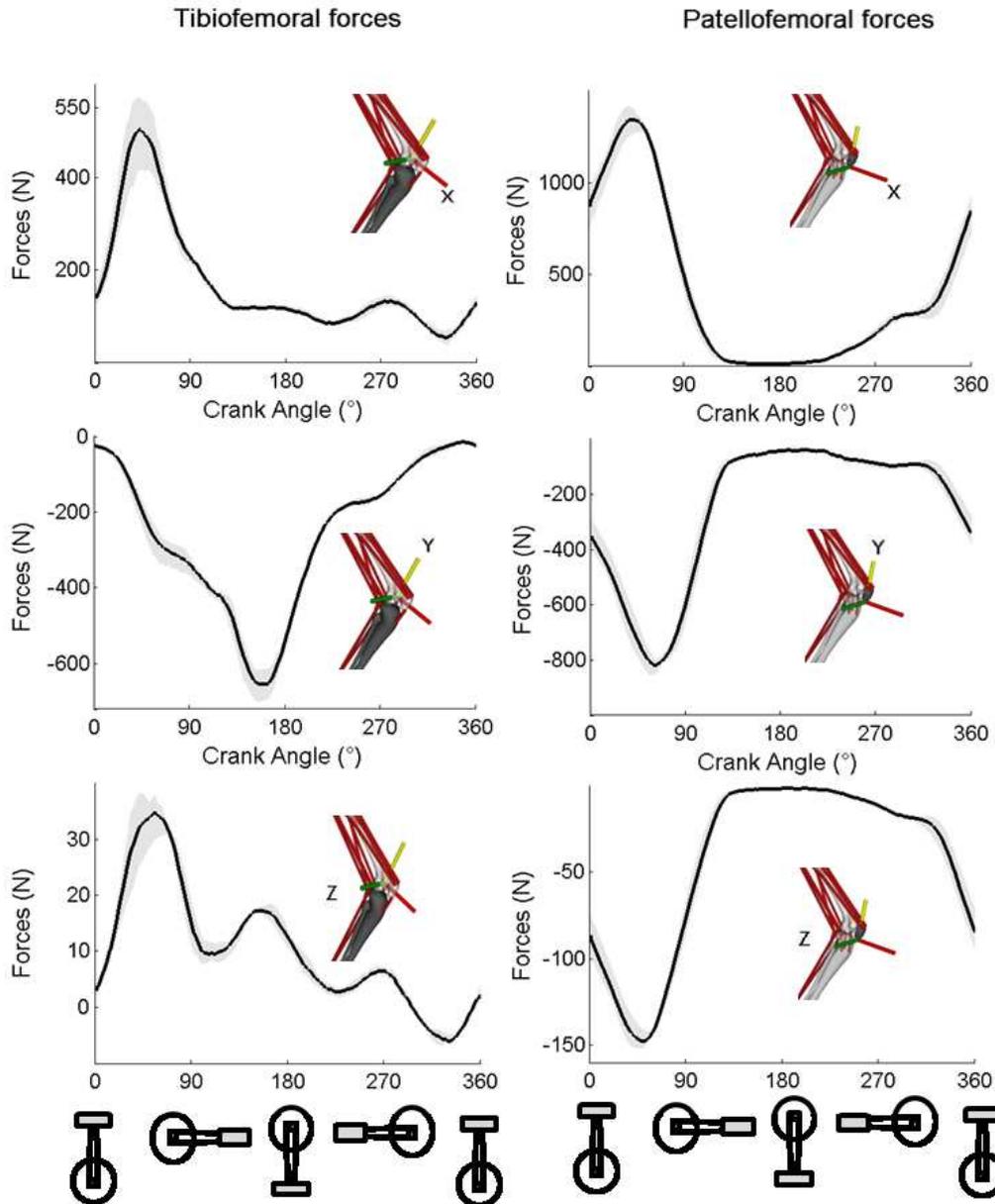


Figure 56 Forces fémoro-tibiales (à gauche) et fémoro-patellaires (à droite), estimées lors de notre étude. La moyenne de tous les participants et de toutes les conditions confondus est en trait plein noir et l'écart type entre ses conditions est en gris.



IV.4.2.1. Les forces fémoro-patellaires

Nos résultats ne montrent pas d'effet du recul de selle sur la moyenne de chacune des composantes (X, Y, Z) de la force fémoro-patellaire ($p = 0.34$, $p = 0.36$, $p = 0.38$, respectivement).

De plus, aucun effet significatif du recul de selle n'a été identifié sur les intensités maximales de chacune des composantes (X, Y, Z) de la force fémoro-patellaire ($p = 0.43$, $p = 0.93$, $p = 0.59$, respectivement).

L'intensité maximale de la composante compressive de la force fémoro-patellaire (X) apparaît à approximativement 40° du cycle de pédalage (Figure 56, graphique en haut à droite). Les deux autres composantes de cisaillement (Y et Z) ont un pic de force à environ 60 et 50° du cycle de pédalage (Figure 56, graphiques à droite).

IV.4.2.2. Les forces fémoro-tibiales

Concernant les forces fémoro-tibiales, nos résultats ne montrent pas d'effet du recul de selle sur les composantes (moyenne et intensité maximale) de X et Z ($p = 0.12$, $p = 0.27$ et $p = 0.93$ and $p = 0.48$, respectivement). Cependant, il existe une influence significative du recul de selle sur la moyenne et le pic de force fémoro-tibiale compressive (composante Y) (F(3.3), $p < 0.05$).

Les tests post-hoc montrent que dans la position Reculée⁺, la moyenne de la force de compression fémoro-tibiale est plus importante⁵² (en valeur absolue) (274.8 ± 112.9 N) que dans la position Avancée⁺ (248.1 ± 113.9 N) ($p < 0.05$). Similairement, dans la position Reculée⁺, l'intensité maximale de la composante de compression fémoro-tibiale est plus important (732.9 ± 280.5 N) qu'en position Avancée⁺ (637.1 ± 260.2 N) ($p < 0.05$).

Ainsi, la moyenne et l'intensité maximale de la force de compression fémoro-tibiale dans la position Reculée⁺ sont plus importants, respectivement de 14 et 15% que dans la position Avancée⁺.

IV.4.3. Force à la pédale, angle du genou, forces musculaires au pic de force fémoro-tibiale.

Afin de mieux appréhender le mécanisme responsable de l'augmentation de la force fémoro-tibiale de compression dans une position plus reculée, nous investiguons plusieurs paramètres intervenant lorsque cette force est maximale: la force à la pédale, l'angle du genou, les activations, longueurs et forces musculaires des muscles du genou. Les résultats sont rapportés dans le Tableau 11.

⁵² Ces résultats sont donnés en valeur absolue.



Tableau 11 Moyennes et écarts-types de la force à la pédale, de l'indice du cycle de pédalage, de la somme des forces des muscles extenseurs et fléchisseurs et de l'angle d'extension lors du pic de force fémoro-tibiale de compression⁵³.

Variables	Reculée ⁺	Recommandée	Avancée ⁺	p
TF force de compression (N)	732.9 ± 280.5	666 ± 267.1	637.1 ± 260.2*	p < 0.05
Force Pédale (N)	48.5 ± 43.1	52.1 ± 37.0	41.4 ± 22.5	0.60
Indice du cycle pédalage (°)	158.0 ± 9.4	159.5 ± 9.3	156.4 ± 10.7	0.66
Force Extenseurs (N)	68.8 ± 142.0	62.6 ± 97.8	81.2 ± 91.4	0.73
Force Fléchisseurs (N)	538.3 ± 242.2	451.9 ± 198.2	437.6 ± 247.9*	p < 0.05
Angle de flexion du genou (°)	23.6 ± 8.9	26.0 ± 9.9	27.3 ± 6.9*	p < 0.05

⁵³ Les résultats sont rapportés dans le tableau en valeur absolue.



La force fémoro-tibiale est maximale à environ 158° du cycle de pédalage. Il n'y a pas d'influence du recul de selle sur la survenue de ce pic de force ($p = 0.66$).

Le recul de selle n'a pas d'influence sur la force à la pédale ($p = 0.60$) et sur les forces des muscles extenseurs ($p = 0.73$).

Cependant, il y a un effet significatif du recul de selle sur l'angle de flexion du genou ($F(4.79)$, $p < 0.05$). En position Reculée⁺, l'angle de flexion est 16% inférieur ($23.6 \pm 8.9^\circ$) qu'en position Avancée⁺ ($27.3 \pm 6.9^\circ$). Ce qui signifie que le genou est plus en extension en position Reculée⁺ lors de l'apparition du pic de force articulaire.

De plus, il y a un effet significatif du recul de selle sur la force des muscles fléchisseurs du genou⁵⁴ lors de la survenue du pic de force articulaire ($F(6.22)$, $p < 0.05$) et plus particulièrement sur la force musculaire du muscle biceps fémoral et des gastrocnémiens. La force du groupe des muscles fléchisseurs du genou est 15% plus importante en position Reculée⁺ (538.3 ± 242.2 N) qu'en position Avancée⁺ (437.6 ± 247.9 N) ($p < 0.05$).

IV.5. Discussion

Ce chapitre étudie l'influence du recul de selle sur les forces articulaires du genou lors du mouvement de pédalage grâce à une approche de modélisation musculo-squelettique.

Plusieurs études épidémiologiques suggèrent un lien entre une selle trop avancée, l'augmentation des forces fémoro-patellaires et la prévalence des douleurs antérieures au niveau de l'articulation fémoro-patellaire (Callaghan and Jarvis, 1996; Holmes et al., 1994).

Nos résultats n'ont pas montré d'influence significative du recul de selle sur les forces fémoro-patellaires.

Ceci confirme les précédents résultats de (Bini et al., 2013) reportés au paragraphe IV.1. Ces résultats montrent que le syndrome fémoro-patellaire n'est probablement pas uniquement en lien avec une augmentation de la force fémoro-patellaire.

D'autres structures ou d'autres mécanismes interviennent dans ce syndrome. Dans notre approche, plusieurs particularités anatomiques de l'articulation fémoro-patellaire ne sont pas prises en compte. La forme des surfaces articulaires, le cartilage articulaire ainsi que les rétinaculum patellaires ne sont pas modélisés.

⁵⁴ La force des muscles fléchisseurs est la somme des forces des muscles biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux et gastrocnémiens.



La complexité de cette articulation et le rapport articulaire intime entre la patella et le fémur nécessite probablement un recours à l'imagerie médicale pour étudier spécifiquement ces surfaces et un calcul des contraintes articulaires⁵⁵ (par la méthode des éléments finis par exemple) permettant d'évaluer les conséquences directes de ce syndrome sur l'os sous chondrale et le matériel cartilagineux (Besier et al., 2005, 2011), illustré sur la Figure 57.

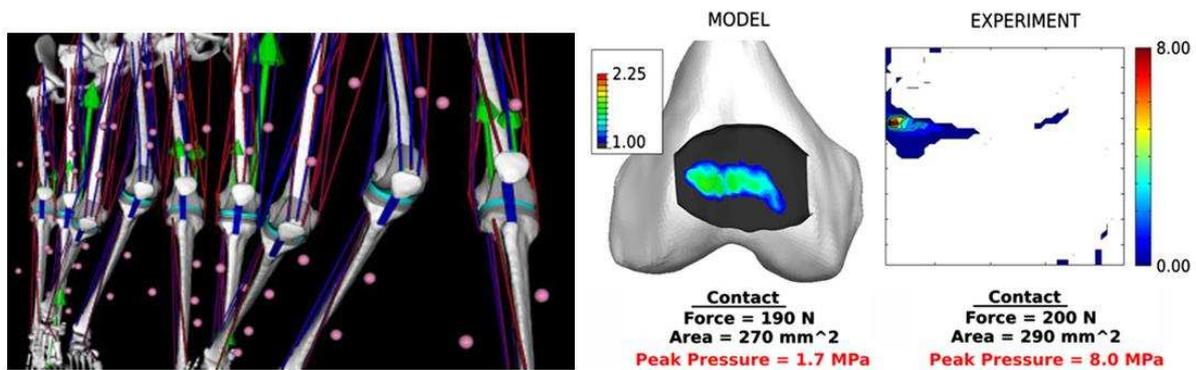


Figure 57 A gauche modélisation musculo-squelettique de la marche. Les flèches vertes illustrent les forces articulaires fémoro-tibiales estimées lors du mouvement. A droite modélisation par éléments finis des contraintes (force et surface) entre la patella et l'extrémité inférieure du fémur. Images tirées respectivement de Erdemir et al., (2012) et Fregly et al., (2012).

Par ailleurs, nos résultats montrent que l'augmentation du recul de selle augmente les forces de compression fémoro-tibiales. Une augmentation de 15% a été démontrée pour un changement de 10% du recul de selle, ce qui constitue en moyenne une variation de ~6 cm. Cette variation de recul de selle paraît faible mais elle se situe dans la plage de variabilité de recul de selle observée chez les cyclistes (Ricard et al., 2006). Cependant cette variation est importante par rapport aux réglages (en mm) que l'on peut observer dans les études aérodynamiques de la posture du cycliste. Le réglage du recul de selle n'est plus limité au simple recul du chariot, actuellement la plus part des cadres, pour ce qui concerne le haut niveau, sont achetés sur mesure et il est donc permis une personnalisation fine de ce réglage.

La comparaison des intensités des pics de force obtenus avec les précédentes études est limitée par le fait que les différents modèles du genou ainsi que les conditions de réalisation du test (cadence et puissance) sont très différentes suivant les études (Tableau 10). Par exemple, la puissance mécanique externe varie de 70 à 377 W et la cadence de 60 à 90 tr/min. Ainsi les résultats sur les forces fémoro-tibiales de compression par exemple varient en intensité de 69 N à 2203 N selon les études. La comparaison apparaît donc très difficile.

⁵⁵ La contrainte articulaire est le rapport entre l'intensité de la force et la surface d'application de celle-ci, communément estimée par la méthode des éléments finis.



Toutefois, en ce qui concerne les intensités maximales et le profil des courbes, nos résultats sont proches des résultats publiés par Neptune and Kautz, (2000), seule étude utilisant une approche de modélisation musculo-squelettique.

Les résultats de ce chapitre démontrent que le pic de force de compression fémoro-tibiale est plus important dans une position reculée en comparaison d'une position plus avancée. De plus, les résultats soulignent que le genou est plus en extension (+16%) dans la position plus reculée que dans la position plus avancée au même instant du cycle du pédalage. Les résultats montrent cependant que le recul de selle n'influence pas la survenue du pic de force de compression fémoro-tibiale (~160° du cycle de pédalage), illustrés sur la Figure 58.

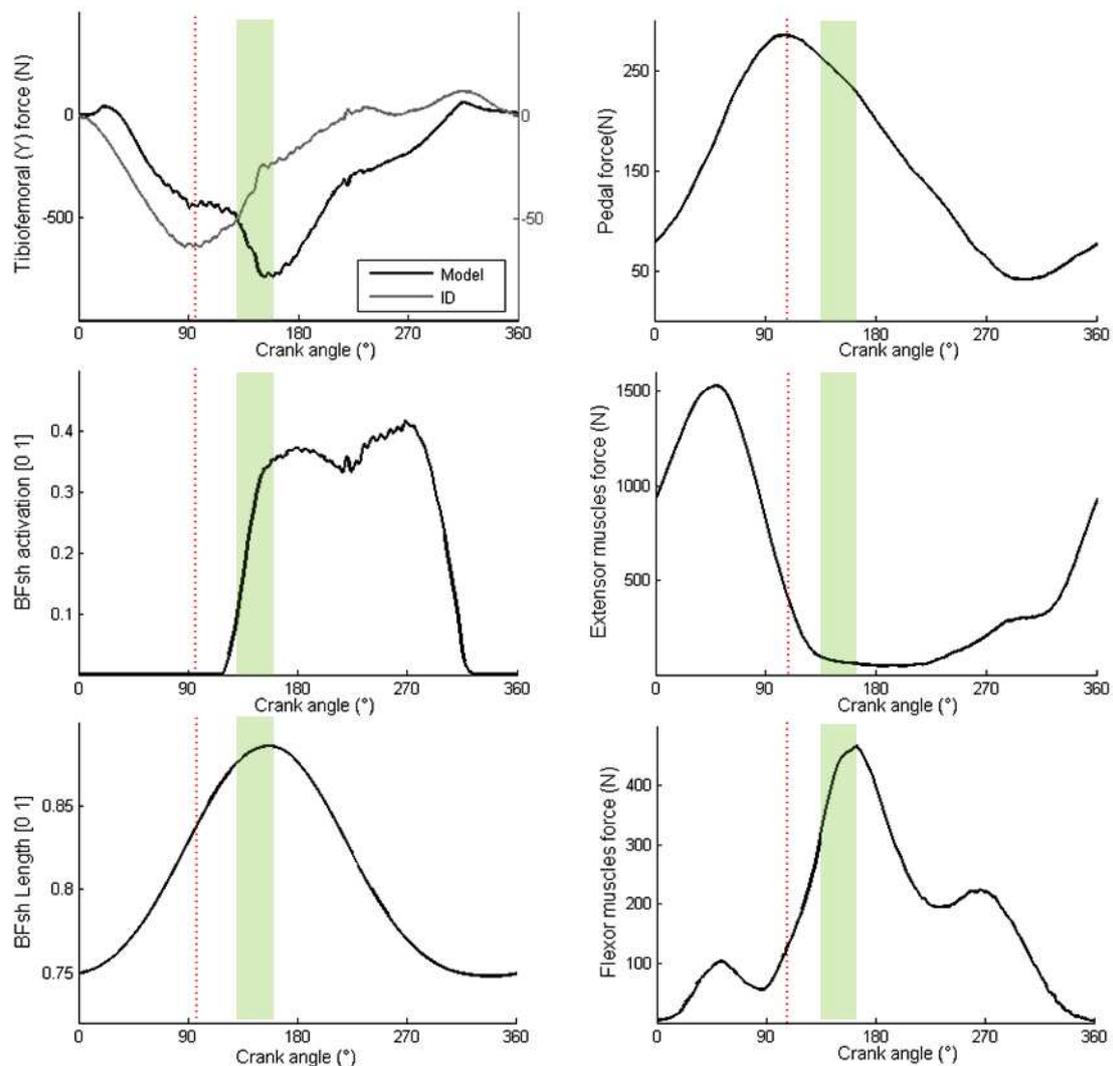


Figure 58 Illustration de la force à la pédale ainsi que des activations, forces et longueurs musculaires intervenant au pic de force articulaire fémoro-tibiale. La ligne pointillée rouge indiquant le pic de force articulaire calculée via la dynamique inverse sans prise en compte des muscles. Le rectangle vert montre la zone de contraction excentrique du biceps fémoral (courte portion).



Contrairement à ce qui a été précédemment suggéré (ligne rouge – Figure 58) sans prise en compte de l'implication de tous muscles (Bressel, 2001; Ericson and Nisell, 1986; Ruby et al., 1992; Tamborindeguy and Bini, 2011), l'intensité de la force articulaire n'est pas en lien avec le pic de force à la pédale ni avec celui des muscles extenseurs du genou qui sont les principaux contributeurs dans le mouvement de pédalage (Hug and Dorel, 2009; Raasch et al., 1997; Rouffet et al., 2009; Zajac, 2002) (Figure 58, rectangle vert).

Au contraire, nos résultats montrent qu'après un premier pic autour de 100° du cycle de pédalage, la force fémoro-tibiale de compression augmente brutalement au même instant que le pic de force des muscles fléchisseurs du genou (Figure 58 – graphique en haut à gauche). Plus précisément, le deuxième pic de force concorde parfaitement avec le pic de force des muscles fléchisseurs du genou et notamment du muscle biceps fémoral. A cet instant, le muscle biceps fémoral est activé en phase excentrique (sa longueur étant en augmentation).

Ce résultat souligne la contribution importante du biceps fémoral sur la force fémoro-tibiale de compression et notamment la courte portion du biceps fémoral (BFsh sur la Figure 58). Il est à préciser que ce muscle est le seul fléchisseur muscle mono-articulaire⁵⁶ du genou. Cela renforce certaines hypothèses sur le rôle différent joué par les muscles fléchisseurs. L'activation de la courte portion du biceps fémoral intervient probablement pour ralentir l'extension du genou probablement dans un souci de protection de l'articulation.

Au-delà de la pratique en compétition, pédaler est un exercice utilisé communément dans les protocoles de rééducation afin de mobiliser les articulations, d'augmenter ou de préserver les volumes musculaires et d'entretenir les capacités cardio-pulmonaires (Hunt et al., 2003; Johnston, 2007). Une position de selle non-optimale (trop reculée) peut potentiellement, à la lumière de nos conclusions, exacerber voire provoquer un problème musculaire (ischio-jambiers) ou augmenter les forces de compression fémoro-tibiales préjudiciables dans le cadre de dégénérescence cartilagineuse ou méniscales (arthrose précoce et sévère) (Wanich et al., 2007; Willy et al., 2015).

Ces résultats ont soulevé également certaines interrogations notamment sur le risque de blessures musculaires en lien avec une position de selle inadaptée. L'activité cyclisme est moins mise en cause dans ce type de traumatisme que la course à pied par exemple (Brockett et al., 2004; Garrett, 1990, 1996). Cependant, l'étude épidémiologique de De Bernardo et al., (2012) met en évidence que 26.4% des TMS touchant les membres inférieurs en cyclisme sont des pathologies musculaires (lésion musculaire & raccourcissement musculaire) qui selon les critères définis par Bahr and Krosshaug, (2005) limitent les capacités des cyclistes à l'entraînement et en course.

⁵⁶ Il intervient uniquement sur l'articulation du genou.



De plus parmi ces pathologies musculaires, 65% touchent le biceps fémoral ou les gastrocnémiens et les lésions musculaires sont plus importantes pour le biceps fémoral que pour le quadriceps (+8%). Ce type de blessures n'a pas été toujours rapporté avec la même importance dans les études épidémiologiques en cyclisme (Clarsen et al., 2010; De Bernardo et al., 2012), notamment parce qu'il est difficile de distinguer les lésions musculaires mineures, des contractures, des raccourcissements musculaires, des rétractions musculaires. Beaucoup de ces termes sont utilisés dans le milieu clinique et professionnel du vélo mais sans forcément avec la même signification et la même importance (De Bernardo et al., 2012). Cependant dans un sport comme le cyclisme, le maintien de la position assise sur le vélo engendre à long terme des raccourcissements musculaires (psoas iliaque et ischio-jambiers) (Burnett et al., 2004). Ces raccourcissements musculaires peuvent avoir des conséquences cliniques sur les fibres profondes musculaires d'autant plus en raison des contractions excentriques musculaires (Brockett et al., 2001; Butterfield and Herzog, 2006; Croisier et al., 2002; Garrett, 1990; Proske and Morgan, 2001).

IV.6. Limites

L'utilisation d'un modèle générique a conféré les mêmes caractéristiques anthropométriques (rapport de la masse totale par rapport aux masses segmentaires) et musculaires (force maximale isométrique ou PCSA par exemple) pour tous les sujets. Or, les caractéristiques musculaires sont propres à chaque individu notamment la condition physique et la musculature « naturelle » qui varie entre les sujets. L'ajustement par la mise à l'échelle a de nombreuses limites mais malgré tout un ajustement imparfait a été rapporté préférable à aucun ajustement (Bolsterlee et al., 2015; Lund et al., 2015; Marra et al., 2015; Modenese et al., 2015).

La minimisation de l'activation utilisée signifie que le critère d'optimisation minimise la somme des carrés des activations de chaque muscle. En d'autres mots, les muscles ayant des PCSA plus importantes (données cadavériques) et donc plus de force pour une même activation, seront privilégiés. Ceci ne représente probablement pas complètement la réalité mais il n'existe pas de recommandation stricte sur l'utilisation de tel ou tel critère d'optimisation et d'autres travaux sont nécessaires dans ce domaine (paragraphe I.5.3).

De plus, la Figure 58 (graphique en haut à gauche) illustre que le pic de force en dynamique inverse (trait gris) est nettement inférieur (10 fois moins) que le pic de force (trait noir) lors de la prise en compte des forces musculaires. Ce résultat a préalablement été montré dans l'étude d'autres activités sportives telles que la réalisation de squat (Kernozek et al., 2015). De plus, les forces de compression et de cisaillement sont définies en fonction du repère associé au segment étudié. Cependant cette approche ne permet pas de détailler par exemple la force exercée sur la partie médiale ou latérale du plateau tibial.



La validation étant difficile, nous comparons nos résultats avec les données in vivo obtenues à partir de prothèses tibiales instrumentées. Ces données ont été récoltées dans le cadre du projet « Orthoload » (Kutzner et al., 2012). Ce projet met à disposition des données de forces récoltées sur des patients instrumentés d'une prothèse tibiale qui enregistre, entre trois dimensions, les forces de contact articulaire. Cette prothèse est illustrée sur la Figure 58.

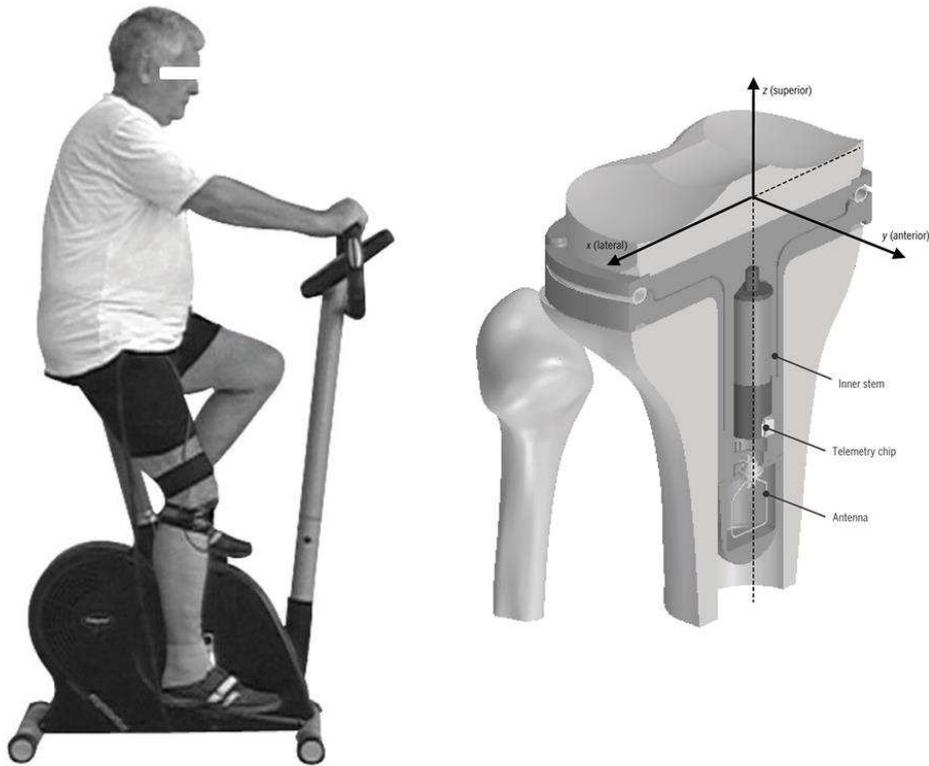


Figure 59 Mesure du mouvement de pédalage in vivo à partir d'une prothèse tibiale instrumentée. Image extraite de (Kutzner et al., 2012).

