



Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique

Camille Pouliquen

► To cite this version:

Camille Pouliquen. Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique. Education. Université Rennes 2, 2017. Français. NNT : 2017REN20064 . tel-01743785

HAL Id: tel-01743785

<https://theses.hal.science/tel-01743785>

Submitted on 26 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

THESE / UNIVERSITÉ RENNES 2
sous le sceau de l'Université Bretagne Loire
pour obtenir le titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ RENNES 2
Mention : STAPS
Ecole doctorale ELICC

présentée par
Camille Pouliquen
Préparée à l'Équipe d'Accueil (n°1274)
Laboratoire M2S
Mouvement Sport Santé

Evaluation de l'asymétrie
articulaire et musculaire
au cours d'exercices
exhaustifs en cyclisme :
apports de l'approche
expérimentale et de la
modélisation
musculosquelettique

Thèse soutenue le 21 décembre 2017
devant le jury composé de :

William Bertucci
Professeur, Université de Reims Champagne-Ardenne / **Rapporteur**

Julien Morlier
Maître de Conférence (HDR), Université de Bordeaux / **Rapporteur**

Frédérique Hintzy
Maître de Conférence, Université Savoie Mont Blanc / **Examineur**

Françoise Bekono-Rannou
Professeur, Université Rennes 2 / **Examineur**

Nicolas Bideau
Maître de Conférence, Université Rennes 2 / **Co-directeur de thèse**

Paul Delamarche
Professeur, Université Rennes 2 / **Directeur de thèse**



UNIVERSITÉ RENNES 2 – HAUTE BRETAGNE
Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S) – EA 1274
Ecole Doctorale – Education, Langages, Interactions, Cognition, Clinique

Sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

**Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices
exhaustifs en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la
modélisation musculosquelettique**

Thèse de Doctorat

Discipline : STAPS

Volume

Présentée par Camille Pouliquen

Directeur de thèse : Paul Delamarche
Co-directeur de thèse : Nicolas Bideau

Soutenue le 21 décembre 2017

Jury :

William Bertucci, PU, Université de Reims Champagne-Ardenne (Rapporteur)
Julien Morlier, MCU (HDR), Université de Bordeaux (Rapporteur)
Frédérique Hintzy, MCU, Université Savoie Mont Blanc (Examineur)
Françoise Bekono-Rannou, PU, Université Rennes 2 (Examineur)
Paul Delamarche, PU, Université Rennes 2 (Directeur de thèse)
Nicolas Bideau, MCU, Université Rennes 2 (Co-directeur de thèse)

"Les plus grandes victoires sont celles que l'on remporte sur soi-même"

Bobby Jones

Remerciements

Cette première page est loin d'être la plus simple à écrire car il n'est pas toujours chose aisée de trouver les mots justes et surtout de n'oublier personne. . .

Je tenais en premier lieu à remercier les membres du jury d'avoir accepté d'examiner mon travail de thèse. Je remercie William Bertucci et Julien Morlier d'avoir accepté de rapporter ce mémoire. De même, je remercie Frédérique Hintzy et Benoit Bideau d'avoir accepté d'évaluer ce travail de thèse. Je remercie mon directeur de thèse Nicolas Bideau ainsi que Guillaume Nicolas pour m'avoir accompagné depuis mon stage de master 2.

Je remercie l'ensemble du laboratoire Mouvement Sport Santé de Ker Lann pour la bonne ambiance et les bons moments passés pendant et hors du travail. Je tiens aussi à remercier Professeur Franck Multon chef de l'équipe MimeTic sans qui cette histoire n'aurait pu commencer.

Je remercie les collègues du laboratoire du MIP du Mans pour leur accueil chaleureux et la bonne ambiance qui règne au labo !

Je tiens aussi à remercier la Région Bretagne pour son aide financière qui m'a permis de réaliser ces travaux.

Mes plus vifs remerciements vont à mes compagnons de galère et amateurs de cacahuètes qui partagent ou ont partagé le sauna d'été des doctorants. Chacun d'entre vous m'a aidé de près ou de loin, à l'aide : de cafés, de concours de footchaise, de blagues, de parties de golf, de coups dans les bars, de séminaires. . . à l'accomplissement de ce travail. Je tiens aussi à remercier particulièrement mes deux fidèles compères : Jordan, dit le bombardier, pour avoir partagé avec moi ta passion du golf lors de nos compétitions universitaires où j'ai passé les meilleurs moments de ma vie de golfeur. Et Pierre dit aka plantouille (ou le grand Johnny), qui sans ton soutien et ton humour ne m'aurait pas permis d'être là aujourd'hui. On s'estentraîdés comme on pouvait durant ces longues heures passées au bureau. . . Tout ces moments passés avec vous tous ont été un réel plaisir et m'ont appris et apporté énormément.

Je remercie tous mes amis (mectons, copinous, carlistes, amigros, camarades. . .) qui font ce que je suis aujourd'hui. Que l'on se connaisse depuis le collège, le lycée, la prépa ou l'université vous m'avez permis par ces moments passés aux quatre coins de la Bretagne, de France et d'Europe de réussir à l'accomplissement de ce manuscrit. Il me vient à l'esprit une multitude de souvenirs : la place du chai : ses gens et ses nuages, Saint Michel avec sa rue infinie et son petit parc, Saint Charles et ses cuisines, Art Rock et sa maison, Carhaix et son 110m tente Quechua mais aussi : un pacs, un mariage, des naissances, des bières, des pastis, des matchs de foot, des

parties de jeux vidéo et bien plus encore. Merci à vous pour ce que vous avez su m'apporter et ce que l'on va continuer à s'apporter.

Merci à l'équipe de golf de Pléneuf Val André qui m'a permis de m'aérer l'esprit durant cette thèse et de vivre des moments indescriptibles avec une pensée particulière pour ce titre de Champion de France par équipe et cette victoire en double en finale qui à été obtenue à cinq (Pythagore compte pour un...) qui restera à jamais gravé dans ma mémoire. Merci Vincent, Yvon, Poutit, Bruno, Pierrot, Keeeeviiiin, JB, Lolo, Loulou, Tug et tous les autres de cette grande team. Merci aussi à la team Rennes 1 (Paul, Théo et Arthur) pour ce super moment passé au championnat de France qui nous à permis de remporter le titre et de se qualifier pour les championnats d'Europe à Praha !!

Je dédie ce travail à ma belle famille, ma famille et à la team Pouliquen sans qui je n'aurais jamais réussi. Je pense à mes parents pour leur amour, leur soutien et leur confiance tout au long de ma scolarité... Merci à toi papa d'être mon caddy de choc (;-) #F7) et de m'avoir supporté sur un parcours comme dans la vie, toujours de bons conseils et de sages paroles à me transmettre : « reste dans ta bulle, fais ce que tu sais faire ». Merci à toi maman, tu m'as tellement apporté et tu m'apportes tellement encore qu'il n'existe pas de mots mais seulement des néologismes pour décrire cela. Vous êtes de véritables modèles pour nous. Je pense bien sûr aussi à tous mes frères qui ont chacun posé une pierre à l'édifice, Matthieu, pour ces moments de franche rigolade passés à la maison, Yoann et ses enfants qui m'ont beaucoup appris sur la vie, Guillaume, pour ces nombreuses fois où vous m'avez accueilli et nourri, avec Marie-Laure, Nathan et Hugo, vous m'avez permis de me détendre, de me changer les idées et de me ressourcer. Et Antoine le petit dernier qui a toujours le mot pour rire et te faire sourire. Merci à vous !

Enfin, merci à toi Clémence qui devrait avoir son nom sur ce manuscrit car sans toi je n'y serais pas arrivé. Ton aide, tes mots, ta présence journalière malgré cette distance nous séparant au début, tu es un tout mon amour : une béquille pour me relever, une oreille pour m'écouter, un cœur pour me comprendre. Merci à toi pour ce que je suis et pour ce que nous sommes.

Table des matières

1	Introduction	1
2	Revue de la littérature : Asymétrie en cyclisme	3
2.1	Asymétries de pédalage et enjeux pour le cyclisme	3
2.2	Déterminants biomécaniques du mouvement de pédalage	4
2.2.1	Déterminants cinématiques	5
2.2.1.1	Rappel des phases du cycle de pédalage	5
2.2.1.2	Définition des rotations anatomiques pour l'analyse du mouvement de pédalage	6
2.2.1.3	Description bidimensionnelle du mouvement de pédalage	7
2.2.1.4	Intérêt de l'analyse tridimensionnelle pour l'analyse de mouvement en cyclisme	8
2.2.1.5	Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur la cinématique articulaire du membre inférieur	10
2.2.2	Déterminants cinétiques	12
2.2.2.1	Mesure des efforts externes et estimation des efforts articulaires	12
2.2.2.2	Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur les variables cinétiques	13
2.2.3	Déterminants associés au recrutement musculaire	16
2.2.3.1	Rôle des muscles du membre inférieur dans le mouvement de pédalage	16
2.2.3.2	Quantification du recrutement musculaire par EMG lors du mouvement de pédalage	19
2.2.3.3	Influence de la cadence de pédalage sur le recrutement musculaire du membre inférieur	22
2.2.3.4	Influence de la posture sur le recrutement musculaire du membre inférieur	23
2.2.3.4.1	Influence de la puissance développée sur le recrutement musculaire du membre inférieur	24
2.2.4	Déterminants associés aux efforts musculaires lors du cycle de pédalage	25
2.2.4.1	Le muscle en tant qu'actionneur de l'articulation	26

2.2.4.2	Modélisation de la contraction musculaire	29
2.2.4.3	Résolution du problème de redondance musculaire	30
2.2.4.4	Modèle cinématique et mise à l'échelle	35
2.2.4.5	Validation des modèles musculosquelettiques	36
2.2.4.6	Influence de la cadence, de la puissance et de la posture sur les efforts musculaires au cours du pédalage	37
2.3	De l'analyse biomécanique vers une approche intégrative de l'asymétrie	37
2.3.1	Déterminants biomécaniques de l'asymétrie en cyclisme	37
2.3.1.1	Anthropométrie et différences anatomiques	38
2.3.1.2	Préférence et dominance latérale	39
2.3.1.3	Intensité, durée de l'exercice et fatigue	40
2.3.1.4	Cadence de pédalage	41
2.3.1.5	Niveau d'expertise	42
2.3.1.6	Interaction homme-machine	42
2.3.1.7	Posture	43
2.3.1.8	Conditions de course	43
2.3.1.9	Charge d'entraînement	44
2.3.2	Influence de l'asymétrie sur la performance	44
2.3.3	L'asymétrie : un risque pour l'intégrité physique ?	45
2.3.4	Vers l'intégration de l'analyse biomécanique dans la surveillance médicale réglementaire	47
2.4	Indicateurs biomécaniques et méthodes de quantification de l'asymétrie	49
2.4.1	Méthodes traditionnelles de quantification de l'asymétrie	51
2.4.1.1	Comparaison des amplitudes articulaires (ROM) droite et gauche	51
2.4.1.2	Index d'asymétrie	51
2.4.1.3	Méthodes statistiques	52
2.4.2	Vers de nouvelles méthodes de quantification de l'asymétrie intracycle	53
2.4.2.1	Corrélation et déphasages temporels entre les pattern articulaires droite et gauche	53
2.4.2.2	Méthodes d'asymétrie intra-cycle basées sur des fonctions de symétrie	55
2.5	Points clés de la revue de la littérature	56
3	Synthèse et objectifs	57
4	Impact de l'incrément de puissance sur la cinématique articulaire et la coordination musculaire au cours d'un test incrémental jusqu'à épuisement chez des cyclistes professionnels.	59
4.1	Introduction	60
4.2	Méthodologie générale	61
4.2.1	Population	61

4.2.2	Protocole expérimental	61
4.2.3	Capture de mouvement	62
4.2.4	Analyse cinématique et électromyographique	65
4.2.5	Méthode des cross-corrélations	66
4.2.6	Analyse temporelle du signal EMG	67
4.3	Analyse statistique	67
4.4	Résultats	68
4.4.1	Résultats de l'analyse électromyographique	68
4.4.1.1	Analyse de la RMS moyenne	68
4.4.1.2	Les enveloppes RMS	71
4.4.2	Analyse de l'activation musculaire	73
4.4.2.1	Durées d'activation musculaire par le Onset/Offset	73
4.4.2.2	Méthode des cross-corrélations	74
4.4.3	Résultats de l'analyse cinématique	75
4.5	Discussion	81
4.6	Conclusion	85
5	Quantification spatio-temporelle du niveau d'asymétrie chez les cyclistes professionnels au cours d'un test incrémental jusqu'à épuisement.	87
5.1	Introduction	88
5.2	Méthodologie générale	88
5.2.1	Méthode des cross-corrélations	88
5.2.2	<i>NSI</i> : Normalized Symmetry Index	89
5.2.3	Analyse statistique	90
5.3	Résultats	91
5.3.1	Comparaison bilatérale des amplitudes articulaires	91
5.3.2	Asymétrie calculée à l'aide du Symmetry Ratio (<i>SR</i>)	92
5.3.3	Asymétrie calculée à l'aide de la cross-corrélation et de la <i>NSI</i>	94
5.4	Discussion	99
5.5	Conclusion	102
6	Quantification spatio-temporelle du niveau d'asymétrie articulaire et musculaire par modélisation musculosquelettique au cours d'un test à charge constante.	105
6.1	Introduction	106
6.2	Méthodologie générale	106
6.2.1	Protocole	106
6.2.2	Capture de mouvement et analyse cinématique	107
6.2.3	Mesure des efforts externes	108
6.2.4	Analyse électromyographique	108
6.2.5	Modélisation musculosquelettique	109

6.2.6	Comparaison des variables : début vs. fin de test	110
6.3	Analyse statistique	110
6.4	Résultats	110
6.4.1	Range of Motion	110
6.4.2	Comparaison globale de la similarité des patterns cinématiques	112
6.4.3	Comparaison locale de la similarité des patterns cinématiques par la méthode <i>NSI</i>	113
6.4.4	Analyse électromyographique	117
6.4.5	Modèle musculosquelettique	121
6.4.5.1	Validation	121
6.4.5.2	Forces de réaction intersegmentaire à la hanche	122
6.4.5.3	Forces de réaction intersegmentaire au genou	124
6.4.5.4	Forces de réaction intersegmentaire à la cheville	126
6.4.5.5	Moments nets articulaires	128
6.4.5.6	Forces Musculaires	129
6.5	Discussion	131
6.5.1	Limitation/Ouverture	134
6.6	Conclusion	134
7	Conclusion et perspectives	137
7.1	Synthèse et apport des travaux effectués	137
7.2	Perspectives	138
8	Annexes	141
	Bibliographie	142
	Liste des figures	171
	Liste des tableaux	175

Chapitre 1

Introduction

Le cyclisme, dans sa pratique populaire de loisir, est considéré comme une activité sportive peu traumatisante. Toutefois, la pratique du cyclisme à haut niveau présente des risques microtraumatismes importants. Bien qu'il s'exerce en décharge partielle des membres inférieurs, la répétition de chargements élevés sur des durées allant jusqu'à plusieurs heures peut s'avérer nocive. Les différents traumatismes spécifiques du cyclisme de haut-niveau sont exacerbés par le maintien de positions aérodynamiques favorables à la performance (e.g., contre la montre), l'intensité et la durée de l'exercice, la charge d'entraînement et les réglages matériels. La plupart des microtraumatismes en cyclisme concerne les articulations des membres inférieurs (hanche, genou, cheville) dont les structures musculosquelettiques subissent les chargements les plus importants. Ainsi, une étude épidémiologique concernant 7 équipes professionnelles incluant 109 cyclistes a permis d'établir, sur 12 mois, que 21% d'entre eux étaient concernés par des arrêts de travail associés à des blessures localisées pour 57% d'entre eux au niveau du genou, pour 22% au niveau lombaire, et pour 13% au niveau de la jambe ([Clarsen2010]). Les principaux facteurs à l'origine des microtraumatismes de l'appareil locomoteur concernent l'interface entre le cycliste et le vélo (positionnement du pied sur les pédales, hauteur et recul de selle, longueurs de manivelle, etc), la posture et la technique de pédalage, les différences anthropométriques, ou les asymétries biomécaniques entre les côtés gauche et droit ([Gregor2000]). Concernant ce dernier point, plusieurs études tentent de mettre en lien le niveau d'asymétrie bilatérale avec le risque traumatique et la performance, question encore largement débattue à ce jour. Un élément fondamental de discussion réside dans la nature des moyens d'investigation de l'asymétrie biomécanique.

Selon Herzog et al. [Herzog1989], un mouvement est considéré comme symétrique dès lors qu'il existe une forte corrélation entre les variables mesurées de chaque côté. Ces variables biomécaniques peuvent être de différentes natures : cinématique, cinétique et neuro-musculaire. A ce jour, l'asymétrie cinétique externe fait l'objet de la majorité des travaux scientifiques ou des évaluations de terrain au travers de pédales instrumentées ou de capteurs de couple moteur.

Toutefois, même si le cycliste produit une force externe identique sur chacune des pédales, les couples articulaires et musculaires peuvent différer. De ce fait, une augmentation du chargement musculaire et articulaire peut survenir de par des différences cinématiques lors du cycle de pédalage ([Carpes2010]). Ceci incite à investiguer d'autres aspects de l'asymétrie au-delà de la comparaison bilatérale des efforts externes. En outre, dans la perspective d'apporter des éléments de réflexion quant au lien asymétrie/risque de blessure, il semble pertinent de quantifier l'asymétrie cinématique ainsi que les différences bilatérales en termes d'efforts produits par le système musculosquelettique. Concernant l'asymétrie cinématique, la majorité des travaux utilisent des index basés sur des analyses bidimensionnelles du mouvement de pédalage. Ces index sont la plupart du temps de nature algébrique, ce qui ne permet pas de comparer les patterns bilatéraux sur l'ensemble du cycle de pédalage. L'amélioration des méthodes de quantification de l'asymétrie constitue donc un enjeu dans la perspective d'accéder au niveau d'asymétrie bilatérale intra-cycle. D'un point de vue des actionneurs du mouvement, une analyse des différences bilatérales nécessite l'utilisation de méthodes d'investigation du recrutement musculaire ainsi que des méthodes d'estimation des efforts produits par les différentes structures musculo-tendineuses au cours de l'effort. Ceci est rendu possible par l'analyse électromyographique ainsi que les méthodes de modélisation et simulation musculosquelettique basées sur des données expérimentales de capture de mouvement.

Cette thèse se veut avant tout méthodologique dans la mesure où elle propose le développement d'un nouvel index permettant l'accès à l'asymétrie intra-cycle en cyclisme. Ce travail permet également de quantifier l'asymétrie du système musculosquelettique au cours du pédalage avec une application dans un contexte de tests exhaustifs. Elle rentre dans le cadre d'un projet intitulé TRAUMACYCLE, financé par l'INSEP, dont l'objectif est de développer une approche basée sur la modélisation et la simulation musculosquelettique du mouvement lors du maintien d'une posture en cyclisme. Elle s'inscrit également dans le cadre d'une collaboration étroite avec la Fédération Française de Cyclisme.

Ce manuscrit est organisé de la manière suivante. Le premier chapitre concerne l'état de l'art sur l'asymétrie en cyclisme, ses déterminants et ses méthodes d'investigations (chapitre 2). Il aboutit sur les objectifs de la thèse en précisant le cahier des charges (chapitre 3). Trois principales contributions sont ensuite développées. La première étude vise à analyser l'effet d'un test incrémental sur les coordinations segmentaires et musculaires en se focalisant sur la jambe dominante chez des cyclistes professionnels (chapitre 4). La deuxième étude a pour objectif de quantifier l'asymétrie des patterns cinématiques droite et gauche au cours du test incrémental (chapitre 5). En particulier, un nouvel index est proposé afin d'accéder au niveau d'asymétrie cinématique intra-cycle. La dernière étude vise à appliquer cette méthodologie lors d'un test à charge constante puis à fournir des résultats de simulation en termes d'efforts internes via un modèle musculosquelettique basé sur de la capture de mouvement (chapitre 6). Enfin, nous terminons par une discussion et les perspectives qu'ouvre ce travail.

Chapitre 2

Revue de la littérature : Asymétrie en cyclisme

2.1 Asymétries de pédalage et enjeux pour le cyclisme

La quantification et l'analyse du niveau d'asymétrie au cours du mouvement font l'objet de nombreuses études dans la littérature concernant les sports cycliques tels que l'aviron ([Buckeridge2012], [Fohanno2015]), la natation ([Sanders2011]), la course à pied ([Chavet1997], [Zifchock2006]) et le cyclisme ([Daly1976], [Smak1999], [Carpes2007a]). Dans un souci de performance, en particulier dans la perspective de pratique de haut niveau, la littérature s'accorde sur le fait que les côtés ipsilatéral et controlatéral contribuent tous deux à la production de la performance motrice (e.g. [Enoka1997], [Loffing2012]). Ainsi, en cyclisme, l'hypothèse de congruence des mesures droite et gauche est souvent associée à une meilleure efficacité, une réduction du risque de blessure ou à l'apparition différée de la fatigue ([Smak1999], ([Bini2007])). Toutefois, des questionnements demeurent concernant l'effet du niveau d'asymétrie, notamment sur la performance et l'intégrité physique du cycliste ([Carpes2010]).

Lorsque l'on s'intéresse au cyclisme, cette activité est souvent vue comme impliquant un système mécanique complexe comportant un grand nombre de degrés de liberté et de nombreux actionneurs. Ce système étant en boucle fermée, avec les pieds liés au niveau des pédales et contraints par un mouvement de rotation des manivelles, la majorité des études en biomécanique du cyclisme se focalise sur l'action d'une jambe, supposant une action symétrique de l'autre jambe. Toutefois, une symétrie parfaite – d'un point de vue cinématique, cinétique, ou musculaire – n'est que rarement atteinte au regard de nombreux facteurs tels que la dissymétrie anatomique, la préférence latérale, le niveau de coordination ou encore les conditions de réalisation de l'exercice. Dès les années 1970, plusieurs auteurs montrent en effet l'existence de différences significatives du niveau de force appliqué entre les pédales droite et gauche (e.g. [Monte1973]). L'évaluation de l'asymétrie cinétique à l'aide de systèmes comparant le couple moteur droit et gauche ainsi que la donnée de puissance sont de plus en plus utilisées sur le

terrain notamment avec l'avènement des capteurs embarqués ([Grappe2012]). D'un point de vue de la coordination, des asymétries cinématiques et musculaires ont pu être mises en évidence avec les développements des technologies d'analyse du mouvement permettant l'accès aux paramètres cinématiques 3D et aux paramètres de recrutement musculaire ([Edeline2004], [Bini2010b], [Carpes2011], [Sayers2012b]). Ces approches expérimentales, lorsqu'elles sont couplées à de la modélisation musculosquelettique, permettent désormais d'obtenir des informations plus précises sur l'asymétrie du système musculosquelettique et ostéoarticulaire au cours de l'effort en cyclisme.