Une nouveauté par rapport à d'autres projets de ce type, est qu'il est possible de recueillir des données de plusieurs cycles de pédalage chez plusieurs patients à différentes cadences et à différentes puissances. Ainsi, nous avons choisi d'intégrer, au sein de l'étude réalisée de ce chapitre, une condition expérimentale (95W, 60tr/min), équivalente à l'une des conditions réalisées dans le cadre du projet « orthoload ».



La Figure 60 montre la comparaison entre la force fémoro-tibiale mesurée chez 7 patients instrumentés et la moyenne de force fémoro-tibiale estimée à partir de notre procédure.

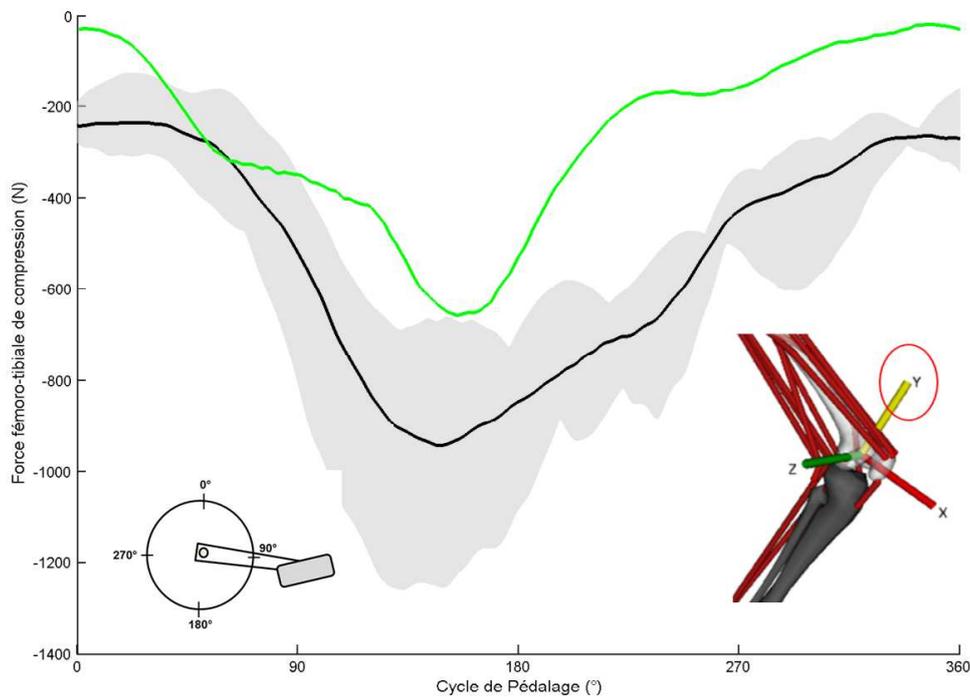


Figure 60 Comparaison de l'estimation de la force fémoro-tibiale estimée via notre modèle (en vert, moyenne des cycles des cyclistes) et la force in vivo mesurée chez 4 patients dans le cadre du projet Orthoload (Kutzner et al., 2012).

Cette figure montre des profils de force similaires dans les deux conditions. Cependant l'intensité maximale de la force mesurée est supérieure (en valeur absolue) à celle estimée par notre procédure. Les participants au projet Orthoload ont subis une chirurgie lourde avec une perte musculaire significative et les compensations musculaires mise en place peuvent être importante notamment lors d'efforts soutenus (Gaffney et al., 2015). Par ailleurs, les travaux de (Bernard, 2015) ont montré qu'il existe différentes stratégies segmentaires au profit d'une articulation ou d'une autre selon les individus et selon la fatigue⁵⁷.

De plus, le modèle musculo-squelettique ne prend pas en compte plusieurs structures anatomiques (les ligaments, les ménisques, le cartilage articulaire) qui contribuent à la force de contact osseux calculée entre le fémur et le tibia (Pflum et al., 2004; Shelburne et al., 2006). D'autres travaux de recherche seront nécessaires afin de déterminer la contribution des forces ligamentaires notamment sur les forces articulaires en cyclisme.

⁵⁷ On parle en cyclisme de « pédaler en hanche » ou « pédaler en genou ».



Le projet Orthoload ne fournit pas de données concernant les forces aux pédales et la cinématique articulaire à la différence à la différence du projet « Grand Challenge » (Fregly et al., 2012) pour la marche qui donne la possibilité de tester la démarche de modélisation utilisée à partir de ses données.

A la lumière des limites présentées dans ce paragraphe, le développement des modèles musculo-squelettiques est un processus long et sans limite au vue de la complexité du système musculo-squelettique.

Les perspectives de recherche actuelle s'orientent vers l'association des données externes mesurées (cinématique, forces extérieures) avec les données provenant d'autres systèmes de mesure comme l'échographie (Gerus et al., 2011), l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) (Blemker et al., 2007; Joldes et al., 2016; Langlois et al., 2015; Nieminen et al., 2004) et la mesure des forces musculaires et de contact articulaire (Fregly et al., 2012; Kutzner et al., 2012; Roriz et al., 2014)

Malgré ces limitations méthodologiques et les incertitudes qui en découlent, la comparaison de nos résultats avec les EMG et les mesures in vivo permet d'avoir une bonne confiance dans la plausibilité des données calculées et l'interprétation qui en est faite quant à l'effet du recul de selle.



IV.7. Conclusion

Une position plus avancée n'est pas associée à une augmentation des forces articulaires fémoro-patellaires et fémoro-tibiales lors du mouvement de pédalage à cadence et puissance constante. Bien que nous ayons montré que la position Reculée est la plus adaptée du point de vue de la performance, ce chapitre montre que parallèlement cette position influe négativement sur les forces fémoro-tibiales de compression.

D'autres études avec des populations plus importantes, un suivi longitudinal au cours de la saison, des mesures embarquées et un croisement des données issues des différents domaines de recherche, sont nécessaires afin d'améliorer les connaissances scientifiques sur cette problématique. Nos résultats montrent que les recommandations prises par l'UCI (1.3.013) pourraient évoluer au regard des récents résultats concernant la hauteur de selle et des résultats présentés dans ce chapitre.

Points clés du Chapitre IV

- ❖ Le recul de selle ne modifie pas les forces fémoro-patellaires communément incriminées dans la survenue du syndrome fémoro-patellaire.
- ❖ Une position plus reculée augmente les forces fémoro-tibiales de compression par notamment par la contraction excentrique du muscle biceps fémoral.

L'approche de modélisation mise en place dans ce chapitre a permis de révéler de nouvelles informations sur le pathomécanisme des douleurs du genou, notamment par la mise en évidence du rôle des muscles ischio-jambiers dans la création de la force fémoro-tibiale. Cette approche a alors été étendue à l'étude du syndrome de la bandelette ilio-tibiale. Les résultats et les développements méthodologiques sont présentés dans le chapitre suivant.



CHAPITRE V

DETERMINANTS BIOMECHANIQUES ET EFFET DU REcul DE SELLE SUR LE SYNDROME DE LA BANDELETTE ILIO-TIBIALE





CHAPITRE V. DETERMINANTS BIOMECANIQUES ET EFFET DU RECUL DE SELLE SUR LE SYNDROME DE LA BANDELETTE ILIO-TIBIALE

V.1. Introduction

Comme précédemment introduit au paragraphe I.4.2, le syndrome de la bandelette ilio-tibiale (ITBS) est une blessure non traumatique du genou entraînant une douleur latérale au niveau de l'insertion intermédiaire de la bandelette ilio-tibiale (ITB) sur l'épicondyle latérale du fémur (LFE).

Sa prise en charge thérapeutique demeure à ce jour toujours très controversée (Baker and Fredericson, 2016; Delacroix et al., 2009; Louw and Deary, 2014; Rodineau and Saillant, 2001) du fait du manque d'évidences scientifiques sur son pathomécanisme (Worp et al., 2015).

Le diagnostic clinique repose sur un test orthopédique de compression décrit par Noble (Noble, 1979). Ce test est confirmé par une douleur vive et bien localisée à la pression du condyle fémoral externe⁵⁸ lors du passage de la flexion à l'extension du genou. La douleur est accentuée autour de 30° de flexion du genou. Ce test clinique, illustré par la Figure 61, est principalement de nature qualitative et ne donne aucune indication concluante sur l'étiologie d'ITBS.

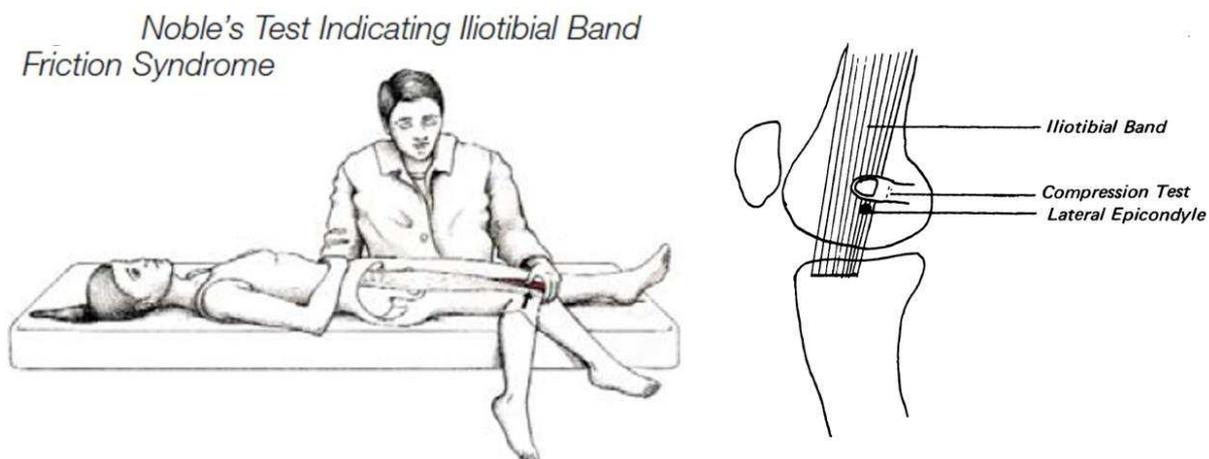


Figure 61 Illustrations du test de compression. Image de gauche extraite de Dubin, (2006). L'image de droite est extraite des travaux de Noble, (1979).

Depuis les premiers travaux de Renne (Renne, 1975), l'ITBS a été largement décrit comme un symptôme d'étirement et de friction d'ITB sur le LFE au cours de mouvements répétés de flexion-extension du genou (Holmes et al., 1993; Messier et al., 1995; Orchard et al., 1996).

Ce mécanisme est aussi communément décrit comme un mécanisme d'essuie-glace (Danowski and Chanussot, 2005).

⁵⁸ La douleur est localisée à 2 à 3 cm au-dessus de l'interligne articulaire fémoro-tibiale.



Plusieurs auteurs rapportent qu'ITB serait mobile vers l'avant et vers l'arrière au regard du LFE et une zone de « pincement »⁵⁹ serait retrouvée autour de 30° de flexion du genou (Holmes et al., 1993; Noble, 1980a), comme illustré sur la Figure 62.

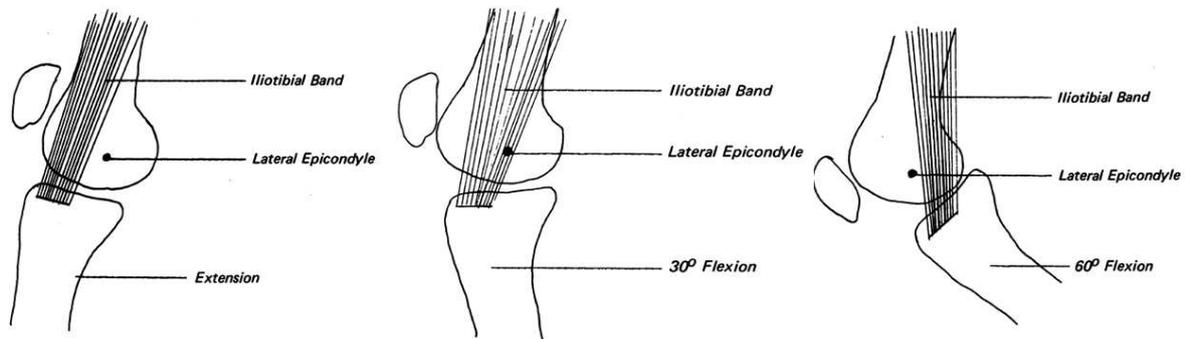


Figure 62 Pathomécanisme en friction décrit par Noble sur la base des travaux de Renne (1975). Trois degrés (0°- 30°- 60°) de flexion/extension du genou (respectivement de gauche vers la droite) sont représentés sur cette figure (Noble, 1979).

Toutefois, les observations anatomiques de Fairclough et al., (2006) démontre qu'ITB est solidement ancrée sur le LFE de manière à ce qu'ITB ne peut pas créer une force de friction en se déplaçant vers l'avant et vers l'arrière par rapport au LFE.

A l'aide d'imagerie par résonance magnétique (IRM), ses travaux ont de plus montré qu'ITB est plus comprimé contre le LFE à 30° de flexion du genou qu'en extension complète.

⁵⁹ Il est fréquemment employé le terme anglo-saxon : 'Impingement syndrom'.



Ces résultats sont illustrés sur la Figure 63.

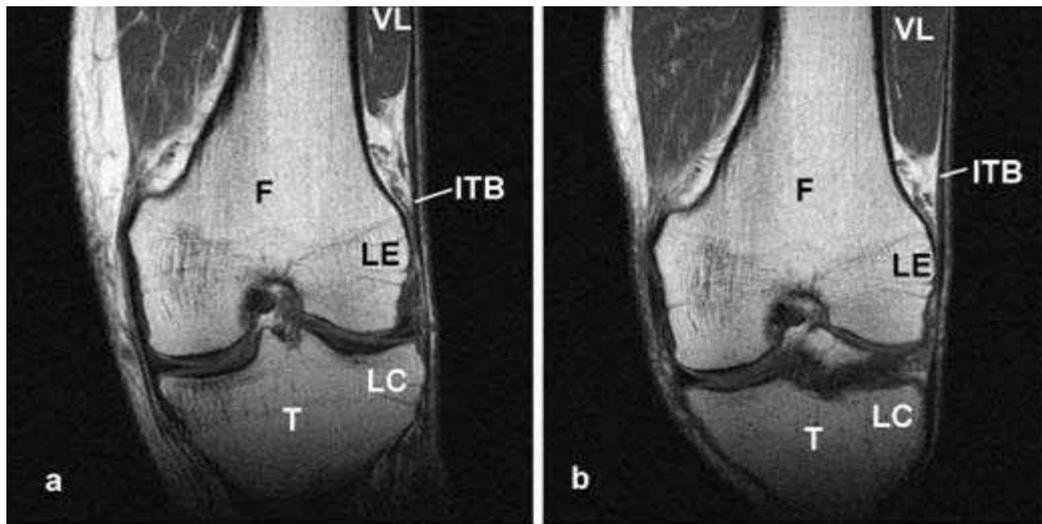


Figure 63 Scanner du genou en position d'extension 0° (a) de flexion 30° (b). La bandelette ilio-tibiale est représentée par la légende ITB, F : le fémur et T : le tibia, VL : le muscle vaste latéral, LE : l'épicondyle latéral, LC : le condyle externe du tibia. Image tirée de (Fairclough et al., 2006).

Fairclough et al. (2006) a donc émis l'hypothèse que le pathomécanisme responsable de l'ITBS est plus un syndrome de compression plutôt qu'un syndrome de friction ou d'étirement. Cependant, la prise en charge thérapeutique de l'ITBS repose toujours sur l'hypothèse d'un syndrome de friction et d'étirement d'ITB (Ellis et al., 2007; Lavine, 2010), probablement en raison du manque d'évidences scientifiques claires sur son étiologie.

Les précédentes recherches expérimentales sur l'ITBS ont été principalement orientées vers l'analyse de la cinématique articulaire. Il a été observé que les coureurs ayant des antécédents d'ITBS ont des angles d'adduction de hanche (Fredericson et al., 2000; Noehren et al., 2010) et de rotation médiale du genou (Ferber et al., 2010; Grau et al., 2011) plus importants en comparaison avec des coureurs sans ITBS.



De plus, Farrell et al., (2003) a suggéré que l'intensité de force délivrée à la pédale ne jouerait pas un rôle essentiel dans la survenue du syndrome mais la répétition du mouvement de flexion-extension du genou proche de 30° de flexion serait la principale cause de survenue de ce syndrome en cyclisme.

Les résultats de cette étude sont basés essentiellement sur des preuves rétrospectives et sur le postulat d'une zone de friction autour de 30° de flexion du genou, sans prendre en compte la nature biarticulaire d'ITB (Louw and Deary, 2014). ITB intervient étroitement dans la mobilité de la hanche et du genou (Falvey et al., 2010). Une analyse plus approfondie des effets combinés de tous les degrés de liberté des articulations de la hanche et du genou est donc recommandée.

L'analyse cinématique évalue globalement le mouvement de pédalage mais ne permet pas d'investiguer le fonctionnement du muscle. Pour cela, au même titre que l'analyse des forces musculaires et articulaires présentée au chapitre précédent, une approche de modélisation musculo-squelettique est plus indiquée pour étudier ce syndrome.

Contrairement au nombre important et croissant des études sur les forces articulaires du genou utilisant la modélisation musculo-squelettique, seules deux études ont étudié ce syndrome (Hamill et al., 2008; Miller et al., 2007). Miller et al. (2007) ont observé que les coureurs présentant un ITBS ont un étirement d'ITB plus important. Néanmoins, Hamill et al. (2008) ont suggéré que la vitesse de raccourcissement d'ITB est probablement plus en cause que l'étirement.

La comparaison entre les patients présentant une douleur et ceux ne présentant aucune douleur est difficile à interpréter notamment en raison des mécanismes physiologiques provoqués par la douleur (inflammation, épaissement des parties molles, compensations musculaires) (Allison et al., 2016). Il est donc souvent difficile d'identifier la relation de cause à effet. Autrement dit, les résultats retrouvés (étirement / vitesse de raccourcissement) sont-ils la cause du syndrome ou une conséquence à l'adaptation à la douleur.

En cyclisme, une hauteur de selle et/ou un recul de selle trop importants sont communément associés à un risque accru d'ITBS (Asplund and St Pierre, 2004; Gregor and Conconi, 2008; Holmes et al., 1993). Ces recommandations de positionnement sont issues des résultats retrouvés dans les études épidémiologiques mais il n'existe peu d'évidences scientifiques sur ce lien entre position de la selle et survenue de ce syndrome (Dettori and Norvell, 2006; Silberman et al., 2005). Une analyse des mécanismes sous-jacents apparaît donc nécessaire pour faciliter la recherche de déterminants biomécaniques permettant l'analyse et la prévention de ce syndrome.

L'objectif de ce chapitre est d'étudier l'effet des trois pathomécanismes recensés de l'ITBS (l'étirement, la vitesse de raccourcissement et la compression) en s'appuyant sur le lien supposé entre le recul de la selle et le risque d'ITBS.

En complément, une approche de simulation est utilisée afin d'évaluer l'influence combinée de la hanche et du genou sur la force de compression entre ITB et LFE. L'enjeu est de pouvoir évaluer les différents degrés de liberté de la hanche et du genou pouvant exacerber le risque d'ITBS.



V.2. Méthodologie

V.2.1. Données expérimentales et protocole

Les données cinématiques sont issues du chapitre précédent (paragraphe IV.2.1). Le protocole est similaire à celui précédemment décrit au Chapitre IV. L'analyse a porté sur 30 cycles de pédalage à 200 W et 90 tr/min. On a comparé les trois positionnements de la selle: Recommandée, Avancée⁺, et Reculée⁺.

V.2.2. Modélisation

Le modèle utilisé est basé sur le modèle précédemment décrit au paragraphe IV.3. Les insertions d'ITB ont été mise à jour d'après les travaux de Hamill et al., (2008).

Comme préalablement décrit dans l'introduction du manuscrit (paragraphe I.4.2), ITB prend son origine sur la lèvre externe de la crête iliaque, se dirige obliquement en bas et arrière le long de la face externe du fémur, donne des expansions fibreuses au niveau de l'épicondyle latéral fémoral (LFE) pour se terminer au niveau du tubercule de Gerdy sur la face externe du tibia (Figure 64).

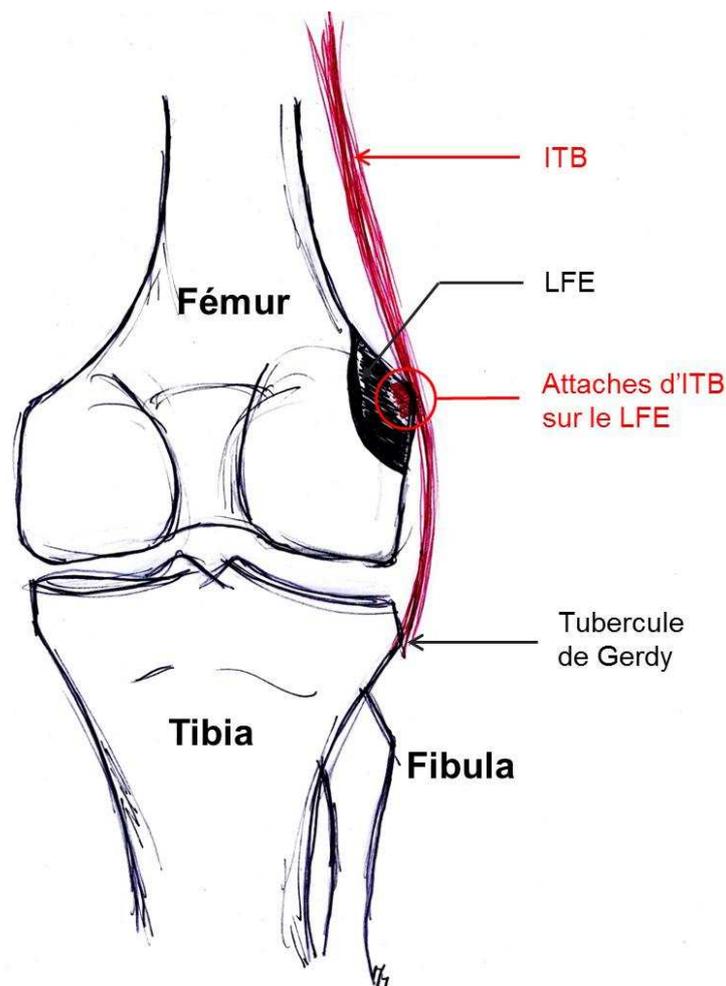


Figure 64 Rapports anatomiques de la bandelette ilio-tibiale (ITB) avec l'épicondyle latéral du fémur (LFE).



L'approche de modélisation développée est orientée vers l'estimation de la force d'interaction entre ITB et son insertion sur le LFE, zone de localisation de la douleur.

L'une des difficultés est que son insertion sur le LFE n'est pas son insertion terminale, qui est sur le tibia (Figure 64). La procédure actuelle, utilisée sous le logiciel OpenSim ne permet pas d'estimer une force au niveau d'une zone insertion intermédiaire qui n'est pas son insertion terminale.

Afin de contourner cette limitation, nous modélisons l'insertion d'ITB au regard du LFE comme un segment osseux (segment 'LFE') (Figure 65). Ce segment 'LFE' n'est pas mobile par rapport au fémur (absence de degré de liberté – articulation fixe) et ITB a une insertion dite 'fixe' au niveau du LFE (paragraphe V.1 et Figure 64).

Ainsi, la force entre ITB et le LFE appelée force de compression ITB-LFE ou **force ITB-LFE** est évaluée de manière détournée comme la force qui s'exerce entre le segment 'LFE' et le segment 'fémur'. La modélisation est illustrée sur la Figure 65.

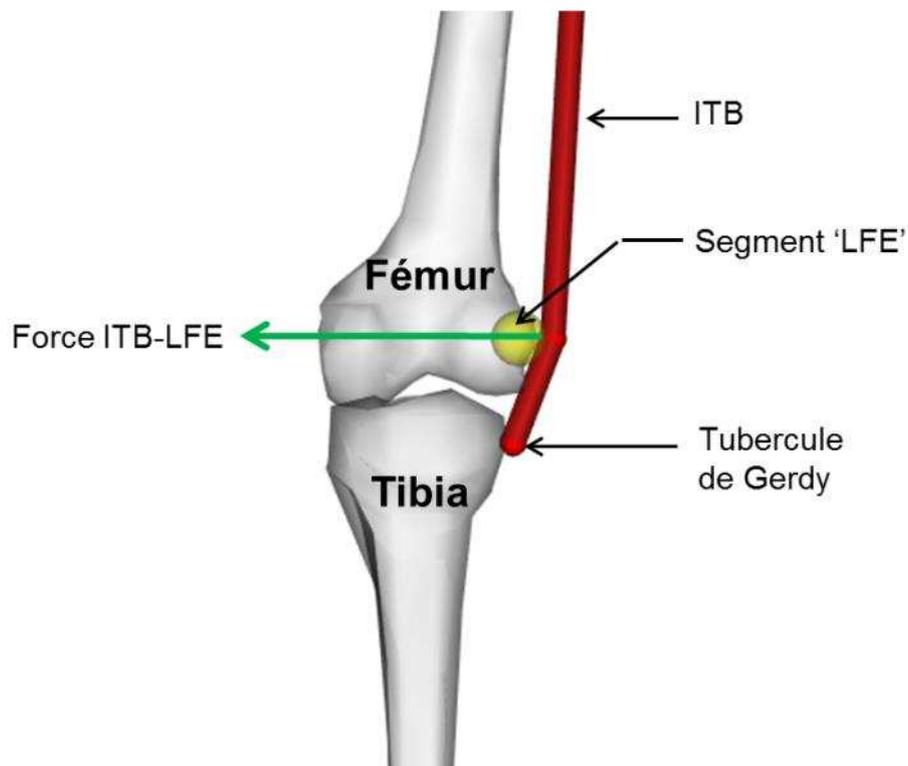


Figure 65 Modélisation de l'interaction entre la bandelette ilio-tibiale (ITB) et le segment 'LFE', uniquement à des fins d'illustration. En réalité, il s'agit d'un point de contact correspondant à la localisation des attaches d'ITB sur l'épicondyle latéral du fémur (LFE).



Le modèle musculo-squelettique prend en compte les trois degrés de liberté de l'articulation coxo-fémorale (hanche). De plus, l'articulation fémoro-tibiale est modifiée par rapport au modèle présenté dans le chapitre précédent. Une modélisation plus fidèle du genou a été intégrée, permettant notamment de prendre en compte les degrés de rotation médiale et latérale bénéficiant des travaux récents de Xu et al., (2015) et Raabe and Chaudhari, (2016).

V.2.3. Analyses

Les données cinématiques sont associées au modèle musculo-squelettique afin de pouvoir calculer les longueurs musculaires, les vitesses de raccourcissement musculaires ainsi que la force d'interaction entre ITB et le LFE.

Le calcul de la longueur musculaire et de la vitesse de raccourcissement d'ITB au cours du cycle de pédalage résulte de la procédure de calcul suivante: 1) le modèle est mis à l'échelle, 2) les angles articulaires sont calculés.

A partir des angles articulaires et du bras de levier d'ITB pour chacun des degrés de liberté du modèle, la longueur (en m) et la vitesse de raccourcissement (en $m.s^{-1}$) sont calculées aux cours de 30 secondes de pédalage comme précédemment décrit par Hamill et al. (2008).

Les données provenant des capteurs ne sont pas utilisées car elles n'interviennent ni dans le calcul des longueurs et des vitesses musculaires ni dans le calcul de la force d'interaction entre ITB et le LFE.

La force de compression ITB-LFE est définie comme la composante médio-latérale du repère associé au segment 'fémur' (composante Z) en rapport avec le pathomécanisme de compression suggéré en introduction du chapitre (paragraphe IV.1).

La force de compression ITB-LFE est calculée à l'interface entre ITB et LFE à partir de la cinématique et de la force musculaire d'ITB. Du fait des limites inhérentes à l'optimisation statique relevées au paragraphe IV.5, une force arbitraire constante de 100N est appliquée. ITB n'étant pas un muscle prépondérant dans le mouvement de pédalage, son estimation est plus difficile à partir de l'optimisation statique.

Une approche complémentaire de simulation est développée pour calculer la force d'ITB-LFE sur l'ensemble des degrés de mobilité possible aux articulations de la hanche et du genou avec la même procédure. La force ITB-LFE est calculée pour chaque combinaison de degré de liberté. Les combinaisons testées sont pour la hanche : flexion-extension ($120-30^\circ$) et adduction-abduction ($20/-20^\circ$), flexion-extension ($120-30^\circ$) et rotation médiale-latérale ($20/-20^\circ$) et pour le genou : flexion-extension ($-140-0^\circ$) et rotation médiale-latérale ($20/-20^\circ$). La dernière combinaison testée est la flexion-extension ($120-30^\circ$) de la hanche avec flexion-extension ($-140-0^\circ$) du genou. La force est calculée tous les degrés (pas de 1°).



V.2.4. Analyse statistique

La normalité des données est tout d'abord évaluée par le test de Shapiro Wilk test. La normalité des données est respectée ($p < 0.01$). Afin d'évaluer l'influence du recul de selle sur la longueur musculaire et la vitesse de raccourcissement d'ITB mais aussi sur la force d'interaction entre ITB et LFE, une analyse de variance type ANOVA à mesures répétées est effectuée. La même procédure est réalisée sur les valeurs maximales/minimales des angles de la hanche et du genou. Par la suite, une analyse post hoc de Tuckey est utilisée pour déterminer les différences entre les conditions.

V.3. Résultats

V.3.1. Effet du recul de selle sur la cinématique articulaire de la hanche et du genou

Les résultats montrent qu'il n'y a pas d'effet significatif du recul de selle sur les valeurs extrêmes (minimum et maximum) de la cinématique de hanche ($p > 0.05$ pour les trois degrés de rotation). L'angle de flexion/extension varie entre $92.9 \pm 6.8^\circ$ et $46.7 \pm 8.3^\circ$, l'angle d'abduction/adduction entre $11.1 \pm 5.7^\circ$ et $2.9 \pm 2.6^\circ$ et l'angle de rotation médiale/latérale entre $5.2 \pm 6.1^\circ$ et $1.7 \pm 5.1^\circ$. Ces moyennes⁶⁰ masquent cependant de fortes disparités interindividuelles qui sont présentées et discutées dans la discussion de ce chapitre.

De plus, il n'a pas d'effet significatif du recul de selle sur les valeurs extrêmes de rotation (latérale/médiale) variant entre $8.6 \pm 4.4^\circ$ et $1.1 \pm 4.3^\circ$ ou d'adduction/abduction variant entre $3.3 \pm 1.6^\circ$ et $1.4 \pm 2.7^\circ$ au genou ($p > 0.05$ pour les deux).

V.3.2. Effet du recul de selle sur le pathomécanisme possible de l'ITBS

Les résultats montrent que le recul de selle n'a pas d'influence sur les valeurs extrêmes de longueur et de vitesse de raccourcissement musculaire d'ITB ($p = 0.80$ et $p = 0.25$, respectivement). Ces résultats sont rapportés dans le Tableau 12.

Tableau 12 Pic (moyenne \pm écart type) de la longueur et de la vitesse de raccourcissement d'ITB ainsi que la force de compression ITB-LFE, normalisés sur un cycle de pédalage

Pic/Conditions	Reculée ⁺	Recommandée	Avancée ⁺	p
Longueur (m)	0.53 ± 0.02	0.52 ± 0.02	0.53 ± 0.02	$p = 0.80$
Vitesse (m/s^{-1})	0.23 ± 0.02	0.24 ± 0.02	0.23 ± 0.02	$p = 0.25$
Force de compression (N)	5.05 ± 0.02	4.98 ± 0.02	$4.67 \pm 0.02^*$	$p < 0.05$

* Significativement différent de la position Reculée

⁶⁰ Il est rapporté ici la moyenne pour l'ensemble des cyclistes des valeurs maximales et minimales de chacun des degrés de liberté.



La longueur musculaire maximale d'ITB intervient à environ 180° du cycle de pédalage, en même temps que le pic d'extension de hanche, illustré par le trait rouge sur la Figure 66.

La vitesse de raccourcissement d'ITB passe négative au même instant.

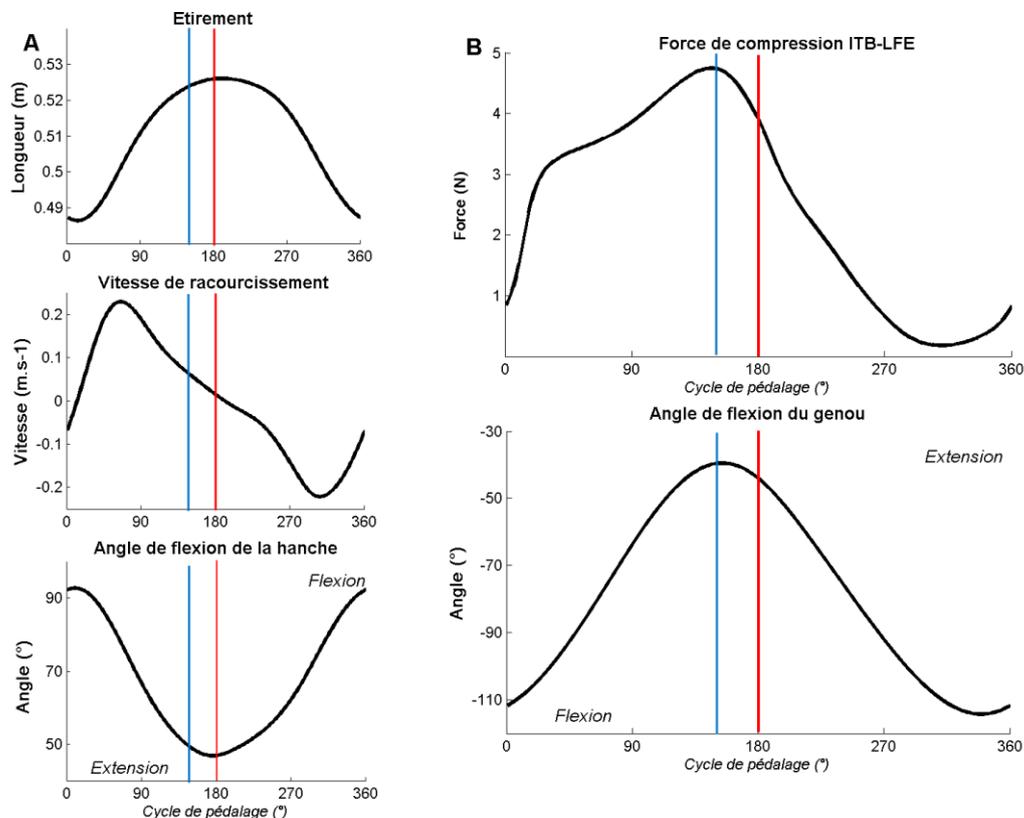


Figure 66 Analyse des trois pathomécanismes de l'ITBS (l'étirement, la vitesse de raccourcissement musculaire et la force de compression ITB-LFE) en fonction des angles de flexion-extension de la hanche et du genou. Les courbes noires représentent la moyenne pour tous les sujets, toutes les conditions et tous les cycles. Les lignes verticales rouge et bleu représentent le pic d'extension de hanche (la flexion étant positive) et le pic d'extension du genou (0° correspondant à l'extension maximale).

De plus les résultats montrent un effet significatif du recul de selle sur la force de compression maximale ($F(5.61)$, $p < 0.05$) tel que dans la position Reculée⁺, la force de compression maximale (5.05 ± 1.85 N) est plus élevée que dans la condition Avancée⁺ (4.67 ± 1.74 N) ($p < 0.05$) (Tableau 12). Cela correspond à une différence d'environ 8 %. Le pic de la force de compression intervient à environ 150° du cycle de pédalage en même temps que le pic d'extension du genou, illustré par le trait bleu sur la Figure 66.



V.3.3. Simulation de la force ITB-LFE en fonction des amplitudes de mouvement de la hanche et du genou

Nous calculons la force ITB-LFE pour l'ensemble des degrés de mobilité de la hanche et du genou. Les résultats de la simulation montrent que l'intensité de la force de compression est plus élevée lorsque la hanche est en extension et en adduction (Figure 67) et lorsque le genou est en extension et rotation médiale (Figure 68).

L'extension maximale de la hanche a une influence plus importante (jusqu'à 20N) que l'extension du genou (jusqu'à 5 N) (Figure 68 et Figure 69).

Les différences cinématiques entre les individus ($\approx 5 \pm 2^\circ$, moyenne pour l'ensemble des conditions) sont plus élevées que les différences inter-conditions ($\approx 1 \pm 0,5^\circ$, moyenne des participants) pour tous les degrés de liberté. Le cycle moyen de trois cyclistes, calculé sur 30 secondes de pédalage est illustré sur la Figure 67, la Figure 68 et la Figure 69, afin de souligner l'importance de la technique individuelle de pédalage.



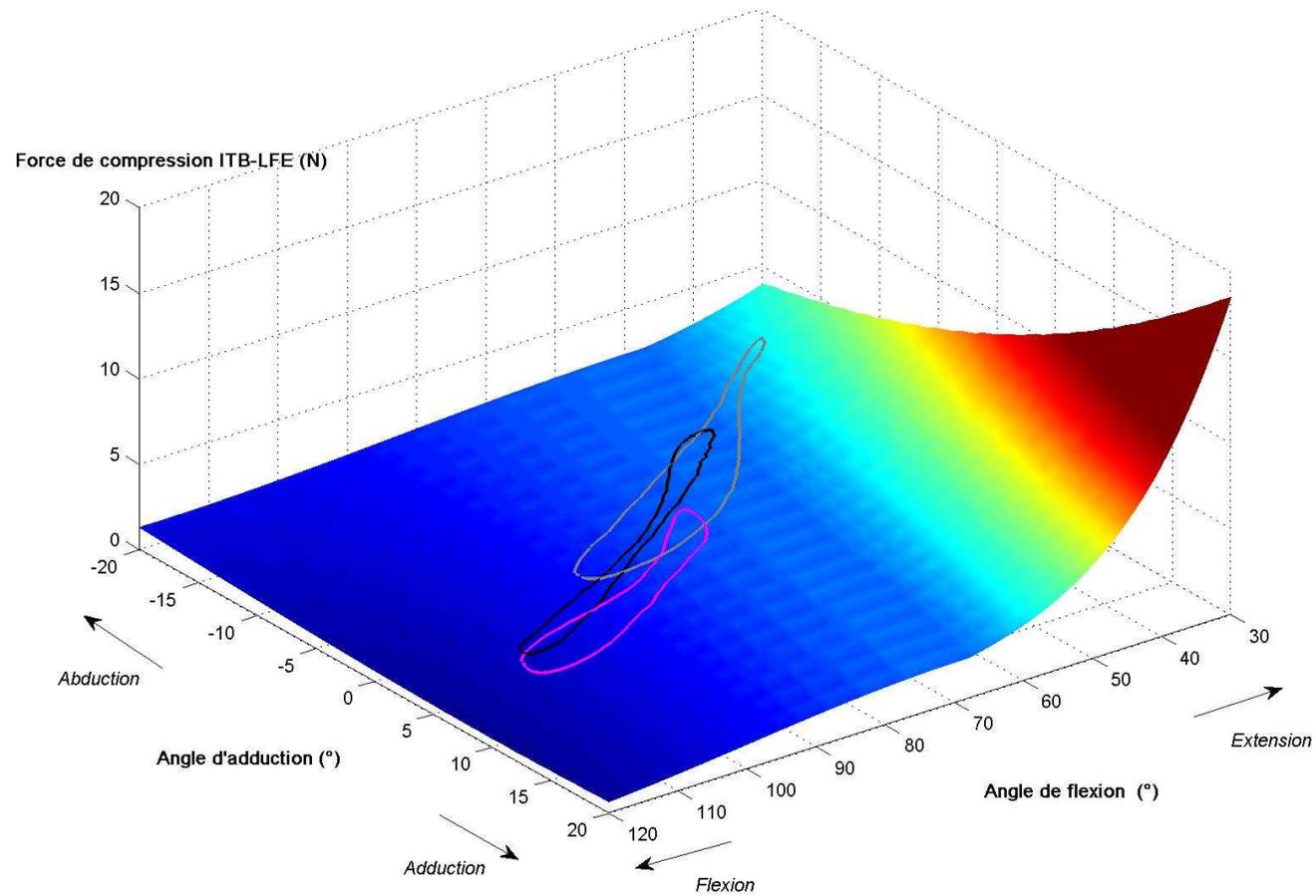


Figure 67 Force de compression ITB-LFE simulée en fonction des angles de flexion/extension (120°/30°) et d'adduction/abduction de hanche (-20°/20°). Un cycle de pédalage moyen est illustré pour trois cyclistes (gris, rose, noir).



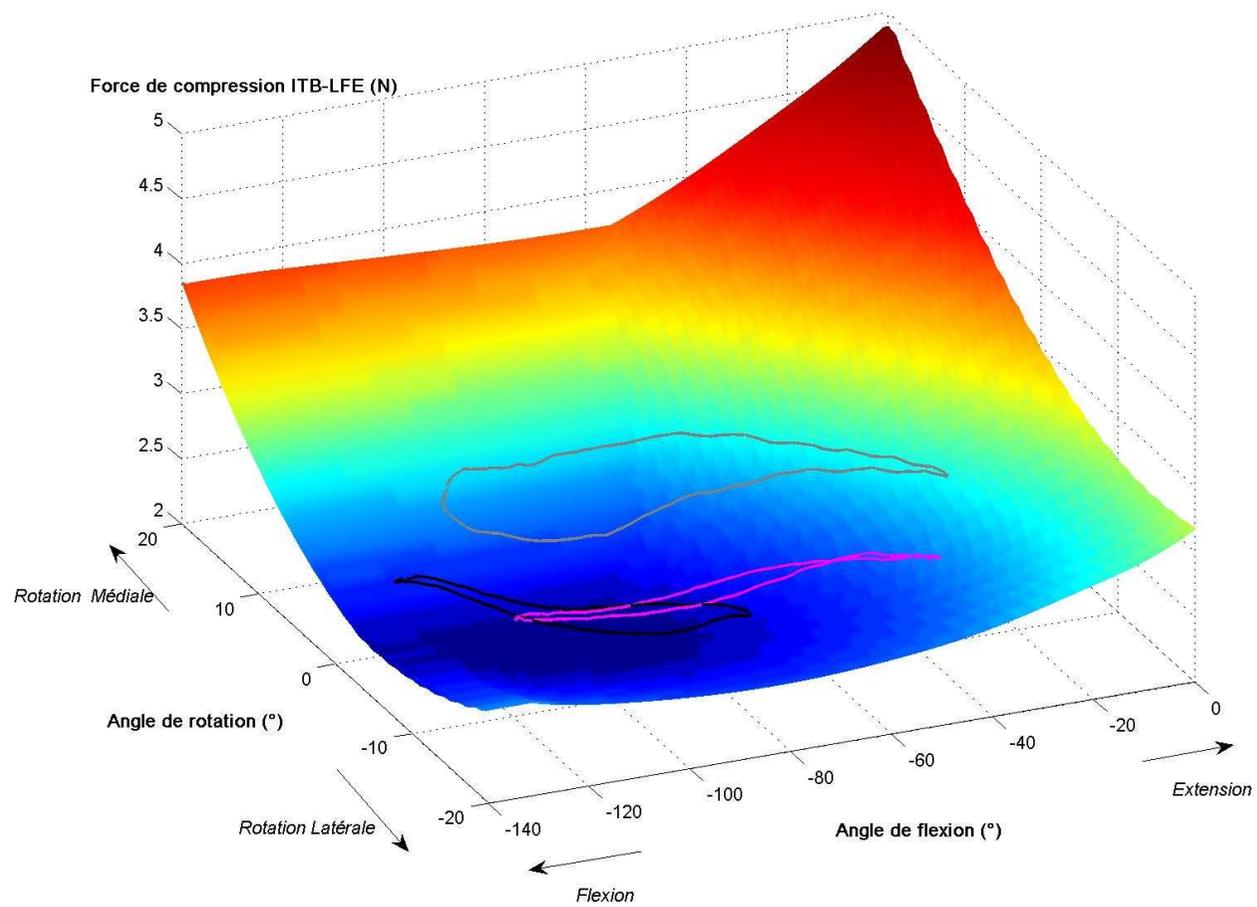


Figure 68 Force de compression ITB-LFE simulée en fonction des angles de flexion/extension (-140°/0°) et de rotation médiale/latérale du genou (-20°/20°). Un cycle de pédalage moyen est illustré pour trois cyclistes (gris, rose, noir).



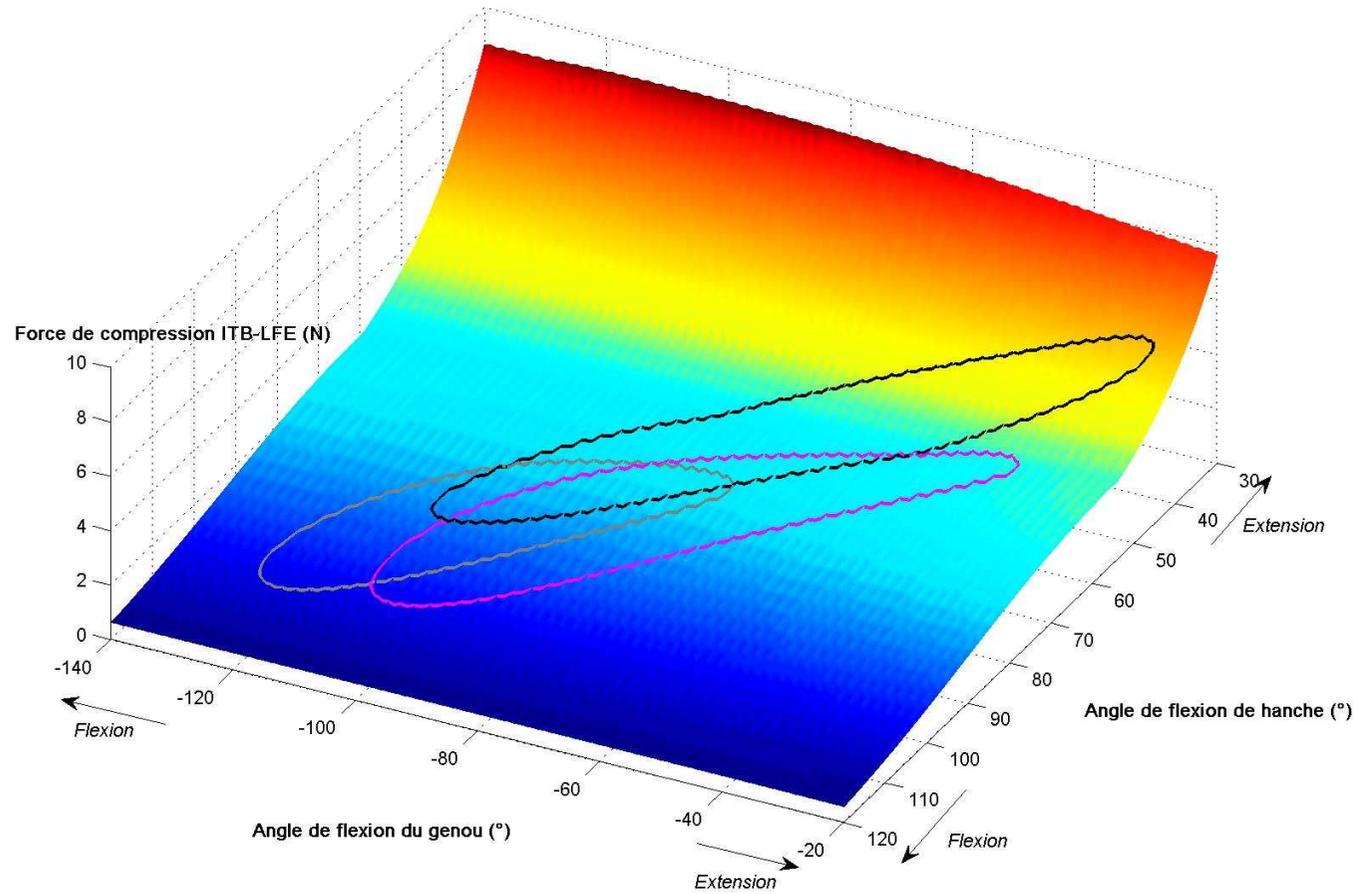


Figure 69 Force de compression ITB-LFE simulée en fonction des angles de flexion/extension (-140°/0°) de hanche et de flexion/extension du genou (-140/-20°). Un cycle de pédalage moyen est illustré pour trois cyclistes (gris, rose, noir).



V.4. Discussion

Plusieurs études épidémiologiques et cliniques suggèrent que l'augmentation du recul de selle est en lien avec un risque de survenue d'ITBS (Asplund et Saint-Pierre, 2004 ; Holmes et al., 1993, Gregor 2003). Afin de mieux comprendre le pathomécanisme d'ITBS lors du mouvement de pédalage, une approche de modélisation musculo-squelettique est développée afin de l'étirement et la vitesse de raccourcissement d'ITB ainsi que la force d'interaction entre ITB et le LFE.

Nos résultats révèlent que le recul de selle n'a pas d'influence sur les valeurs maximales de longueur et de vitesse de raccourcissement d'ITB au cours du cycle de pédalage. Il apparaît donc peu probable que la longueur et la vitesse de raccourcissement d'ITB jouent un rôle majeur dans l'étiologie de l'ITBS en s'appuyant sur le lien entre une augmentation du recul de selle et l'augmentation du risque d'ITBS (Asplund and St Pierre, 2004).

Cependant, un recul de selle plus important augmente la force de compression ITB-LFE. Une augmentation du recul de selle d'environ 6 à 7 cm augmente de ~ 8 % la force de compression. Contrairement à ce qui était plus ou moins admis (Renne, 1975), ce résultat argumente en faveur d'un syndrome de compression plutôt qu'un syndrome de friction et confirme l'hypothèse suggérée par Fairclough et al., (2006).

La force de compression maximale intervient lorsque l'angle de flexion du genou est minimal, soit environ 30°. Ce résultat correspond à la position communément décrite lors du test de Noble qui exacerbe la douleur chez les patients souffrant d'ITBS (Holmes et al., 1993; Renne, 1975). La Figure 70 illustre nos résultats sur le pathomécanisme d'ITBS lors d'un cycle de pédalage.