Bien que ces différentes techniques permettent des mesures fines de certaines variables biomécaniques du mouvement, la quantification de l'asymétrie constitue un champ de recherche en pleine expansion et nécessite des développements d'un point de vue méthodologique, mais aussi du point de vue de l'analyse et de l'interprétation des résultats. En effet, la plupart des études caractérisent le niveau d'asymétrie d'un point de vue bidimensionnel et à partir de valeurs discrètes à des instants limités du cycle de pédalage ([Bini2009], [Carpes2011]). Ces approches, majoritairement basées sur des ratios algébriques, ne permettent pas d'accéder aux asymétries intra-cycles instantanées dans les différents plans anatomiques. Par ailleurs, ces ratios, par construction mathématique, peuvent conduire à des interprétations erronées. C'est précisément dans ce contexte que s'inscrit ce travail de thèse.

L'amélioration des connaissances en termes de niveau d'asymétrie 3D intra-cycle des variables cinématiques et cinétiques, ainsi que des efforts et niveaux de recrutement musculaire, est capitale lorsque l'on s'intéresse au cyclisme de haut-niveau. Comme évoqué précédemment, l'asymétrie est souvent associée à une réduction des performances ([Bini2007]) et pourrait également avoir un impact sur l'intégrité physique des coureurs. En effet, le cycliste de haut-niveau présente des risques microtraumatiques importants au regard du volume, de l'intensité de l'entraînement et du caractère répétitif du mouvement de pédalage. En particulier, la répétition de ces mouvements cycliques peut contribuer à la survenue de pathologies liées notamment à des frottements lors des mises en tractions ou compressions des éléments paratendineux (gaine synoviale, bourse séreuse. . .). Plusieurs études semblent montrer que ces effets délétères pourraient être exacerbés par une asymétrie du mouvement de pédalage ([Holmes1991], [Smak1999]). Ces asymétries sont liées à différents déterminants biomécaniques du mouvement de pédalage tels que décrits ci-après.

2.2 Déterminants biomécaniques du mouvement de pédalage

L'optimisation de la performance en cyclisme repose sur l'amélioration de nombreuses variables qui, prises indépendamment, peuvent avoir un impact significatif sur la performance. Le rôle de ces différentes variables doit donc être clairement défini, ainsi que leur importance relative vis-à-vis de la performance du cycliste. Ces principaux déterminants trouvent leurs fondements dans des domaines divers tels que la physiologie, la psychologie, la technologie, la tactique, le contrôle moteur et la biomécanique ([Grappe2009]). Dans ce travail de thèse, nous nous focaliserons dans un premier temps sur les déterminants biomécaniques généraux du mouvement en cyclisme puis nous montrerons de quelle manière ces derniers peuvent affecter le niveau d'asymétrie en cyclisme. Ces déterminants biomécaniques de la performance sont généralement

identifiés à l'aide de méthodes expérimentales et numériques lors de tests, principalement réalisés en laboratoire, permettant ainsi d'isoler le poids de chaque variable sur le mouvement. Ces approches s'articulent autour de mesures cinématiques, cinétiques ou musculaires.

2.2.1 Déterminants cinématiques

2.2.1.1 Rappel des phases du cycle de pédalage

A première vue, le mouvement de pédalage peut sembler simple et uniquement composé de mouvements de flexion/extension de l'ensemble des articulations du membre inférieur. Cependant, ce mouvement circulaire en chaîne fermée est plus compliqué qu'il n'y paraît. En effet, cette chaîne poly-segmentaire, caractérisée par des rotations anatomiques tridimensionnelles simultanées de l'ensemble des articulations du membre inférieur (hanche/genou/cheville) est contrainte à la fois par la liaison entre le pied et la pédale et par le contact au niveau de la selle. Les mouvements résultants nécessitent la mobilisation de nombreux muscles permettant de stabiliser le coureur sur le vélo et de créer une force externe sur les pédales à l'origine de la puissance mécanique produite. Pour essayer de mieux comprendre ce mouvement, le cycle de pédalage, classiquement décomposé en quatre phases, est décrit par un cercle parcouru dans le sens anti-trigonométrique. Cette décomposition du mouvement dans le plan du pédalier se fait généralement de la façon suivante (cf figure 2.1) :

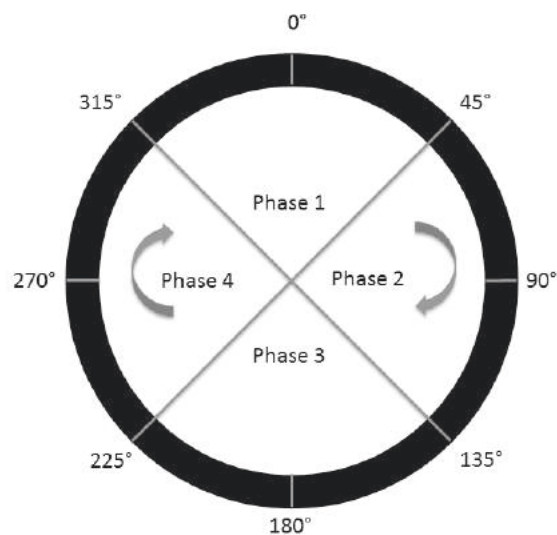


Figure 2.1 - Décomposition du cycle de pédalage en quatre phases.

- **Phase 1 (315-45°)** : correspond au passage au point mort haut qui correspond pour le membre inférieur à la fin de la flexion et au début de l'extension.

- **Phase 2 (45-135 °)** : correspond à la phase de poussée pendant laquelle la majorité de la puissance va être développée.
- **Phase 3 (135-225 °)** : correspond au passage au point mort bas, c'est la phase inverse de la phase 1, c'est à dire le passage de l'extension à la flexion pour les articulations du membre inférieur.
- **Phase 4 (225-315 °)** : correspond à la phase de tirage, c'est pendant celle-ci qu'il y a le moins de force créée, la puissance développée est alors assurée par l'autre jambe.

Dans la littérature, cette description est parfois réduite à deux phases : poussée (0-180 °) et tirage (180-360 °) ([Sayers2012b], [Bini2014c]). Quel que soit le mode de représentation, la décomposition du cycle de pédalage est pertinente dans la perspective d'analyses cinématiques, cinétiques et musculaires en cyclisme, notamment pour identifier la temporalité des variables.

2.2.1.2 Définition des rotations anatomiques pour l'analyse du mouvement de pédalage

L'analyse tridimensionnelle du mouvement se fait à l'aide de la décomposition dans les trois plans anatomiques (cf figure 2.2).

Les rotations anatomiques sont décomposées de la façon suivante ([Knudson2007]) :

- flexion/extension dans le plan sagittal. La flexion désigne un mouvement articulaire associé à une diminution de l'angle entre deux segments corporels. Ce mouvement se produit habituellement dans le plan sagittal et s'oppose au mouvement d'extension.
- abduction/adduction dans le plan frontal. L'abduction correspond à un mouvement qui écarte un membre de l'axe médian du corps dans un plan frontal, à l'inverse de l'adduction.
- rotation interne/externe dans le plan transversal. Il s'agit d'un mouvement qui passe par la diaphyse de l'os. La rotation est qualifiée d'externe lorsque celle-ci est réalisée vers l'extérieur du corps et interne lorsqu'elle est réalisée vers l'intérieur.

Pour la cheville, on utilise habituellement les termes inversion/éversion et flexion/dorsiflexion plantaire pour évoquer respectivement les rotations dans les plans frontal et sagittal.

Les analyses cinématiques en cyclisme sont très majoritairement réalisées dans le plan sagittal mais l'amélioration des outils de capture de mouvement a permis de montrer que les mouvements dans les plans frontal et transversal ne sont pas négligeables d'autant plus qu'ils peuvent être impactés par différentes conditions de réalisation de l'exercice ([Umberger2001], [Fang2016], [Bini2016a]).

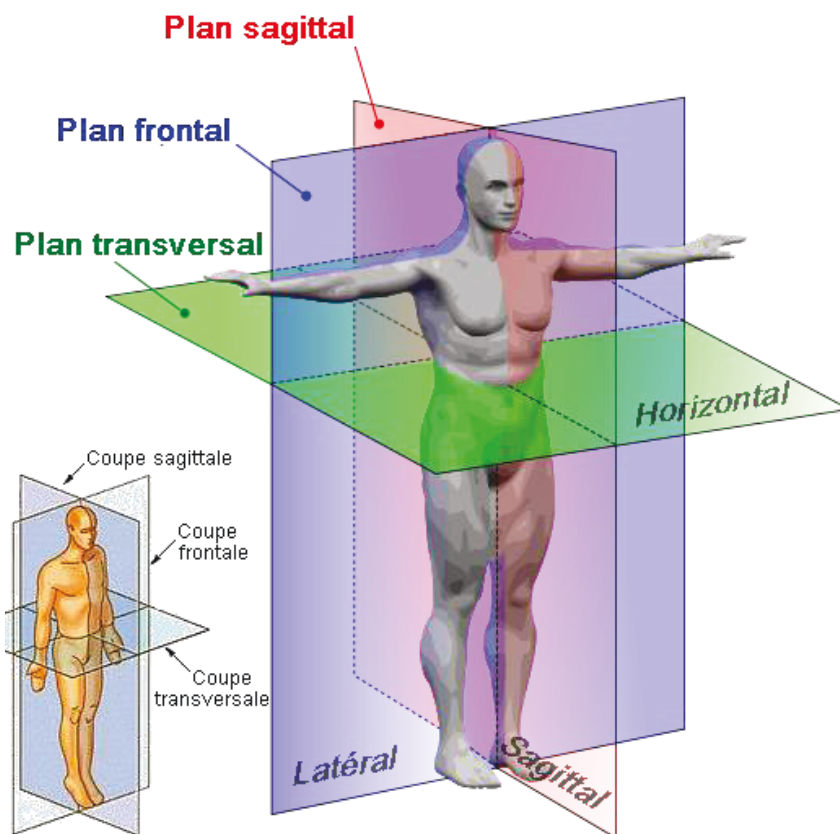


Figure 2.2 - Définitions des plans anatomiques (source : thanatofrance).

2.2.1.3 Description bidimensionnelle du mouvement de pédalage

Beaucoup d'études analysent le mouvement de pédalage d'un point de vue bidimensionnel, majoritairement dans le plan sagittal. Cette approche est basée sur des hypothèses simplificatrices associées au mouvement dans le plan du pédalier (cf figure 2.3). La majorité des analyses cinématiques sont généralement réalisées dans le plan sagittal à l'aide des systèmes vidéos traditionnels ([Diefenthaeler2008]) ou de systèmes optoélectroniques ([Sayers2012b], [Sayers2012a], [Bini2014c], [Bini2016a]). Bini et al. [Bini2014c] justifient cette hypothèse bidimensionnelle par le fait que la majorité des efforts moteurs sont produits dans le plan sagittal et de manière moindre dans les plans frontal et transversal. Ceci induit une réduction de la complexité de l'analyse de l'espace vers le plan ([Bini2014c], [Fregly1995], [Caldwell1999], [Umberger2001]), permettant le calcul des angles en flexion/extension pour la hanche, le genou et la cheville (cf figure 2.3). Au cours du cycle de pédalage, en partant du point mort haut (PMH), la hanche et le genou vont effectuer successivement une extension et une flexion alors que la cheville est en flexion plantaire durant tout le cycle ([Caldwell1999]). Ainsi, l'amplitude moyenne articulaire pour une position classique sur le vélo, est de l'ordre de 75° pour le genou, 45° pour la hanche et 20° pour la cheville dans le plan sagittal ([Bini2014c]).

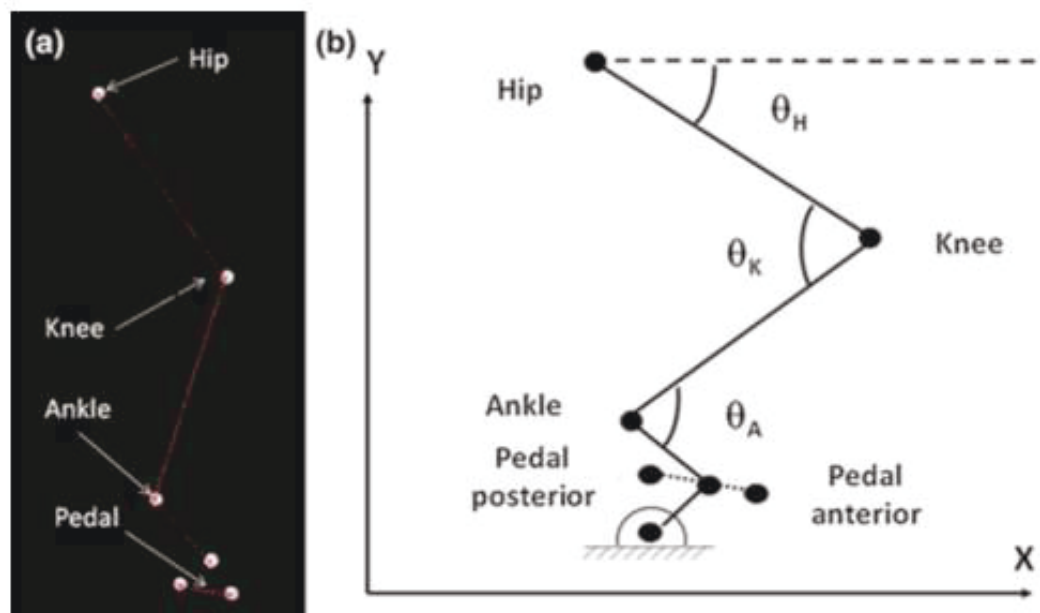


Figure 2.3 - Description bidimensionnelle du plan sagittal pour l'analyse du mouvement du membre inférieur d'après Bini et al. [Bini2014c].

Dans ce type d'analyse, la caméra est classiquement positionnée perpendiculairement au mouvement et le plus souvent d'un seul côté, ce qui ne permet pas l'analyse bilatérale du mouvement. Dans cette perspective, l'analyse tridimensionnelle semble plus appropriée.

2.2.1.4 Intérêt de l'analyse tridimensionnelle pour l'analyse de mouvement en cyclisme

L'analyse cinématique planaire peut être discutable pour deux raisons principales : l'une concerne les erreurs liées aux aspects méthodologiques, l'autre est associée à l'impact des degrés de liberté hors du plan sagittal sur les risques traumatiques. D'un point de vue méthodologique, Umberger et al. [Umberger2001] mettent en évidence des différences significatives concernant les angles anatomiques obtenus par un calcul en 2D ou en 3D. Ainsi, l'erreur commise peut atteindre 32° pour l'angle maximal de la hanche et 7° pour celui de la cheville dans le plan sagittal. Par ailleurs, l'hypothèse planaire s'avère également être limitante dans le sens où la littérature montre que les degrés de liberté hors du plan sagittal (inversion/éversion de la cheville et abduction/adduction de la hanche et du genou) peuvent être à l'origine de micro-traumatismes notamment au niveau du genou. En particulier, Gregersen et al. [Gregersen2003] et Bailey et al. [Bailey2003] suggèrent que l'abduction/adduction de genou peut être la cause de blessure de sur-sollicitation. Enfin, une raison supplémentaire dans l'intérêt de l'analyse cinématique tridimensionnelle réside dans le fait que les mouvements dans le plan frontal et dans le plan transversal peuvent être affectés par un effet combiné de la fatigue et de la puissance ([Bini2016a]). Récemment, Fang et al. [Fang2016] ont ainsi analysé l'effet de la puissance et de la cadence sur la cinématique et la dynamique du genou dans le plan frontal. Ils montrent notamment que l'amplitude du genou en abduction augmente avec la puissance. Pour l'ensemble de ces raisons, il semble donc plus ju-

dicieux d'employer une méthodologie tridimensionnelle concernant l'analyse fine du mouvement en cyclisme au cours de tests exhaustifs pour lesquels les niveaux de puissance, la fatigue mais également la cadence constituent des éléments déterminants.

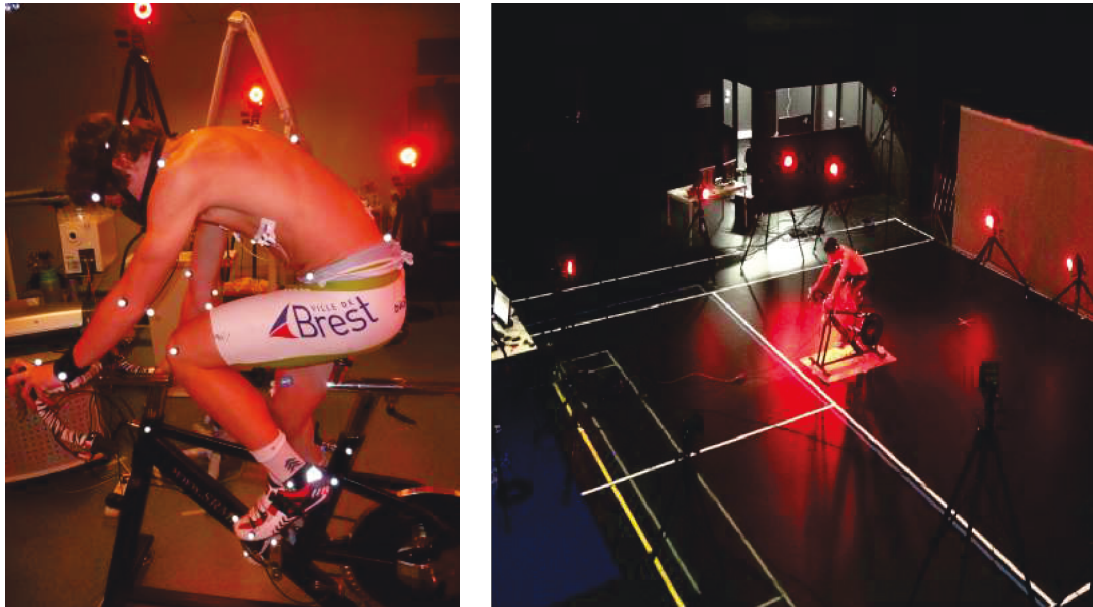


Figure 2.4 - Capture de mouvement par système optoélectronique (Plateforme Immermove du laboratoire M2S).

La capture de mouvement 3D à l'aide de systèmes optoélectroniques est devenue un standard pour l'analyse de mouvement sportif en laboratoire et peut être couplée à des outils de mesures dynamiques et électromyographiques. La majorité des systèmes repose sur l'utilisation de marqueurs passifs réfléchissant la lumière infrarouge émise par des caméras disposées dans l'environnement du sportif. L'étape de reconstruction permet alors de calculer la position et l'orientation des segments corporels. Afin de standardiser la définition des repères segmentaires et les séquences de rotations pour le calcul des angles articulaires, Wu et al. ([Wu1995], [Wu2002], [Wu2005]) ont défini une norme recommandée par la Société Internationale de Biomécanique (ISB).

La figure 2.5 montre que les amplitudes articulaires dans le plan frontal et dans le plan transversal ne sont pas négligeables comparativement aux valeurs dans le plan sagittal. En effet, même si le mouvement est majoritaire dans le plan sagittal avec une amplitude articulaire allant de 15° à 70° pour les articulations du membre inférieur, Umberger et al. [Umberger2001] montrent que lors d'un effort de 250W à 90rpm, l'amplitude peut aller jusqu'à 10° hors du plan sagittal. Dans la même philosophie, Bini et al. [Bini2016a] mesurent des amplitudes encore supérieures, pouvant atteindre 24.1° pour la rotation latérale du tibia au cours d'un test incrémental. Par ailleurs, Sayers et al. [Sayers2012b], mettent en évidence une amplitude articulaire pouvant aller jusqu'à $17 \pm 17^\circ$ pour la rotation interne/externe du genou lors de la phase de poussée, au cours d'un effort réalisé lors d'un contre la montre d'une heure décomposé en six phases de dix minutes. Il apparaît donc que les variables hors du plan sagittal doivent être considérées lors d'une analyse du mouvement au cours d'efforts exhaustifs.