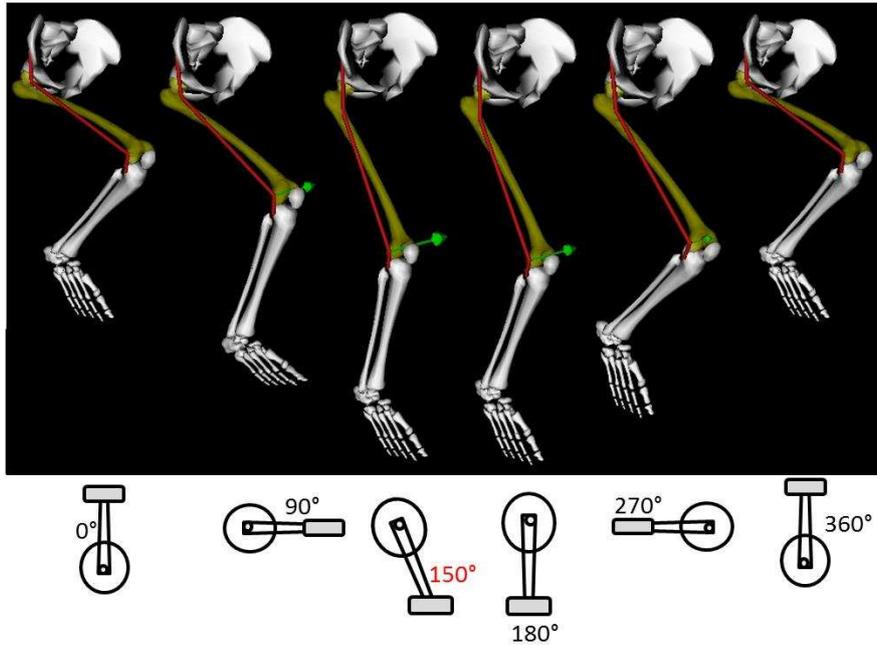


Figure 70 Force de compression ITB-LFE (flèche vert) intervenant à environ $\sim 30^\circ$ de flexion du genou, ce qui correspond à environ 150° du cycle de pédalage, au moment de la phase de transition du cycle de pédalage.

Compte tenu de la nature bi-articulaire d'ITB et des différences interindividuelles en termes de cinématique de pédalage, une approche de simulation est utilisée pour étudier l'influence combinée de chaque degré de liberté sur la force de compression. Les résultats mettent en évidence une influence nette de la rotation du genou. Lors d'une flexion du genou de 30° , la force de compression augmente de 24 % si elle est associée à une rotation médiale de 10° par rapport à une rotation latérale de 10° .

Les angles de la hanche ont même une plus grande influence. Par exemple, une flexion de 40° (flexion minimale observée au cours d'un cycle de pédalage) associée à une adduction de 10° , augmente de 100% (3,8 à 7,6 N) la force de compression par rapport à une flexion de 40° associée à une abduction de 10° .

Au-delà des différences relatives, l'intensité de la force de compression est faible. Ceci est probablement dû à la force musculaire d'ITB simulée constante d'intensité de 100N. Le choix de cette valeur arbitraire est motivé par la difficulté d'estimer précisément la force d'ITB force et l'impossibilité de valider son calcul (paragraphe IV.6). De plus, comme précédemment rapporté au paragraphe V.2.2, ITB est la réunion de deux muscles : le tenseur du fascia lata et le grand fessier. Le tenseur du fascia lata et le grand fessier ont des forces isométriques maximales de l'ordre de ~ 250 et ~ 1980 N respectivement (estimées à partir des paramètres musculaires prélevés sur des cadavres).



Il est donc fort probable que la force musculaire d'ITB au cours du cycle de pédalage soit largement supérieure à 100N et que la force de compression ITB-LFE soit de ce fait beaucoup plus importante.

Cependant, une partie d'ITB est de nature fibreuse. Il possède donc sûrement un comportement singulier et son faible bras de levier et sa PCSA lui confère un rôle accessoire du point de vue du critère d'optimisation utilisé. L'estimation de sa force est donc compliquée et assortie d'un grand nombre d'incertitudes. Par conséquent le choix d'une valeur constante permet de diminuer ces sources d'erreur. En réalité, la force d'ITB n'est sûrement pas constante au cours du mouvement mais cette approche permet néanmoins d'analyser l'influence d'une cinématique modifiée par la modification du recul de selle.

Cette approche de simulation met en évidence la nécessité d'étudier l'effet combiné de tous les degrés de liberté plutôt que de se concentrer uniquement sur la flexion du genou. Afin d'évaluer l'influence de la technique de pédalage et de mettre en évidence les différences interindividuelles, trois cinématiques différentes ont été représentées sur les Figure 67, Figure 68 et Figure 69. Elles illustrent notamment le fait que les différences entre les individus sont plus grandes que les différences entre les conditions (~ 8%, Tableau 12).

Par exemple, le cycliste représenté par la courbe grise sur la Figure 67 (p 143) a une extension maximale de la hanche nettement plus importante que les deux autres cyclistes, ce qui augmente nettement la force de compression ITB-LFE.

De plus, ce même cycliste, représenté en gris sur Figure 68 (p 144), a une rotation médiale du genou plus importante que les deux autres cyclistes (en rose et noir), ce qui augmente également la force de compression ITB-LFE.



La Figure 71 est adaptée de la Figure 68 et illustre en deux dimensions ce résultat (flexion-extension en comparaison des rotations du genou).

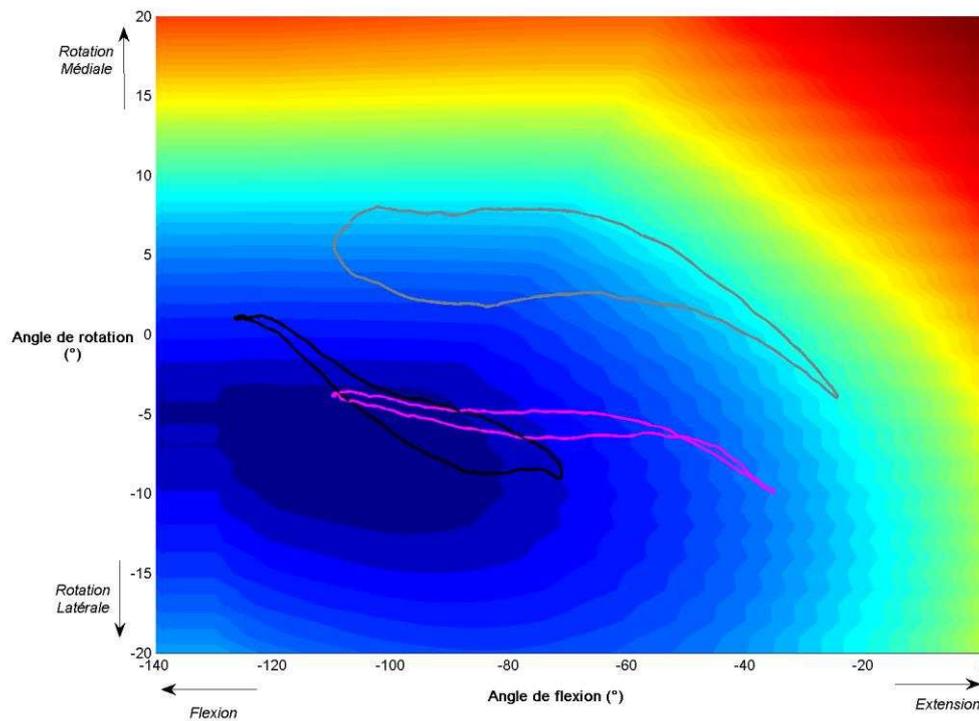


Figure 71 Trois cycles de pédalage moyen de trois cyclistes différents (gris, rose et noir) représentés en fonction des angles de flexion/extension (140-0°) et rotation médiale et latérale du genou (20/+20). Cette figure est adaptée en 2D de la Figure 68.

Il est donc possible d'identifier que ce cycliste est plus à risque de développer un ITBS au cours du mouvement de pédalage. Ce type d'approche apparaît comme un outil précieux pour identifier et corriger la technique de pédalage potentiellement à risque.

De plus, dans le chapitre précédent, nos résultats ont montré que l'augmentation du recul de selle augmente l'angle de flexion minimum du genou de 16%. Ainsi, dans une position plus reculée, le genou est plus en extension ce qui entraîne une augmentation de la force ITB-LFE.



Concernant la prise en charge de ce syndrome, il n'y a clairement pas de consensus sur le traitement de l'ITBS (Falvey et al., 2010). Les thérapies locales (repos, glace, chaleur), les étirements, la thérapie par ultrasons ou l'utilisation de médicaments anti-inflammatoires, sont probablement efficaces pour aider les athlètes à retrouver la compétition (Adams, 2004; Baker and Fredericson, 2016; Baker et al., 2011). Mais le temps d'arrêt sportif est souvent très long (4 à 6 semaines) et le risque de récurrence est élevé. De plus, ce type de prise en charge ne permet pas d'identifier la cause « réelle » de survenue de ce syndrome (Orchard and Best, 2002).

Compte tenu de l'influence limitée de la configuration du recul de selle par rapport aux différences interindividuelles de gestuelle, ce chapitre encourage la correction de la technique individuelle de pédalage par l'étude de la cinématique et du feedback qu'elle peut apporter sur la mobilité de l'ensemble de la chaîne musculo-squelettique sans se limiter uniquement à l'ajustement du vélo.

D'autres études sont nécessaires pour prendre en compte l'impact de tous les réglages possibles du vélo et des stratégies mises en place par le cycliste et son équipe pour limiter ce syndrome ITBS. Plusieurs auteurs suggèrent à partir d'études épidémiologiques et/ou cliniques qu'un mauvais réglage des cales automatiques (Haddad et al., 1998; de Mondenard, 1989), que l'effet du port d'une orthèse plantaire (Delacroix et al., 2009) ou qu'un manque de mobilité au niveau du pied (Gregor and Wheeler, 1994; Ruby et al., 1992) favoriseraient la survenue d'un ITBS. Les travaux récents de (Gardner et al., 2015) évaluant l'effet de l'orientation du pied lors des exercices prescrits de pédalage sur la cinématique du genou chez des patients souffrants de gonarthrose avancée, vont dans ce sens.

Dans cette perspective, les thérapies visant à améliorer la mobilité articulaire sont recommandées pour la prise en charge d'ITBS. Elles identifient et améliorent les limitations de mobilité articulaire pouvant se surajouter à un problème technique ou de posture (Blanch, 2004; French et al., 2011; Hopper et al., 2005; Mosler et al., 2006; van den Dolder and Roberts, 2006). Toute restriction de mobilité articulaire locale ou à distance de la zone douloureuse peut avoir une influence sur celle-ci, voire même exacerber une douleur préexistante (DiGiovanna et al., 2005). Spécifiquement, en prévention de survenue d'un ITBS chez le cycliste, les restrictions de mobilité dans le sens de la flexion et/ou de l'abduction pour la hanche et en rotations pour le genou, doivent être corrigées par une modification de la technique de pédalage et/ou par une approche thérapeutique telle que la kinésithérapie, l'ostéopathie ou la podologie.



V.5. Limites

Cette étude présente plusieurs limites sont présentées dans ce paragraphe en plus de celles déjà exposées dans les parties Méthode et Discussion.

La méthodologie présentée ne tient pas compte des variations anatomiques et morphologiques que l'on peut retrouver sur la bandelette ilio-tibiale (insertions, PCSA).

De plus, la modélisation actuelle ne permet pas reproduire totalement toute la complexité de l'insertion intermédiaire d'ITB sur le fémur. Certains travaux ont notamment montré que la bandelette ilio-tibiale pouvait avoir des expansions fibreuses s'insérant sur la face latérale de la patella en s'entremêlant avec les fibres des rétinaculum patellaires (Herrington and Law, 2012; Kang et al., 2014; Merican and Amis, 2009). ITB est modélisé dans notre étude comme un prolongement musculaire du tenseur du fascia lata mais ne prend pas en compte les fibres musculaires provenant du grand fessier par exemple. Par ailleurs, la véritable structure interne d'ITB est controversée: muscle, tendon, aponévrose, bandelette, fascia (Eng et al., 2015; Nemeth and Sanders, 1996). L'absence de consensus anatomique et clinique renforce la complexité des choix de modélisation.

S'ajoutent à cela, les erreurs possibles sur le placement de certains marqueurs dû au repérage anatomique (condyle médial du fémur, base du sacrum), aux différences interindividuelles anatomiques (longueur de jambe, cals osseux) et à la présence de masses molles importantes (Chéze, 2000; Della Croce et al., 2005; Martelli et al., 2015). Le recours à l'imagerie médicale complémentaire permettrait d'identifier et d'inclure les particularités anatomiques du cycliste afin de mieux personnaliser le modèle et de limiter les erreurs liées aux marqueurs et au dimensionnement de celui-ci (paragraphe IV.6).



V.6. Conclusion

Cette étude apporte de nouveaux éléments sur les déterminants à investiguer dans l'étude du syndrome de la bandelette ilio-tibiale en cyclisme. Le pathomécanisme de compression semble être la principale cause d'ITBS en cyclisme comparativement à la friction ou l'étirement. De plus, un recul de selle trop important augmente la force de compression ITB- LFE et donc le risque de développer ce syndrome. Les réglages du vélo et la technique individuelle de pédalage jouent un rôle essentiel dans la survenue de ce syndrome. D'autres études sont nécessaires afin d'inclure un suivi longitudinal avant et après correction de la gestuelle pour confirmer ces constatations obtenues grâce à cette méthodologie. Plus généralement, cette étude met en évidence le potentiel de la modélisation et de la simulation musculo-squelettique pour identifier certains pathomécanismes sous-jacents et de contribuer aux orientations du traitement des TMS.

Points clés du Chapitre V

- ❖ Une position plus reculée augmente la force de compression entre la bandelette ilio-tibiale et l'épicondyle latéral du fémur.
- ❖ La compression est le facteur discriminant dans le pathomécanisme du syndrome de la bandelette ilio-tibiale.
- ❖ La méthodologie utilisée a un fort potentiel afin de corriger les défauts techniques, optimiser les réglages et améliorer la prise en charge thérapeutique des TMS.



CONCLUSION & PERSPECTIVES





CONCLUSION

La dimension multifactorielle de la performance en cyclisme rend son analyse particulièrement difficile. Pour autant la communauté du cyclisme, entraîneurs, cyclistes et chercheurs, s'accordent sur le fait qu'un positionnement 'optimal' est un élément-clé de cette performance recherchée (Burke and Pruitt, 2003). Ainsi, l'UCI le régleme en partie en imposant notamment un recul de selle minimum de 5 cm par rapport à l'axe du pédalier (Union Cycliste Internationale, 2014) dont l'une des raisons serait de prévenir le risque de blessure (Callaghan, 2005; de Vey Mestdagh, 1998; Wanich et al., 2007). Pour autant, peu d'explications scientifiques ne viennent étayer ce lien de causalité.

Dans ce contexte, disposant pour partie d'une plateforme expérimentale adaptée, nous avons orienté nos travaux sur l'effet du recul de la selle, à la fois sur la performance et sur la prévention des blessures en cyclisme.

Ainsi, à l'issue de ces travaux de thèse, nous proposons, au chapitre II, une méthodologie de recueil des données expérimentales assurant la mesure simultanée et synchronisée des paramètres biomécaniques essentiels à la compréhension du mouvement de pédalage. En effet, compte tenu de la multitude des données d'entrée, dynamiques et cinématiques, issues respectivement des cinq capteurs de force et des vingt caméras, nous avons dû mettre en œuvre un protocole expérimental rigoureux pour déterminer, en particulier, l'orientation des différents référentiels associés aux outils de mesure et aux calculs des positions des centres de pression.

Sur la base de ce protocole, nous proposons l'utilisation de deux procédures d'optimisation en vue de rapprocher les mesures dynamiques et cinématiques en référence aux lois de Newton-Euler appliquées au système cycliste. La première, intitulée RRA, développée par Thelen and Anderson, (2006) optimise la répartition des masses segmentaires, la position du centre de masse du thorax et la cinématique articulaire. Puis la seconde, développée par nos soins, propose une optimisation des mesures dynamiques en fixant des contraintes réalistes imposées par le concepteur des capteurs.

In fine, nous pensons que ces développements garantissent une certaine qualité métrologique puisqu'ils respectent à la fois les incertitudes fournies par le constructeur et les lois fondamentales du mouvement par la minimisation des résidus.

À partir de la collecte de ces mesures, les effets du positionnement de la selle sur la performance sont évalués à travers deux indices : l'indice d'efficacité de la force produite à la pédale et un nouvel indice que nous proposons, basé sur le travail mécanique externe.



Dans cette étude développée au chapitre III, les avancées sont d'ordre méthodologique et théorique :

- ❖ **Méthodologique** avec l'utilisation d'un capteur niveau de la selle afin de contrôler parfaitement la position du cycliste par la connaissance, à chaque instant du mouvement de pédalage, de la position du centre de pression. Ce qui est rarement le cas dans les études scientifiques que nous avons pu répertorier.
- ❖ **Théorique**, par la proposition d'un nouvel indice prenant en compte l'effet du recul de selle, sur l'évolution des travaux mécaniques externes moteurs et résistifs au cours d'un cycle de pédalage. Cet indice permet de qualifier la performance d'un point de vue énergétique sur chaque cycle de pédalage.

En termes de résultats, une position plus Reculée semble offrir un réel avantage en termes d'efficacité par rapport à une position plus Avancée alors que la position dite Recommandée basée sur des mesures anthropométriques du sujet n'améliore pas la performance. Le réglage du recul de selle uniquement à partir des seules mesures anthropométriques apparaît donc limité ; nos résultats montrent que les mesures conjointes des actions mécaniques externes et de la cinématique du mouvement de pédalage sont indispensables pour répondre à ce questionnement.

Quels effets ont ces positions sur les risques de blessure ?

Deux syndromes identifiés au genou dans la littérature comme prépondérants, à savoir le syndrome fémoro-patellaire et le syndrome de la bandelette ilio-tibiale.

Leur étude repose sur l'évaluation des sollicitations mécaniques à cette articulation (forces musculaires et articulaires). La connaissance de ces sollicitations qui ne peuvent être directement mesurées, repose sur le développement d'une modélisation musculo-squelettique. Notre participation à deux workshops organisés par l'équipe développant le logiciel OpenSim de l'Université de Stanford (USA), dont l'une répondant à un appel à projets du « National Center for simulation in rehabilitation research (NCSRR) », a contribué à ce développement. Ceci nous a permis l'effet du recul de selle sur les forces articulaires.

Les résultats démontrent qu'une position de la selle plus Avancée n'augmente pas les forces fémoro-patellaires, bien que ce pathomécanisme soit considéré, dans la littérature, à l'origine du syndrome fémoro-patellaire. Cependant, nous montrons qu'une position plus Reculée augmente l'intensité de la force de compression fémoro-tibiale. Le pic de cette force est identifié comme n'étant ni associé à la force délivrée à la pédale ni à la force développée par le muscle quadriceps.

En revanche, l'augmentation de cette force est en lien avec la contraction excentrique des muscles fléchisseurs du genou. La position du cycliste peut donc avoir une influence importante sur le système musculo-tendineux et un mauvais ajustement pourrait être en lien avec des blessures musculaires récurrentes au niveau des ischio-jambiers.



Ce résultat est important pour la mise en place des protocoles d'entraînement du cycliste notamment sur ergocycle. La position de la selle doit être réglée de manière individuelle avec le plus de précision possible, aux particularités adaptées à l'anthropométrie du sujet et sa technique de pédalage.

De plus de nombreux protocoles de rééducation utilisent le mouvement de pédalage pour la reprise de l'entraînement physique et/ou pour le renforcement musculaire. A la lumière de nos résultats, un entraînement répété mal adapté pourrait être responsable d'une aggravation de la pathologie voire de sur-blessures.

Le manuscrit propose une nouvelle approche méthodologique pour l'étude du syndrome de la bandelette ilio-tibiale (ITBS) en cyclisme. Nous cherchons à identifier les déterminants biomécaniques dans la compréhension du pathomécanisme de ce syndrome car bien qu'il soit classiquement décrit comme un syndrome de friction, de récents travaux anatomiques l'ont notamment remis en cause. Ils privilégient l'hypothèse d'un mécanisme de compression entre l'insertion d'ITB et la surface osseuse en rapport (LFE). L'estimation de la force d'interaction entre un segment osseux et l'insertion intermédiaire d'un muscle n'étant pas possible classiquement avec le logiciel OpenSim, nous proposons d'ajouter un segment osseux au niveau du fémur ('segment LFE') pour évaluer cette force de compression, dont l'intensité augmente lors d'une position plus reculée. Cette compression semblerait être le facteur discriminant sur la base des études épidémiologiques et/ou cliniques conduites sur ce questionnement.

De plus, face aux différences techniques de pédalage réalisées par les cyclistes, l'approche de simulation développée dans ce manuscrit possède par ailleurs un fort potentiel pour évaluer et corriger les défauts techniques, optimiser les réglages du vélo et améliorer la prise en charge thérapeutique des TMS.

Pour conclure, nous pensons que la démarche scientifique et les résultats présentés dans ce manuscrit peuvent avoir des applications directes, à la fois dans le milieu du cyclisme et dans le domaine de la rééducation. De la même manière, les développements méthodologiques dépassent le cadre de l'analyse du mouvement de pédalage et offrent des avancées primordiales pour plusieurs activités évaluées sur ergomètre (aviron, ski, natation, etc.).

Les méthodologies utilisées émettent aussi des perspectives intéressantes dans la recherche des dysfonctionnements des mobilités articulaires et des sollicitations musculaires inappropriées à l'origine de blessure et de l'arrêt de l'activité sportive. À une époque où les TMS sont devenus un problème de santé publique, nous pensons que ces outils développés peuvent être pertinents dans l'évaluation de l'effet des thérapies manuelles sur le fonctionnement musculaire et articulaire en permettant une meilleure compréhension des effets de ces actes thérapeutiques.



Le développement des collaborations entre cliniciens et biomécaniciens est un véritable enjeu médical et scientifique. Dans ce sens, depuis l'article n° 2014/11 paru au journal officiel le 15 décembre 2014, la biomécanique est entrée officiellement dans la formation des étudiants en Ostéopathie comme une unité d'enseignement propre (100 heures sur 2 ans). Au-delà des connaissances fondamentales apportées par cette discipline sur le fonctionnement « mécanique » du corps humain, l'objectif est de donner aux étudiants un regard scientifique critique sur les démarches thérapeutiques enseignées. Plusieurs travaux de recherche émergent ces dernières années sur la validation des techniques ostéopathiques grâce à l'analyse biomécanique du mouvement (Huard, 2012, 2015; Messersmith, 2015) et sur l'effet de ces techniques, sur la prise en charge de certaines blessures sportives (Huard, 2012; Pedowitz, 2005; Salim et al., 2012; Salomé and Margueret, 2013). Je souhaiterai poursuivre mes travaux vers ses nouvelles perspectives de recherche.



PERSPECTIVES

Nous avons exposé les résultats et les limites de notre approche à la fin de chacun des chapitres. Nous exposons dans ce chapitre les travaux futurs que nous envisageons dans la continuité de ceux développés au cours de la thèse.

La validation du modèle musculo-squelettique

Plusieurs limites ont été avancées au regard de la personnalisation du modèle musculo-squelettique. Du fait de la difficulté d'avoir recours à l'imagerie médicale pour personnaliser le modèle musculo-squelettique et des limites en lien avec l'utilisation d'un modèle générique ou de la mise à l'échelle, l'une des perspectives de nos recherches est d'intégrer à notre protocole une estimation des paramètres inertiels des différents segments osseux. Une thèse de doctorat menée par M. Couvertier est en cours actuellement au laboratoire poursuivant les travaux de T. Monnet (Couvertier et al., 2016; Monnet et al., 2007, 2012) sur une méthode non invasive pour identifier les paramètres inertiels segmentaires personnalisés à l'aide d'une procédure d'identification externe. Cela nous conduira à proposer une personnalisation plus fine du modèle musculo-squelettique.

Dans la même optique, certains paramètres du modèle musculaire sont personnalisables notamment la détermination des forces maximales des muscles. Ces données sont issues de mesures cadavériques et ne reflètent probablement pas complètement l'activité musculaire des sportifs évalués dans notre recherche. L'utilisation d'un ergomètre iso-cinétique pour déterminer les valeurs de forces isométriques maximales est une perspective envisagée notamment avec la collaboration des services de médecine physique utilisant déjà ce type de matériels.

La validation des estimations des activations musculaires passent par la comparaison avec des données musculaires mesurables (EMG expérimentaux) (Hicks et al., 2014).

L'une des difficultés soulevées est la normalisation des EMG. Plusieurs avis se contredisent sur la méthodologie requise pour obtenir ces informations : enregistrer les maximums de chacun des muscles dans l'activité étudiée ou utiliser des contractions maximales volontaires à partir d'ergomètre iso-cinétique. Nous avons dans notre protocole pris le parti de déterminer les maximums des muscles à partir d'une condition où la résistance sur l'ergocycle était maximale. Cependant les muscles n'ont pas réalisés une contraction théorique maximale volontaire dans cette condition. S'ajoute à cela, la prise en compte des co-contractions intervenant dans le mouvement, perturbant la mesure réelle de la contraction individuelle musculaire. Nous poursuivons actuellement cette réflexion vers une solution qui permettrait de mieux prendre en compte les relations EMG-force-longueur du muscle.



Nous souhaitons intégrer les EMG à la procédure d'optimisation (Amarantini and Martin, 2004; Rao et al., 2010; Sartori et al., 2014). Une des pistes est de borner les solutions de l'optimisation à partir de contraintes d'inégalité basées sur les EMG expérimentaux.

Ces travaux sont encore au stade de développement et d'autres méthodologies de traitement des EMG restent à étudier (Albertus-Kajee et al., 2011; Clancy et al., 2006; Liu et al., 2013).

Ces perspectives s'inscrivent donc dans une démarche d'amélioration de l'estimation des forces musculaires.

Amélioration de la procédure de dynamique inverse

Concernant la mesure des efforts externes, la méthodologie présentée dans le chapitre II nous permet d'accéder à toutes les interactions (forces et moments extérieurs) entre le cycliste et son vélo. Dans cette optique, nous avons réalisé une étude visant à évaluer l'impact de l'utilisation d'un vélo totalement instrumenté sur les erreurs de mesure et sur l'estimation des forces articulaires. Ce travail a fait l'objet d'une récente communication en congrès (Annexe 1). Les principaux résultats démontrent que l'utilisation d'un modèle⁶¹ prenant en compte toutes les forces/moments diminue les erreurs mesurées en comparaison d'un modèle prenant en compte uniquement les forces aux pédales⁶². Cependant, l'utilisation de ces deux jeux de données ne montre pas de significative différence sur l'estimation des forces articulaires. L'une des raisons est que la procédure utilisée est une procédure itérative ascendante permettant d'estimer le moment résultant à chaque articulation à partir du bilan des forces du segment distal. L'une des perspectives est de combiner une approche ascendante et descendante⁶³ afin d'améliorer l'estimation du moment résultant à l'articulation et donc des forces musculaires.

Vers la mesure embarquée des efforts extérieurs

La méthodologie et la station expérimentale mises en place n'évaluent le cycliste qu'en laboratoire et non pas en condition réelle de pratique. Cependant plusieurs travaux de recherche sont en cours menés en collaboration avec la société SENSIX (Poitiers, France) sur le développement de nouveaux capteurs de force pour mesurer in situ des efforts aux pédales et à la selle. A la mesure de ces efforts, s'ajoute le recueil des données cinématiques sans utilisation des caméras optoélectroniques (impossible à utiliser sur le terrain). Une thèse de doctorat est en cours au sein de notre équipe, menée par A. Nez, afin de développer et de valider ce type de moyen de mesure dans l'étude du mouvement de pédalage.

⁶¹ Ce modèle prend de ce fait en compte tous les segments osseux : modèle corps complet.

⁶² Ce modèle prend en compte uniquement les segments du membre inférieur et du pelvis.

⁶³ Approche dite de « Bottom-up ».



Ces avancées promises en termes de mesure embarquée ouvrent vers des perspectives de recherche dans les domaines conjoints de la performance et de la santé. Par exemple, la prise en compte de l'inclinaison de la pente, des résistances aérodynamiques sur par exemple les forces appliquées sur le cintre (Bertucci et al., 2015; Costes et al., 2015; Duc et al., 2008; Munera et al., 2015).

De plus, l'accès à ce type de mesure associé aux méthodologies développées dans notre manuscrit offre un champ de recherche clinique inépuisable orienté vers l'aide au diagnostic mais aussi dans l'évaluation des traitements fonctionnels.

De la modélisation musculo-squelettique vers la méthode des éléments finis

Concernant les aspects de santé, nous débutons un protocole mise en place en collaboration avec T. Monnet et A. Germaneau⁶⁴ de l'Institut Pprime et D. Belaid de l'Université des Frères Mentouri⁶⁵ permettant d'extraire du modèle musculo-squelettique les coordonnées des zones d'attachements musculaires et des lignes d'action musculaires (van Arkel et al., 2013) au cours du mouvement de pédalage afin de les introduire dans un modèle du membre inférieur en Eléments Finis⁶⁶. L'objectif est d'intégrer nos résultats au modèle développé par D. Belaid afin d'estimer des contraintes articulaires lors du mouvement de pédalage. Les résultats attendus permettront de poursuivre notre démarche de compréhension du pathomécanisme de ces deux syndromes en cyclisme. Le projet est présenté en Annexe 2.

⁶⁴ Axe Photomécanique Et Mécanique Expérimental (PEM) de l'Institut Pprime.

⁶⁵ Université des Frères Mentouri de Constantine, Algérie.

⁶⁶ Méthode des éléments finis (MEF).





« Keep your mud valves open and your engine in such condition that you can move out of the hearing of theories, and halt for all coming days by the side of the river of the pure waters of reason and be able to demonstrate that which you assert.”

Andrew Taylor Still, fondateur de l’Ostéopathie (1828 – 1917)





PUBLICATIONS





PUBLICATIONS

Revues scientifiques

- Domalain M., **Menard, M.**, Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. Iliotibial band syndrome in cycling. Biomechanical determinants and effect of sitting position. *Journal of Science and Cycling* (En cours de révision).
- **Menard, M.**, Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. On the optimization of cycling posture: Influence of saddle setback on knee joint forces. *Journal of Applied Biomechanics* (En cours de révision).
- **Menard, M.**, Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. Influence of saddle setback on pedaling technique effectiveness in cycling. *Sports Biomechanics* 30, 1–11. DOI: 10.1080/14763141.2016.1176244 (Annexe 3).



Congrès scientifiques

- **Menard, M.**, Domalain, M., Lacouture, P. Influence of using a fully instrumented ergocycle on dynamic inconsistencies and estimated joint forces. European Society of Biomechanics in Sports, Lyon, July 2016.
- **Domalain, M.**, Ménard, M., Lacouture, P. Bike fitting: finding an optimum between performance and overuse injuries prevention? Influence of saddle fore-aft position on knee joint forces, Science & Cycling, Caen, June 2016.
- **Domalain, M.**, Ménard, M., Lacouture, P. Bike fitting: finding an optimum between performance and overuse injuries prevention? Influence of saddle fore-aft position on knee joint forces, Science & Cycling, Caen, June 2016.
- **Menard, M.**, Domalain, M., Lacouture, P. Influence of cyclist saddle setback on knee joint forces. 33rd International Conference on Biomechanics in Sports, Poitiers, June 2015.
- **Menard, M.**, Domalain, M., Lacouture, P. Apport de la Modélisation Musculo-Squelettique dans l'étude des Mouvements Cycliques. Applications pour la Performance et la Prévention des Blessures. Journée Sport Santé Bien-être, Faculté des Sciences du Sport, Pôle Autonomie Sport Santé (PASS) et Chaire de recherche et d'enseignement Sport Santé Bien-être, Poitiers, Juin 2015.

Workshops

- Advanced User OpenSim Workshop, Université de Stanford (USA), Mars 2015. Project: On the optimization of bicycle ergonomics: Musculoskeletal modeling for performance enhancement and prevention of injury. (Project proposal Travel Grant, 1000 \$).
- OpenSim Workshop Leuven, Faculté des Sciences du mouvement et de la rééducation, Leuven, Belgique, Janvier 2015. Project: A cycling Musculoskeletal Model.



REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES





RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abbiss, C., Quod, M., Levin, G., Martin, D., and Laursen, P. (2009). Accuracy of the Velotron Ergometer and SRM Power Meter. *Int. J. Sports Med.* 30, 107–112.
- Ackermann, M., and van den Bogert, A.J. (2010). Optimality principles for model-based prediction of human gait. *J. Biomech.* 43, 1055–1060.
- Adams, W.B. (2004). Treatment options in overuse injuries of the knee: patellofemoral syndrome, iliotibial band syndrome, and degenerative meniscal tears. *Curr. Sports Med. Rep.* 3, 256–260.
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R.P., and Lambert, M.I. (2011). Alternative methods of normalising EMG during running. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21, 579–586.
- Alexander, N., and Schwameder, H. (2016). Comparison of Estimated and Measured Muscle Activity During Inclined Walking. *J. Appl. Biomech.* 32, 150–159.
- Allison, K., Vicenzino, B., Wrigley, T.V., Grimaldi, A., Hodges, P.W., and Bennell, K.L. (2016). Hip Abductor Muscle Weakness in Individuals with Gluteal Tendinopathy: *Med. Sci. Sports Exerc.* 48, 346–352.
- Amarantini, D., and Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *J. Biomech.* 37, 1393–1404.
- Argenson, J.-N.A., Scuderi, G.R., Komistek, R.D., Scott, W.N., Kelly, M.A., and Aubaniac, J.-M. (2005). In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty. *J. Biomech.* 38, 277–284.
- van Arkel, R.J., Modenese, L., Phillips, A.T.M., and Jeffers, J.R.T. (2013). Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *J. Orthop. Res.* 31, 1172–1179.
- Arnold, A.S., Salinas, S., Hakawa, D.J., and Delp, S.L. (2000). Accuracy of Muscle Moment Arms Estimated from MRI-Based Musculoskeletal Models of the Lower Extremity. *Comput. Aided Surg.* 5, 108–119.
- Arnold, A.S., Anderson, F.C., Pandy, M.G., and Delp, S.L. (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *J. Biomech.* 38, 2181–2189.
- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., and Delp, S.L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann. Biomed. Eng.* 38, 269–279.
- Asplund, C., and St Pierre, P. (2004). Knee pain and bicycling. *Physician Sports Med.* 32, 1–12.
- Bahr, R., and Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br. J. Sports Med.* 39, 324–329.
- Baker, R.L., and Fredericson, M. (2016). Iliotibial Band Syndrome in Runners: Biomechanical Implications and Exercise Interventions. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 27, 53–77.



- Baker, R.L., Souza, R.B., and Fredericson, M. (2011). Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. *PM&R* 3, 550–561.
- Barre, A., and Armand, S. (2014). Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput. Methods Programs Biomed.* 114, 80–87.
- Begon, M., Monnet, T., and Lacouture, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait Posture* 25, 353–359.
- Begon, M., Colloud, F., Fohanno, V., Bahuaud, P., and Monnet, T. (2009). Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40 m-long pathway using a rolling motion analysis system. *J. Biomech.* 42, 2649–2653.
- Bernard, J. (2015). Evaluation du profil biomécanique du coureur cycliste. Poitiers.
- Bernstein, N.A. (1967). The co-ordination and regulation of movements.
- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J.N., and Grappe, F. (2005). Validity and Reliability of the PowerTap Mobile Cycling Powermeter when Compared with the SRM Device. *Int. J. Sports Med.* 26, 868–873.
- Bertucci, W., Grappe, F., and Gros Lambert, A. (2007). Laboratory versus outdoor cycling conditions: differences in pedaling biomechanics. *J. Appl. Biomech.* 23, 87–92.
- Bertucci, W., Grappe, F., and Crequy, S. (2011). Original characteristics of a new cycle ergometer. *Sports Eng.* 13, 171–179.
- Bertucci, W., Puel, F., Jarlot, B., Grappe, F., and Duc, S. (2015). Evaluation of comfort: Acceleration transmissibility of different road bikes. *J. Sci. Cycl.* 4.
- Bertucci, W., Rogier, S., and Reiser, R.F. (2013). Evaluation of aerodynamic and rolling resistances in mountain-bike field conditions. *J. Sports Sci.* 31, 1606–1613.
- Besier, T.F., Draper, C.E., Gold, G.E., Beaupré, G.S., and Delp, S.L. (2005). Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J. Orthop. Res.* 23, 345–350.
- Besier, T.F., Draper, C., Pal, S., Fredericson, M., Gold, G., Delp, S.L., and Beaupré, G. (2011). Imaging and Musculoskeletal Modeling to Investigate the Mechanical Etiology of Patellofemoral Pain. In *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*, V. Sanchis-Alfonso, ed. (London: Springer London), pp. 269–286.
- Bey, M.J., and Derwin, K.A. (2012). Measurement of in vivo tendon function. *J. Shoulder Elbow Surg.* 21, 149–157.
- Billat, V. (2003). *Physiologie et méthodologie de l'entraînement: de la théorie à la pratique* (De Boeck Supérieur).
- Bini, R. (2011). Effects of saddle position on pedalling technique and methods to assess pedalling kinetics and kinematics of cyclists and triathletes. Thesis. Auckland University of Technology.
- Bini, R., and Carpes, F. (2014). *Biomechanics of Cycling* (Springer International Publishing).



- Bini, R., and Hume, P. (2013). Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in competitive cyclists. *Sports Biomech.* 12, 93–107.
- Bini, R., Hume, P., and Croft, J.L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Med. Auckl. NZ* 41, 463–476.
- Bini, R., Hume, P., and Kilding, A. (2012). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *Eur. J. Sport Sci.* 14, 44–52.
- Bini, R., Hume, P., Lanferdini, F., and Vaz, M. (2013). Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Phys. Ther. Sport* 14, 23–27.
- Bini, R., Hume, P., and Croft, J. (2014a). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *Eur. J. Sport Sci.* 14, S109–S115.
- Bini, R., Hume, P., Lanferdini, F., and Vaz, M. (2014b). Effects of body positions on the saddle on pedalling technique for cyclists and triathletes. *Eur. J. Sport Sci.* 14, 413–420.
- Bini, R., Carpes, F.P., Diefenthaler, F., Mota, C.B., and Guimarães, A.C.S. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *J. Sci. Med. Sport* 11, 363–370.
- Blache, Y., Dal Maso, F., Desmoulins, L., Plamondon, A., and Begon, M. (2015). Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 25, 355–362.
- Blanch, P. (2004). Conservative management of shoulder pain in swimming. *Phys. Ther. Sport* 5, 109–124.
- Blemker, S.S., Asakawa, D.S., Gold, G.E., and Delp, S.L. (2007). Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *J. Magn. Reson. Imaging* 25, 441–451.
- Böhm, H., Siebert, S., and Walsh, M. (2008). Effects of short-term training using SmartCrank on cycle work distribution and power output during cycling. *Eur. J. Appl. Physiol.* 103, 225–232.
- Bolsterlee, B., Vardy, A.N., van der Helm, F.C.T., and DirkJan Veeger, H.E.J. (2015). The effect of scaling physiological cross-sectional area on musculoskeletal model predictions. *J. Biomech.*
- Boucher, M. (2005). *Limites et précision d'une analyse mécanique de la performance sur ergocycle instrumenté.* Poitiers.
- Bresler, B., and Frankel, J.P. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Trans Asme* 72, 25–35.
- Bressel, E. (2001). The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clin. Biomech.* 16, 431–437.
- Bressel, E., Bliss, S., and Cronin, J. (2009). A field-based approach for examining bicycle seat design effects on seat pressure and perceived stability. *Appl. Ergon.* 40, 472–476.
- Brockett, C.L., Morgan, D.L., and Proske, U. (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33, 783–790.



- Brockett, C.L., Morgan, D.L., and Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 379–387.
- Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., and Besier, T.F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J. Appl. Biomech.* 20, 367.
- Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., and Besier, T.F. (2005). Estimation of Muscle Forces and Joint Moments Using a Forward-Inverse Dynamics Model: *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 1911–1916.
- Burke, E., and Pruitt, A. (2003). Body positioning for cycling (Human Kinetics).
- Burnett, A.F., Cornelius, M.W., Dankaerts, W., and O’Sullivan, P.B. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. *Man. Ther.* 9, 211–219.
- Butterfield, T.A., and Herzog, W. (2006). Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J. Appl. Physiol.* 100, 1489–1498.
- Caddy, O., Timmis, M.A., and Gordon, D. (2015). The effects of forward rotation of posture on heavy intensity cycling: Implications of UCI rule 1.3.013. *J. Sci. Cycl.* 4, 9–18.
- Cahouët, V., Luc, M., and David, A. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *J. Biomech.* 35, 1507–1513.
- Callaghan, M.J. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 9, 226–236.
- Callaghan, M.J., and Jarvis, C. (1996). Evaluation of elite British cyclists: the role of the squad medical. *Br. J. Sports Med.* 30, 349–353.
- Candotti, C., Ribeiro, J., Soares, D., De Oliveira, L., Loss, J., and Guimarães, A. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomech.* 6, 31–43.
- Cannon, D.T., Kolkhorst, F.W., and Cipriani, D.J. (2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *Eur. J. Appl. Physiol.* 99, 659–664.
- Cappello, A., Bagalà, F., Cedraro, A., and Chiari, L. (2011). Non-linear re-calibration of force platforms. *Gait Posture* 33, 724–726.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., and Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* 10, 171–178.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., and Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin. Biomech.* 11, 90–100.
- Carpes, F.P., Dagnese, F., Mota, C.B., and Stefanyshyn, D.J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomech.* 8, 275–283.
- Cavagna, G.A. (1975). Force platforms as ergometers. *J. Appl. Physiol.* 39, 174–179.



- Cavagna, G.A., and Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J. Physiol.* 268, 467–481.
- Chakravorti, N., Lugo, H.L., Philpott, L.K., Conway, P.P., and West, A.A. (2014). Model based Automated Cycling Ergometer. *Procedia Eng.* 72, 180–185.
- Chao, E.Y. (2003). Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation. *Med. Eng. Phys.* 25, 201–212.
- Chapman, A.R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J.J., Dowlan, S., and Hodges, P.W. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *J. Sci. Med. Sport* 11, 519–526.
- Chéze, L. (2000). Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data. *J. Biomech.* 33, 1695–1699.
- Chèze, L., Moissenet, F., and Dumas, R. (2016). State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications. *Mov. Sport Sci.* 7–17.
- Chiari, L., Croce, U.D., Leardini, A., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture* 21, 197–211.
- Cholewicki, J., and McGill, S.M. (1994). EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J. Biomech.* 27, 1287–1289.
- Clancy, E.A., Bida, O., and Rancourt, D. (2006). Influence of advanced electromyogram (EMG) amplitude processors on EMG-to-torque estimation during constant-posture, force-varying contractions. *J. Biomech.* 39, 2690–2698.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., and Bahr, R. (2010). Overuse Injuries in Professional Road Cyclists. *Am. J. Sports Med.* 38, 2494–2501.
- Cohen, Z.A., Roglic, H., Grelsamer, R.P., Henry, J.H., Levine, W.N., Mow, V.C., and Ateshian, G.A. (2001). Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises An analysis using computer simulation. *Am. J. Sports Med.* 29, 480–487.
- Costes, A., Turpin, N.A., Villeger, D., Moretto, P., and Watier, B. (2015). A reduction of the saddle vertical force triggers the sit–stand transition in cycling. *J. Biomech.* 48, 2998–3003.
- Couvertier, M., Monnet, T., and Lacouture, P. (2016). Identification of Human Body Segment Inertial Parameters. (Lyon).
- Coyle, E.F., Feltner, M.E., Kautz, S.A., Hamilton, M.T., Montain, S.J., Baylor, A.M., Abraham, L.D., and Petrek, G.W. (1991). Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 93–107.
- Croisier, J.-L., Forthomme, B., Namurois, M.-H., Vanderthommen, M., and Crielaard, J.-M. (2002). Hamstring Muscle Strain Recurrence and Strength Performance Disorders. *Am. J. Sports Med.* 30, 199–203.
- Crouch, T.N., Burton, D., Brown, N.A.T., Thompson, M.C., and Sheridan, J. (2014). Flow topology in the wake of a cyclist and its effect on aerodynamic drag. *J. Fluid Mech.* 748, 5–35.



- Dahlquist, M., Leisz, M.-C., and Finkelstein, M. (2015). The Club-Level Road Cyclist: Injury, Pain, and Performance. *Clin. J. Sport Med.* 25, 88–94.
- Dannenberg, A.L., Needle, S., Mullady, D., and Kolodner, K.B. (1996). Predictors of Injury Among 1638 Riders in a Recreational Long-Distance Bicycle Tour: Cycle Across Maryland. *Am. J. Sports Med.* 24, 747–753.
- Danowski, R.-G., and Chanussot, J.C. (2005). *Traumatologie du sport* (Elsevier Masson).
- Davis, R., and Hull, M. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *J. Biomech.* 14, 857–872.
- De Bernardo, N., Barrios, C., Vera, P., Laíz, C., and Hadala, M. (2012). Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *J. Sports Sci.* 30, 1047–1053.
- De Groote, F., De Laet, T., Jonkers, I., and De Schutter, J. (2008). Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis. *J. Biomech.* 41, 3390–3398.
- De Luca, C.J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., and Roy, S.H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J. Biomech.* 43, 1573–1579.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective in search of an optimum cycling posture. *Appl. Ergon.* 29, 325–334.
- Decalzi, J.F., Narvy, S.J., and Vangsnæs, C.T. (2013). Overview of cycling injuries: results of a cycling club survey. *Orthopedics* 36, 287–289.
- Delacroix, S., Hasdenteufel, D., Legrand, N., Chèze, L., and Lavigne, A. (2009). Effets d’une orthèse plantaire biomécanique chez un cycliste souffrant d’un syndrome de la bandelette iliotibiale. *Sci. Sports* 24, 281–287.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture* 21, 226–237.
- Delp, S.L. (1995). Computer modeling of movement abnormalities and their surgical corrections. *Gait Posture* 3, 106.
- Delp, S.L., and Loan, J. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.* 25, 21–34.
- Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., and Thelen, D.G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950.
- Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., and Rosen, J.M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37, 757–767.
- DeMers, M., Pal, S., and Delp, S.L. (2014). Changes in tibiofemoral forces due to variations in muscle activity during walking. *J. Orthop. Res.* 32, 769–776.



- Dempsey, A.R., Elliott, B.C., Munro, B.J., Steele, J.R., and Lloyd, D.G. (2012). Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clin. Biomech.* 27, 466–474.
- Dettori, N.J., and Norvell, D.C. (2006). Non-traumatic bicycle injuries : a review of the literature. *Sports Med. Auckl. NZ* 36, 7–18.
- Dick, T.J., Arnold, A.S., and Wakeling, J.M. (2016). Quantifying Achilles Tendon Force In Vivo from Ultrasound Images. *J. Biomech.*
- Diefenthaler, F., Coyle, E.F., Bini, R.R., Carpes, F.P., and Vaz, M.A. (2011). Muscle activity and pedal force profile of triathletes during cycling to exhaustion. *Sports Biomech.* 11, 10–19.
- DiGiovanna, E.L., Schiowitz, S., and Dowling, D.J. (2005). An osteopathic approach to diagnosis and treatment (Lippincott Williams & Wilkins).
- D’Lima, D.D., Fregly, B.J., Patil, S., Steklov, N., and Colwell, C.W. (2012). Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 226, 95–102.
- Donnelly, C.J., Lloyd, D.G., Elliott, B.C., and Reinbolt, J.A. (2012). Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: Implications for ACL injury risk. *J. Biomech.* 45, 1491–1497.
- Dorel, S., Bourdin, M., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., and Hautier, C.A. (2003). Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 89, 157–165.
- Dorel, S., Couturier, A., and Hug, F. (2008). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling: Upper body position and pedalling technique. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 19, 44–54.
- Doriot, N., and Cheze, L. (2001). Analyse tridimensionnelle du membre inférieur durant la phase d’appui de la marche. *ITBM-RBM* 22, 178–184.
- Dubin, J. (2006). Evidence Based Treatment for Iliotibial Band Friction Syndrome.
- Dubois, G., Rouch, P., Bonneau, D., Gennisson, J.L., and Skalli, W. (2016). Muscle parameters estimation based on biplanar radiography. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 0, 1–7.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J.N., and Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18, 116–127.
- Dumas, R., Chèze, L., and Verriest, J.P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J. Biomech.* 40, 543–553.
- Ehrig, R., Heller, M., Kratzenstein, S., Duda, G., Trepczynski, A., and Taylor, W. (2011). The SCoRE residual: A quality index to assess the accuracy of joint estimations. *J. Biomech.* 44, 1400–1404.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., and Heller, M.O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J. Biomech.* 39, 2798–2809.



- Ellis, R., Hing, W., and Reid, D. (2007). Iliotibial band friction syndrome—A systematic review. *Man. Ther.* 12, 200–208.
- Eng, C.M., Arnold, A.S., Lieberman, D.E., and Biewener, A.A. (2015). The capacity of the human iliotibial band to store elastic energy during running. *J. Biomech.* 48, 3341–3348.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., and van den Bogert, A.J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech.* 22, 131–154.
- Erdemir, A., Guess, T.M., Halloran, J., Tadepalli, S.C., and Morrison, T.M. (2012). Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J. Biomech.* 45, 625–633.
- Erdemir, A., Bennetts, C., Davis, S., Reddy, A., and Sibole, S. (2015). Multiscale cartilage biomechanics: technical challenges in realizing a high-throughput modelling and simulation workflow. *Interface Focus* 5, 20140081.
- Ericson, M.O. (1986). On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.* 16, 1–43.
- Ericson, M.O., and Nisell, R. (1986). Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *Am. J. Sports Med.* 14, 285–290.
- Ericson, M.O., and Nisell, R. (1987). Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Phys. Ther.* 67, 1365–1369.
- Ettema, G., and Lorås, H.W. (2009). Efficiency in cycling: a review. *Eur. J. Appl. Physiol.* 106, 1–14.
- Ettema, G., Lorås, H., and Leirdal, S. (2009). The effects of cycling cadence on the phases of joint power, crank power, force and force effectiveness. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 94–101.
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T.M., and Benjamin, M. (2006). The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J. Anat.* 208, 309–316.
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T.M., and Benjamin, M. (2007). Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *J. Sci. Med. Sport* 10, 74–76.
- Falvey, E.C., Clark, R.A., Franklyn-Miller, A., Bryant, A.L., Briggs, C., and McCrory, P.R. (2010). Iliotibial band syndrome: an examination of the evidence behind a number of treatment options. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 20, 580–587.
- Farrell, K.C., Reisinger, K.D., and Tillman, M.D. (2003). Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee* 10, 103–109.
- Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., and Davis, I.S. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40, 52–58.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., and García-López, J. (2012). Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists: Static Vs. Dynamic Evaluation in Bike Fitting. *J. Strength Cond. Res.* 26, 3025–3029.



- Finch, C.F., Ullah, S., and McIntosh, A.S. (2011). Combining epidemiology and biomechanics in sports injury prevention research. *Sports Med.* 41, 59–72.
- Fintelman, D.M., Sterling, M., Hemida, H., and Li, F.-X. (2015). The effect of time trial cycling position on physiological and aerodynamic variables. *J. Sports Sci.* 33, 1730–1737.
- Fleming, B.C., and Beynon, B.D. (2004). In vivo measurement of ligament/tendon strains and forces: a review. *Ann. Biomed. Eng.* 32, 318–328.
- Fonda, B. (2016). The medial-lateral pedal force component during cycling: link to effectiveness and kinematics. (Caen), p.
- Fonda, B., Markovic, G., and Sarabon, N. (2011). Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21, 854–860.
- Fonda, B., Sarabon, N., and Li, F.X. (2014). Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *J. Sports Sci.* 32, 940–946.
- Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N., and Sahrmann, S.A. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin. J. Sport Med.* 10, 169–175.
- Fregly, B.J., Besier, T.F., Lloyd, D.G., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., and D’Lima, D.D. (2012). Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J. Orthop. Res.* 30, 503–513.
- French, H.P., Brennan, A., White, B., and Cusack, T. (2011). Manual therapy for osteoarthritis of the hip or knee – A systematic review. *Man. Ther.* 16, 109–117.
- Gaffney, B.M., Harris, M.D., Davidson, B.S., Stevens-Lapsley, J.E., Christiansen, C.L., and Shelburne, K.B. (2015). Multi-Joint Compensatory Effects of Unilateral Total Knee Arthroplasty During High-Demand Tasks. *Ann. Biomed. Eng.* 44, 2529–2541.
- Gardner, A.S., Stephens, S., Martin, D.T., Lawton, E., Lee, H., and Jenkins, D. (2004). Accuracy of SRM and Power Tap Power Monitoring Systems for Bicycling: *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1252–1258.
- Gardner, J.K., Zhang, S., Liu, H., Klipple, G., Stewart, C., Milner, C.E., and Asif, I.M. (2015). Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clin. Biomech.* 30, 276–282.
- Garrett, W.E. (1990). Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22, 436–443.
- Garrett, W.E. (1996). Muscle strain injuries. *Am. J. Sports Med.* 24, S2-8.
- Garside, I., and Doran, D.A. (2000). Effects of bicycle frame ergonomics on triathlon 10-km running performance. *J. Sports Sci.* 18, 825–833.
- Gerus, P., Rao, G., and Berton, E. (2011). A method to characterize in vivo tendon force–strain relationship by combining ultrasonography, motion capture and loading rates. *J. Biomech.* 44, 2333–2336.