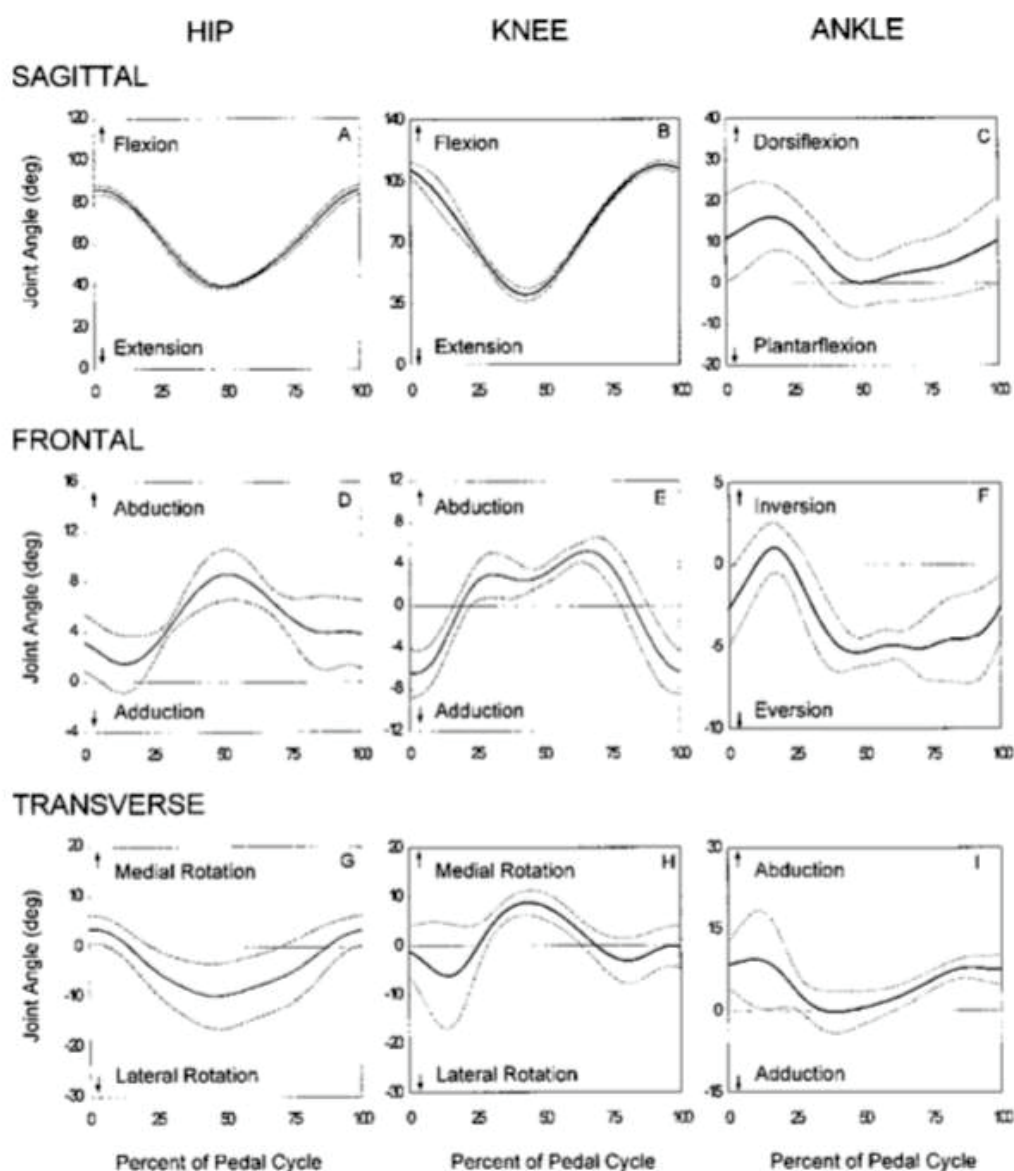


Figure 2.5 - Cinématique articulaire tridimensionnelle du PMH au PMH pour un effort à 225W et une cadence de 90rpm d'après Umberger et al. [Umberger2001].

2.2.1.5 Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur la cinématique articulaire du membre inférieur

De nombreuses études ont mis en évidence le fait que le choix de la cadence, de la puissance développée mais aussi de la posture affectent les variables cinématiques notamment au regard des amplitudes articulaires.

L'impact de la puissance sur la cinématique est principalement analysé dans la littérature au cours de tests incrémentaux. Bini et al. [Bini2016a] analysent l'évolution de la cinématique tridimensionnelle pendant la phase de poussée au cours de ce type de test. Ces auteurs trouvent

une faible augmentation concernant la moyenne de l'adduction de hanche ($4.9 \pm 2.7^\circ$ à 65% de la PMA et $5.5 \pm 3.2^\circ$ à 95% de la PMA). Ils analysent également les rotations internes/externes du fémur et du tibia, démontrant une augmentation au cours de l'épreuve incrémentale (respectivement $10.5 \pm 4.8^\circ / 12.3 \pm 5.3^\circ$ et $23.3 \pm 14.9^\circ / 23.6 \pm 13.6^\circ$ à 65%/95% de la PMA). Bini et al. [Bini2012], démontrent dans une autre étude se basant sur un test incrémental, que dans le plan sagittal, l'amplitude articulaire ROM de la cheville augmente ($23 \pm 7^\circ / 27 \pm 6^\circ$) entre le premier (premier seuil ventilatoire moins 25W) et le dernier (deuxième seuil ventilatoire plus 25W) palier. Ces auteurs soulignent un effet inverse en ce qui concerne le genou ($73 \pm 4^\circ / 72 \pm 5^\circ$) et la hanche ($44 \pm 4^\circ / 41 \pm 4^\circ$). Bini et al. [Bini2010c] obtiennent également une augmentation dans le plan sagittal de l'amplitude articulaire de la cheville ($18 \pm 5^\circ / 22 \pm 6^\circ$) ainsi que pour le genou ($66 \pm 5^\circ / 68 \pm 5^\circ$) entre 75% et 100% de la PMA. Alors que la hanche démontre une diminution ($52 \pm 5^\circ / 50 \pm 6^\circ$). D'après ces différents résultats, la cinématique du membre inférieur est impacté par l'incrément de puissance pour tout les degrés de liberté. Cependant, le comportement vis à vis de cette augmentation de puissance diffère entre les études. Un point important à noter pour les rotations hors du plan sagittal, est que la variabilité entre les sujets est importante d'après les valeurs d'écart types élevés indiquant que la technique de pédalage adoptée par chaque coureur est assez différente ([Sayers2012b]).

En ce qui concerne l'impact de la cadence sur la cinématique du membre inférieur, les études se sont principalement focalisées sur le plan sagittal. Bini et al. [Bini2010d] démontrent que l'amplitude articulaire du genou et de la cheville augmentent dans le plan sagittal (respectivement $59 \pm 3^\circ / 62 \pm 2^\circ$ et $15 \pm 4^\circ / 18 \pm 1^\circ$) lorsque la cadence augmente de 20% par rapport à la cadence de préférence. Dans une autre étude, Bini et al. [Bini2010a] imposent deux cadences (40/70rpm) et trois forces de freinage (0/5/10N) et montrent que la cadence n'affecte pas l'amplitude articulaire des articulations du membre inférieur. De même Ericson et al. [Ericson1988] démontrent qu'à 120W pour quatre cadences (40/60/80/100rpm) il n'y a pas de modification significative des amplitudes articulaires au niveau du membre inférieur. En ce qui concerne le plan frontal, Fang et al. [Fang2016] montrent que la cadence (60rpm, 70rpm, 80rpm, 90rpm) n'a pas d'effet significatif sur la cinématique articulaire du genou.

La position du cycliste sur son vélo a fait l'objet de nombreux travaux dans la littérature concernant l'impact potentiel sur la cinématique articulaire. On rappelle que la configuration de la bicyclette est soumise à des normes¹ de l'Union Cycliste Internationale (UCI) ne laissant pas une liberté totale au coureur pour les réglages de son vélo et donc de sa position. Par exemple, concernant l'angle d'inclinaison du tube, Too et al. [Too1990] cherchent démontrent que l'angle optimal du tube serait de l'ordre de 75° ce qui est le cas sur la plupart des vélos actuels. Ceci permettrait d'obtenir une plus grande amplitude articulaire au niveau de la hanche. Concernant la hauteur de selle, Nordeen et al. [Nordeen-Snyder1977] font varier la hauteur de selle de plus ou moins 5% autour de la valeur de référence et ne montrent pas de modification concernant la cinématique articulaire de la hanche, tandis que l'amplitude articulaire au niveau du genou passe de 69° à 82.9° et que la flexion plantaire augmente de 10% entre les deux positions extrêmes. Dans la même philosophie, Bini et al. [Bini2014b] démontrent qu'une augmentation de 5% de la hauteur de selle par rapport à la position de préférence augmente l'index d'efficacité de 7%. Une augmentation de la flexion du genou (11 à 15%) ainsi qu'une diminution de la flexion de hanche (6 à 8%) sont observées en position basse comparée à la position préférée et haute. Ces différents exemples illustrent le fait qu'une modification de certains réglages peut avoir une influence importante sur la cinématique du coureur surtout concernant le genou.

Il est donc important de considérer les paramètres de puissance, de cadence ou de posture dans l'analyse de mouvement lors de tests exhaustifs en cyclisme. On constate également que les

1. <http://fr.uci.ch/inside-uci/rules-and-regulations/reglements/>

analyses réalisées en 2D peuvent être insuffisantes au regard des sources de micro-traumatismes. Enfin, l'analyse unilatérale présentée dans la majorité de ces études n'offre pas un cadre adapté permettant d'extraire des informations pertinentes associant l'asymétrie bilatérale cinématique et le risque traumatique.

2.2.2 Déterminants cinétiques

L'analyse du mouvement de pédalage nécessite parfois de s'intéresser aux causes du mouvement. Cette étape passe donc par la quantification des efforts externes (forces et moments exercés sur le vélo) ou des efforts internes (forces intersegmentaires et moments articulaires).

2.2.2.1 Mesure des efforts externes et estimation des efforts articulaires

L'analyse des efforts et de l'orientation de la force appliquée sur le vélo, et en particulier au niveau de la pédale, constitue des éléments fondamentaux pour la compréhension et l'optimisation de la performance. Ainsi, une diversité de capteurs d'efforts a permis d'instrumenter les vélos et de déterminer les efforts transmis à ce système. Il est ainsi possible de quantifier ces efforts au niveau des différents points de contact entre le cycliste et son vélo à savoir les pédales, le cintre et la selle ([Costes2015]). Ces approches ont permis d'analyser les forces et les moments dans les trois dimensions selon différentes modalités d'exercices et/ou différentes postures. Ces mesures, initialement cantonnées à un contexte de laboratoire, peuvent désormais être déclinées à un contexte réel d'exercice à l'entraînement ou en course (e.g. Garmin Vector, Look Keo Power). Ces données sont généralement obtenues en trois dimensions ce qui permet de les décomposer selon les différents plans anatomiques. La décomposition de ces efforts suivant les directions tangente et radiale par rapport à la manivelle permet d'isoler la composante utile au déplacement. La force résultante (FR) exercée sur la pédale (cf figure 2.6) est une combinaison de la force normale (F_y) et antéro-postérieure (F_x). La force effective (FE) quant à elle est définie comme étant le pourcentage de force totale perpendiculaire à l'axe de la manivelle, c'est cette dernière qui est la plus importante pour la propulsion. Il ne suffit donc pas d'appliquer une force importante sur les pédales, mais il faut également l'orienter efficacement afin de réduire les pertes de travail mécanique ([Grappe2009]). Beaucoup de travaux ont analysé ces variables en termes de description du mouvement de pédalage. Ainsi, de nombreux auteurs se sont intéressés à un indice d'efficacité lors du cycle de pédalage défini comme le ratio entre la force efficace et la force résultante (cf figure 2.6).

Un nombre important de travaux ont porté sur l'évolution des forces produites aux pédales et de l'indice d'efficacité en fonction de la puissance ([Coyle1991], [Sanderson1991], [Rossato2008]) de la cadence ([Sanderson1991], [Rossato2008]) ou encore de la posture ([Bertucci2003], [Padulo2014]). Une autre application de ces mesures concerne l'analyse de l'asymétrie bilatérale. Enfin, la connaissance de ces efforts externes permet la détermination des efforts articulaires par dynamique inverse ainsi que l'estimation des efforts musculaires par modélisation musculosquelettique.

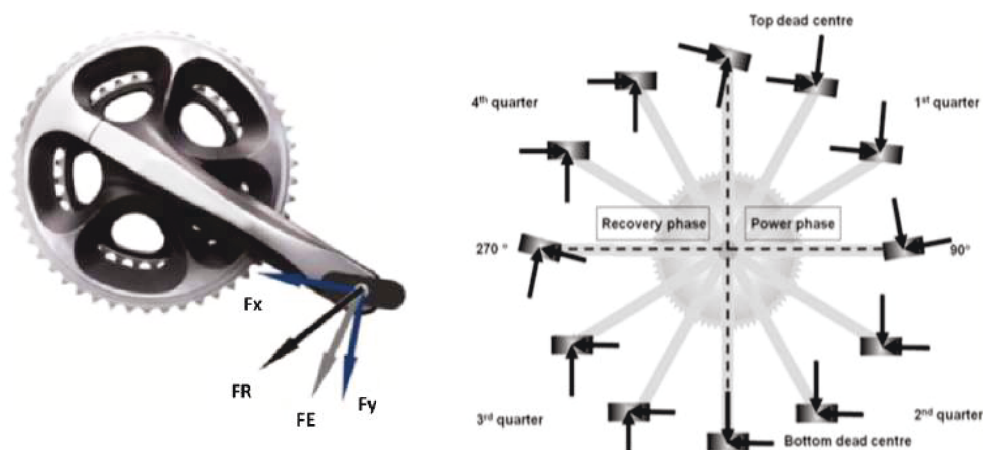


Figure 2.6 - A gauche : décomposition de la force exercée sur les pédales. Force antéro-postérieure (F_x) et normale (F_y) ainsi qu'effective (FE) et résultante (FR). A droite : direction théorique optimale pour la force normale et antéro-supérieur d'après Bini et al. [Bini2014c].

L'estimation des efforts articulaires passe généralement par la résolution d'un problème de dynamique inverse dont l'objectif est de déterminer les torseurs d'efforts au niveau des articulations. Pour ce faire, il est indispensable de connaître la cinématique des différents segments corporels ainsi que les efforts externes appliqués au système. La résolution des équations d'Euler-Newton permet d'obtenir les moments nets articulaires et les forces intersegmentaires durant le pédalage ([Costes2015]). De nombreuses études en cyclisme se sont focalisées sur le calcul des moments nets articulaires ([Fregly1996], [Bini2010d], [Elmer2011]). Ces auteurs ont notamment démontré que durant la phase de poussée, la puissance provient principalement du genou suivi par la hanche et la cheville. Cette puissance est principalement créée par les muscles extenseurs de la hanche et de la cheville ([Fregly1996]). Ericson et al. [Ericson1986a] ont démontré concernant le travail mécanique moteur au cours du mouvement de pédalage que les muscles extenseurs et fléchisseurs de la hanche produisent respectivement 27% et 4% du travail total, tandis que les muscles extenseur et fléchisseur du genou créent respectivement 39% et 10% et que les fléchisseurs plantaires de la cheville génèrent 20% du travail total.

2.2.2.2 Impact de la cadence, de la puissance et de la posture sur les variables cinétiques

Plusieurs études significatives ont abordé l'effet de la cadence sur les forces appliquées au cours du cycle de pédalage. Ainsi, Sanderson et al. ([Sanderson1991]) montrent que l'augmentation de la cadence influence négativement l'indice d'efficacité au cours du cycle de pédalage. A titre d'exemple, ces auteurs montrent qu'une augmentation de 60 à 100rpm induit une réduction de l'indice de 0.4 à 0.3 à 100W et de 0.6 à 0.4 à 235W.

La cadence de pédalage influence également les moments nets articulaires, avec un impact différent selon l'articulation considérée (cf figure 2.7). Redfield et al. [Redfield1986], mettent en évidence une diminution de la valeur des moments nets à la cheville lorsque la cadence augmente (pour une puissance fixe de 98W). Pour le genou, cette tendance n'est pas confirmée : le moment a tendance à diminuer avec l'augmentation de cadence entre 60 et 100rpm avant

d'augmenter à nouveau après 100rpm. Enfin, pour la hanche, les valeurs de moment passent de 27N.m pour 60rpm à 12N.m à 95rpm avant d'augmenter très fortement lorsque la cadence à maintenir est très élevée (50N.m à 160rpm). On peut toutefois noter que la gamme de puissance utilisée dans ces travaux reste très éloignée des conditions réelles de pratique pour des cyclistes professionnels ([Kautz1991]). Toutefois, Mornieux et al. [Mornieux2007], mettent en évidence une tendance différente dans un protocole sous maximal visant à analyser l'influence de trois cadence de pédalage (60, 80 et 100rpm) lors d'un effort à 250W. Ainsi, la cheville démontre très peu d'évolution au cours du test avec une valeur d'environ 20% du moment total. Le genou a un comportement opposé à celui observé dans l'étude précédente. On remarque que le moment net au genou augmente entre le début et la fin du test (environ 25% à 60rpm et 30% à 100rpm) alors que celui de la hanche diminue (environ 53% à 60rpm et 47% à 100rpm). Ces différences peuvent s'expliquer par les puissances développées qui sont très différentes entre les études.

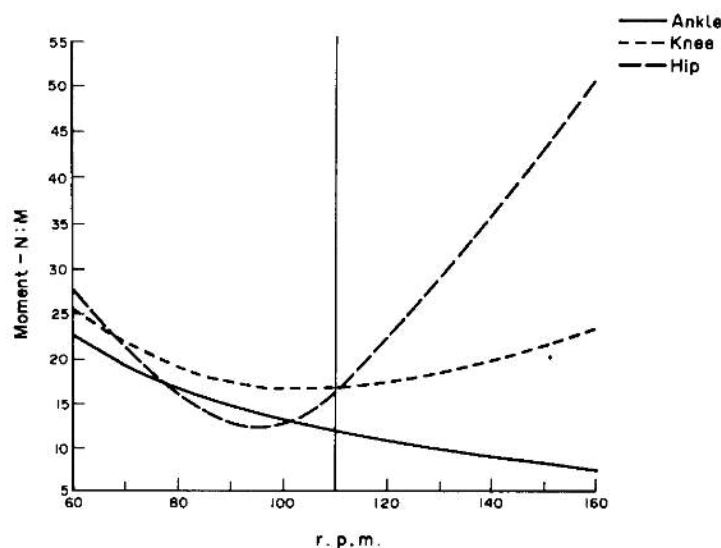


Figure 2.7 - Evolution des moments articulaires en fonction de la cadence de pédalage pour une puissance de 98W d'après Redfield et al. [Redfield1986].

En cyclisme, la posture constitue également un facteur impactant les valeurs cinétiques externes et internes. Ainsi, Costes et al. [Costes2015] se sont intéressés aux efforts internes et externes mis en jeu lors de la transition assis-danseuse. Ils trouvent notamment que la force exercée sur la selle diminue linéairement avec l'incrément de puissance entre la position assise ($5.30 \pm 0.50 \text{ N/kg}$) et danseuse ($0.68 \pm 0.49 \text{ N/kg}$) ce qui s'explique par une augmentation de la force exercée sur les pédales respectivement pour chaque position de $2.84 \pm 0.58 \text{ N/kg}$ à $6.57 \pm 1.02 \text{ N/kg}$. Concrètement, cela signifie que le poids du corps est de moins en moins supporté par la selle à mesure que les forces au niveau des pédales augmentent. Cela réduit la stabilité du membre inférieur qui se traduit donc par une augmentation de l'effort des muscles du membre inférieur ([McDaniel2005]).

Concernant l'impact de la puissance développée sur les variables cinétiques, Kautz et al. [Kautz1991] ont montré, pour deux puissances différentes de 120 et de 200W et à une cadence fixée à 90rpm, des variations significatives de force en termes d'intensité et d'orientations. En particulier, quel que soit le niveau, la force verticale augmente durant la phase de poussée avec la puissance. Concernant le niveau élite, une rotation du pied plus importante pendant la première partie de

la poussée est observée se traduisant par une augmentation de la force horizontale.

Plusieurs auteurs se sont intéressés aux modifications des moments nets articulaires pour des puissances élevées au cours de protocoles exhaustifs. Ainsi, lors d'un test rectangulaire d'une durée d'une heure, Coyle et al. [Coyle1991] montrent que lors de la phase de poussée, les cyclistes élites produisent davantage de force verticale dans un repère associé à la pédale, par rapport à des cyclistes de niveau inférieur. Dans le cadre d'un test incrémental, Bini et al. [Bini2010c], se sont intéressés à l'évolution des moments nets articulaires du membre inférieur (cf figure 2.8). Ils ont ainsi démontré qu'entre le premier (75% de la PMA) et le dernier (100% de la PMA) palier, la valeur pic du moment articulaire augmente respectivement de 32% pour la cheville, de 54% pour le genou et de 42% pour la hanche sans modification significative de la force générée au niveau des pédales.

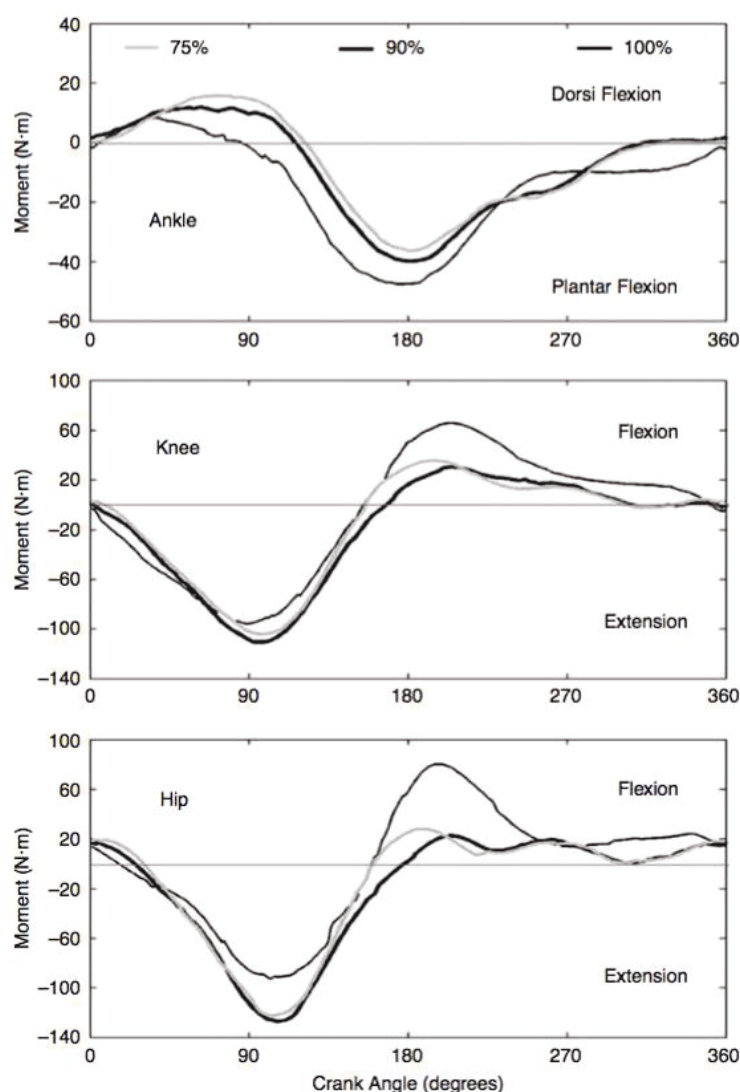


Figure 2.8 - Moments articulaires du membre inférieur au cours d'un test incrémental, la courbe grise correspond à 75% de la PMA, la courbe noire-trait épais à 90% et la courbe noire-trait fin à 100% d'après Bini et al. [Bini2010c].