- Grappe, F. (2009). *Cyclisme et optimisation de la performance : Sciences et méthodologie de l'entraînement* (Bruxelles: De Boeck).
- Grappe, F., Candau, R., Busso, T., and Rouillon, J. (1998). Effect of Cycling Position on Ventilatory and Metabolic Variables. *Int. J. Sports Med.* 19, 336–341.
- Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Axmann, D., Horstmann, T., and Best, R. (2011). Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 21, 184–189.
- Gregor, R.J., and Conconi, F. (2008). *Handbook of Sports Medicine and Science, Road Cycling* (John Wiley & Sons).
- Gregor, R.J., and Wheeler, J.B. (1994). Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. *Sports Med.* 17, 117–131.
- Grimshaw, P., Burden, A., and Pradel, S. (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice* (De Boeck).
- Grol, R., and Grimshaw, J. (2003). From best evidence to best practice: effective implementation of change in patients' care. *Lancet Lond. Engl.* 362, 1225–1230.
- Groot, G.D., Welbergen, E., Clusen, L., Clarus, J., Cabri, J., and Antonis, J. (1994). Power, muscular work, and external forces in cycling. *Ergonomics* 37, 31–42.
- Haddad, A., Boyer, T., and FUSTER, J.-M. (1998). La pathologie rhumatismale chez le cycliste. *Actual. Rhumatol.* 118–137.
- Hall, M.G., Fleming, H.E., Dolan, M.J., Millbank, S.F.D., and Paul, J.P. (1996). Static in situ calibration of force plates. *J. Biomech.* 29, 659–665.
- Hamill, J., Miller, R., Noehren, B., and Davis, I. (2008). A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clin. Biomech.* 23, 1018–1025.
- Hamley, E., and Thomas, V. (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *J. Physiol.* 191, 55P–56P.
- Hamner, S.R., Seth, A., and Delp, S.L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *J. Biomech.* 43, 2709–2716.
- Hatala, R., and Guyatt, G. (2002). Evaluating the teaching of evidence-based medicine. *JAMA* 288, 1110–1112.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *J. Biomech.* 35, 109–115.
- Hayot, C., Domalain, M., Bernard, J., Decatoire, A., and Lacouture, P. (2013). Muscle force strategies in relation to saddle setback management in cycling. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 16, 106–108.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361–374.



- Herrington, L., and Law, J. (2012). The effect of hip adduction angle on patellar position measured using real time ultrasound scanning. *The Knee* 19, 709–712.
- Hicks, J., Uchida, T., Seth, A., Rajagopal, A., and Delp, S.L. (2014). Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., and Rouillon, J. (1999). The effect of clip-less pedals on mechanical characteristics measured during sprinting on a non-isokinetic cycle ergometer. *Sci. Sports* 14, 137–144.
- Hodges, L.D., Brodie, D.A., and Bromley, P.D. (2005). Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 15, 271–279.
- Holmes, J.C., Pruitt, A.L., and Whalen, N.J. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am. J. Sports Med.* 21, 419–424.
- Holmes, J.C., Pruitt, A.L., and Whalen, N.J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clin. Sports Med.* 13, 187–205.
- Hopper, D., Deacon, S., Das, S., Jain, A., Riddell, D., Hall, T., Briffa, K., and Vicenzino, B. (2005). Dynamic soft tissue mobilisation increases hamstring flexibility in healthy male subjects. *Br. J. Sports Med.* 39, 594–598.
- Huard, Y. (2012). Posture and chronic gonalgia in the elderly: contribution of osteopathic treatment. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 15, 377–378.
- Huard, Y. (2015). Objectivation de l'équilibre en stabilité debout et lors du cycle de marche chez le sujet âgé autonome chuteur : apport de l'Ostéopathie.
- Hug, F., and Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 182–198.
- Hug, F., Drouet, J.M., Champoux, Y., Couturier, A., and Dorel, S. (2008). Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. *Eur. J. Appl. Physiol.* 104, 667–678.
- Hunt, M.A., Sanderson, D.J., Moffet, H., and Timothy Inglis, J. (2003). Biomechanical changes elicited by an anterior cruciate ligament deficiency during steady rate cycling. *Clin. Biomech.* 18, 393–400.
- Jackson, J.N., Hass, C.J., and Fregly, B.J. (2015). Residual Elimination Algorithm Enhancements to Improve Foot Motion Tracking during Forward Dynamic Simulations of Gait. *J. Biomech. Eng.*
- Jeong, S.-J., Park, K., Moon, J.-D., and Ryu, S.B. (2002). Bicycle saddle shape affects penile blood flow. *Int. J. Impot. Res.* 14, 513–517.
- Jobson, S.A., Nevill, A.M., George, S.R., Jeukendrup, A.E., and Passfield, L. (2008). Influence of body position when considering the ecological validity of laboratory time-trial cycling performance. *J. Sports Sci.* 26, 1269–1278.



- Johnston, T. (2007). Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation. *Phys. Ther.* 87, 1243–1252.
- Joldes, G.R., Doyle, B., Wittek, A., Nielsen, P.M.F., and Miller, K. (2016). *Computational Biomechanics for Medicine: Imaging, Modeling and Computing* (Springer).
- Jolivet, E., Dion, E., Rouch, P., Dubois, G., Charrier, R., Payan, C., and Skalli, W. (2014). Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a model-based approach. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. Imaging Vis.* 2, 138–145.
- Jonkers, I., Stewart, C., and Spaepen, A. (2003). The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques. *Gait Posture* 17, 97–105.
- Jorge, M., and Hull, M. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J. Biomech.* 19, 683–694.
- Kamina, P. (2003). *Précis d’anatomie clinique* (Maloine).
- Kang, S.-Y., Choung, S.-D., Park, J.-H., Jeon, H.-S., and Kwon, O.-Y. (2014). The relationship between length of the iliotibial band and patellar position in Asians. *The Knee* 21, 1135–1138.
- Kapandji, I.A. (1980). *Physiologie articulaire* (Maloine Paris).
- Kautz, S., and Hull, M. (1993). A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *J. Biomech.* 26, 155–165.
- Kautz, S.A., Feltner, M.E., Coyle, E.F., and Baylor, A.M. (1991). The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *Int J Sport Biomech* 7, 29–53.
- Kernozek, T., Vannatta, C.N., and van den Bogert, A.J. (2015). Comparison of two methods of determining patellofemoral joint stress during dynamic activities. *Gait Posture*.
- Klein Horsman, M.D., Koopman, H.F.J.M., van der Helm, F.C.T., Prosé, L.P., and Veeger, H.E.J. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin. Biomech.* 22, 239–247.
- Komi, P.V., Fukashiro, S., and Järvinen, M. (1992). Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin. Sports Med.* 11, 521–531.
- Korff, Fletcher, G., Brown, D., and Romer, L.M. (2011). Effect of “Pose” cycling on efficiency and pedaling mechanics. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 1177–1186.
- Korff, T., Romer, L., Mayhew, I., and Martin, J. (2007). Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39, 991–995.
- Krogh, A., and Lindhard, J. (1913). The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *J. Physiol.* 47, 112–136.
- Kuo, A.D. (1998). A Least-Squares Estimation Approach to Improving the Precision of Inverse Dynamics Computations. *J. Biomech. Eng.* 120, 148–159.



- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A.M., Beier, A., and Bergmann, G. (2012). Loading of the knee joint during ergometer cycling: telemetric in vivo data. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 42, 1032–1038.
- Langlois, K., Pillet, H., Lavaste, F., Rochcongar, G., Rouch, P., Thoreux, P., and Skalli, W. (2015). Assessing the accuracy and precision of manual registration of both femur and tibia using EOS imaging system with multiple views. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18 Suppl 1, 1972–1973.
- Lankhorst, N.E., Bierma-Zeinstra, S.M., and van Middelkoop, M. (2012). Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* bjsports–2011.
- LaPrade, R.F., Tso, A., and Wentorf, F.A. (2004). Force Measurements on the Fibular Collateral Ligament, Popliteofibular Ligament, and Popliteus Tendon to Applied Loads. *Am. J. Sports Med.* 32, 1695–1701.
- Lavine, R. (2010). Iliotibial band friction syndrome. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 3, 18–22.
- Leardini, A., Chiari, L., Croce, U.D., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture* 21, 212–225.
- Leboeuf, F., and Lacouture, P. (2008). Construction et illustration des différentes formulations biomécaniques du coût énergétique d'un geste sportif. *Mov. Sport Sci.* 63, 37–52.
- Leclerc Riquet, A. (2001). Contribution à l'évaluation de l'énergie mécanique dépensée par un athlète lors d'exercices intenses et de courte durée sur ergocycle; proposition d'une expertise mécanique des cycloergomètres. Poitiers.
- Leirdal, S., and Ettema, G. (2011). The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *Eur. J. Appl. Physiol.* 111, 2885–2893.
- Lerner, Z.F., Haight, D.J., DeMers, M.S., Board, W.J., and Browning, R.C. (2014). The effects of walking speed on tibiofemoral loading estimated via musculoskeletal modeling. *J. Appl. Biomech.* 30, 197.
- Lindner, M., Kotschwar, A., Zsoldos, R.R., Groesel, M., and Peham, C. (2012). The jump shot—A biomechanical analysis focused on lateral ankle ligaments. *J. Biomech.* 45, 202–206.
- Liu, P., Liu, L., Martel, F., Rancourt, D., and Clancy, E.A. (2013). Influence of joint angle on EMG–torque model during constant-posture, quasi-constant-torque contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 1020–1028.
- Lopes, A.D., Hespanhol Júnior, L.C., Yeung, S.S., and Costa, L.O.P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports Med. Auckl. NZ* 42, 891–905.
- Louvet, S. (2007). Analyse couplée de paramètres mécaniques, physiologiques et respiratoires au cours de tests d'effort de longue durée sur ergocycle instrumenté (Poitiers).
- Louw, M., and Deary, C. (2014). The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – A systematic review of the literature. *Phys. Ther. Sport* 15, 64–75.



- Luca, C.J.D., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L.D., and Nawab, S.H. (2006). Decomposition of Surface EMG Signals. *J. Neurophysiol.* 96, 1646–1657.
- Lund, M.E., Andersen, M.S., de Zee, M., and Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *Biomech. Biomed. Eng.* 2, 1–11.
- Mach, D.B., Rogers, S.D., Sabino, M.C., Luger, N.M., Schwei, M.J., Pomonis, J.D., Keyser, C.P., Clohisy, D.R., Adams, D.J., O’Leary, P., et al. (2002). Origins of skeletal pain: sensory and sympathetic innervation of the mouse femur. *Neuroscience* 113, 155–166.
- Magoun, H.I., and Sutherland, W.G. (1951). *Osteopathy in the cranial field* (Sutherland Cranial Teaching Foundation).
- Marra, M.A., Vanheule, V., Fluit, R., Koopman, B.H.F.J.M., Rasmussen, J., Verdonshot, N., and Andersen, M.S. (2015). A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict In Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty. *J. Biomech. Eng.* 137, 020904–020904.
- Martelli, S., Valente, G., Viceconti, M., and Taddei, F. (2015). Sensitivity of a subject-specific musculoskeletal model to the uncertainties on the joint axes location. *Comput. Methods Biomed. Biomed. Engin.* 18, 1555–1563.
- McCaw, S.T., and DeVita, P. (1995). Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *J. Biomech.* 28, 985–988.
- Mellion, D.M.B. (2012). Common Cycling Injuries. *Sports Med.* 11, 52–70.
- Merican, A.M., and Amis, A.A. (2009). Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J. Biomech.* 42, 1539–1546.
- Messersmith, L. (2015). An exploration of the changes in signs and symptoms associated with sleep bruxism that follow osteopathic manual therapy : a pilot study.
- Messier, S.P., Edwards, D.G., Martin, D.F., Lowery, R.B., Cannon, D.W., James, M.K., Curl, W.W., Read, H.M., and Hunter, D.M. (1995). Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 951–960.
- Millard, M., Uchida, T., Seth, A., and Delp, S.L. (2013). Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *J. Biomech. Eng.* 135, 21005–21005.
- Miller, R.H., Lowry, J.L., Meardon, S.A., and Gillette, J.C. (2007). Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait Posture* 26, 407–413.
- Miller Munoz Nates, F. (2013). Biomechanical contribution to kayak activity analysis. Implementation and validation of three-dimensional dynamics measurement. Poitiers.
- Modenese, L., Ceseracciu, E., Reggiani, M., and Lloyd, D.G. (2015). Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *J. Biomech.*
- de Mondenard, J.P. (1989). Technopathies du genou chez le cycliste: examen programmé du matériel. *Schweiz. Z. Für Sportmed.* 37, 219–231.



- Monnet, T., Desailly, E., Begon, M., Vallée, C., and Lacouture, P. (2007). Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre. *J. Biomech.* 40, 3487–3492.
- Monnet, T., Thouzé, A., Pain, M.T.G., and Begon, M. (2012). Assessment of reproducibility of thigh marker ranking during walking and landing tasks. *Med. Eng. Phys.* 34, 1200–1208.
- Mornieux, G., Zameziati, K., Mutter, E., Bonnefoy, R., and Belli, A. (2006). A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling. *J. Biomech.* 39, 1296–1303.
- Mosler, A.B., Blanch, P.D., and Hiskins, B.C. (2006). The effect of manual therapy on hip joint range of motion, pain and eggbeater kick performance in water polo players. *Phys. Ther. Sport* 7, 128–136.
- Munera, M., Duc, S., Bertucci, W., and Chimentin, X. (2015). Physiological and dynamic response to vibration in cycling: A feasibility study. *Mech. Ind.* 16, 503.
- Nemeth, W.C., and Sanders, B.L. (1996). The lateral synovial recess of the knee: Anatomy and role in chronic iliotibial band friction syndrome. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.* 12, 574–580.
- Neptune, R.R., and Hull, M.L. (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *J. Biomech.* 32, 409–415.
- Neptune, R.R., and Kautz, S. (2000). Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. *Clin. Biomech.* 15, 528–535.
- Neptune, R.R., and Van den Bogert, A.J. (1997). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *J. Biomech.* 31, 239–245.
- Neptune, R.R., Kautz, S.A., and Zajac, F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J. Biomech.* 34, 1387–1398.
- Nieminen, M.T., Töyräs, J., Laasanen, M.S., Silvennoinen, J., Helminen, H.J., and Jurvelin, J.S. (2004). Prediction of biomechanical properties of articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging. *J. Biomech.* 37, 321–328.
- Noble, C.A. (1979). The treatment of iliotibial band friction syndrome. *Br. J. Sports Med.* 13, 51–54.
- Noble, C.A. (1980). Iliotibial band friction syndrome in runners. *Am. J. Sports Med.* 8, 232–234.
- Noehren, B., Scholz, J., and Davis, I. (2010). The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Br. J. Sports Med.* bjsports69112.
- Nordeen-Snyder, K. (1976). The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med. Sci. Sports* 9, 113–117.
- Orchard, J.W., and Best, T.M. (2002). The management of muscle strain injuries: an early return versus the risk of recurrence. *Clin. J. Sport Med.* 12, 3–5.
- Orchard, J.W., Fricker, P.A., Abud, A.T., and Mason, B.R. (1996). Biomechanics of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *Am. J. Sports Med.* 24, 375–379.



- Oser, S.M., Oser, T.K., and Silvis, M.L. (2013). Evaluation and Treatment of Biking and Running Injuries. *Prim. Care Clin. Off. Pract.* 40, 969–986.
- Palastanga, N., and Soames, R. (2011). *Anatomy and human movement, structure and function: anatomy and human movement* (Elsevier Health Sciences).
- Pandy, M.G., and Andriacchi, T.P. (2010). Muscle and Joint Function in Human Locomotion. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 12, 401–433.
- Pedowitz, R.N. (2005). Use of Osteopathic Manipulative Treatment for Iliotibial Band Friction Syndrome. *J. Am. Osteopath. Assoc.* 105, 563–567.
- Peveler, W. (2008). Effects of Saddle Height on Economy in Cycling. *J. Strength Cond. Res.* 22, 1355–1359.
- Peveler, W., and Green, J.M. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *J. Strength Cond. Res.* 25, 629–633.
- Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., and Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *J. Exerc. Physiol. Online* 8.
- Peveler, W., Shew, B., Johnson, S., and Palmer, T. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *J. Strength Cond. Res. Natl. Strength Cond. Assoc.* 26, 3004–3009.
- Pflum, M.A., Shelburne, K.B., Torry, M.R., Decker, M.J., and Pandy, M.G. (2004). Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1949–1958.
- Platonov, V.N. (1988). *Adaptation in sport.* K Zdorovy.
- Price, D., and Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *J. Sports Sci.* 15, 395–402.
- Prilutsky, B.I., and Zatsiorsky, V.M. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 30, 32.
- Proske, U., and Morgan, D.L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J. Physiol.* 537, 333–345.
- Raabe, M.E., and Chaudhari, A.M.W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *J. Biomech.* 49, 1238–1243.
- Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., and Levine, W.S. (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J. Biomech.* 30, 595–602.
- Ramos Ortega, J., Munuera, P.V., and Domínguez, G. (2012). Antero-posterior position of the cleat for road cycling. *Sci. Sports* 27, e55–e61.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E., and Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *J. Biomech.* 39, 1531–1536.



- Rao, G., Berton, E., Amarantini, D., Vigouroux, L., and Buchanan, T.S. (2010). An EMG-Driven Biomechanical Model That Accounts for the Decrease in Moment Generation Capacity During a Dynamic Fatigued Condition. *J. Biomech. Eng.* 132, 071003–071003.
- Rasmussen, J., and Damsgaard, M. (1997). Optimization of biomechanical multibody systems. In *Proceedings of the 2nd World Congress of Structural and Multidisciplinary Optimization*, May 1997, Zakopane, Poland, p.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M., and Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion - a comparative numerical study. *J. Biomech.* 34, 409–415.
- Ravera, E.P., Crespo, M.J., and Braidot, A.A.A. (2014). Estimation of muscle forces in gait using a simulation of the electromyographic activity and numerical optimization. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 0, 1–12.
- Remy, C.D., and Thelen, D.G. (2009). Optimal Estimation of Dynamically Consistent Kinematics and Kinetics for Forward Dynamic Simulation of Gait. *J. Biomech. Eng.* 131, 031005–031005.
- Renne, J.W. (1975). The iliotibial band friction syndrome. *J. Bone Jt. Surg.* 57, 1110–1111.
- Ricard, M.D., Hills-Meyer, P., Miller, M.G., and Michael, T.J. (2006). The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a Wingate anaerobic test. *J. Sports Sci. Med.* 5, 25–32.
- Riemer, R., Hsiao-Weckler, E.T., and Zhang, X. (2008). Uncertainties in inverse dynamics solutions: A comprehensive analysis and an application to gait. *Gait Posture* 27, 578–588.
- Rodineau, J., and Saillant, G. (2001). Actualités sur les tendinopathies et les bursopathies des membres inférieurs: 19e journée de traumatologie du sport de la Pitié-Salpêtrière (Masson).
- Roriz, P., Carvalho, L., Frazão, O., Santos, J.L., and Simões, J.A. (2014). From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review. *J. Biomech.* 47, 1251–1261.
- Rouffet, D.M., Mornieux, G., Zameziati, K., Belli, A., and Hautier, C.A. (2009). Timing of muscle activation of the lower limbs can be modulated to maintain a constant pedaling cadence. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 1100–1107.
- Ruby, P., Hull, M.L., and Hawkins, D. (1992). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *J. Biomech.* 25, 41–53.
- Ryan, M., and Gregor, R. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2, 69–80.
- Ryschon, T.W., and Stray-Gundersen, J. (1991). The effect of body position on the energy cost of cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 949–953.
- Sackett, D.L., and Rosenberg, W.M. (1995). The need for evidence-based medicine. *J. R. Soc. Med.* 88, 620–624.
- Salai, M., Brosh, T., Blankstein, A., Oran, A., and Chechik, A. (1999). Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *Br. J. Sports Med.* 33, 398–400.



- Salim, K., Mahmoud, B.A., and Walid, B. (2012). Comparative study of the mechanical behavior of the superior thoracic artery and abdominal arteries using the finite elements method. *J. Biomed. Sci. Eng.* 5, 52–57.
- Salomé, M., and Margueret, V. (2013). Ostéopathie et syndrome de la bandelette ilio-tibiale chez le coureur de fond.
- Salsich, G.B., Graci, V., and Maxam, D.E. (2012). The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 42, 1017–1024.
- Samaan, M.A., Weinhandl, J.T., Bawab, S.Y., and Ringleb, S.I. (2016). Determining residual reduction algorithm kinematic tracking weights for a sidestep cut via numerical optimization. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 0, 1–9.
- Sanderson, D. (1991). The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J. Sports Sci.* 9, 191–203.
- Sartori, M., Farina, D., and Lloyd, D.G. (2014). Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *J. Biomech.* 47, 3613–3621.
- Schache, A.G., Dorn, T.W., Blanch, P.D., Brown, N.A., and Pandy, M.G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 44, 647–58.
- Schellenberg, F., Oberhofer, K., Taylor, W.R., Lorenzetti, S., and Lorenzetti, S. (2015). Review of modelling techniques for in vivo muscle force estimation in the lower extremities during strength training. 483–921.
- Scheys, L., Van Campenhout, A., Spaepen, A., Suetens, P., and Jonkers, I. (2008). Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: Effect on hip moment arm lengths. *Gait Posture* 28, 358–365.
- Schwameder, H., Roithner, R., Muller, E., Niessen, W., and Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *J. Sports Sci.* 17, 969–978.
- Shao, Q., Bassett, D.N., Manal, K., and Buchanan, T.S. (2009). An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Comput. Biol. Med.* 39, 1083–1088.
- Shelburne, K.B., Torry, M.R., and Pandy, M.G. (2006). Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J. Orthop. Res.* 24, 1983–1990.
- Silberman, M.R. (2013). Bicycling injuries. *Curr. Sports Med. Rep.* 12, 337–345.
- Silberman, M.R., Webner, D., Collina, S., and Shiple, B. (2005). Road bicycle fit. *Clin. J. Sport Med.* 15, 271–276.
- Skovereng, K., Ettema, G., and Beekvelt, M.C.P. (2016). Oxygenation, local muscle oxygen consumption and joint specific power in cycling: the effect of cadence at a constant external work rate. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1–11.



- Smith, N.P., Barclay, C.J., and Loiselle, D.S. (2005). The efficiency of muscle contraction. *Prog. Biophys. Mol. Biol.* 88, 1–58.
- Spoor, C.W., and Van Leeuwen, J.L. (1992). Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J. Biomech.* 25, 201–206.
- Steele, K.M., DeMers, M.S., Schwartz, M.H., and Delp, S.L. (2012). Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait Posture* 35, 556–560.
- Still, A.T. (1899). *Philosophy of osteopathy* (Academy of Applied Osteopathy).
- Still, A.T. (1910). *Osteopathy, research and practice* (The author).
- Strutzenberger, G., Wunsch, T., Kroell, J., Dastl, J., and Schwameder, H. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomech.* 13, 97–108.
- Takahashi, K.Z., Gross, M.T., Werkhoven, H. van, Piazza, S.J., and Sawicki, G.S. (2016). Adding Stiffness to the Foot Modulates Soleus Force-Velocity Behaviour during Human Walking. *Sci. Rep.* 6, 29870.
- Tamborindéguy, A.C., and Bini, R. (2011). Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation? *J. Bodyw. Mov. Ther.* 15, 186–191.
- Thelen, D.G. (2003). Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *J. Biomech. Eng.* 125, 70.
- Thelen, D.G., and Anderson, F.C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J. Biomech.* 39, 1107–1115.
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., and Delp, S.L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *J. Biomech.* 36, 321–328.
- Thelen, D.G., Chumanov, E.S., Sherry, M.A., and Heiderscheit, B.C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 34, 135–141.
- Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M., and Temprado, J.J. (2012). Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling: Physiological impacts of pedalling technique. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 22, 714–721.
- Ting, L.H., Kautz, S.A., Brown, D.A., and Zajac, F.E. (1999). Phase reversal of biomechanical functions and muscle activity in backward pedaling. *J. Neurophysiol.* 81, 544–551.
- Umberger, B., Scheuchenzuber, H., and Manos, T. (1998). Differences in power output during cycling at different seat tube angles. *J. Hum. Mov. Stud.* 1, 21–36.
- Union Cycliste Internationale (2014). *Clarification Guide of the UCI Technical Regulation*.
- Valente, G., Pitto, L., Testi, D., Seth, A., Delp, S.L., Stagni, R., Viceconti, M., and Taddei, F. (2014). Are Subject-Specific Musculoskeletal Models Robust to the Uncertainties in Parameter Identification? *PLoS ONE* 9, e112625.