Bien que ces études montrent l'effet de facteurs comme la cadence, la puissance et la posture sur la cinétique au cours du pédalage, ces approches ne permettent pas d'obtenir d'informations en termes d'efforts à l'échelle des chefs musculaires individuels. Cette information semble pourtant primordiale si l'on tente d'associer les déséquilibres musculaires droite et gauche avec l'asymétrie cinétique de pédalage.

2.2.3 Déterminants associés au recrutement musculaire

Lors d'un cycle de pédalage, le système nerveux central (SNC) doit activer la fonction musculaire permettant la contraction de la plupart des muscles du membre inférieur et ainsi la réalisation du mouvement souhaité. Suivant l'effort à réaliser, le nombre de fibres musculaires recruté sera différent. En effet, lors d'un effort intense et dans le but d'augmenter la force, le SNC va augmenter le nombre de fibre recruté et augmenter la fréquence des impulsions nerveuses. D'autres paramètres vont aussi modifier ce recrutement comme la cadence ou la posture adoptée. Dans la littérature, les analyses du comportement musculaire au cours du mouvement de pédalage se font principalement d'un point de vue unilatéral ([Hautier2000], [Baum2003], [Duc2006], [Dorel2008]) considérant que le comportement de chacune des jambe est le même. Plusieurs auteurs ([Mornieux2006], [Bini2013]) ont constaté lors d'analyses cinétiques que la force générée au niveau des pédales étaient différente pour chaque jambe. Les muscles étant les actionneurs du mouvement on peut penser que cette asymétrie cinétique provient d'une différence de contraction musculaire bilatérale et qu'il serait alors préférable d'analyser le comportement musculaire de chacune des jambes.

2.2.3.1 Rôle des muscles du membre inférieur dans le mouvement de pédalage

Description fonctionnelle

Afin de permettre le mouvement de pédalage, le système nerveux central doit activer une grande majorité des muscles du membre inférieur. Le recrutement musculaire doit se faire de façon organisée, cyclique et reproductible afin de permettre l'accomplissement de la tâche motrice considérée. Le tableau 2.1 résume l'ensemble des muscles du membre inférieur ainsi que leurs fonctions au cours du mouvement de pédalage.

Abréviation	Nom français	Nom Latin	Type	Fonctions
<i>GM</i>	Grand fessier	Gluteus maximus	M	Extenseur de la hanche Rotateur externe Abducteur
<i>GM</i>	Moyen fessier	Gluteus medius	M	Extenseur de la hanche Rotateur interne Abducteur
<i>PS</i>	Psoas-iliaque	Psoas-iliacus	M	Fléchisseur de la hanche Rotateur externe Abducteur
<i>S</i>	Couturier	Sartorius	M	Fléchisseur de la hanche Rotateur interne Abducteur
	Quadriceps			
<i>VL</i>	Vaste latéral	Vastus lateralis	M	Extenseur du genou
<i>VM</i>	Vaste médial	Vastus medialis	M	Extenseur du genou
<i>VI</i>	Vaste interne	Vastus interior	M	Extenseur du genou
<i>RF</i>	Droit fémoral	Rectus femoris	B	Extenseur du genou Fléchisseur de la hanche
<i>IJ</i>	Ischios-jambiers			
<i>BF</i>	Biceps fémoral	Biceps femoris		
<i>BF_{CC}</i>	(court chef)	(capus breve)	M	Fléchisseur du genou Rotateur latéral
<i>BF_{LC}</i>	(long chef)	(capus longus)	B	Fléchisseur du genou Rotateur latéral Extenseur de la hanche
<i>ST</i>	Semi-tendineux	Semi tendinosus	B	Fléchisseur du genou et Extenseur de la hanche
<i>SM</i>	Semi-membraneux	Semi membranosus	B	Fléchisseur du genou Extenseur de la hanche
<i>TS</i>	Triceps sural			
<i>Gas</i>	Gastrocnémiens	Gastrocnemius		Fléchisseur plantaire de la cheville Inversion de la cheville Fléchisseur du genou
<i>GasL</i>	Lateral	Lateralis	B	
<i>GasM</i>	Medial	Medialis	B	
<i>Sol</i>	Soléaire	Soleus	M	Fléchisseur plantaire
<i>TA</i>	Tibial antérieur	Tibialis Anterior	M	Fléchisseur dorsal Rotateur externe Inversion de la cheville

Tableau 2.1 - Principaux muscles du membre inférieur : noms et fonctions anatomiques ([Kapandji2009]).

Chaque muscle possède un rôle plus ou moins important dans le mouvement de pédalage. L'étude de Raasch et al. [Raasch1997] démontre que le mouvement est principalement généré par trois paires de groupes antagonistes. Ainsi, la paire d'extenseurs/fléchisseurs de la hanche et du genou ((*GM*, *PS*)/(*VL*, *VM*, *VI*), *BF_{CC}*) permet de produire la majeure partie du couple moteur lors des phases de poussée et de tirage. Concernant les phases situées au niveau des points morts, les deux paires de muscles (*Gas*, *Sol*)/*TA* et *RF*/*IJ*, permettent d'assurer le transfert énergétique et la continuité du mouvement. Certains de ces muscles possèdent des fonctions anatomiques hors du plan sagittal comme par exemple le *TA* qui participe à la rotation externe ainsi qu'à l'inversion de cheville. On peut alors penser que, lorsque le muscle présente des niveaux de fatigue importants, la cinématique articulaire sera modifiée dans les trois plans de l'espace.

La synergie musculaire

Comme évoqué au paragraphe précédent, le mouvement de pédalage peut être réalisé de manière synergique. Physiologiquement, la synergie musculaire est une contraction coordonnée de différents muscles destinée à réaliser un mouvement précis. Dans le mouvement de pédalage, le contrôle coordonné des articulations du membre inférieur dans les trois plans de l'espace est permis grâce à une organisation neuro-musculaire impliquant les groupes agonistes et antagonistes. Cette organisation est complexe de par les degrés de liberté mis en jeux mais surtout par la complexité du système neuro-musculaire liée à la multitude d'actionneurs musculaires pouvant induire un même mouvement articulaire. Afin de réaliser le mouvement, le système nerveux central va mettre en place une synergie musculaire permettant d'effectuer la gestuelle et d'en maîtriser ses conséquences. La synergie musculaire est en lien direct avec le contrôle moteur car le coureur est en interaction permanente avec les contraintes de son environnement (matériel, météo, pente,...) et la tâche à réaliser.

Lorsque l'on pense à une contraction simultanée, il est important d'évoquer le paradoxe de Lombard relevé par plusieurs auteurs ([Ericson1985], [Clarys1988], [Grappe2012]) et qui correspond à une activité des fléchisseurs bi-articulaires du genou lors de l'extension du membre inférieur. Pour déterminer s'il y a présence du paradoxe, il faut mettre en lien la plage temporelle d'activation musculaire, le rôle fonctionnel du muscle ainsi que la direction du moment net articulaire. Par exemple si un muscle est actif, qu'il agit comme un extenseur et si le moment net articulaire va dans le sens de la flexion, alors l'activité musculaire peut être considérée comme paradoxale. L'analyse musculaire à l'aide de la synergie permet de faire abstraction de ce paradoxe. La synergie musculaire est en lien direct avec la redondance musculaire qui montre qu'un même mouvement peut être réalisé via plusieurs stratégies de coordination musculaire. Ce principe de synergie musculaire est donc utile pour simplifier ce problème de redondance car l'on considère l'action musculaire non plus individuellement mais par groupes. Ainsi, Hug et al. [Hug2011a], utilisent un algorithme de décomposition pour identifier la synergie musculaire et basé sur deux composantes. En résolvant un problème de minimisation sous contrainte, il est alors possible d'extraire les synergies musculaires correspondant aux différentes phases du test de pédalage. Plusieurs études ont ainsi utilisé cette méthode pour analyser les différentes combinaisons de synergie musculaire dans le but d'analyser le système neuro-musculaire qui est à l'initiative du mouvement ([Tresch1999], [Ivanenko2005], [Ison2014]). Hug et al. [Hug2010] cherchent à déterminer à l'aide de la méthodologie de Lee et al. [Lee2001] si les synergies musculaires au cours du mouvement sur des sujets entraînés impliquent la même stratégie de pédalage malgré la variabilité inter-individus des signaux EMG. Ils démontrent que le mouvement de pédalage est permis grâce à la combinaison de trois synergies musculaires (cf figure 2.9) et que la variabilité des patterns EMG entre les sujets ne démontre pas de différences dans la stratégie locomoteur pour le mouvement de pédalage.

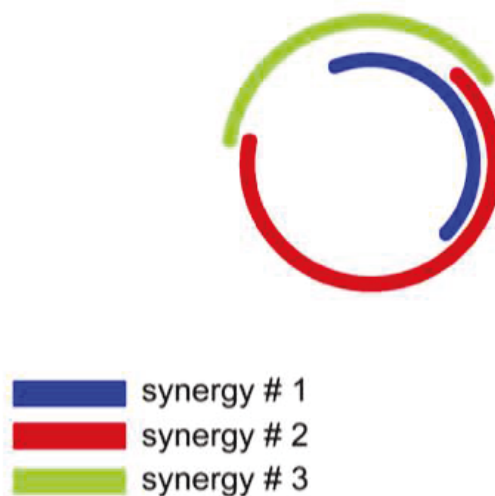


Figure 2.9 - Représentation schématisée des synergies musculaires au cours du mouvement de pédalage (PMB au PMB) d'après Hug et al. [Hug2010]. La synergie #1 provient du *GM*, *Sol*, *VL*, *VM* et *RF*. La synergie #2 provient du *SM* et *BF*. La synergie #3 provient du *RF* et *TA*.

Les résultats décrits ci-dessus sont basées majoritairement sur des mesures électromyographiques. Ces mesures permettent de comprendre le comportement des muscles et l'impact de divers facteurs lors du mouvement de pédalage d'un point de vue activation électrique, essentiellement pour les muscles superficiels.

2.2.3.2 Quantification du recrutement musculaire par EMG lors du mouvement de pédalage

Afin de comprendre le rôle de chacun des muscles impliqués dans le mouvement de pédalage, l'analyse électromyographique est la technique la plus répandue dans la littérature ([Hull1985], [Dorel2008], [Hug2009]). De cette manière, il est possible d'obtenir le niveau d'activation musculaire ainsi que les périodes d'activation au cours d'un exercice de pédalage. La méthodologie employée par la plupart des auteurs permet, en particulier, de déterminer les régions d'activités du muscle au cours du cycle de pédalage. Ces durées d'activation sont souvent exprimées en fonction de l'angle du pédalier, ce qui permet d'identifier les plages du cycle de pédalage pendant lesquelles un muscle est actif. Le début et la fin de la phase d'activation du muscle sont très souvent définis à partir d'un seuil arbitraire généralement choisi entre 10 et 25% du signal maximal de l'EMG ([Li1998], [Baum2003], [Hug2006a]).

L'EMG permet de capter l'activité électrique musculaire. Cette technique, de plus en plus utilisée dans le domaine clinique et en recherche, se présente sous deux formes. La forme invasive à l'aide d'une aiguille permet d'atteindre directement les unités motrices de recrutement du muscle considéré et permet d'atteindre les chefs musculaires les plus profonds. Une des limitations majeures de cette méthode réside dans le côté invasif et conduit à des protocoles lourds et complexes pour analyser le recrutement musculaire d'une population de cyclistes. La seconde forme, qui est plus répandue, est l'analyse EMG de surface. Réalisée de manière non-invasive,

l'enregistrement se fait à l'aide d'électrodes positionnées sur la surface de la peau. Une norme internationale existe (www.seniam.org, [Hermens2000]), elle permet aux utilisateurs d'adopter le même protocole et donc limiter la variabilité liée à la mesure EMG de surface et de faciliter ainsi la comparaison inter et intra individus. De nos jours, les EMG sans fils sont de plus en plus utilisés dans un contexte d'analyse de tâches très dynamiques comme le cyclisme. Le sujet est ainsi libre de ses mouvements en raison du poids très faible de ces dernières ($\leq 7g$ pour les miniwave de chez Cometa). De plus, l'absence de câbles permet de réduire les interférences causées par leurs mouvements.

De nombreuses études ont mesuré l'activité électrique musculaire lors du mouvement de pédalage à l'aide d'électrodes de surface ([Ericson1985], [Li1998], [Hug2004b], [Dorel2008], [Dorel2009a], [Fonda2011], [Carpes2011]). Ce signal électromyographique enregistré correspond à la somme des potentiels d'action du muscle et permet de décrire l'activité musculaire. L'analyse du signal EMG nécessite une phase de post-traitement. Plusieurs types d'analyses peuvent être employés : l'analyse dans le domaine temporel, l'analyse dans le domaine fréquentiel ou encore l'analyse dans le domaine temps-fréquence. L'analyse dans le domaine temporel reste majoritaire dans la littérature. Dans ce cas, le signal EMG est quantifié par sa valeur intégrée ([Ericson1986b], [Jorge1986]) ou par sa valeur RMS ([Duc2006], [Laplaud2006]). Il est cependant recommandé d'utiliser la méthode RMS (cf figure 2.10) plutôt que la première ([Renshaw2010]) pour analyser l'amplitude de l'enveloppe du signal car l'EMG intégré peut être affecté par la composante temporelle due à l'intégration lors de mesures répétées. La méthode RMS est celle qui sera employée dans ce manuscrit pour l'analyse du signal musculaire au cours du mouvement car elle permet de représenter de manière fiable l'activité des unités motrices durant la contraction ([Fukuda2010]). Les enveloppes RMS, et notamment les enveloppes RMS des principaux muscles impliqués dans le cycle de pédalage (cf figure 2.10), constituent des éléments fondamentaux lors d'analyses EMG en cyclisme. Par ailleurs, cette méthode s'avère également utile pour quantifier le niveau de fatigue du cycliste au cours d'un exercice. En effet, durant un test à charge constante, la fatigue se fait sentir après un certain temps d'effort et l'amplitude du signal s'en voit impactée ([Edwards1956]) par une augmentation. Cela s'explique par les nouvelles unités motrices recrutées afin de compenser la diminution de force de contraction causée par la fatigue des fibres musculaires. Cette modification liée à la fatigue va impacter la RMS et augmenter l'amplitude du signal ; surtout durant la bouffée principale d'activation musculaire dans le cycle de pédalage. Martinez-Valdes et al. [Martinez-Valdes2015] ont notamment étudié la sensibilité de différentes variables électromyographiques dans le domaine temporel par rapport à la puissance et à la fatigue au cours de tests rectangulaires et incrémentaux en cyclisme. Ils ont ainsi démontré que seule la RMS normalisée est sensible à la fois à l'incrément de puissance et à la fatigue. En conclusion, il est donc préférable d'utiliser cette méthode afin de pouvoir analyser les modifications du recrutement musculaire au cours de l'effort en cyclisme, en particulier lors de protocoles exhaustifs. Par ailleurs, dans le but de limiter la variabilité intra et inter-sujets, il est nécessaire de normaliser le signal EMG, et en particulier, la RMS. Lorsque l'on parle de normalisation du signal électromyographique, il faut différencier la normalisation spatiale et temporelle. En cyclisme, la normalisation temporelle est classique et se fait en représentant les signaux entre deux points morts consécutifs, haut ou bas ([Hautier2000], [Dorel2008], [Duc2008], [Hug2011b]). Dans le but de pouvoir comparer les signaux électromyographiques entre les différents muscles et les différents sujets, il est recommandé de normaliser spatialement le signal EMG ([Ericson1986b], [Marsh1995]). Deux normalisations majeures existent, la première consiste à diviser la mesure par la valeur pic électromyographique obtenue lors d'une contraction maximale volontaire (CMV), réalisée avant l'effort ([Marsh1995], [Burden1999]). Cependant cette méthodologie est assez contraignante car elle demande une plage temporelle assez conséquente afin de réaliser les tests et de plus, l'activité musculaire mesurée lors d'un mouvement rapide peut être supérieure à celle enregistrée lors d'une CMV ([Clarys2000], [Hautier2000]). La seconde méthode consiste

à normaliser le signal à l'aide de la valeur pic obtenue au cours du cycle analysé ([Dorel2008], [Duc2008]). Cette normalisation permet de renseigner sur le niveau d'activité du muscle au cours du cycle de pédalage en relation avec la valeur pic. Il est important de noter que parmi les différentes procédures de normalisation, il ne semble pas exister de consensus concernant la meilleure méthodologie ([Burden1999], [Hug2009]).

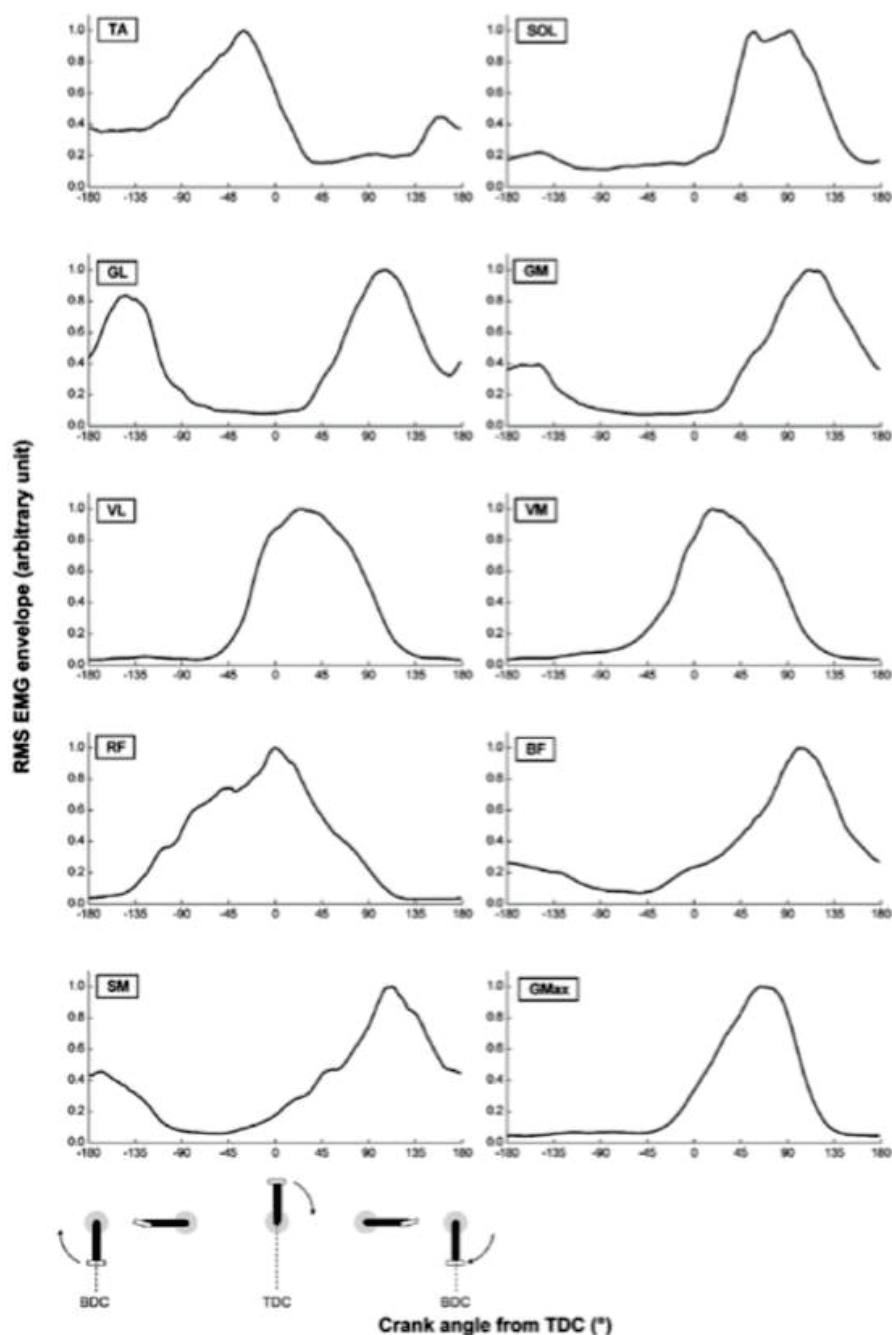


Figure 2.10 - Enveloppe RMS pour dix muscles du membre inférieur au cours du mouvement d'après l'étude de Dorel et al. [Dorel2008].

Bien que les mesures EMG de surface permettent de comprendre le type de coordination musculaire utilisé en cyclisme, elles ne permettent pas d'analyser l'activité des muscles profonds

tels que le *PS* ou le *VI* dont le rôle est pourtant déterminant dans le mouvement de pédalage ([Juker1998]). En outre, d'un point de vue biomécanique, il est aussi important de connaître les efforts musculaires au cours du mouvement. Toutefois, l'EMG ne permet pas de répondre à cette question car le lien entre l'activation et la force produite n'est pas trivial ([Hug2015]) en particulier pour des tâches très dynamiques comme le pédalage. Une solution intéressante pour remédier à cela réside dans la modélisation musculosquelettique qui permet d'estimer les forces musculaires au cours du mouvement.

Comme la cinématique et la cinétique, en cyclisme, les différents paramètres de la coordination musculaire, présentés ci-dessus, sont fortement dépendants de la cadence, de la puissance et de la posture.

2.2.3.3 Influence de la cadence de pédalage sur le recrutement musculaire du membre inférieur

La cadence de pédalage impacte l'activité musculaire de plusieurs façons. Elle modifie temporellement la plage d'activation musculaire mais aussi son amplitude. Concernant la modification de l'amplitude, elle diffère suivant les muscles, en effet Macintosh et al. [Macintosh2000] démontrent (cf figure 2.11) que l'amplitude du *GasM* augmente en même temps que la puissance et la cadence alors que le *GM* possède un comportement inverse. Certains auteurs trouvent qu'il existe une relation linéaire pour les muscles du membre inférieur. Ainsi, Neptune et al. [Neptune1997] démontrent que le niveau de recrutement du gastrocnémien médial, du biceps fémoral, du semi-membraneux et du vaste médial augmente linéairement avec l'augmentation de la cadence.

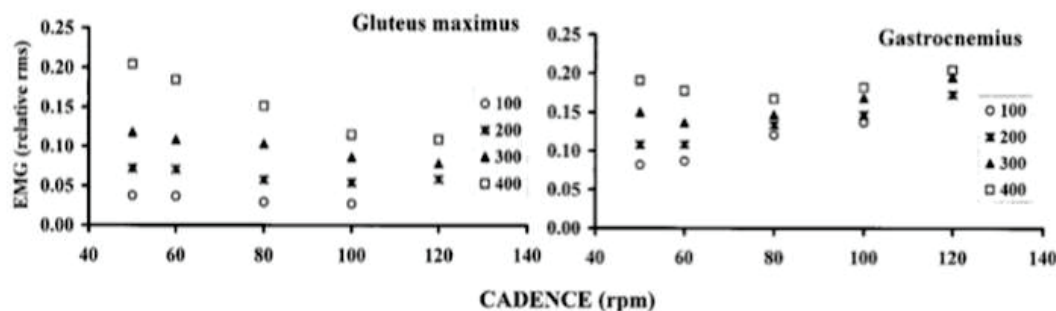


Figure 2.11 - Modification de l'amplitude EMG de la RMS en fonction de la cadence de pédalage pour différentes puissances développées (100W, 200W, 300W et 400W) d'après Macintosh et al. [Macintosh2000].

La plage temporelle d'activation se voit elle aussi modifiée par la cadence de pédalage. Cependant les résultats diffèrent dans la littérature et ce, notamment à cause du choix de la valeur seuil ([Hug2009]). Neptune et al. [Neptune1997] prouvent que pour le *GM*, *RF*, *BF*, *SM* et le *VM* la plage d'activation est décalée plus tôt dans le cycle de pédalage lorsque la cadence augmente. Tandis que le comportement inverse est observé pour le *GasM* et le *Sol*. Baum et al. [Baum2003] mettent également en évidence un décalage temporel en amont pour le *GM*, *RF*, *BF* et le *VL* (cf figure 2.12).

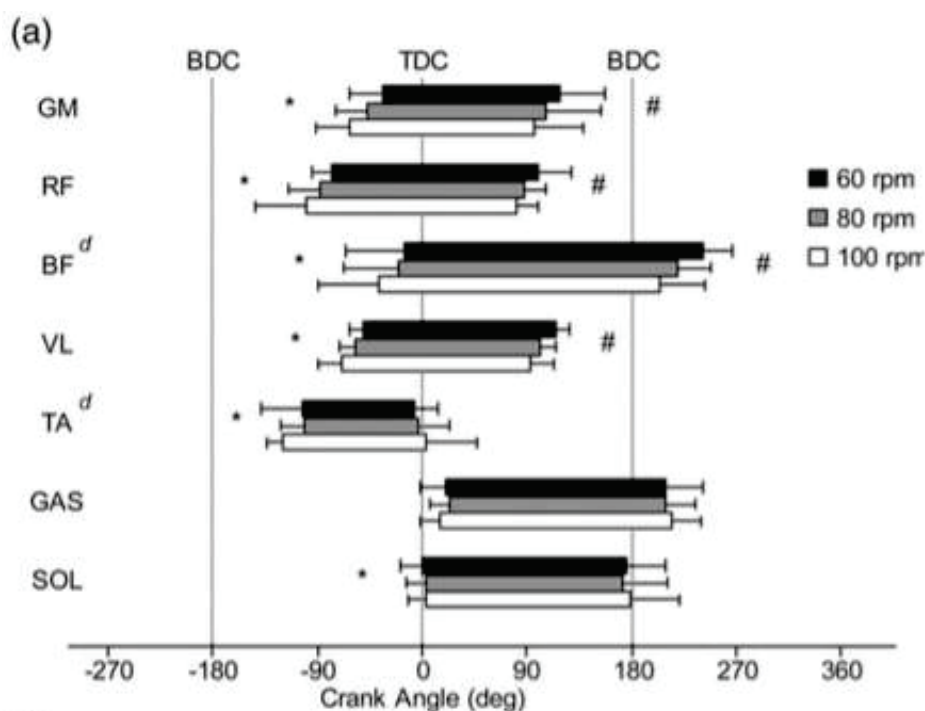


Figure 2.12 - Influence de la cadence de pédalage (60, 80 & 100rpm) sur la durée d'activation de sept muscles du membre inférieur (*GM*, *RF*, *BF*, *VL*, *TA*, *GasM*, *Sol*) d'après Baum et al. [Baum2003].

Dans un contexte d'analyse EMG au cours d'un exercice de pédalage, et en particulier au cours de tests exhaustifs en laboratoire, il est donc fondamental de tenir compte de l'influence de la cadence sur les résultats. Toutefois, la cadence de pédalage n'est pas le seul paramètre modifiant l'activité musculaire en cyclisme ; la position du coureur sur son vélo influence également la coordination musculaire.

2.2.3.4 Influence de la posture sur le recrutement musculaire du membre inférieur

Lors d'une augmentation du dénivelé, les coureurs utilisent la position danseuse sur leur vélo, consistant à supprimer l'appui du bassin sur la selle et permettant ainsi d'augmenter le poids exercé sur les pédales afin d'essayer de produire plus de puissance qu'en position classique. Duc et al. [Duc2008] ont ainsi comparé l'activité musculaire entre la posture danseuse et la posture classique pour une cadence fixée. Ils ont ainsi mis en évidence une très forte augmentation de la durée d'activation (cf figure 2.13) pour quatre muscles du membre inférieur : le *GM*, le *VM*,

le *RF* et le *BF*. Cette augmentation du niveau de recrutement s'explique notamment par le fait que le *GM* est fortement sollicité de façon à aider à la stabilisation du bassin lors du mouvement de danseuse tandis que le *VM* et le *RF* permettent d'augmenter l'extension de genou lors de ce mouvement. Par ailleurs, la sollicitation accrue du *BF* serait due à l'augmentation de la flexion de hanche et permettrait également d'aider à la stabilisation du bassin.

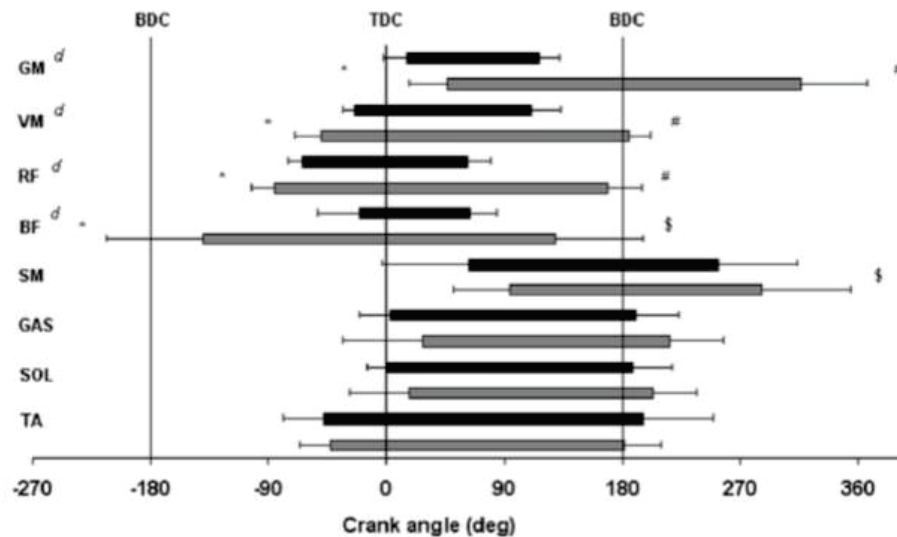


Figure 2.13 - Influence de la position adoptée par le cycliste sur la plage d'activation temporelle musculaire pour huit muscles du membre inférieur (*GM*, *VM*, *RF*, *BF*, *SM*, *GasM*, *Sol*, *TA*) d'après Duc et al. [Duc2008]. Le rectangle gris représente l'activation en position danseuse et le rectangle noir l'activation en position classique.

2.2.3.4.1 Influence de la puissance développée sur le recrutement musculaire du membre inférieur

La puissance constitue un élément déterminant à la fois dans la calibration des programmes d'entraînement en cyclisme mais également dans la mise en place de protocoles de mesures en biomécanique et en physiologie du cyclisme. Il est donc fondamental de s'intéresser à l'influence de la puissance sur le recrutement musculaire du membre inférieur au cours d'un exercice de pédalage.

Depuis les années 70, de nombreux auteurs se sont intéressés à l'influence du niveau de puissance sur l'activité musculaire. Bigland-Ritchie et al. [Bigland-Ritchie1974] démontrent qu'il existe une relation linéaire entre l'EMG intégré et le niveau de puissance développée tandis que d'autres auteurs ont trouvé l'inverse ([Hug2003], [Hug2006a]), ce qui démontre que la relation n'est pas triviale. Ces études ont notamment été réalisées lors de tests ne prenant pas en considération le niveau de fatigue du sujet car ils s'arrêtent avant l'épuisement du coureur, il est donc compliqué de savoir si ces modifications musculaires sont uniquement causées par l'incrément de la puissance. Ericson et al. [Ericson1986b] ont réalisé deux tests à charge constante (120W et 240W) à une cadence fixe de 60rpm entrecoupés d'une phase de récupération de façon à supprimer l'effet de fatigue. Ils montrent ainsi une augmentation du niveau d'activité pour l'ensemble des muscles du membre inférieur (*GM*, *VL*, *VM*, *RF*, *BF*, *ST* et *GasM*) entre les deux puissances avec une modification très importante pour le *GM*. Ce type de comportement en termes de

recrutement musculaire est aussi relevé dans l'étude de Sarre et al. [Sarre2003] démontrant une modification significative du *VL*, *VM* et *RF* avec l'incrément de puissance (entre 60% et 100% de PMA).

Concernant l'influence de la puissance sur la période d'activation du muscle, peu d'études se sont focalisées sur ce phénomène, Jorge et al. [Jorge1986] démontrent que le Onset/Offset musculaire n'est pas significativement influencé par la puissance développée. Cependant cette étude est limitée car ils utilisent trois puissances faibles et assez proches l'une de l'autre (83/100/125W). De plus le braquet employé change entre les différents paliers de puissance (respectivement 52 x 23, 52 x 19 et 52 x 15). Concernant l'influence de la puissance sur l'activité musculaire, il est très important de prendre en considération le niveau d'expertise de la population étudiée car les résultats ne seront pas les mêmes entre une population entraînée ou non. En effet Lucia et al. [Lucia2000] ne trouvent aucune modification significative de l'activité musculaire durant un test de 20min à 80% de la PMA chez une population très entraînée. L'absence de modification est pour lui due au niveau sportif élevé de la population étudiée qui possède des unités motrices très résistantes à la fatigue ainsi qu'au niveau de puissance choisi pendant ce test relativement court qui est peut être insuffisant pour faire apparaître une fatigue musculaire significative chez ce type de population.

Alors que l'analyse des coordinations musculaires en cyclisme a fait l'objet de nombreux travaux, les connaissances en termes de niveaux de forces musculaires restent très rares car le mode d'estimation de ces grandeurs est délicat en situation de pédalage. L'approche la plus commune consiste à raisonner à l'aide de modèles musculosquelettiques pour l'accès au chargement mécaniques des structures musculosquelettiques.

2.2.4 Déterminants associés aux efforts musculaires lors du cycle de pédalage

La connaissance du chargement mécanique des structures articulaires est essentielle en sciences du sport. Toutefois, les forces musculaires ne peuvent pas être directement mesurées in-vivo sans faire appel à des techniques invasives inappropriées au contexte sportif. Ceci met donc en évidence l'intérêt des méthodes permettant d'estimer les efforts musculaires à partir de la connaissance de la cinématique et des efforts externes qui peuvent être mesurés au cours d'un mouvement sportif. Une des difficultés réside alors dans la capacité à prédire les actions musculaires qui ont permis de réaliser le mouvement mesuré d'un point de vue expérimental.

En cyclisme, estimer les efforts internes et en comprendre la régulation à différentes cadences et puissances ou en situation de fatigue est primordial si l'on souhaite maîtriser l'ensemble des paramètres liés à la performance des cyclistes. Comme évoqué précédemment, la plupart des analyses des efforts internes en biomécanique du cyclisme ont concerné les moments nets articulaires principalement par dynamique inverse. Bien que ce type de méthodologie permette d'obtenir des informations cinétiques au niveau inter-segmentaire, la limitation de ce type d'étude réside principalement dans la difficulté liée à la redondance musculaire, de caractériser exactement les chefs musculaires impliqués dans la production d'un moment net articulaire. Par suite, il est donc impossible d'analyser chacun des efforts produits par les différents chefs musculaires. Cependant, comprendre le fonctionnement et le rôle de chacun d'entre eux durant le cycle de pédalage est indispensable dans un but d'optimisation de la performance mais également

dans un contexte de prévention des blessures microtraumatiques. En ce sens, l'approche par modélisation musculosquelettique (MMS) constitue une avancée majeure pour répondre à ce type de problématique. Ainsi, ces dernières années, un certain nombre de modèles musculosquelettiques ont été développés avec des méthodologies qui diffèrent selon le type de données expérimentales disponibles et selon l'application. Ces systèmes multicorps sont construits à partir de solides rigides assemblés au travers de liaisons articulaires et d'éléments viscoélastiques passifs ou actifs. Ils sont ainsi utilisés dans le but d'analyser la cinématique, la dynamique musculaire ou articulaire, en particulier dans le domaine de l'analyse du geste sportif. En raison de la complexité de la modélisation musculosquelettique, des logiciels spécifiques sont utilisés dans la majorité des analyses, comme par exemple Anybody Modeling System (Aalborg, Danemark), SIMM (Musculographics Inc, Santa Rosa, CA, USA ; [Delp1995]) et Opensim ([Delp2007]). Avec l'augmentation des capacités de calcul, le niveau de détail et de complexité des modèles numériques a singulièrement augmenté et permet d'obtenir des informations pertinentes sur le comportement de nombreuses structures musculosquelettiques au cours du mouvement.

Le développement de modèles musculosquelettiques s'articule autour de quatre éléments essentiels que sont la définition d'un modèle de contraction musculaire, la résolution du problème de redondance musculaire, la définition du modèle cinématique et enfin, la validation.

2.2.4.1 Le muscle en tant qu'actionneur de l'articulation

L'un des points clés des modèles musculosquelettiques est de pouvoir actionner de manière fiable les articulations. Les actionneurs du système locomoteur sont les muscles squelettiques. Ces derniers sont généralement constitués de fibres qui génèrent une force ainsi que de tendons qui relient les muscles aux os. Grâce au bras de levier des forces musculaires au niveau des articulations, les muscles peuvent actionner une articulation (muscle mono-articulaire), deux articulations (muscle bi-articulaire) ou plus, et travaillent en synergie pour obtenir un mouvement efficient. Etant donné que les muscles peuvent uniquement agir en traction sur les segments osseux, les groupes musculaires travaillent par paires (antagonistes) pour produire des moments articulaires dans des directions opposées. Tandis qu'un groupe musculaire (agoniste) travaille dans une direction (e.g. muscles fléchisseurs du genou), l'autre groupe (antagoniste) produit des moments dans une direction opposée (e.g. muscles extenseurs du genou). Les mécanismes au niveau de la fibre musculaire qui conduisent à la production de force dans le muscle ainsi que le comportement mécanique des structures passives en lien avec les fibres musculaires sont d'une importance majeure pour la mécanique du système musculosquelettique complet. Ainsi, l'organisation multi-échelle du muscle strié squelettique et les principaux modèles de muscles sont décrits dans le paragraphe suivant.

Le muscle strié squelettique est organisé de manière très spécifique, de sorte que la force mesurée à l'échelle macroscopique est le résultat de différents comportements mécaniques associés à chacune de ses sous-structures. Le système musculo-tendineux est composé des fibres musculaires pouvant être activées par le système nerveux central ainsi que par différents tissus passifs constitués du tissu conjonctif et du tendon dont les propriétés mécaniques sont spécifiques (cf figure 2.14).

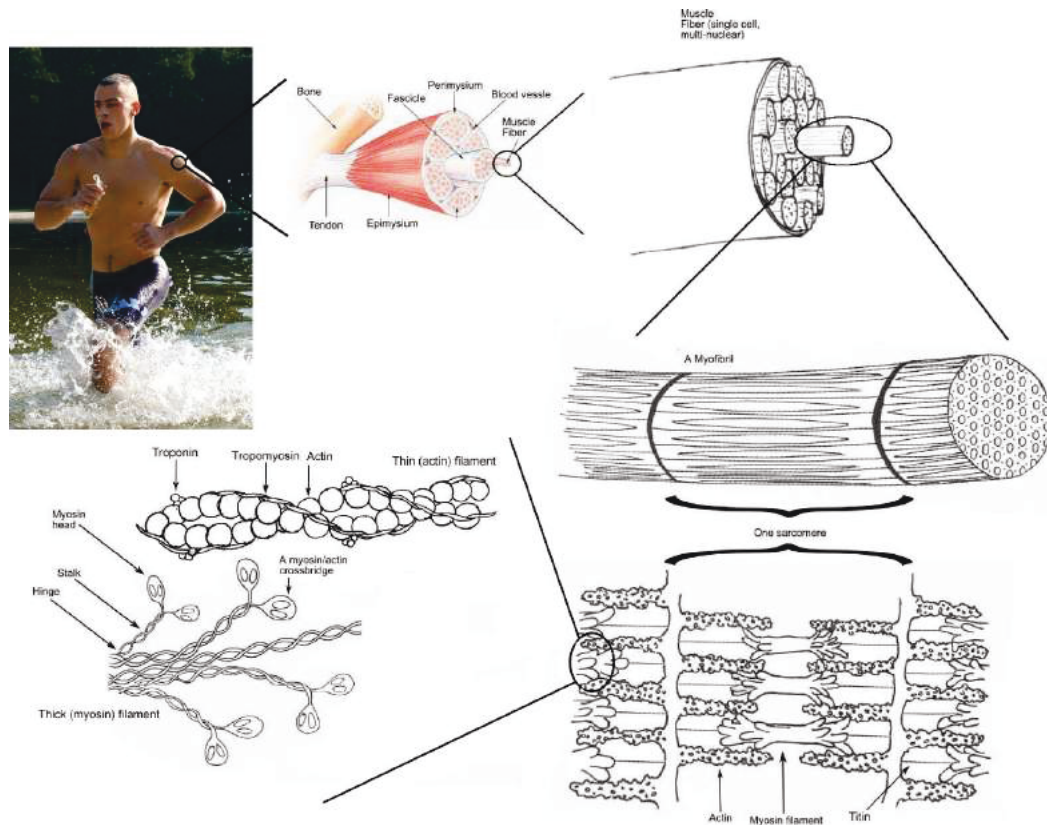


Figure 2.14 - Structure anatomique musculaire à plusieurs échelles (source wikipédia).

Les muscles squelettiques sont composés d'unités structurelles de différentes tailles. Le muscle est formé de fascia et de fibres musculaires. Une fibre musculaire est une cellule de diamètre de l'ordre d'une centaine de micro-mètres contenant des myofibrilles alignées de manière parallèle les unes par rapport aux autres. Les myofibrilles contiennent des sarcomères qui sont l'unité structurelle contractile principale du muscle alignés en série comme présenté sur la figure 2.14. L'organisation des filaments (protéines d'actine et de myosine) que l'on trouve dans le sarcomère donne au muscle squelettique son aspect strié. Bien qu'une part importante de la production de force soit le résultat des interactions entre les filaments d'actine et de myosine au niveau des sarcomères, le niveau de force dépend également de l'orientation des fibres musculaires par rapport à l'axe de traction du système musculo-tendineux. En effet, en fonction de l'orientation des fibres musculaires par rapport à la ligne d'action (direction de la force appliquée), les muscles sont caractérisés en tant que muscles à fibres parallèles ou muscles pennés, pour lesquels les fibres font un angle par rapport à la ligne d'action du muscle. A titre d'exemple, le muscle gastrocnémien latéral peut présenter un angle de pennation allant de 8° à 25° . Ainsi, l'intégralité de la force produite par les fibres musculaires n'est pas transmise au tendon. La figure 2.15 montre une représentation schématique d'un muscle penné avec un angle de pennation α et une force f_m au niveau de l'insertion ([Zajac1989]).

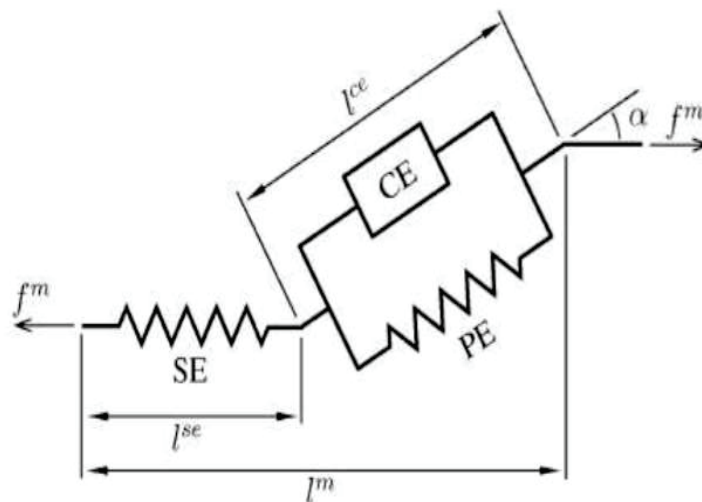


Figure 2.15 - Modélisation du complexe musculo-tendineux ([Zajac1989]).