- van den Dolder, P.A., and Roberts, D.L. (2006). Six sessions of manual therapy increase knee flexion and improve activity in people with anterior knee pain: a randomised controlled trial. *Aust. J. Physiother.* 52, 261–264.
- Vanwalleghem, J., Mortier, F., De Baere, I., Loccufier, M., and Van Paepegem, W. (2012). Design of an instrumented bicycle for the evaluation of bicycle dynamics and its relation with the cyclist's comfort. *Procedia Eng.* 34, 485–490.
- Vanwalleghem, J., De Baere, I., Loccufier, M., and Van Paepegem, W. (2014). Field tests with an instrumented bicycle for comfort measurements. *J. Sci. Cycl.* 3, 70.
- Vasavada, A.N., Lasher, R.A., Meyer, T.E., and Lin, D.C. (2008). Defining and evaluating wrapping surfaces for MRI-derived spinal muscle paths. *J. Biomech.* 41, 1450–1457.
- Verma, R., Hansen, E.A., de Zee, M., and Madeleine, P. (2016). Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 27, 78–86.
- Walter, J.P., Korkmaz, N., Fregly, B.J., and Pandy, M.G. (2015). Contribution of tibiofemoral joint contact to net loads at the knee in gait. *J. Orthop. Res.* n/a-n/a.
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J., Muraski, E., and Kennedy, J. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 15, 748–756.
- Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., and Lieber, R.L. (2008). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate? *Clin. Orthop.* 467, 1074–1082.
- Weineck, J., and Handschuh, R. (1996). *Biologie du sport* (Vigot).
- Weiss, B.D. (1985). Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. *Am. J. Sports Med.* 13, 187–192.
- Welbergen, E. y, and Clijssen, L. (1990). The influence of body position on maximal performance in cycling. *Eur. J. Appl. Physiol.* 61, 138–142.
- Wesseling, M., de Groote, F., Meyer, C., Corten, K., Simon, J.-P., Desloovere, K., and Jonkers, I. (2015). Gait alterations to effectively reduce hip contact forces. *J. Orthop. Res.* n/a-n/a.
- Wheat, J., and Barratt, P. (2016). Influence of body segment inertia parameters on uncertainties in joint specific power during sprint cycling: a Monte Carlo simulation. *ISBS - Conf. Proc. Arch.* 1.
- Wheeler, J.B., Gregor, R.J., and Broker, J.P. (1995). The Effect of Clipless Float Design on Shoe/Pedal Interface Kinetics and Overuse Knee Injuries During Cycling. *J. Appl. Biomech.* 11.
- Wilber, C., Holland, G., Madison, R., and Loy, S. (1995). An Epidemiological Analysis of Overuse Injuries Among Recreational Cyclists. *Int. J. Sports Med.* 16, 201–206.
- Willy, R.W., Meardon, S.A., Schmidt, A., Blaylock, N.R., Hadding, S.A., and Willson, J.D. (2015). Changes in tibiofemoral contact forces during running in response to in-field gait retraining. *J. Sports Sci.* 1–10.
- Winter, D.A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (John Wiley & Sons).



- Winters, J.M. (1995). An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuromusculoskeletal models. *Ann. Biomed. Eng.* 23, 359–374.
- Winters, J.M., and Stark, L. (1987). Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity. *Biol. Cybern.* 55, 403–420.
- Witvrouw, D.E., Mahieu, N., Danneels, L., and McNair, P. (2012). Stretching and Injury Prevention. *Sports Med.* 34, 443–449.
- Wooles, A.L., Robinson, A.J., and Keen, P.S. (2005). A static method for obtaining a calibration factor for SRM bicycle power cranks. *Sports Eng.* 8, 137–144.
- Worp, M.P. van der, Haaf, D.S.M. ten, Cingel, R. van, Wijer, A. de, Sanden, M.W.G.N. der, and Staal, J.B. (2015). Injuries in Runners; A Systematic Review on Risk Factors and Sex Differences. *PLOS ONE* 10, e0114937.
- Wu, G., and Cavanagh, P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomech.* 28, 1257–1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D.D., Cristofolini, L., and Witte, H. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35, 543–548.
- Xu, H., Bloswick, D., and Merryweather, A. (2015). An improved OpenSim gait model with multiple degrees of freedom knee joint and knee ligaments. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18, 1217–1224.
- Yoshihuku, Y., and Herzog, W. (1996). Maximal muscle power output in cycling: A modelling approach. *J. Sports Sci.* 14, 139–157.
- Zajac, F.E. (1988). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17, 359–411.
- Zajac, F.E. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *J. Biomech.* 35, 1011–1018.
- Zajac, F.E., and Winters, J.M. (1990). Modeling Musculoskeletal Movement Systems: Joint and Body Segmental Dynamics, Musculoskeletal Actuation, and Neuromuscular Control. In *Multiple Muscle Systems*, J.M. Winters, and S.L.-Y. Woo, eds. (Springer New York), pp. 121–148.
- Zajac, F.E., Neptune, R.R., and Kautz, S.A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 16, 215–232.
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., and Belli, A. (2005). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *Eur. J. Appl. Physiol.* 96, 274–281.
- Zdravkovich, M.M. (1992). Aerodynamics of bicycle wheel and frame. *J. Wind Eng. Ind. Aerodyn.* 40, 55–70.



Zwingenberger, S., Valladares, R.D., Walther, A., Beck, H., Stiehler, M., Kirschner, S., Engelhardt, M., and Kasten, P. (2014). An epidemiological investigation of training and injury patterns in triathletes. *J. Sports Sci.* 32, 583–590.



ANNEXES





ANNEXES

1. Abstract European Society of Biomechanics, Lyon 2016.....	197
2. Projet GMSC: Analyse des contraintes internes.....	199
3. Influence of saddle setback on pedaling technique effectiveness in cycling	201





1. Abstract European Society of Biomechanics, Lyon 2016



INFLUENCE OF USING A FULLY INSTRUMENTED ERGOCYCLE ON JOINT FORCES ESTIMATED FROM MUSCULOSKELETAL MODELING

M. Ménard, P. Lacouture, M. Domalain

University of Poitiers - CNRS - ENSMA, PPrime Institute, UPR 3346,
Robotics, Biomechanics, Sport and Health, Futuroscope, France

Introduction

The analysis of knee joint forces is of importance to investigate the effects of bike fitting on overuse injuries. They are typically not measurable, and more commonly estimated using a combined inverse dynamics - static optimization procedure [1]. Mainly due to the effects of modelling assumptions and marker data processing errors, dynamic inconsistencies (i.e. residuals) between experimental kinematics and the sum of external forces arise [2]. These residuals lead to inaccuracies in the computation of muscle/joint forces and are also a major limitation in the implementing of forward simulations. The goal of this study was to investigate the influence of not accounting for all external forces when using a lower body model of cycling on residuals and knee joint forces estimation. Results were compared against a full body model and evaluated in regard to *in vivo* data measured on patients that have an instrumented tibial prosthesis [3].

Methods

Three conditions were examined: 1) a lower body model associated with pedal forces only, 2) a full body model associated with pedals, handlebars, and saddle forces, and 3) an adjusted full body model. Adjustments consisted in slight changes in mass distribution and kinematics resulting from a Residual Reduction Algorithm (RRA) [1]. 3D kinematics (12-camera Vicon system) and force data (six-load component force sensors integrated in pedals, seat post and handlebars of a SRM ergometer) were collected on an healthy male individual (height: 1.71 m, mass 61.2 kg) cycling at 60rpm and 95W. Residual forces (\vec{F}_{Res}) and moments (\vec{M}_{Res}) were computed following Newton's 2nd law, such as the difference between $\sum \vec{F}_{ext}$ and $m\vec{a}_G$ for example. Lastly, for the three conditions, knee joint forces were computed and compared with *in vivo* data measurements.

Results

Norm of residual forces and moments associated with the lower body model were higher than the full body model before and after RRA (Table 1). Applying RRA substantially reduced the norm of the residuals but pattern and magnitude of tibiofemoral forces estimated in the 3 conditions were fairly close (Figure 1).

Discussion

These findings demonstrated that accounting for only pedal forces associated with a lower body model lead

to high residuals that can be lowered with the use a full body model and all external forces.

Residuals	Lower model	Full model	
		before	after RRA
Fx	4.0	5.6	5.5
Fy	150.3	41.8	0.0
Fz	-3.8	-12.3	-12.3
Norm	150.4	43.9	13.5
Mx	4.5	0.5	0.3
My	3.1	5.9	3.5
Mz	-13.4	-23.4	-4.7
Norm	14.5	24.1	5.8

Table 1: Residuals (N and N.m) for the 3 conditions

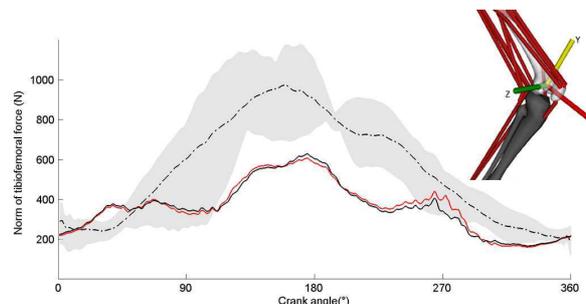


Figure 1: Norm of tibiofemoral force estimated from full (black) and lower (red) body models and compared against *in vivo* data (dashed line/grey area).

Besides, RRA did not noticeably reduced Fz, perhaps reflecting the difficulty of modeling torso inertia and kinematics.

However, reducing residuals did not lead to substantial change in estimated tibiofemoral forces. They were very similar between conditions and tended to be lower than the published *in vivo* data. On top of the high inter-subject variability observed in *in vivo* data, discrepancies may be explained by the fact that the modeling does not account for the complex network of passive tissues (ligaments, capsule, and other tissues).

References

1. Delp et al., IEE Trans Biomed Eng. 54:1940-1950.
2. Kuo, J Biomech Eng. 120:148-159.
3. Kuzner et al, J Orthop Sports Phys Ther. 42:1032-1038.

Acknowledgements

The equipment used in this study was sponsored by research program Robotex (ANR-10-EQPX-44), the European Union (FEDER Poitou Charente), and the Agence Française de Lutte contre le Dopage.



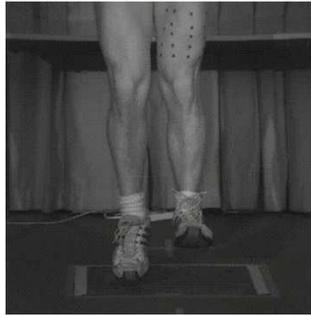
2. Projet GMSC: Analyse des contraintes internes



PROJET du département GMSC - Biomécanique



Analyse du mouvement

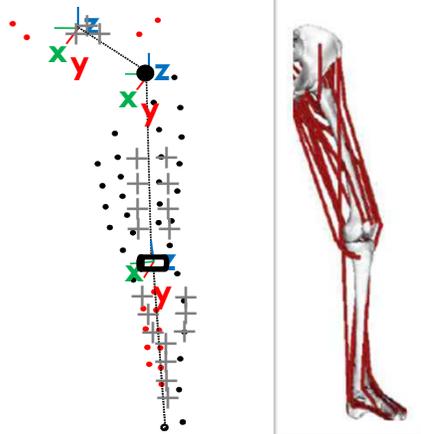


Imagerie



Modèle analytique

- Nouveau modèle de segment humain déformable



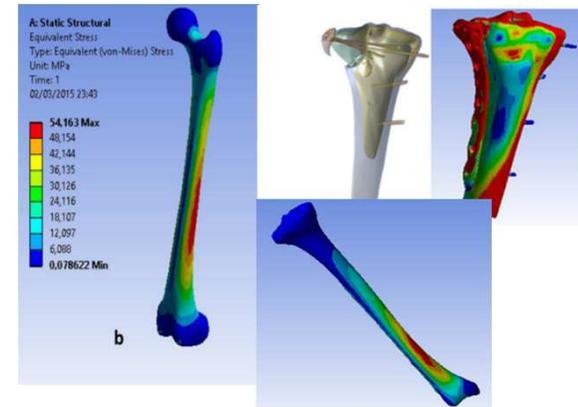
Efforts articulaires
Forces musculaires

Chargement dynamique ?

Conditions aux limites réalistes

Modèle numérique personnalisé

- Paramètres biomécaniques vs paramètres morphologiques ?



Contraintes internes lors du mouvement

- Applications cliniques : optimisation de la chirurgie, vieillissement, assistance au mouvement
- Applications sportives : critères, limites physiologiques,...

3. Influence of saddle setback on pedaling technique effectiveness in cycling



Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling

Mathieu Menard, Mathieu Domalain , Arnaud Decatoire and Patrick Lacouture

Institut Pprime, CNRS, Université de Poitiers, ISAE-ENSMA, Poitiers, France

ABSTRACT

Besides its regulation by Union Cycliste Internationale, the evidence relating saddle setback to pedalling performance remains inconclusive. This study investigates the influence of saddle setback on pedalling effectiveness through two indexes: an index of pedalling force effectiveness and an index of pedalling work effectiveness. Eleven cyclists were assessed six saddle setback conditions while pedalling at a steady power output of 200 W and cadence of 90 rpm. A force sensor was integrated within the seat post to compute the centre of pressure on the saddle. From instrumented pedals, an index of force effectiveness (ratio between the force directed perpendicular to the crank arm and the total force applied to the pedal) and an index of work effectiveness (based on the minimisation of negative crank work) were calculated. In comparison with a forward position, sitting backward significantly decreased 5% cumulative total work, increased index of work effectiveness (84.2 ± 3.7 vs. $82.0 \pm 4.7\%$), and increased index of force effectiveness (41.7 ± 2.9 vs. 39.9 ± 3.7 and $36.9 \pm 0.7\%$). Thus, while it was previously reported that sitting more forward favours maximal power, this study demonstrates that it also leads to a decreased effectiveness in steady-state pedalling.

ARTICLE HISTORY

Received 22 January 2015

Accepted 5 April 2016

KEYWORDS

Bike fitting; steady-state pedalling; performance; force measurement; mechanical work

1. Introduction

The development of bicycles has been guided by the results of research on numerous mechanical parameters such as shoe–pedal interface (Hintzy, Belli, Grappe, & Rouillon, 1999), seat post inclination (Bisi, Ceccarelli, Riva, & Stagni, 2012) or more recently chainring circulatory (Carpes, Dagnese, Mota, & Stefanyshyn, 2009; Strutzenberger, Wunsch, Kroell, Dastl, & Schwameder, 2014). In addition to some generic rules, cyclists and their coaches have often sought to adjust their bicycle to fit their specific anthropometry (Burke & Pruitt, 2003; de Vey Mestdagh, 1998).

Lately, bike fitting has become a real industry with a fast-growing number of companies. Bike fitting is related to bike ergonomics and can be defined as the process of setting up specific bicycle parameters to best suit an individual and optimise the positioning of the cyclist. The ultimate goal is to improve cyclist's performance while preserving his health

since a non-optimal body position may predispose cyclists to overuse injuries (Dettori & Norvell, 2006).

Among the parameters that are adjusted, saddle position is known to influence both aerodynamics (Debraux, Grappe, Manolova, & Bertucci, 2011) and pedalling mechanics (Bini, Hume, Lanferdini, & Vaz, 2014; Korff, Fletcher, Brown, & Romer, 2011; Welbergen & Clijsen, 1990). Some recommendations regarding the adjustment of the saddle height are already in use (Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & García-López, 2012; Peveler, Shew, Johnson, & Palmer, 2012) but the optimal saddle setback is a more controversial subject.

Saddle setback was defined as the distance between the rear of saddle and the axis of the chainset (de Vey Mestdagh, 1998), which implies that an increased saddle setback indicates an increase in the horizontal distance between saddle and the chainset. Saddle setback is commonly associated in lay media with KOPS which is the acronym for Knee Over the Pedal Spindle, and means that saddle setback should allow the inferior pole of the patella to be right at the vertical of the pedal spindle when the pedal is at 3 o'clock. However, the rationale for this is unclear even if a few opinion articles (Callaghan, 2005; Wanich, Hodgkins, Columbian, Muraski, & Kennedy, 2007) suggested that exceeding this location may engender anterior knee injuries (patellofemoral pain syndrome).

According to Union Cycliste Internationale rules (2014), horizontal distance between the chainset centre and the anterior portion of the saddle shall be a minimum of 5 cm.

The application of this rule probably allows to standardise the position of cyclist and prevents the occurrence of some knee injuries (Holmes, Pruitt, & Whalen, 1994). However, this rule does not take the cyclist's anthropometry into account. In addition, other disciplines such as track cycling or triathlon are not subject to this regulation, permitting a smaller setback (Ricard, Hills-Meyer, Miller, & Michael, 2006). Sitting more forward allows for an increase in knee flexion angle, knee joint mechanical work (Bini, Hume, & Kilding, 2012), peak quadriceps force (Hayot, Domalain, Bernard, Decatoire, & Lacouture, 2013), and maximal power production (Welbergen & Clijsen, 1990). However, the optimal saddle position for maximising power output (for a time trial race for example) may be different (Dorel, Couturier, & Hug, 2008; Umberger, Scheuchenzuber, & Manos, 1998) from the optimal saddle position for pedalling at a steady state, where effectiveness and efficiency are wanted (long-distance race) (Faria, Parker, & Faria, 2005; Zameziati, Mornieux, Rouffet, & Belli, 2005).

However, the influence of saddle setback on pedalling effectiveness is still a matter of debate. Force effectiveness evaluates the relationship between the effective force and the total force generated to the pedal throughout the pedalling cycle. It has been successfully used to analyse pedalling cadences (Candotti et al., 2007) and pedalling techniques (Korff, Romer, Mayhew, & Martin, 2007). However, the evidence relating saddle setback to pedalling effectiveness (Bini et al., 2014; Korff et al., 2011; Leirdal & Ettema, 2011) remains inconclusive.

Additionally, energetic aspects of pedalling are commonly examined through the analysis of mechanical power/work at the chainset (Bertucci, Duc, Villerius, Pernin, & Grappe, 2005). Consequently, this would argue in favour of taking into account the intra-cycle variation of those two parameters when addressing the influence of bicycle set-up on pedalling effectiveness.

The objective of the present study was to investigate the effect of saddle setback on pedalling effectiveness through the analysis of two indexes based on the force applied to the

pedal and the mechanical crank work, respectively. The hypothesis for this study was that an increased saddle setback results in a more effective pedalling with regard to both indexes.

2. Methods

2.1. Participants

Eleven well-trained cyclists volunteered to participate in the study (age 31.2 ± 7.1 years, 66.2 ± 8.3 kg, 177.1 ± 8.2 cm). They had 8.3 ± 2.1 years of experience in competition and their average weekly training volume was 4.1 ± 1.3 h.

Participants were informed of the procedures, methods, benefits, and possible risks involved in the study before their written consent was obtained. The study protocol was approved by the Ethics Committee of the University of Poitiers and met the requirements of the Declaration of Helsinki for research on human beings.

2.2. Experimental set-up and procedures

A stationary cycle ergometer SRM 'Indoor Trainer' (SRM, Schoberer, Germany) was instrumented to conduct the experimentation. The seat and handlebar position were fully adjustable and three six-load component force sensors (Sensix, Poitiers, France) were integrated in the two pedals and seat post (Figure 1). According to the manufacturer, this sensor had a maximum 1% error in each direction (percentage related to the whole working range of the transducer and including linearity and hysteresis error). The sensors were calibrated before the recording of each new participant, following the recommendation of the manufacturer. The sensor integrated into the seat post enabled to track the centre of pressure on the saddle. Digital encoders (Scancon 2MCA, Hillerød, Denmark, resolution 0.018°) were synchronised with the pedal sensors in order to get the instantaneous pedal-to-crank arm angle and then the torque applied to the chainset. Specific software (Sensix, Poitiers, France) was developed to synchronise, capture, process, and save the data from the six load component forces and the digital encoders. All signals were collected at 200 Hz.

In order to focus on the influence of saddle setback, the set-up of all other settings was standardised. Crank arm length was identical (175 mm) among all participants and conditions. Pedal cleats were adjusted for each participant such as the head of the first metatarsal was positioned directly above the pedal spindle (de Vey Mestdagh, 1998). Handlebar height and reach were defined based on individual anthropometric measurements of arm/torso lengths (de Vey Mestdagh, 1998). The *Recommended* position also included values of saddle height and setback, based on individual anthropometric measurements of inside leg length and upper leg, respectively (de Vey Mestdagh, 1998). For the rest of the experiment, saddle height and setback were manipulated and handlebars position was adjusted accordingly in order to keep the values of handlebars height/reach constant across all conditions.

The evaluation was preceded by a 10-min 'free' warm up with the *Recommended* position. Then, cyclists performed six 3-min sets with the *Recommended* position of the saddle, 10% more backward (*Backward*), 10% more backward with a saddle height correction (*Backward⁺*), 10% more forward (*Forward*), and 10% more forward with a saddle height correction (*Forward⁺*) (Figure 1). Eventually, and because participants may be more effective

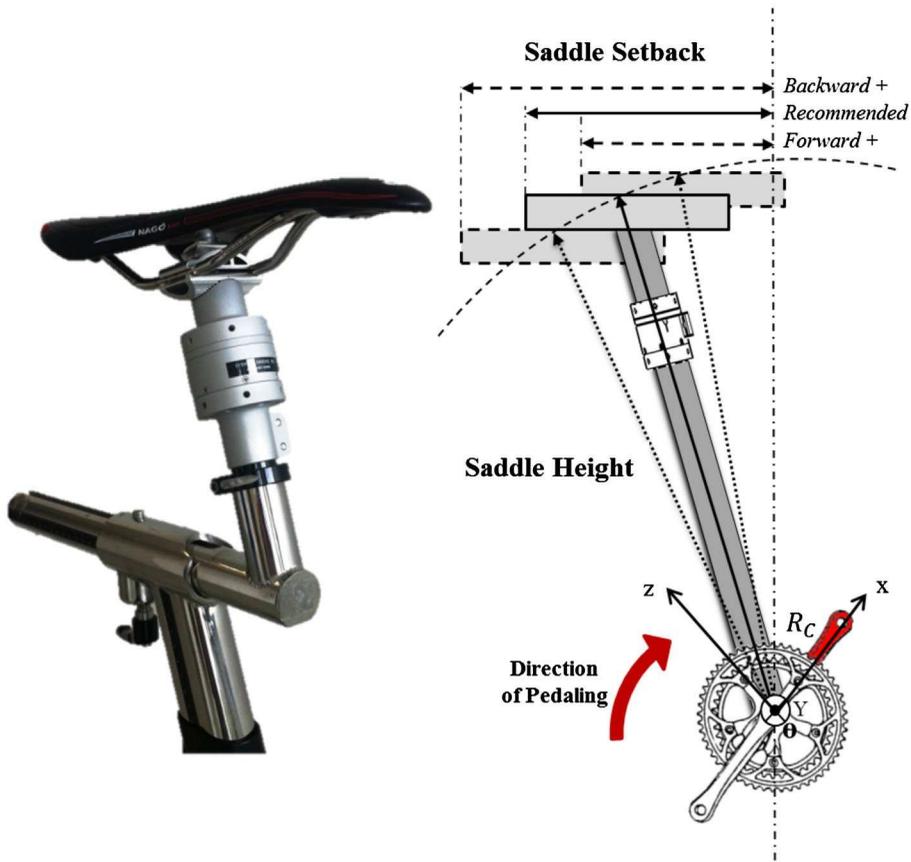


Figure 1. Illustration of the saddle sensor and representation of saddle height and setback measurements. *Backward⁺* and *Forward⁺* illustrate experimental conditions that permitted a constant saddle height. R_c is the chainset referential system with the X component oriented alongside the left crank arm.

when using their habitual bike set-up, a *Preferred* position was also tested based on participants' declarations and measurements taken from their bike.

Participants were instructed to keep cadence (90 rpm) and power (200 W) constant across all conditions in order to reflect the protocol used by previous relevant studies (Bini & Hume, 2013; Neptune & Hull, 1999; Price & Donne, 1997). The participants received continuous visual feedback about their cadence and power. A minimum of 3 min of active recovery rest at a freely chosen power and cadence between trials was given to the participants to avoid any effect of fatigue. Each condition was completed once and the order of trials was randomised.

2.3. Data analysis

Data were analysed during the last minute effort of each trial. In addition to the measurement of saddle setback, the actual sitting position was controlled through the computation of the centre of pressure on the saddle. Coordinates of the centre of pressure were calculated

in the sensor referential system R_s using equations below presented originally in Munoz Nates (2013).

$$x_s = \frac{F_y^2 M_z - F_y F_z F_y}{F_y (F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)}$$

$$y_s = \frac{-M_z (F_x^2 + F_z^2) - F_y F_z M_y}{F_x (F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)}$$

$$z_s = \frac{-F_x M_x (F_x^2 + F_y^2 + F_z^2) - F_z (M_z (F_x^2 + F_z^2) + F_y F_z M_y)}{F_x F_y (F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)}$$

Coordinates were further transformed into R_c the chainset referential system in order to compute the ‘actual sitting position’ represented as the horizontal distance between centre of pressure location on the saddle and the chainset axis centre. All data processing was conducted offline using custom Matlab (Matworks Inc, Novi, USA) routines. For each condition, the average centre of pressure location on the saddle with respect to the crank arm rotation axis was computed and expressed as a percentage of the location observed during the *Recommended* condition.

Pedalling mechanical effectiveness was evaluated through two parameters: index of force effectiveness and index of work effectiveness.

The index of force effectiveness represents the ratio of the component of force that is tangential to the chainset (e.g. perpendicular to the crank arm—along the Z -axis) on the total force applied to the pedal (Davis & Hull, 1981; Kautz & Hull, 1993). The components X and Y do not contribute directly to the pedalling movement and do not create power.

The index of force effectiveness was thus calculated as:

$$\text{Index of force effectiveness} = \frac{F_{N_{\text{right}}} + F_{N_{\text{left}}}}{\|\vec{F}_{R_{\text{right}}}\| + \|\vec{F}_{R_{\text{left}}}\|} \quad (1)$$

With the normal forces $F_{N_{\text{right}}}$ and $F_{N_{\text{left}}}$ (Z component in R_c , the chainset right-handed Cartesian coordinate system, see Figure 1) and the resultant forces $F_{R_{\text{right}}}$ and $F_{R_{\text{left}}}$ being applied to the right and left pedals, respectively.

The index of work effectiveness represents the ratio between the cumulative positive work (Winter, 1979) and the cumulative total work. More precisely, mechanical work resulted from the integration of instantaneous power at the chainset over time, power being itself computed as the dot product of chainset torque (τ) and angular velocity (ω). Chainset torque was calculated as the cross product of the ‘moment arm’ (distance along x or $-x$, the chainset shafts main axis) and the normal force (along z or $-z$). For the calculation of the numerator of this index, only periods of time when power was positive (+) were retained. For the denominator, cumulative positive work was computed as the addition of the absolute values of work done by the right and left crank arms. Eventually, it resulted in the following as:

Table 1. Centre of pressure location. Middle column: median \pm interquartile range, and right column: actual percentage of the location observed in the *Recommended* setback condition.