Comme évoqué précédemment, les muscles squelettiques sont contrôlés de manière volontaire par le système nerveux central. Ainsi, l'information nerveuse est transmise aux cellules musculaires par les unités motrices. Une unité motrice est un ensemble de fibres musculaires innervées par le même moto-neurone et peut contenir jusqu'à plusieurs milliers de fibres ([Herzog1987]). Lorsqu'un moto-neurone est stimulé, toutes les fibres de l'unité motrice produisent une force. Selon le principe de la taille, les plus petites unités motrices qui contiennent le moins de fibres sont recrutées en premier afin de permettre un contrôle plus fin de la force. Selon la théorie des filaments glissants ([Huxley1954a], [Huxley1954b]), les modifications de longueur du muscle sont dues à un glissement des filaments fins d'actine par rapport aux filaments épais de myosine sans modification de la longueur des filaments eux-mêmes.

Il existe un certain nombre de facteurs qui influencent le niveau de force généré. Ces facteurs sont à prendre en considération dans la modélisation mécanique du tissu musculaire. Ainsi, la force produite par un muscle dépend du nombre de fibres stimulées et donc du nombre d'unités motrices sollicitées. La force dépend également du niveau d'activation, qui est notamment influencé par la concentration en ions calcium dans le sarcoplasme. Par ailleurs, la force développée par les sarcomères, dépend fortement de leur longueur et de leur vitesse de raccourcissement. On retrouve ainsi ces caractéristiques au travers des courbes force-longueur et force-vitesse que l'on va décrire par la suite (cf figure 2.16). Le tissu conjonctif qui enveloppe les fibres musculaires joue également un rôle déterminant dans le niveau de force développé par un chef musculaire. De la même manière, le tendon, qui est un tissu passif et dont les propriétés visco-élastiques sont différentes de celles des fibres musculaires joue un rôle déterminant sur la force produite par le système musculo-tendineux au niveau des insertions. En effet, ces tissus passifs sont capables de stocker et de libérer une quantité importante d'énergie au cours du mouvement. Dans la plupart des modèles musculosquelettiques, le comportement mécanique des tissus passifs est représenté à l'aide de ressorts non-linéaires et d'éléments d'amortissement associés aux modèles représentant le comportement mécanique des fibres musculaires.

2.2.4.2 Modélisation de la contraction musculaire

Comme expliqué dans le paragraphe précédent, des modèles de production de force basés sur la théorie des filaments glissants de Huxley peuvent décrire de manière précise les phénomènes mécaniques et chimiques durant la contraction. Ce type de modèle est largement utilisé pour interpréter les résultats mécaniques et biochimiques des expériences sur le muscle isolé ([Zahalak1990]). Toutefois, ces modèles sont inadaptés pour analyser la coordination musculaire impliquant de nombreux muscles, car leur forte complexité compromet l'interprétation et l'exploitation numérique. De plus, ces modèles nécessitent de nombreux paramètres dont l'identification expérimentale s'avère très délicate. Ainsi, ce type de modèle est rarement utilisé pour analyser la coordination musculaire ([van den Boggert1999]).

Dans les modèles et simulations numériques de la mécanique du système musculosquelettique impliquant un nombre important de muscles, des variantes du modèle initialement proposé par Hill [Hill1938] sont presque systématiquement utilisées ([Zajac1989]). Ces modèles sont des modèles phénoménologiques basés sur l'interprétation du comportement entrée-sortie du muscle obtenu de manière expérimentale ([Winters1990]). Il existe de nombreux niveaux de complexité mais en modélisation du mouvement humain, le modèle à trois composantes de Hill est très majoritairement employé ([Zajac1989], [van den Boggert1999]). Le modèle de Hill à trois composantes est constitué d'un élément contractile (CE), représentant le comportement mécanique (visco-élasticité et niveau d'activation) des fibres musculaires, d'un élément élastique (PE) représentant la raideur non-linéaire du tissu conjonctif placé en parallèle de l'élément contractile et d'un élément élastique série (SE) représentant la raideur non-linéaire du tissu en série avec l'élément contractile incluant le tendon (figure 2.15). L'élément contractile CE possède des caractéristiques force-longueur et force-vitesse qui sont fournies au modèle sachant que la force produite par cet élément est régulée par l'état d'activation lié à la concentration en ions Ca^{2+} . Dans le cas où l'on considère un muscle penné, l'angle de pennation moyen est intégré au modèle via l'angle α (figure 2.15). Dans certaines variantes du modèle de base, un élément d'amortissement est ajouté à CE et un élément élastique additionnel (EES) est intégré afin de représenter la raideur du tissu en série avec les fibres musculaires. L'élasticité du tissu tendineux est représentée par l'ajout en série d'un élément élastique.

Un modèle de Hill à quatre éléments est la plupart du temps suffisant pour représenter l'action musculaire dans les modèles musculosquelettiques (cf figure 2.15). Les quatre composantes de ce modèle prennent en compte les relations force-longueur et force-vitesse des tissus. Le modèle employé se doit de respecter la relation de force-longueur isométrique traduisant la production de force musculaire par rapport à la longueur du muscle considéré. Cependant, il faut que cette relation tienne compte du fait que la force mesurée est la combinaison d'une force dite active qui est créée par les éléments contractiles et d'une force dite passive causée par l'étirement de l'élément élastique parallèle. Cette relation de force-longueur isométrique est résumée dans la figure 2.16. La force développée est fonction de la longueur du muscle. Pour un muscle au repos d'une longueur L_0 , la force passive est nulle puis augmente au fur et à mesure de l'étirement. Concernant le muscle actif, la relation est obtenue en mesurant la force maximale isométrique pour chaque longueur de muscle considéré. Celle-ci est maximale lorsque le muscle est au repos (L_0). Le modèle doit aussi traduire la relation force-vitesse isotonique du complexe musculaire. Cette relation correspond à la force maximale que le muscle peut produire à une vitesse donnée de raccourcissement. La force maximale est toujours celle en isométrique et décroît lorsque la vitesse de contraction augmente.

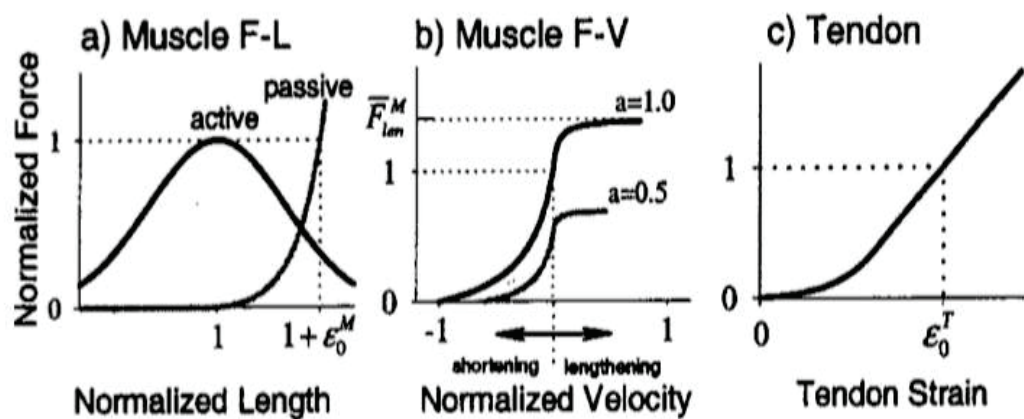


Figure 2.16 - Modélisation de la contraction musculaire. Relation force-longueur isométrique. Relation entre la force musculaire et la vitesse de contraction. Comportement élastique du tendon, d'après Thelen et al. [Thelen2003].

Dans un contexte de modélisation musculosquelettique, plusieurs paramètres concernant la modélisation du complexe musculo-tendineux doivent donc être choisis pour chacun des chefs musculaires contenu dans le modèle. Dans le logiciel Anybody Modeling System, utilisé dans le cadre de ce travail, les paramètres musculaires sont extraits de la littérature scientifique, basées la plupart du temps sur des mesures cadavériques ([Hill1938], [Huxley1957], [Zajac1989]) : la force maximale isométrique, la longueur de l'élément contractile, la longueur totale du muscle, l'élasticité du tendon, l'angle de pénétration, le pourcentage de fibres musculaires lentes et rapides, le facteur d'élasticité du tendon.

2.2.4.3 Résolution du problème de redondance musculaire

Le système musculosquelettique est un système mécanique complexe dont l'une des caractéristiques réside dans la redondance musculaire lors du mouvement. Cette redondance correspond au fait que, lors de la réalisation d'un geste, le nombre de muscles recrutés est supérieur au nombre de degrés de liberté du système squelettique ([Winter2005]). De plus, certains muscles bi-articulaires, tels que les muscles gastrocnémiens générant des moments de forces induisant à la fois un mouvement du genou et de la cheville, tendent à complexifier l'analyse musculosquelettique du membre inférieur. En effet, pour déterminer les forces musculaires individuelles, il ne s'agit pas de répartir la valeur du moment de force de manière équitable entre chaque force musculaire. D'un point de vue mathématiques, il existe alors plus d'inconnues (forces musculaires) que d'équations du mouvement (degrés de liberté articulaire). En d'autres termes, il existe alors une infinité de valeurs de forces musculaires qui satisfont les équations du mouvement et qui peuvent donc produire le même mouvement du système squelettique. La résolution de cette surdétermination de forces musculaires nécessite l'utilisation de méthodes d'optimisation. Ainsi, les fonctions de coût utilisées sont supposées représenter un critère physiologique qui doit être minimal durant la mouvement ([Crownshield1981]). Le choix de la fonction de coût doit être le reflet de la stratégie du système nerveux central en prenant en considération à la fois la dynamique d'activation musculaire et le mouvement des muscles antagonistes tout en considérant la synergie musculaire qui est un élément fondamental en cyclisme ([Hug2010], [Hug2011a]).

Dans les paragraphes suivants, on s'intéresse donc à présenter les caractéristiques des différentes méthodes de résolution du problème de redondance musculaire utilisées dans la littérature.

Approche par optimisation statique

Dans cette approche, l'objectif est de déterminer les forces musculaires comme étant des variables qui minimisent une fonction de coût à chaque instant du mouvement. Cette approche permet de résoudre des problèmes impliquant de nombreux chefs musculaires mais possèdent plusieurs inconvénients. En effet, dans les méthodes d'optimisation statique, la fonction de coût étant minimisée à chaque instant, il n'est pas possible d'utiliser des fonctions de coût faisant apparaître explicitement le temps et les instants précédents tels que l'énergie métabolique. Ainsi, différents critères ont été utilisés dans la littérature ([Tsirakos1997]). Les fonctions de coût les plus populaires utilisées dans un contexte d'optimisation statique sont basées sur des critères polynomiaux ([Crowninshield1981]) :

$$J(\mathbf{f}) = \sum_{i=1}^N \left(\frac{f_i}{N_i} \right)^p$$

où f_i est la i ème force musculaire à l'instant t et N le nombre de muscles utilisé dans le modèle. Le facteur de normalisation N_i peut prendre différentes formes tel que la force maximale isométrique ou le PCSA du muscle $n^o i$ tandis que p correspond à l'ordre du polynôme. Différents auteurs se sont intéressés à l'impact de la valeur de p sur le niveau des forces musculaires ([Dul1984], [Tsirakos1997], [van Bolhuis1999]). La valeur de l'exposant influence fortement le résultat en terme de forces musculaires calculées dans la simulation. En effet, un exposant faible ($p=1$) revient à minimiser la somme des forces ou des contraintes musculaires et à considérer que le muscle le plus fort réalise presque toute la tâche. Inversement, un p élevé (≤ 5) revient à une minimisation de la contrainte du muscle le plus sollicité.

Ainsi, Crowninshield et al. et Rohrlé et al. ([Crowninshield1981], [Rohrlé1984]) ont utilisé la valeur $p=1$. ([Pedotti1978], [Herzog1987], [Happee1994], [Rasmussen2001]) ont utilisé la valeur $p=2$ tandis que Crowninshield et al. [Crowninshield1981] ont utilisé la valeur $p=3$. Ce dernier exposant est considéré de manière importante dans la littérature car il est supposé modéliser de manière cohérente la fatigue musculaire. Rasmussen et al. [Rasmussen2001] ont montré qu'en augmentant la valeur de p , les résultats du problème de répartition des efforts musculaires convergeaient vers le critère suivant :

$$J(\mathbf{f}) = \max \left(\frac{f_i}{N_i} \right)$$

Ce dernier critère est couramment appelé critère min/max dans la littérature. L'analyse par simulation musculosquelettique lors d'exercices exhaustifs à intensité élevée en cyclisme nécessite donc de choisir une fonction de coût qui reflète à la fois un niveau de synergie musculaire important et une stratégie de développement de force musculaire cohérent avec un niveau de fatigue conséquent. La valeur $p = 3$ satisfait donc ces conditions au regard de la littérature.

Approche par optimisation statique modifiée

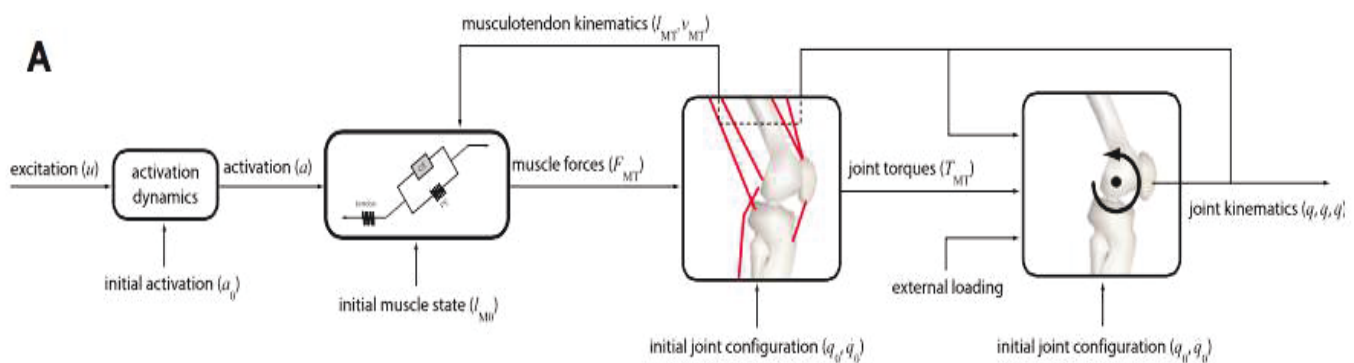


Figure 2.17 - Principe des méthodes dérivées de l'EMG d'après Erdemir et al. [Erdemir2007].

Les méthodes numériques par optimisation statique peuvent parfois conduire à des valeurs de forces musculaires non-physiologiques. Ce constat a amené certains auteurs à ajouter la dynamique d'activation de manière explicite dans le problème d'optimisation ([Potevin1996], [Lloyd2003], [Amarantini2004]). L'objectif de la méthode d'optimisation statique modifiée est de déterminer, à chaque pas de temps, les excitations nerveuses qui minimisent une fonction de coût et satisfont certaines contraintes. D'une manière générale, les contraintes sont des termes non-linéaires qui sont d'une part les équations du mouvement et d'autre part des contraintes additionnelles qui garantissent que les excitations nerveuses soient comprises entre 0 et 1 pour chaque muscle à chaque pas de temps. Comme dans les méthodes d'optimisation statique classique, des bornes peuvent être ajoutées concernant les valeurs de forces et les activations musculaires, ce qui a pour conséquence de réduire l'espace de solutions et de produire des résultats plus réguliers. Bien que cette méthode constitue une modification de la méthode d'optimisation statique, elle nécessite des schémas de dérivation par différences finies pour le calcul des forces et des activations, ce qui conduit parfois à des instabilités numériques et des erreurs de troncature.

Approche par dynamique inverse étendue

Il s'agit d'une méthode initialement présentée par Schiehlen [Schiehlen2006] dans un contexte d'analyse de la marche par dynamique inverse. L'intérêt principal de cette méthode par rapport à la méthode par optimisation statique est qu'elle permet de tenir compte de l'histoire des forces musculaires avant l'instant de calcul. Ainsi, des fonctions de coût sous forme d'intégrale temporelle peuvent être utilisées à la différence de la méthode par optimisation statique qui minimise la fonction de coût à chaque instant. En d'autres termes, la méthode par dynamique inverse étendue permet de minimiser un critère sur une partie ou sur l'ensemble du mouvement. Ainsi, des critères basés sur l'énergie métabolique peuvent être utilisés dans la simulation numérique ([Cavagna1977], [Kuo2002], [Peasgood2006]). Le choix d'une telle approche induit une augmentation du temps de calcul du processus d'optimisation par rapport aux méthodes par optimisation statique ou aux méthodes par optimisation statique modifiée. Par ailleurs, en plus de pouvoir inclure des fonctions de coût basées sur des intégrales temporelles, les méthodes par dynamique inverse étendue permettent d'inclure la dynamique d'activation et d'excitation. De

plus, cette méthode ne nécessite pas d'intégration numérique des équations du mouvement à l'inverse des méthodes par optimisation directe qui sont présentées dans le paragraphe suivant, ce qui les rend moins coûteuses d'un point de vue calculatoire. Les contraintes présentes dans les méthodes par dynamique inverse étendue sont majoritairement des contraintes d'égalité qui sont les équations du mouvement et des contraintes d'inégalités imposant des bornes aux excitations nerveuses. Ainsi, le problème d'optimisation consiste alors à déterminer, à chaque pas de temps, les forces musculaires qui minimisent une fonction de coût intégrale telle que la dépense énergétique sous un certain nombre de contraintes.

Approche par dynamique directe

Les approches par dynamique directe sont basées sur la résolution d'un problème de contrôle optimal du système musculosquelettique, contrôlé par des excitations nerveuses au travers d'une dynamique directe, de sorte à obtenir une trajectoire. Cette technique ne nécessite pas de mesure cinématique expérimentale. Il s'agit alors de méthodes dérivées de l'EMG (figure 2.17). Ces modèles sont constitués de deux parties : l'excitation musculaire est d'abord extraite par un filtre récursif sur les signaux électromyographiques (EMG) et une relation linéaire ou non-linéaire entre l'EMG et l'activation est utilisée ([Potevin1996]) ; puis une relation entre l'activation et la force musculo-tendineuse est employée. La force musculaire ainsi calculée suit correctement le patron d'activation mesurée chez le sujet. Néanmoins, le grand nombre de paramètres impliqués dans ces modèles nécessite une procédure de calibrage longue et complexe ([Amarantini2004], [Lloyd2003]). Etant donné que de nombreuses intégrations numériques des équations du mouvement sont nécessaires, l'optimisation dynamique implique un coût calculatoire très important ([Anderson1999]). De plus, ce type de méthode repose sur un lien explicite entre l'EMG et la force musculaire qui reste délicat à identifier. De nombreux travaux ont étudié le recrutement musculaire et la coordination du mouvement humain en utilisant les excitations nerveuses en tant que signaux d'entrée du problème de contrôle optimal ([Hatze1976], [Davy1987], [Pandy1992], [Anderson2001a]). L'un des intérêts de la méthode par optimisation dynamique par rapport à l'optimisation statique est que la fonction de coût peut être évaluée sur l'ensemble de la durée du mouvement. Ainsi, la fonction de coût peut être la dépense métabolique. Toutefois, l'optimisation dynamique est très coûteuse d'un point de vue calculatoire. Ainsi, pour un modèle plan de marche, cette méthode peut nécessiter plusieurs jours CPU pour réaliser la simulation ([Menegaldo2003]). Lorsque le mouvement est mesuré, le problème d'optimisation consiste à minimiser la dépense énergétique ainsi que l'erreur entre le mouvement simulé et le mouvement mesuré. Toutefois, Anderson et al. [Anderson2001a] ont montré que lors de l'estimation des forces musculaires et des forces de contact intersegmentaires durant la marche, l'optimisation statique et l'optimisation dynamique conduisaient à des résultats similaires. Ce modèle utilisait 23 degrés de liberté et 54 muscles pour une simulation pendant un cycle complet de marche.

Dans le passé, plusieurs études se sont intéressées à la coordination du mouvement humain et au recrutement musculaire en résolvant un problème de contrôle optimal basé sur les excitations nerveuses (e.g. [Hatze1976], [Davy1987]). Certains auteurs ([Anderson1999], [Anderson2001a], [Bhargava2004]) se sont focalisés sur l'implémentation numérique de méthodes par dynamique directe pour étudier la marche normale en utilisant des critères basés sur le coût énergétique (énergie dépensée par unité de distance parcourue). D'autres auteurs se sont intéressés à l'exploitation de ces modèles directs pour la simulation de sauts verticaux ([Anderson1999], [Nagano2001]), et aussi en cyclisme ([Neptune1998a]). Toutefois, l'utilisation de méthodes par optimisation dynamique pour des modèles musculosquelettiques complexes s'avère extrêmement onéreux en terme de coût calculatoire. Ainsi, ces modèles peuvent nécessiter plusieurs jours de

calcul pour un modèle musculosquelettique plan avec un nombre restreint de degrés de liberté ([Menegaldo2003]) et jusqu'à plusieurs mois pour un modèle 3D de la marche, et ce, même en faisant appel à du calcul parallèle ([Anderson2001b]). Ce temps CPU très élevé provient essentiellement des nombreuses intégrations numériques des équations du mouvement.

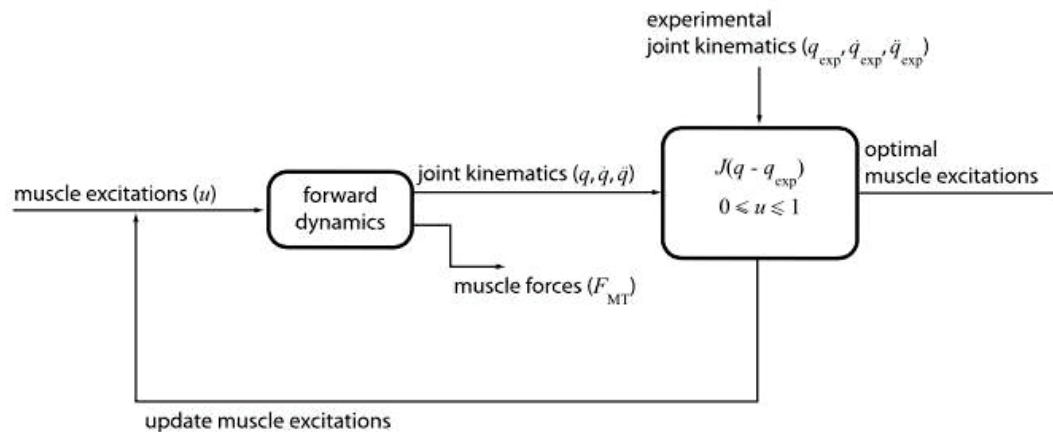


Figure 2.18 - Principe des méthodes par dynamique directe d'après Erdemir et al. [Erdemir2007].

Dans le cas où la cinématique et les efforts externes sont entièrement ou partiellement connus, le modèle peut nécessiter de comparer les données cinématique ou cinétique aux données mesurées pour proposer une correction dans la simulation numérique (figure 2.18). Plus précisément, le principe est ici de calculer la cinématique d'un modèle musculosquelettique à partir de patrons d'activations musculaires initiaux mesurés en entrée. Puis la solution cinématique est comparée aux données expérimentales et un calcul itératif permet de conduire au pattern d'activation qui reproduit le mieux la cinématique mesurée ([McLean2003]). Ce type d'approche est ainsi réalisé en ajoutant à la fonction de coût un terme qui quantifie l'erreur par rapport aux quantités cinématiques et/ou cinétiques mesurées. Au final, il s'agit alors de résoudre un problème d'optimisation multi-critères ([Davy1987], [Neptune1998b], [Neptune1998c], [Neptune2000], [Strobach2005], [Thelen2006]). Les limites de cette approche, outre le temps de calcul très long, sont les mêmes que celles des modèles dérivés de l'EMG, auxquelles s'ajoutent la qualité du modèle cinématique ([Xiao2008]). Cette méthode est employée par Neptune et al. [Neptune1998b] pour déterminer le nombre de critères à utiliser dans leur modèle (cinématique, cinétique, EMG) afin que celui-ci soit le plus proche des données mesurées expérimentalement. Dans une autre étude, Neptune et al. [Neptune1999] ont déterminé la cadence de pédalage optimale au regard de l'activité musculaire minimale via un modèle musculosquelettique. Ces auteurs démontrent ainsi que pour une puissance de 265W, la cadence optimale correspond à 90rpm. Cependant, dans un contexte d'analyse d'asymétrie bilatérale, ce modèle est limité car il considère que les jambes droite et gauche sont symétriques dans le mouvement avec un décalage de 180°.

Quel que soit le type d'approche (par dynamique directe ou inverse), un modèle musculosquelettique est composé d'un modèle géométrique et d'un modèle de contraction musculaire. Dans l'optique d'une mise en oeuvre dans un contexte d'analyse bilatérale impliquant de nombreuses conditions de réalisation, l'approche par dynamique inverse semble la mieux adaptée puisqu'elle permet de diminuer le temps de calcul contrairement aux autres méthodes.

2.2.4.4 Modèle cinématique et mise à l'échelle

Le modèle du membre inférieur développé dans cette thèse se base sur celui du logiciel Anybody Modeling System (AnybodyTech, Aalborg, Danemark). Le système squelettique est modélisé au travers d'un système multi-corps composé de solides rigides reliés par des liaisons parfaites. Il est constitué de six degrés de liberté articulaire en rotation par jambe. Ainsi, la hanche est modélisée par trois degrés de liberté (fle./ext., abd./add., rotation int./ext.), le genou par un degré de liberté (fle./ext.), la cheville par deux degrés de liberté (pla./dor., inv./eve.). Toutefois, le mouvement des articulations réelles provient des mouvements de surfaces de contact complexes correspondant à des mouvements de translation et de rotation ainsi qu'à des centres articulaires mobiles entre les segments corporels qui font que les rotations articulaires au cours du mouvement ne correspondent pas à des rotations parfaites. Par ailleurs, les artéfacts liés aux tissus mous tels que la peau durant la capture de mouvement peut induire des glissements de marqueurs. Ainsi, il existe potentiellement un risque que certaines positions des marqueurs du modèle numérique ne correspondent pas exactement aux positions des marqueurs du squelette expérimental. Par conséquent, avant de calculer les forces musculaires, en particulier par dynamique inverse, une première optimisation numérique globale est réalisée sur le modèle cinématique afin de mettre à l'échelle notre modèle. L'objectif est de faire en sorte que notre modèle numérique soit le plus fidèle possible au sujet que l'on analyse afin de pouvoir tirer des conclusions réalistes. Cette phase de mise à l'échelle doit permettre de faire coïncider nos deux squelettes (cf figure 2.19) : celui de la capture de mouvement et celui du modèle musculosquelettique. Pour cela il est nécessaire de posséder les données anthropométriques (taille/poids) du sujet ([Andersen2010]) en plus de la cinématique des marqueurs enregistrée à l'aide du système optoélectronique. On va alors pouvoir passer des coordonnées 3D des marqueurs aux coordonnées articulaires. Comme évoqué précédemment, cette étape peut engendrer des erreurs dont les origines sont, soit l'erreur de mesure du système opto-électronique, soit l'erreur due aux artéfacts des tissus mous, c'est-à-dire aux glissements de marqueurs au niveau de la peau ([Cappozzo1997]). Ces marqueurs sont positionnés sur des points anatomiques précis permettant la modélisation des segments, il est donc impossible que les os, considérés comme des solides rigides, n'aient pas une longueur fixe dans le modèle. Dans ce dernier, à la fin de la mise à l'échelle, les marqueurs possèdent une distance fixe entre eux, ce qui nous permet de travailler sous des hypothèses des solides rigides. Il s'agit alors de déterminer les angles articulaires du modèle qui représentent le plus fidèlement la cinématique du sujet. En effet, si l'on considère à l'aide de la capture de mouvement le plus simple des segments constitués par minimum 3 marqueurs. Celui-ci possède alors 9 degrés de libertés car chacun des marqueurs en possède trois. Alors que dans le MMS, chaque segment peut en posséder au maximum 6 (3 rotations et 3 translations). Pour résoudre ce problème méthodologique de surdétermination liée aux marqueurs anatomiques de la capture de mouvement, nous allons employer une méthode d'optimisation par cinématique inverse. Pour cela, le principe va être d'imposer des contraintes entre les marqueurs de la capture de mouvement et ceux du modèle par l'intermédiaire de la résolution d'un problème de minimisation des distances inter-marqueurs ([Andersen2008]). La résolution de ce problème de surdétermination est légèrement coûteuse d'un point de vue temps de calcul. Elle va permettre de faire correspondre au mieux les marqueurs expérimentaux avec les marqueurs du modèle numérique sur l'ensemble de la simulation pour permettre ensuite la résolution du problème de dynamique inverse.



Figure 2.19 - Protocole du placement de marqueurs sur l'image de gauche. Représentation des deux squelettes de la capture de mouvement (marqueurs verts) et du modèle (marqueurs rouges) au niveau de la jambe sur l'image de droite. Après l'étape de résolution du problème de cinématique inverse, la distance inter-marqueurs du modèle numérique est fixe afin de pallier le problème de glissement de marqueurs sur la peau du sujet réel qui permet alors de considérer des solides rigides lors de la modélisation.

2.2.4.5 Validation des modèles musculosquelettiques

La validation est une étape essentielle dans la modélisation musculosquelettique. L'impossibilité de mesurer directement la force musculaire oblige les chercheurs à utiliser l'état d'activation de certains muscles mesuré par EMG pour valider les simulations musculosquelettiques. Ainsi, la majorité des études réalisent une comparaison en corrélant l'EMG mesurée expérimentalement à l'activation musculaire déterminée par le modèle. Ainsi, Erdemir et al. [Erdemir2007] dans leur revue de littérature, sur les 68 études employant un MMS, 43 emploient cette méthodologie à des fins de validation. Cette méthode est par exemple employée dans l'étude d'Alexander et al. [Alexander2016] concernant la marche, dans celle de De Zee et al. [de Zee2007] sur l'analyse de la mastication et dans celle de Wibawa et al. [Wibawa2016] pour l'analyse de la marche et du saut. Pour la validation de l'EMG, deux variables sont utilisées. La validation peut se faire en corrélant les enveloppes linéaires ([Mirakhorlo2014]) ou en comparant les plages d'activations ([Jong2006]). Shin et al. [Shin2015] comparent l'activité musculaire simulée et mesurée sur cinq cyclistes. Ils trouvent des coefficients de corrélation allant de modéré à large (entre 0.468 et 0.789) concluant à la fiabilité du modèle. Un autre type de méthode est utilisé dans l'étude de Praagman et al. [Praagman2003] où ils utilisent la spectroscopie lors de contractions isométriques afin de valider les résultats. Un problème important que l'on peut remarquer dans la revue de littérature de Erdemir et al. [Erdemir2007] est que beaucoup d'études ne valident pas leur modélisation ou comparent uniquement les activations numériques musculaires avec des données EMG de la littérature sur une tâche similaire ([Kong1998]), ce qui rend difficile l'interprétation des résultats.

2.2.4.6 Influence de la cadence, de la puissance et de la posture sur les efforts musculaires au cours du pédalage

Dans la littérature, peu d'études se sont intéressées à l'estimation des efforts musculaires au cours de tâches de pédalage à l'aide de modèles musculosquelettiques. Par conséquent, le degré de connaissance concernant l'impact de paramètres comme la cadence, la puissance et la posture sur les forces musculaires mises en jeu en cyclisme reste actuellement assez faible. L'étude de Neptune et al. [Neptune1999] fut l'une des premières utilisant la modélisation musculosquelettique en cyclisme. Au travers d'un modèle bidimensionnel par dynamique directe incluant 14 muscles d'une même jambe, ils ont ainsi pu déterminer la cadence de pédalage minimisant la fatigue neuromusculaire au cours du mouvement. Bien que les modèles musculosquelettiques aient beaucoup évolué depuis, très peu d'études utilisent ce type d'approche pour l'analyse du mouvement en cyclisme. Dans ce contexte, Shin et al. [Shin2015] utilisent un modèle par dynamique inverse développé au travers du logiciel Anybody pour déterminer les efforts internes au niveau du membre inférieur. Toutefois, dans ces travaux, la cinématique n'est pas prise en compte dans l'analyse, ce qui constitue une limitation importante. Dans une approche combinant l'optimisation numérique et un modèle musculosquelettique, Farahani et al. [Farahani2014] ont proposé un critère de performance en lien avec des profils de couples moteurs expérimentaux et les mouvements spécifiques de la cheville. Ils ont, en particulier, réalisé une analyse basée sur une fonction de coût sous forme d'intégrale tenant compte des efforts réalisés sur des courtes périodes de pédalage. Récemment, Ménard et al. [Ménard2015] ont développé un modèle musculosquelettique sous OpenSIM à l'aide duquel ils ont pu analyser l'effet de la posture sur la performance et la prévention des blessures en cyclisme. Ils ont notamment analysé l'impact de l'avancée et du recul de selle sur les efforts musculaires et articulaires au cours d'un mouvement de pédalage.

2.3 De l'analyse biomécanique vers une approche intégrative de l'asymétrie

2.3.1 Déterminants biomécaniques de l'asymétrie en cyclisme

En cyclisme, l'asymétrie du mouvement généré par le système musculosquelettique présente des origines multifactorielles. De manière non exhaustive, ces asymétries peuvent être liées à :

- des facteurs intrinsèques tels que le niveau d'expertise, la dominance latérale, les facteurs anthropométriques, la charge d'entraînement, la posture, la cadence ou le niveau de fatigue.
- des facteurs extrinsèques liés notamment aux conditions de réalisation de l'exercice (relief, interaction avec le vélo) ou aux conditions de course (aérodynamisme, positionnement au sein du peloton, etc).

La figure 2.20 synthétise les différents facteurs pouvant générer une asymétrie et les conséquences possibles d'un point de vue fonctionnel dans le sens où l'on retrouve des asymétries aux niveaux cinématique, cinétique et musculaire. Si certains de ces facteurs sont bien analysés et admis dans la littérature (encadrés verts de la figure 2.20), d'autres nécessitent encore d'être confirmés et quantifiés par de nouvelles études (encadrés bleus de la figure 2.20). Le cyclisme

de haut-niveau se caractérise par des charges d'entraînement importantes, des postures maintenues sur des durées prolongées et à des intensités prononcées. Dans ce contexte, les cyclistes peuvent être sujets à des asymétries qui peuvent impacter à la fois leur performance et conjointement leur intégrité physique. Dans les paragraphes suivants sera exposée l'influence produite par différents facteurs sur l'asymétrie de pédalage et les conséquences éventuelles en termes de performance ou de risques traumatiques.

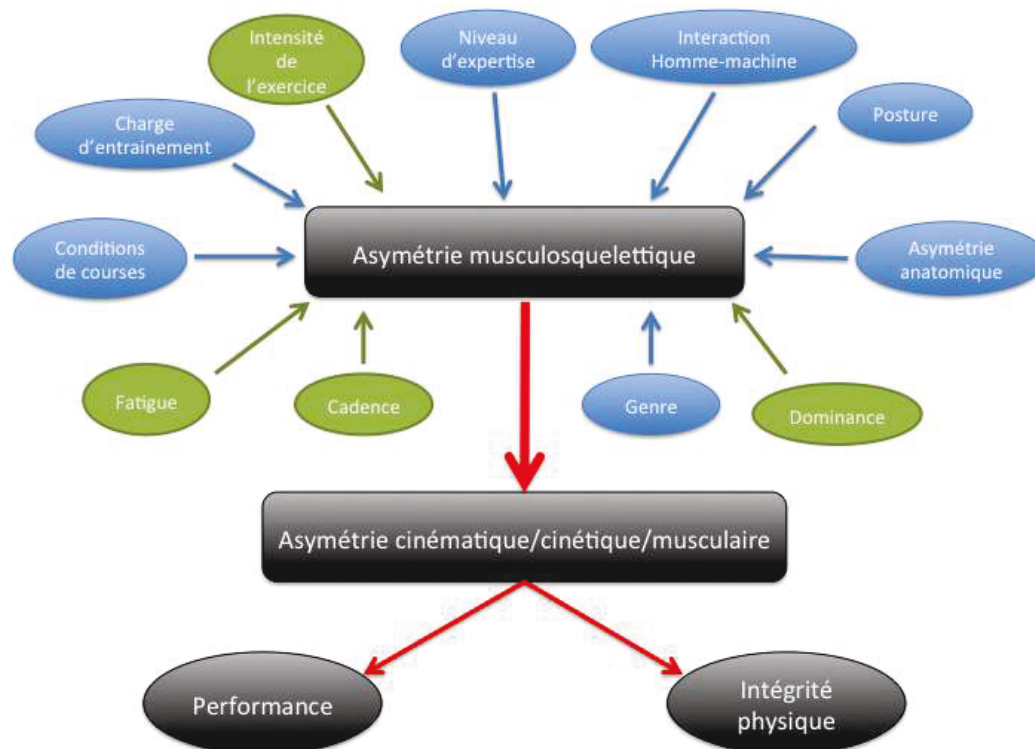


Figure 2.20 - Schéma fonctionnel de l'asymétrie en cyclisme (Adapté de [Loffing2017] pour le cyclisme).

2.3.1.1 Anthropométrie et différences anatomiques

De prime abord, on pourrait être tenté d'expliquer l'asymétrie d'un mouvement en cyclisme par des différences anthropométriques bilatérales telles qu'une inégalité dans la longueur des segments osseux, la forme de ces structures ou encore dans les niveaux de forces musculaires qui leur sont appliqués. Ainsi, Knutson [Knutson2005] dans sa revue de littérature a croisé les informations obtenues dans différentes études basées sur des techniques d'imagerie médicale permettant ainsi d'obtenir des longueurs segmentaires du membre inférieur. 573 sujets étaient inclus dans l'analyse et englobaient des sportifs mais également des sujets choisis aléatoirement ainsi que d'autres souffrant de lombalgies. Les résultats montrent que 90% de la population présentait une différence bilatérale de longueur des segments osseux de l'ordre de 5.2mm. Il note également que plus l'inégalité de la longueur est importante, plus les individus sont sujets à des lombalgies. D'autres études se sont focalisées uniquement sur une population de sportifs. Frutoso et al. [Frutoso2016] déterminent la largeur des cuisses de gymnastes. Bien

qu'ils identifient des différences bilatérales, ces dernières n'impactent pas significativement la cinématique et la cinétique analysées. Seminati et al. [Seminati2013] quant à eux analysent par imagerie médicale la longueur du membre inférieur de coureurs à pied de différents niveaux et mesurent des différences de l'ordre de 1.4cm. Ils constatent cependant que plus les différences de longueur segmentaire sont faibles, plus la cinématique est symétrique. En ce qui concerne le cyclisme, à notre connaissance, peu d'études se sont intéressées à cette problématique. Mornieux et al. [Mornieux2009] évoquent le fait que l'asymétrie cinétique au niveau des pédales est trop faible pour qu'elle soit liée à une différence anatomique. Plus récemment, Macdermid et al. [Macdermid2015] analysent l'impact de la différence de longueur des os du membre inférieur sur l'asymétrie de pédalage. Ces auteurs trouvent une différence de 5.4 ± 2.9 mm sur la population de cyclistes analysée. Cet écart génère des asymétries dans le comportement articulaire, associées à des différences bilatérales dans le plan sagittal de $3.2 \pm 2.2^\circ$ concernant la hanche, de $4.1 \pm 3.2^\circ$ pour le genou et de $4.3 \pm 3.5^\circ$ pour la cheville. Cela impacte les valeurs de couple moteur démontrant une différence bilatérale de $2.26 \pm 1.58\%$. Les auteurs suggèrent que cette faible différence du couple moteur est due à la mise en place de mécanismes compensatoires durant le mouvement comme une modification de l'orientation du bassin.

L'ensemble de ces études semblent montrer que l'asymétrie n'est pas forcément uniquement lié à une différence anatomique bilatérale. En effet, certains travaux montrent que les asymétries anatomiques peuvent être déterminées par des facteurs génétiques et environnementaux ([Pande1971], [Beverley1980]). Ainsi, l'hérédité prédétermine la préférence latérale pour la plupart des fonctions motrices de base alors que les facteurs environnementaux exercent des fonctions inhibitrices ou facilitatrices ([Chhibber1970]). La conjonction de ces facteurs amène le corps humain à développer des asymétries en termes de dimensions anthropométriques ([Cavanagh1981]). En cyclisme, ces éléments ont ainsi amené plusieurs analyses tentant de faire le lien entre l'asymétrie bilatérale et la dominance ([Carpes2010]).

2.3.1.2 Préférence et dominance latérale

Parmi l'ensemble des facteurs illustrés à la figure 2.20, la préférence et la dominance latérales font probablement l'objet du plus grand nombre de travaux de recherche à la fois du point de vue des neurosciences et contrôle moteur mais aussi d'un point de vue des conséquences biomécaniques. En effet, le terme de préférence latérale signifie qu'un côté est choisi plutôt qu'un autre dans l'exécution d'une action motrice ([Carpes2010]), par exemple lors de l'utilisation d'une jambe plutôt qu'une autre au cours d'un tir en football ([Serrien2006]). Toutefois, lorsqu'une tâche fait appel à une région précise de l'hémisphère cérébral ([Hebbal2006]), le terme de dominance latérale est employé. Cependant, il arrive parfois que ces deux termes soient employés de manière indifférenciée ([Vagenas1991]). Dans ce travail, nous nous focaliserons sur les conséquences biomécaniques plutôt que sur les origines de l'asymétrie du point de vue des neurosciences. Cette préférence latérale peut être différente entre les membres supérieurs et les membres inférieurs. En effet, d'après la littérature ([Mcgrath2015]), bien que 90% de la population soit droitier pour la main, 25% à 45% de la population affirme utiliser la jambe droite pour réaliser des actions motrices ([Cuk2001]). Il existe plusieurs moyens de déterminer la préférence latérale concernant la jambe :

- celle préférentiellement utilisée pour tirer dans un ballon ([Smak1999]). Cette définition est la plus communément utilisée ([Mcgrath2015]).
- celle produisant le plus de force ([Jones2010]).
- celle préférentiellement utilisée pour amortir un déséquilibre provoqué par l'arrière ([de Ruiter2010b]).

- celle préférentiellement utilisée pour un saut unilatéral ([Kobayashi2013]).
- celle préférentiellement employée pour franchir un obstacle ([de Ruiter2010b]).
- celle préférentiellement employée lors de la combinaison des différentes définitions précédentes ([de Ruiter2010b]).

De nombreuses études se sont intéressées au lien entre la dominance et l'asymétrie bilatérale, en particulier dans les sports cycliques comme l'aviron ([Buckeridge2012]) ou la natation ([Sanders2011]). Buckeridge et al. [Buckeridge2012] ont démontré qu'il existe des différences bilatérales concernant les rotations articulaires pour chacune des jambes pouvant aller jusqu'à $4/5^\circ$. En natation, Sanders et al. [Sanders2011] démontrent lors du mouvement de crawl que les nageurs possèdent une dominance latérale qui coïncide avec le côté préférentiellement utilisé lors de la respiration. Une respiration bilatérale équilibrée est parfois conseillée dans un souci de performance mais aussi de réduction des risques de blessure. De nombreuses études mettent d'ailleurs en évidence un avantage du membre dominant sur le membre controlatéral non-dominant en terme de contrôle moteur, tels qu'un niveau d'activation plus faible ou une fréquence de recrutement plus faible au cours de différentes tâches dynamiques ([Luca1986], [Adam1998], [Diederichsen2007]).

En cyclisme, d'un point de vue cinématique, Edeline et al. [Edeline2004] démontrent que l'amplitude articulaire des rotations du membre inférieur est plus importante du côté dominant et que le niveau d'asymétrie est plus important au niveau de la hanche en particulier au cours d'un test incrémental. Par ailleurs, Smak et al. ([Smak1999]) ont mis en évidence le fait que la jambe non-dominante contribue de manière significative à la production de puissance dans le cycle de pédalage ([Smak1999]). Ces mêmes auteurs montrent que cette production de puissance est liée notamment à un plus grand moment d'extension durant la phase de poussée pour la jambe non-dominante comparé à la jambe dominante. Alors que le moment au genou peut être plus important du côté de la jambe dominante, le moment à la hanche présente des valeurs plus importantes du côté non-dominant. Ainsi, les résultats de cette étude amènent à proposer de renforcer les muscles de la hanche afin de minimiser l'asymétrie et le risque traumatique ([Smak1999]).