Posture condition	Centre of pressure location (cm)	% of <i>Recommended</i>
<i>Backward</i> ⁺	29.6 \pm 3.3	110
<i>Backward</i>	29.3 \pm 2.8	108
<i>Recommended</i>	27.0 \pm 2.9	100
<i>Forward</i>	24.9 \pm 2.7	89
<i>Forward</i> ⁺	23.7 \pm 3.7	90
<i>Preferred</i>	26.2 \pm 2.7	96

⁺indicate the 'adjusted' saddle position.

$$\text{Index of work effectiveness} = \frac{\int_{t_i}^{t_f} (\tau_{\text{right}} \omega)^+ dt + \int_{t_i}^{t_f} (\tau_{\text{left}} \omega)^+ dt}{\int_{t_i}^{t_f} [|\tau_{\text{right}}| |\omega| + |\tau_{\text{left}}| |\omega|] dt} \quad (2)$$

2.4. Statistical analysis

Prior to the main analysis, a Friedman test was conducted for the dependant variables power output, pedalling cadence, and centre of pressure location, in order to control for a correct execution of the movement instructions over the different saddle setback conditions. Non-parametric Friedman tests were performed because normality of the distributions was not respected (Shapiro–Wilk test > 0.05). In the next step, the influence of saddle setback on the index of force effectiveness, the total cumulative work, and on the index of work effectiveness using the same statistical approach was calculated. The significance level was set to $p < 0.05$. In the case of a significant main effect, a *post hoc* analysis was conducted using the Wilcoxon signed-rank test and Bonferroni correction, resulting in an adjusted p -value of 0.008).

3. Results

Instructions were respected and saddle setback conditions resulted in an effective change in sitting position with respect to the chainset rotation axis (participants did not adjust their position on the saddle). Across participants and conditions average values of power and frequency were 194.51 ± 11.91 W and 90.95 ± 1.28 rpm. There was no effect of saddle setback on power output or pedalling cadence ($X^2 = 2.53$, $df = 5$, $p = 0.711$ and $X^2 = 1.08$, $df = 5$, $p = 0.921$). The results (Table 1) confirmed effective changes in sitting position with a significant effect of setback condition on centre of pressure location on the saddle ($X^2 = 45$, $df = 5$, $p < 0.05$).

Results of index of force effectiveness are illustrated on Figure 2. There was a significant influence of setback conditions on index of force effectiveness ($X^2 = 15.42$, $df = 5$, $p < 0.05$). In the *Backward* condition, the index of force effectiveness ($41.7 \pm 2.9\%$) was greater than in the *Forward* ($39.9 \pm 3.7\%$) and *Forward*⁺ ($36.9 \pm 0.7\%$) conditions ($p < 0.008$, for both).

There was a significant effect of saddle setback on the cumulative total work over one trial ($X^2 = 12.71$, $df = 5$, $p < 0.05$). The lowest amount work was observed in the *Backward* condition ($13,913.1 \pm 1,348.7$ J) while the *Forward*⁺ condition exhibited the highest work ($14,658.5 \pm 1,592.4$ J), leading to an average difference of 5.1% between the two conditions ($p < 0.008$). There was a significant effect of setback conditions on index of work effectiveness

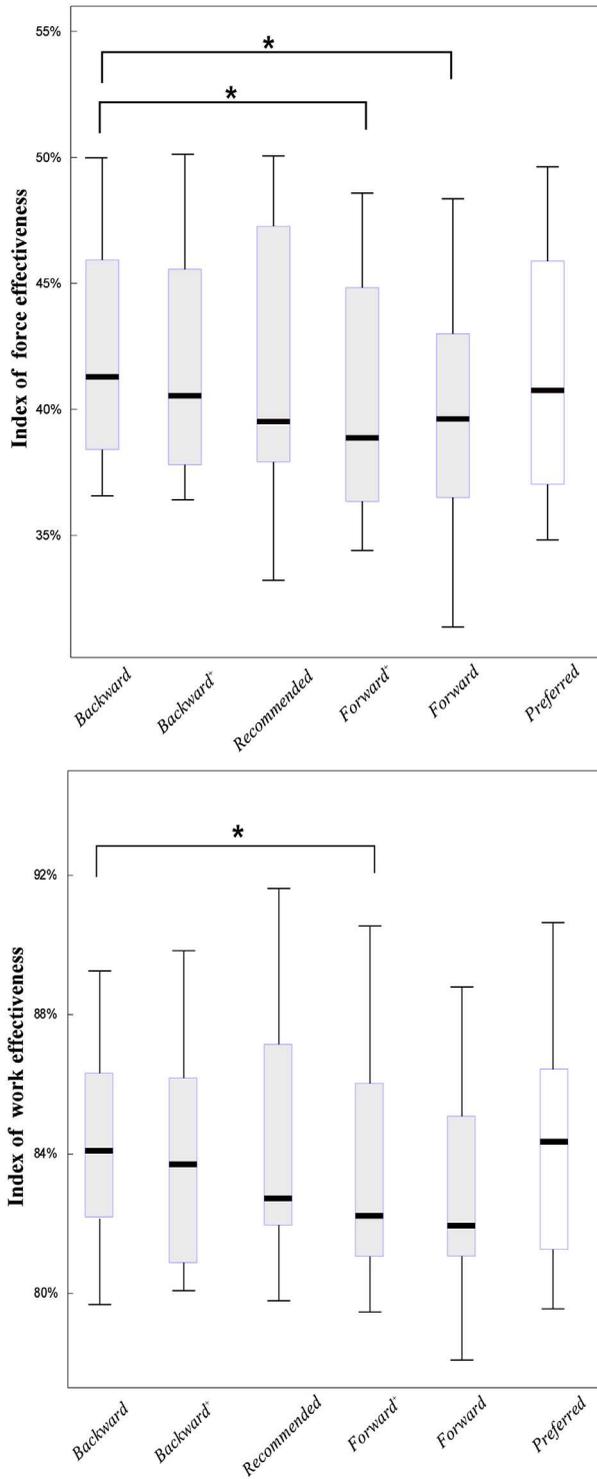


Figure 2. Comparison of both indexes of pedalling effectiveness in the six posture conditions. For each box plot, the central mark, edges of the box and whiskers represent the median, the 25th, and 75th percentiles, and the extreme data points, respectively. *indicates a significant difference.

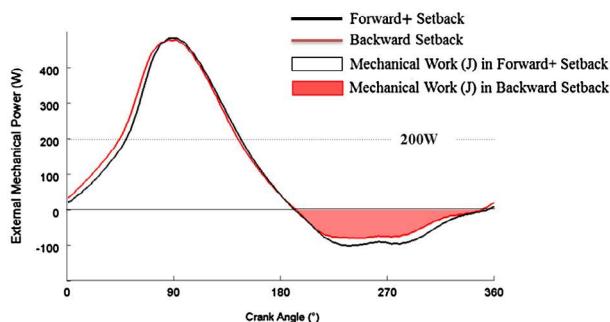


Figure 3. Comparison of intra-cycle variations of mechanical power between two saddle setback conditions: *Forward+* and *Backward* (from one representative participant, average across all cycles of the condition). Areas show negative mechanical work.

($X^2 = 13.39$, $df = 5$, $p < 0.05$) (Figure 2): the *Backward* condition exhibited a greater index of work effectiveness ($84.2 \pm 3.7\%$) compared to the *Forward+* condition ($82.0 \pm 4.7\%$) ($p < 0.008$).

4. Discussion and implications

This study investigated the influence of saddle setback on pedalling effectiveness at a given power and cadence. The main finding was that sitting more backward increased both indexes of pedalling effectiveness. The results of index of force effectiveness showed that when sitting more backward, cyclists better oriented their force on the pedal, resulting in less ineffective (radial to the crank arm) forces. However, three studies reported inconclusive effects of saddle setback on pedalling force effectiveness (Bini et al., 2014; Korff et al., 2011; Leirdal & Ettema, 2011). Probably, the reason for this discrepancy came from both the use of different equipment/data processing (2-axis vs. 3-axis force sensor) and protocols. On the one hand, our results showed that medio-lateral forces contributed up to 11% of the total force when the crank arm is in the 0–180°. On the other hand, in the present study, the saddle was moved forward and backward controlled through the calculation of the saddle centre of pressure. This novel methodology differs from that used by previous studies where seat tube was manipulated (Leirdal & Ettema, 2011) or the position of the cyclists was changed with the same position of the saddle controlled by a reflective marker on sacrum (Bini et al., 2014). This protocol reflected the limited possibility offered to cyclists during a race but did not investigate saddle setback and the whole range of adjustment available before a race.

The index of force effectiveness succeeded in discriminating between setback conditions but it cannot solely reflect overall pedalling efficiency. In the search for a parameter that reports complementary aspects of pedalling effectiveness, a new index namely the index of work effectiveness was proposed, based on the amount of negative work exerted at the chainset. Mechanical work calculated from the integration of instantaneous power over time differs from when assumed to be the product of average power and duration of the trial ($200 \text{ W} \times 30 \text{ s} = 6000 \text{ J}$). Our calculation takes into account the intra-cycle variations of instantaneous power that lead to an actual cumulative work of approximately 14,000 J and more importantly was sensitive to pedalling technique (Figure 3). This index demonstrated that saddle setback impacts the amount of negative power and consequently the effectiveness

of the pedalling technique from a 'mechanical work' point of view: even if cyclists produced the same average power of 200 W, in the *Forward* condition they had to produce notably more positive work than in the *Backward* condition in order to compensate the greater amount negative work during the upstroke phase.

Previous to the analysis of the indexes of effectiveness, the actual sitting position was controlled through the calculation of the saddle centre of pressure. This offers an interesting alternative approach to the use of a pressure map (Bressel, Bliss, & Cronin, 2009) or a reflective marker located on the spine (Bini et al., 2014). The use of a saddle sensor is likely to be more sensitive to fine adjustments of overall body position than the use of a reflective marker focalised on spine position and does not necessitate an optoelectronic system which makes it easier to use routinely in bike fitting.

Additionally, two sets of experimental condition were included, a substantial change in setback associated with (*Forward*⁺ and *Backward*⁺) or without (*Forward* and *Backward*) an adjustment of saddle height. The adjustment of saddle height allowed preserving a constant distance between the saddle and the centre of the chainset resulting in a slight rotation of the whole cyclist's body around the chainset instead of moving him closer to/further away from it. Theoretically, this would help to conserve the joint angles and muscle lengths supposedly optimal since associated with the anthropometrics-based set-up of saddle height. However, there was no significant difference for both indexes between the adjusted and non-adjusted conditions. From a practical point of view, readjusting saddle vertical height in order to keep the chainset-to-saddle distance constant when changing saddle setback does not seem critical for both indexes of pedalling effectiveness.

As a limitation, conclusions based on the findings of this study should be drawn with caution as pedalling technique effectiveness may not reflect overall efficiency. Some authors (Zameziati et al., 2005) reported a link between effectiveness and efficiency while some others did not found any relationship (Korff et al., 2007; Price & Donne, 1997). The estimation of efficiency from muscle forces or oxygen consumption is still a matter of debate (Ettema & Lorås, 2009; Hodges, Brodie, & Bromley, 2005; Smith, Barclay, & Loiselle, 2005; Umberger et al., 1998) and it remains to be analysed whether the lower efficiency associated with a greater seat tube angle (Korff et al., 2007; Price & Donne, 1997) would improve with training and habituation. Further studies on optimal saddle setback should focus on the relationship between effectiveness and efficiency and may as well investigate its effect on the risk of knee overuse injuries (Callaghan, 2005; Wanich et al., 2007).

5. Conclusion

The present study demonstrates that sitting backward offers an advantage in terms of pedalling effectiveness compared to sitting more forward. Furthermore, we propose a new index based on work effectiveness that outmatches the bike fitting context and may be advantageously reused in investigations related to the evaluation of mechanical work and its effectiveness.

Acknowledgements

The authors declare that there has been no financial assistance specifically provided for the current investigation. We thank the athletes for their enthusiastic participation, especially the members of the

CRITT Sports Loisirs of Chatelleraut and are particularly grateful to Julien Bernard for his assistance in the data collection process.

ORCID

Mathieu Domalain  <http://orcid.org/0000-0002-4518-8479>

References

- Bertucci, W., Duc, S., Villerius, V., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2005). Validity and reliability of the powertap mobile cycling powermeter when compared with the SRM device. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 868–873.
- Bini, R., & Hume, P. (2013). Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in competitive cyclists. *Sports Biomechanics*, 12, 93–107.
- Bini, R., Hume, P., & Kilding, A. (2012). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*, 14, 44–52.
- Bini, R., Hume, P., Lanferdini, F., & Vaz, M. (2014). Effects of body positions on the saddle on pedalling technique for cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*, 14, 413–420.
- Bisi, M. C., Ceccarelli, M., Riva, F., & Stagni, R. (2012). Biomechanical and metabolic responses to seat-tube angle variation during cycling in tri-athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22, 845–851.
- Bressel, E., Bliss, S., & Cronin, J. (2009). A field-based approach for examining bicycle seat design effects on seat pressure and perceived stability. *Applied Ergonomics*, 40, 472–476.
- Burke, E. R., & Pruitt, A. L. (2003). Body positioning for cycling. In E. R. Burke (Ed.), *High-Tech cycling*, (pp. 69–72). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Callaghan, M. J. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9, 226–236.
- Candotti, C., Ribeiro, J., Soares, D., de Oliveira, L., Loss, J., & Guimarães, A. (2007). Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics*, 6, 31–43.
- Carpes, F. P., Dagnese, F., Mota, C. B., & Stefanyshyn, D. J. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomechanics*, 8, 275–283.
- Davis, R., & Hull, M. (1981). Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14, 857–872.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29, 325–334.
- Debraux, P., Grappe, F., Manolova, A. V., & Bertucci, W. (2011). Aerodynamic drag in cycling: Methods of assessment. *Sports Biomechanics*, 10, 197–218.
- Dettori, N. J., & Norvell, D. C. (2006). Non-Traumatic Bicycle Injuries. *Sports Medicine*, 36, 7–18.
- 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.
- Ettema, G., & Lorås, H. W. (2009). Efficiency in cycling: A review. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 1–14.
- Faria, E. W., Parker, D. L., & Faria, I. E. (2005). The science of cycling: Factors affecting performance—Part 2. *Sports Medicine*, 35, 313–338.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: Static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26, 3025–3029.
- Hayot, C., Domalain, M., Bernard, J., Decatoire, A., & Lacouture, P. (2013). Muscle force strategies in relation to saddle setback management in cycling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16, 106–108.

- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., & Rouillon, J. (1999). The effect of clip-less pedals on mechanical characteristics measured during sprinting on a non-isokinetic cycle ergometer. *Science & Sports*, 14, 137–144.
- Hodges, L. D., Brodie, D. A., & Bromley, P. D. (2005). Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 15, 271–279.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13, 187–205.
- Kautz, S., & Hull, M. (1993). A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. *Journal of Biomechanics*, 26, 155–165.
- Korff, T., Fletcher, G., Brown, D., & Romer, L. (2011). Effect of 'Pose' cycling on efficiency and pedaling mechanics. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 1177–1186.
- Korff, T., Romer, L., Mayhew, L., & Martin, J. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 991–995.
- Leirdal, S., & Ettema, G. (2011). The relationship between cadence, pedalling technique and gross efficiency in cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 2885–2893.
- Munoz Nates, F. M. (2013). *Biomechanical contribution to kayak activity analysis. Implementation and validation of three-dimensional dynamics measurement* (Unpublished doctoral dissertation). University of Poitiers, Poitiers.
- Neptune, R., & Hull, M. L. (1999). A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *Journal of Biomechanics*, 32, 409–415.
- Peveler, W., Shew, B., Johnson, S., & Palmer, T. (2012). A kinematic comparison of alterations to knee and ankle angles from resting measures to active pedaling during a graded exercise protocol. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26, 3004–3009.
- Price, D., & Donne, B. (1997). Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. *Journal of Sports Sciences*, 15, 395–402.
- Ricard, M. D., Hills-Meyer, P., Miller, M. G., & Michael, T. J. (2006). The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a Wingate anaerobic test. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 25–32.
- Smith, N. P., Barclay, C. J., & Loiselle, D. S. (2005). The efficiency of muscle contraction. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 88, 1–58.
- Strutzenberger, G., Wunsch, T., Kroell, J., Dastl, J., & Schwameder, H. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomechanics*, 13, 97–108.
- Umberger, B., Scheuchenzuber, H., & Manos, T. (1998). Differences in power output during cycling at different seat tube angles. *Journal of Human Movement Studies*, 1, 21–36.
- Union Cycliste Internationale. (2014, April 23). Clarification Guide of the UCI Technical Regulation. Part 1 general organisation of cycling as a sport. Retrieved from http://www.uci.ch/mm/Document/News/Rulesandregulation/16/26/49/1-GEN-20141101-E_English.pdf
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J., Muraski, E., & Kennedy, J. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15, 748–756.
- Welbergen, E. Y., & Clijsen, L. P. V. M. (1990). The influence of body position on maximal performance in cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61, 138–142.
- Winter, D. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46, 79–83.
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D., & Belli, A. (2005). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*, 96, 274–281.

TABLE DES MATIERES

Avant-Propos.....	11
Introduction	13
Chapitre I. Revue de Litterature	17
I.1. La performance sportive.....	17
I.1.1. Définition.....	17
I.1.2. La performance en cyclisme	18
I.2. L'analyse du mouvement	18
I.2.1. Un mouvement : le pédalage	18
I.2.2. Approche mécanique de la tache de pédalage	19
I.2.3. Notion de force utile et travail mécanique externe.....	21
I.3. Le positionnement du cycliste : un élément clé	24
I.3.1. Réglementation du positionnement du cycliste	25
I.3.2. L'ajustement du vélo ou Bike Fitting	26
I.3.3. Le réglage de la selle	26
I.3.4. Le recul de selle	28
I.4. Les troubles musculo-squelettiques en cyclisme	29
I.4.1. Le syndrome fémoro-patellaire	31
I.4.2. Le syndrome de la bandelette ilio-tibiale	33
I.4.3. Approche biomécanique des TMS	38
I.5. La modélisation musculo-squelettique.....	41
I.5.1. Méthode d'estimation des forces musculaires et articulaires	42
I.5.2. Dynamique inverse et optimisation statique.....	43
I.5.3. Optimisation statique.....	44
I.5.4. Le modèle musculo-squelettique	45
I.5.4.1. Le modèle géométrique.....	45
I.5.4.2. Le modèle du fonctionnement musculaire	46
Chapitre II. Mesure et optimisation des paramètres biomécaniques encyclisme.....	51
II.1. Introduction.....	51
II.2. Matériels de mesure	53
II.2.1. La station de mesure.....	53
II.2.1.1. L'ergocycle	54
II.2.1.2. Le capteur SRM.....	54
II.2.2. L'analyse dynamique	55
II.2.3. L'analyse cinématique.....	57
II.2.4. Le modèle musculo-squelettique.....	59
II.3. Méthode	59
II.4. PARTIE 1 : Méthodologie permettant la mesure des efforts extérieurs.....	60
II.4.1. Ordre de la matrice de calibration	60



II.4.2. Orientation des capteurs	61
II.4.3. Protocole.....	62
II.4.4. Résultats	62
II.5. PARTIE 2 : Optimisation du modèle anthropométrique et de la cinématique	64
II.5.1. L'agorithme RRA.....	64
II.5.2. Application du RRA.....	64
II.6. PARTIE 3 : Optimisation de la mesure des efforts extérieurs.....	66
II.6.1. Le calcul des centres de pression	67
II.6.2. La fonction d'optimisation	68
II.6.3. Les contraintes associées à la fonction utilisée	70
II.6.4. Résultats	70
II.6.4.1. Les centres de pression des capteurs	70
II.6.4.2. L'optimisation des mesures capteurs.....	71
II.7. Discussion et limites	76
II.8. Conclusion	80
Chapitre III. Influence du recul de selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage.....	83
III.1. Introduction	83
III.2. Méthodologie de l'expérimentation.....	84
III.2.1. Participants.....	85
III.2.2. Mise en oeuvre du protocole.....	85
III.2.3. Paramètres mécaniques analysés	88
III.2.3.1. Centre de pression de la selle	88
III.2.3.2. L'indice d'efficacité de la force	89
III.2.3.3. L'indice d'efficacité du travail mécanique externe	90
III.2.4. Analyse statistique	91
III.3. Résultats.....	92
III.3.1. Instructions et conditions	92
III.3.2. Influence du recul du selle sur l'efficacité de la force	93
III.3.3. Sur le travail mécanique externe.....	93
III.3.4. Sur l'indice d'efficacité du travail	94
III.4. Discussion.....	95
III.5. Limites	97
III.6. Conclusion	98
Chapitre IV. Influence du recul de selle sur les forces articulaires estimées au genou.....	101
IV.1. Introduction	101
IV.2. Méthodologie de l'étude.....	106
IV.2.1. Les données cinématiques et des actions mécaniques extérieures	106
IV.2.2. Les données électromyographiques	106
IV.2.3. Le modèle musculo-squelettique	107
IV.3. Méthodologie utilisé pour le calcul des forces articulaires	111



IV.3.1. La mise à l'échelle	111
IV.3.2. Le calcul des angles articulaires	112
IV.3.3. Le calcul des forces musculaires et articulaires.....	113
IV.3.3.1. Optimisation statique	115
IV.3.4. Analyse statistique	115
IV.4. Résultats	116
IV.4.1. Vérifications des estimations obtenues.....	116
IV.4.2. Influence du recul de selle sur les forces articulaires du genou	119
IV.4.2.1. Les forces fémoro-patellaires.....	120
IV.4.2.2. Les forces fémoro-tibiales.....	120
IV.4.3. Force à la pédale, angle du genou, forces musculaires au pic de force fémoro-tibiale.....	120
IV.5. Discussion	122
IV.6. Limites.....	126
IV.7. Conclusion.....	130
Chapitre V. Déterminants biomécaniques et effet du recul de selle sur le syndrome de la bandelette ilio-tibiale.....	133
V.1. Introduction.....	133
V.2. Méthodologie.....	137
V.2.1. Données expérimentales et protocole	137
V.2.2. Modélisation.....	137
V.2.3. Analyses	139
V.2.4. Analyse statistique	140
V.3. Résultats.....	140
V.3.1. Effet du recul de selle sur la cinématique articulaire de la hanche et du genou ..	140
V.3.2. Effet du recul de selle sur le pathomécanisme possible de l'ITBS.....	140
V.3.3. Simulation de la force ITB-LFE en fonction des amplitudes de mouvement de la hanche et du genou.....	142
V.4. Discussion.....	146
V.5. Limites	151
V.6. Conclusion	152
Conclusion.....	155
Perspectives.....	159
Publications	167
Références bibliographiques	171
Annexes.....	195
Table des matières.....	203





Effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Apport de la modélisation musculo-squelettique.

La performance sportive et la prévention des blessures en cyclisme sont étroitement liées à l'amélioration des capacités physiques, de la technique gestuelle ainsi qu'à l'optimisation du matériel utilisé. Dans ce contexte, nous avons étudié l'influence du recul de selle sur l'efficacité du mouvement de pédalage ainsi que sur les efforts internes au niveau du genou. Une approche de modélisation musculo-squelettique a été développée afin de quantifier indirectement les forces musculaires et articulaires à partir de mesures externes cinématiques et dynamiques. Un intérêt tout particulier a été porté sur l'adéquation entre les mesures des efforts extérieurs, le modèle anthropométrique et les mesures cinématiques afin de diminuer les incohérences dynamiques associées à un système surdéterminé. A partir de ces mesures, les effets du recul de la selle sur la performance ont été évalués à travers l'indice d'efficacité de la force produite à la pédale et un nouvel indice, basé sur le travail mécanique externe. Les résultats ont montré qu'un positionnement de la selle plus reculé augmente l'efficacité du mouvement de pédalage. Concernant la prévention des blessures, notre analyse s'est portée sur l'effet du recul de selle sur deux troubles musculo-squelettiques fréquents en cyclisme: le syndrome fémoro-patellaire et le syndrome de la bandelette ilio-tibiale. Nos résultats ont montré que le recul de selle ne modifie pas les forces fémoro-patellaires communément incriminées dans la survenue de ce syndrome. Par ailleurs, une position plus reculée augmente les forces fémoro-tibiales de compression par le biais notamment de la contraction excentrique des muscles ischio-jambiers. Bien que le syndrome de la bandelette ilio-tibiale soit classiquement décrit comme un syndrome de friction, le calcul de la force d'interaction entre la bandelette ilio-tibiale et l'épicondyle fémoral a montré que la compression est le facteur discriminant dans le pathomécanisme. L'approche méthodologique de simulation développée possède par ailleurs un fort potentiel afin de corriger les défauts techniques, optimiser les réglages matériels et améliorer la prise en charge thérapeutique des TMS. Plus généralement, les développements méthodologiques et implications cliniques issus de ces travaux trouvent des applications directes dans le milieu du cyclisme mais aussi dans l'étude de nombreuses activités sportives (notamment sur ergomètre) du point de vue de la performance, de la prévention des blessures et de la rééducation.

Mots-clés: Recul de selle, Syndrome de la bandelette ilio-tibiale, Forces articulaires, Simulation.

Effect of posture on performance and prevention of injury in cycling. Insight from a musculoskeletal modeling approach.

Performance and prevention of injuries in cycling are closely linked to the optimisation of individual's physical capacity and technique as well as sport equipment. In this context, we have studied the influence of saddle setback on the effectiveness of pedalling and on knee joint loads. A musculoskeletal modelling approach was developed to estimate muscle and joint forces from experimental kinematic and dynamic measurements. We first focused on the adequacy between sensors data, anthropometric model and kinematic measurements to obtain dynamically consistent input data. Then, the effect of saddle setback on performance was evaluated through the index of pedal force effectiveness and a new index based on external mechanical work. Results have showed that a more backward saddle position increases the effectiveness of pedalling. As regards to injury prevention, our analysis focused on the effect of the saddle setback on two knee injuries commonly observed in cycling: the patellofemoral syndrome and iliotibial band syndrome. Our results showed that saddle setback do not influence patellofemoral joint forces that are usually linked to this syndrome. Moreover, a more backward saddle position increases tibiofemoral compression forces due to increasing eccentric contraction of the hamstrings. Commonly described as a friction syndrome, the computation of interaction force between iliotibial band and lateral femoral epicondyle have showed that the compression was the discriminating factor in the occurrence of the syndrome. The simulation approach developed here could be used as an additional tool to help correct potentially harmful sport techniques, optimise equipment setup/design and improve the treatment of injuries. More generally, this thesis brings new methodological improvements and clinical implications that have broader applications on sport performance, injury prevention and rehabilitation.

Keywords: Saddle setback, Iliotibial band syndrom, Joint forces, Simulation.