2.3.1.3 Intensité, durée de l'exercice et fatigue

Il existe des divergences concernant l'effet de la puissance sur l'asymétrie bilatérale. Ainsi, Bini et al. [Bini2014b] mettent en évidence une augmentation de l'asymétrie tandis que Carpes et al. [Carpes2007a] reportent une réduction de l'asymétrie. Enfin, Bini et al. [Bini2007] et Garcia-Lopez et al. [Garcia-Lopez2015] montrent une absence d'effet de la puissance sur le niveau d'asymétrie. Plus spécifiquement, concernant l'effet de la puissance sur l'asymétrie lors d'un test incrémental, Carpes et al. [Carpes2007b] montrent qu'une augmentation de la puissance de 25W par minute est liée à une diminution de l'asymétrie bilatérale du couple moteur. Un autre résultat de cette étude montre que l'asymétrie diminue au cours du test mais que la différence bilatérale tend à ne plus être significative pour les paliers d'intensité les plus élevés. Ce résultat confirme les travaux de Sanderson et al. [Sanderson2000] qui ont étudié l'effet de la cadence (60, 80, et 100rpm) et de la puissance (100W et 235W) sur l'asymétrie des forces au niveau des pédales. Ils ont ainsi démontré une asymétrie plus élevée (21%) pour des puissances faibles. Toutefois, dans l'hypothèse où l'égalité des forces produites au niveau des pédales serait atteinte, les couples articulaires et les efforts musculaires peuvent différer selon les côtés au cours du pédalage qui peuvent être associées à des différences en terme de cinématique ([Carpes2010]). Ainsi, Edeline et al. [Edeline2004] ont démontré que l'asymétrie cinématique

diminue au cours d'un test incrémental comportant trois intensités (55%, 65% et 75% de la $\dot{V}O_{2max}$). Ils notent en particulier que la valeur maximale du déplacement médial de l'épine iliaque antéro-supérieure diminue et que l'amplitude articulaire de la hanche dans le plan sagittal augmente avec l'intensité.

Concernant l'effet de la durée de l'exercice sur l'asymétrie bilatérale, il n'existe à notre connaissance pas de travaux spécifiques à ce sujet. En effet, la majorité des études concernent des durées d'exercices trop courtes (ex : test exhaustif sur 4 km en contre la montre). Pour cette raison, certains auteurs se sont focalisés sur des contre la montre de durée plus importante. Ainsi, Carpes et al. [Carpes2007a] montrent une réduction de l'asymétrie durant un contre la montre de 40 km. Plus récemment, Bini et al. [Bini2016a] montrent une faible relation entre l'asymétrie et la durée de l'exercice et concluent sur le fait que l'équilibre bilatéral des efforts entre la jambe dominante et la jambe non-dominante ne conduit pas à une meilleure performance en contre la montre. En l'état des connaissances actuelles, il semble que d'autres travaux doivent être menés afin de statuer sur la relation entre durée et asymétrie bilatérale.

La performance au cours d'une épreuve de cyclisme prolongée dépend de la capacité à maintenir un niveau de puissance le plus élevé possible durant la totalité de l'épreuve. Ceci nécessite le maintien de différentes fonctions physiologiques de l'organisme et en particulier de la fonction neuromusculaire. Les altérations de la fonction neuromusculaire sont associées au concept de fatigue musculaire définie comme une incapacité à maintenir un exercice à un niveau de puissance donné ou une réduction de la force maximale que le muscle peut produire ([Asmussen1979]). Cette fatigue est connue pour influencer la synchronisation des unités motrices ([Boonstra2009]) et pour augmenter l'activation musculaire en raison d'un recrutement d'unités motrices supplémentaires ([Hug2009]). Elle est également liée à une libération des voies des aires sensorimotrices ([Kapreli2006]) qui peut augmenter la similitude dans l'influx bilatéral ([Boonstra2009]). Ceci facilite l'excitabilité et le couplage neuronal par communication corticale inter-hémisphère ([Glass2001]), qui est l'un des facteurs qui minimise les différences bilatérales ([Teixeira2003], [Anguera2007], [Seidler2008]). Cette meilleure synchronisation en situation de fatigue pourrait justifier l'augmentation de la symétrie bilatérale de force au cours d'exercices exhaustifs en cyclisme ([Carpes2007a], [Simon2008]). Toutefois, peu d'études se sont focalisées sur l'influence de la fatigue sur le niveau d'asymétrie au cours du pédalage. En course à pied, Brown et al. [Brown2014] ont évalué les effets de la dominance latérale et de la fatigue sur les paramètres cinématiques et cinétiques 3D au cours d'une épreuve sur tapis roulant. Les résultats de cette étude montrent une absence de relation entre la fatigue et la dominance latérale, ce qui est en faveur d'un niveau de fatigue équivalent entre les jambes dominante et non-dominante. Très récemment, Radzak et al. [Radzak2017] ont montré que la rotation interne du genou et que le moment d'adduction étaient significativement impactés par la fatigue en course à pied. En particulier, ils montrent que l'asymétrie en rotation interne augmente de 14% avec la fatigue entre le début et la fin d'un test incrémental exhaustif réalisé sur tapis roulant avec pente croissante.

2.3.1.4 Cadence de pédalage

Les effets de la cadence de pédalage sur l'asymétrie bilatérale ne sont encore actuellement pas bien déterminés. Certains auteurs montrent que les différences bilatérales de puissance peuvent être de l'ordre de 5 à 20% ([Daly1976], [Sargeant1977], [Carpes2007a]). Daly et Cavanagh [Daly1976] ont ainsi évalué l'effet d'une modification de la cadence (60, 80 et 100rpm) sur l'asymétrie bilatérale de force durant la phase de poussée. Les résultats n'ont pas permis d'établir un lien direct entre l'asymétrie et la cadence. Par ailleurs, Sanderson et al. [Sanderson1991] ont

quantifié l'asymétrie cinétique de l'ordre de 8 à 9%, avec les asymétries les plus importantes pour les plus faibles puissances (100W) combinées avec les plus grandes cadences (100rpm). Dans une autre étude, Smak et al. [Smak1999] ont montré une relation entre la cadence et l'asymétrie uniquement sur la phase de traction associée à un travail mécanique externe négatif. Par conséquent, la diversité des résultats de la littérature ne permet pas actuellement de conclure de manière tranchée sur la relation entre la cadence de pédalage et l'asymétrie.

2.3.1.5 Niveau d'expertise

Carpes et al. [Carpes2010] dans leur revue de littérature indiquent que le lien entre le niveau d'expertise et l'asymétrie n'est pas clairement défini en cyclisme, contrairement à la course à pied. En effet, en course à pied, plus le niveau d'expertise est important plus le mouvement est symétrique. Cela serait dû à l'augmentation de la vitesse d'exécution ([Cavanagh1977]), mais aussi au fait que les composantes passives du muscle interviennent plus dans le mouvement à vitesse élevée ([Cavagna2006], [Cavagna2008]). Bertucci et al. [Bertucci2012] démontrent que pour des cyclistes de niveau Master, une asymétrie du couple moteur existe entre les deux jambes pour les trois puissances développées (150, 200 et 250W). Bini & Hume [Bini2015] ont analysé les forces exercées au niveau des pédales sur une population de 10 cyclistes et triathlètes de niveau intermédiaire lors d'un contre la montre de 4km en laboratoire afin de déterminer si le niveau d'asymétrie diminue lorsque le niveau d'expertise augmente. Ils démontrent que la corrélation est élevée concernant l'asymétrie et la force développée ($r=0.72$). Cependant elle est très faible concernant l'asymétrie et force résultante ($r=0.01$) ainsi que l'index d'efficacité ($r=-0.29$). Ces auteurs ne mettent pas en évidence de relation entre le niveau d'expertise et le niveau d'asymétrie. García-López et al. [Garcia-Lopez2015] montrent également qu'il n'existe pas d'effet du niveau d'expertise sur l'asymétrie cinématique et cinétique en comparant différents groupes d'expertise (UCI pro-tour/ UCI Continental/ UCI U23 vs. compétiteurs amateurs). D'un point de vue cinématique, Edeline et al. [Edeline2004], ont cherché à déterminer si l'augmentation de la puissance (55/65/75% de la $\dot{V}O_{2max}$) impacte le niveau d'asymétrie sur une population non cycliste. Par comparaison de ces résultats avec ceux de la littérature concernant l'évolution de la cinématique articulaire du membre inférieur de sa population non cycliste, ils démontrent que cette population est moins efficace à intensité élevée et qu'elle a tendance à augmenter la mobilité du bassin. Pour eux, cette asymétrie au niveau de la partie proximale du membre inférieur pourrait expliquer les différences de forces mesurées au niveau des pédales suivant le niveau d'expertise des coureurs analysés comme le mouvement étudié a lieu en chaîne fermée.

2.3.1.6 Interaction homme-machine

La littérature s'accorde pour montrer que les interactions du cycliste avec sa machine ont un impact sur la performance. En général, la plupart des articles se concentrent sur l'impact unilatéral que peut avoir une modification des réglages du vélo ([Nordeen-Snyder1977], [Too1990], [Carpes2009], [Bini2011], [Bini2014a]). Ces différentes études ont démontré des modifications significatives sur la cinématique unilatérale du membre inférieur lorsque l'on change la configuration du vélo. Nordeen-Snyder et al. [Nordeen-Snyder1977] démontrent que lorsque l'on modifie la hauteur de selle (95%, 100% et 105%) le ROM de la hanche ne présente pas de modification significative, contrairement au genou qui présente une augmentation ($69^\circ / 82.9^\circ$) entre la pre-

mière et la dernière hauteur de selle analysée. De même, la flexion plantaire au niveau du point mort bas se voit augmenter de 10% entre les hauteurs à 95% et 105%. Too et al. [Too1990] ont démontré que lorsque l'on fait varier l'angle d'inclinaison du tube entre 69° et 90° ; la flexion plantaire de la cheville se voit augmenter. En ce qui concerne le type de pédalier utilisé, Carpes et al. [Carpes2009] analysent les différences de la cinématique du membre inférieur entre un pédalier classique et elliptique pour une puissance fixe de 300W. Ils démontrent que dans le plan sagittal, les valeurs de ROM sont plus importantes pour la hanche ($39\pm 3^\circ / 34\pm 4^\circ$), le genou ($69\pm 4^\circ / 57\pm 10^\circ$) et la cheville ($21\pm 2^\circ / 19\pm 4^\circ$). Plus récemment, Millour et al. [Millour2016] ont analysé l'effet de corrections orthopédiques sur le niveau d'asymétrie chez trois cyclistes sur piste de niveau international présentant une asymétrie anatomique. Ces auteurs démontrent que pour différents niveaux de puissance (60/75/90% de la $\dot{V}O_{2max}$), l'asymétrie cinétique n'est pas impactée bien que le niveau de confort des cyclistes se voit augmenté par l'ajout de semelles orthopédiques.

Bien que l'effet des modifications des réglages du vélo soit bien documenté sur la biomécanique unilatérale du cycliste, l'effet sur l'asymétrie bilatérale reste encore à démontrer.

2.3.1.7 Posture

De même que pour l'interaction homme-machine, l'influence de la posture est principalement analysée d'un point de vue unilatéral. Bini et al. [Bini2013] analysent l'impact d'une position avancée et reculée sur la cinétique et la cinématique du cycliste. Ils demandent aux sujets d'adopter une position similaire à celle du contre la montre et du pédalage en côte. En ce qui concerne la cinématique du genou dans le plan sagittal, ils démontrent que l'angle de flexion augmente en position avancée par rapport à la position classique ($62\pm 6^\circ / 55\pm 6^\circ$) et inversement en position reculée ($50\pm 6^\circ / 55\pm 6^\circ$). Verma et al. [Verma2016] cherchent à quantifier l'inconfort du cycliste en fonction de son positionnement sur la selle. Leur analyse se concentre principalement sur le comportement musculaire de trois muscles (*VM*, *TA*, *Gas*) et sur le ressenti des sujets. Ils démontrent des modifications significatives uniquement pour le muscle Gastrocnémien pour toutes les hauteurs de selle analysées (Normal/Haute/Basse/Avant/Arrière). Cependant cette étude analyse uniquement le comportement unilatéral et ne permet pas de tirer de conclusion concernant l'évolution de l'asymétrie.

2.3.1.8 Conditions de course

Lors d'épreuves de cyclisme sur route, les coureurs sont soumis à des conditions environnementales très variées, en lien avec les conditions météorologiques, l'altitude, le dénivelé... Pour des soucis de standardisation, l'analyse biomécanique du mouvement de pédalage a lieu principalement en laboratoire ce qui ne permet pas de prendre en compte ces différents facteurs environnementaux pouvant influencer le niveau d'asymétrie. L'avènement de nouvelles technologies embarquées pourrait permettre à terme de développer les connaissances concernant l'analyse de l'asymétrie en situation d'entraînement et de course.

2.3.1.9 Charge d'entraînement

La littérature montre que des charges d'entraînement élevées (pouvant amener un surentraînement), peuvent modifier de manière significative le pattern de mouvement et mettre en péril l'intégrité du système musculosquelettique ([Kibler1992]). Bien qu'il soit difficile d'isoler l'influence de ce paramètre sur l'asymétrie, on peut supposer que la charge d'entraînement puisse affecter l'asymétrie bilatérale en cyclisme notamment pour les cyclistes professionnels dont le kilométrage annuel est de l'ordre de 30000 km par an ([Jeukendrup2000], [Mujika2001]). Toutefois, aucun élément de littérature ne permet à ce jour d'identifier l'effet de la charge d'entraînement sur l'asymétrie bilatérale.

2.3.2 Influence de l'asymétrie sur la performance

Bien qu'il existe beaucoup d'études portant sur l'analyse de l'asymétrie bilatérale en cyclisme et en course à pied ([Carpes2010]), les travaux tentant d'établir le lien entre l'asymétrie et la performance restent toutefois peu nombreux. Les rares études à ce sujet aboutissent à des conclusions variables, à partir desquelles il reste difficile d'apporter une réponse tranchée. Comme cité dans le récent article de Bini et al. [Bini2016a], *"il n'est pas certain que des cyclistes présentant des asymétries de forces sur les pédales soient limités en termes de performance par rapport à d'autres qui produiraient des niveaux de force équivalents entre la pédale droite et la pédale gauche"*. A notre connaissance, seules deux études ont véritablement tenté d'apporter une réponse concernant la relation asymétrie/performance en cyclisme. Ainsi, Bini et Hume [Bini2015] ont analysé les différences bilatérales au travers d'un index d'asymétrie basé sur les forces utiles, sur les forces résultantes ainsi que sur l'index d'efficacité de pédalage. Les résultats de cette étude montrent une forte relation entre l'index d'asymétrie de force utile et la performance ($r=-0.72$) mais faible entre l'index d'asymétrie de force résultante et la performance ($r=0.01$), ainsi qu'entre l'index d'asymétrie d'efficacité de pédalage et la performance ($r=-0.29$). Des différences bilatérales de l'ordre de 3 à 54% étaient mesurées pour la force utile tandis que ces différences se situaient entre 11 et 21% pour la force résultante et entre 21 et 32% pour l'index d'efficacité de pédalage. En outre, les auteurs observent que ces différences inter-membres sont supérieures aux valeurs de variabilités intra-membre (8 à 22% pour la force utile, 5 à 10% pour la force résultante et 1 à 3% pour l'index d'efficacité de pédalage). Sur la base de ces résultats, les auteurs suggèrent que malgré l'existence d'asymétries bilatérales cinétiques, la reproductibilité intra-membre des efforts mécaniques constitue un facteur déterminant de la performance. Cette conclusion a été récemment confirmée sur des efforts plus longs (i.e., 20kms) dans l'étude de Bini et al. [Bini2016a] qui visait à mettre en lien le niveau d'asymétrie concernant la production de forces sur les pédales et la performance. Ces auteurs démontrent que la différence de forces produites entre la jambe dominante et la jambe non-dominante n'était pas associée à une meilleure performance en contre la montre.

Concernant la course à pied, la littérature relative à l'analyse de l'asymétrie est relativement documentée. Toutefois, le lien avec la performance reste une fois encore peu évident. Il est en effet démontré que des différences bilatérales de force de l'ordre de 8% caractérisent à la fois les sprinteurs et les coureurs de demi-fond. Ces derniers possèdent une flexion et une extension plus importantes ainsi qu'une force supérieure du côté dominant ce qui induit un ratio de flexion/extension plus important ([Vagenas1986], [Vagenas1991]). Vagenas & Hoshizaki [Vagenas1992] montrent que les coureurs de longue distance sont sujets à des asymétries bilatérales impliquant

des paramètres biomécaniques considérés comme déterminants de la performance en course. L'asymétrie concerne plus particulièrement l'amplitude articulaire en inversion/éversion du pied. Si ce paramètre est parfois associé à la performance, plusieurs travaux suggèrent que l'asymétrie de ce paramètre peut constituer un risque de blessure de sur-sollicitation ([Vagenas1991]). De plus, lorsque l'on cherche à minimiser cette asymétrie durant le mouvement de course à pied, il peut alors apparaître des mouvements compensatoires qui peuvent affecter négativement la technique du coureur ([Vagenas1992]). Concernant le sprint en athlétisme, la capacité à générer davantage de force du côté dominant est démontré comme étant bénéfique à la performance lors d'un départ. Vagenas et Hoshizaki [Vagenas1986] ont en effet montré l'existence de vitesses d'éjection plus importantes et de meilleures performances chronométriques lorsque la jambe dominante est placée en avant dans le starting block.

Quels que soient les paramètres et les méthodes utilisées pour le caractériser, le niveau d'asymétrie du membre inférieur n'est pas systématiquement relié à la performance. Une hypothèse pour tenter d'expliquer cette absence de consensus réside peut-être dans le fait que de nombreux facteurs peuvent impacter l'asymétrie : des facteurs intrinsèques mais aussi des facteurs extrinsèques (cf section 2.3.1). Etant donné le grand nombre et la diversité de ces paramètres, il est difficile de les contrôler au cours de la réalisation d'une performance ou au cours d'un protocole expérimental. De plus amples études, utilisant des bases de données plus complètes sur les caractéristiques du cycliste (asymétrie anatomique, dominance, charges d'entraînement, etc.) paraissent nécessaires afin d'établir le type de relation entre asymétrie et performance en cyclisme. Il semble que les récents travaux portant sur le développement de solutions de monitoring puissent offrir des perspectives intéressantes à ce sujet (e.g., [Marin-Perianu2013]). Une piste consiste également à envisager des traitements statistiques multivariés, tels que les analyses en composantes principales dont le but est de transformer des variables corrélées entre elles en nouvelles variables décorrélées les unes des autres. Cette méthode, très utilisée pour l'analyse clinique de la marche (e.g., [Federolf2013]) n'est à notre connaissance que très peu utilisée pour l'analyse biomécanique en cyclisme (e.g., [Moore2011]).

2.3.3 L'asymétrie : un risque pour l'intégrité physique ?

La relation de cause à effet entre l'asymétrie et les risques de blessures n'est pas triviale dans la littérature bien qu'elle fasse l'objet d'une attention particulière dans de nombreuses activités sportives. Ainsi, plusieurs travaux antérieurs ont montré l'existence d'une asymétrie bilatérale en course à pied ou en cyclisme. Toutefois, le lien entre asymétrie et risque de blessures demeure difficile à caractériser concernant ces deux activités cycliques, en particulier dans une pratique de haut-niveau. Dans ce contexte, les charges d'entraînement importantes induisent un grand nombre de répétitions avec des chargements conséquents des structures musculosquelettiques. Ainsi, on peut imaginer que de petites différences bilatérales puissent engendrer des effets biomécaniques délétères sur l'organisme.

En course à pied, le rôle des chargements importants, de la posture (e.g. inversion/éversion excessive) et des déséquilibres musculaires en lien avec le risque de blessures a été largement débattu dans la littérature ([James1978], [Cavanagh1980], [Hreljac2000], [Nigg2001], [Hreljac2004], [Zadpoor2011], [Nielsen2014]). Bien que certains facteurs semblent favoriser le risque de blessure, l'asymétrie bilatérale de ces facteurs en tant que cause de traumatismes n'est pas clairement établie. De nombreuses études montrent que les athlètes possédant un

passé traumatique sont caractérisés par des pics de forces de réaction et des chargements plus importants ([Hreljac2000], [Zifchock2006]). Zifchock et al. [Zifchock2008b] montrent également que ce profil d'athlètes possède des pics d'accélération tibiales et des amplitudes articulaires en rotation interne plus élevés du côté blessé. Toutefois, les niveaux d'asymétrie de ces paramètres peuvent rester similaires chez des coureurs blessés et non blessés ([Zifchock2006], [Zifchock2008a]). Ce résultat est corroboré par l'étude de Bredeweg et al. [Bredeweg2013] qui démontrent que l'asymétrie du pic de force de réaction à l'impact et lors de la propulsion tout comme l'asymétrie du taux de chargement ne sont pas significativement plus élevés chez les coureurs blessés. D'un point de vue cinématique, Ciacci et al. [Ciacci2013] montrent que des sprinteurs de niveau national qui présentent des blessures antérieures au niveau des muscles ischio-jambiers possèdent de plus grandes flexions de genou et une extension de hanche moindre du côté blessé à la fin de la phase de propulsion. Ces mêmes athlètes possédant un passé traumatique présentent des index de symétrie qui excèdent les limites cliniques (15%, [Ciacci2013]), alors que les athlètes non blessés sont caractérisés par des index de symétrie inférieurs aux limites cliniquement admises.

Il a été démontré que l'augmentation de la vitesse accroît les déséquilibres de propulsion lors de la marche, ce qui suggère l'éventualité d'une asymétrie plus importante en course à pied. Une asymétrie biomécanique non préjudiciable à la marche pourrait le devenir en course à pied de par le niveau d'effort qui s'applique sur le système musculosquelettique ([Radzak2017]). Pourtant, certains travaux de la littérature ([Zifchock2006]) ne mettent pas en évidence de différence d'asymétrie entre des sujets sains et des sujets souffrant de blessures de sur-sollicitations des membres inférieurs (fracture de fatigue tibiale). Ces derniers auteurs montrent toutefois que pour la population blessée, l'asymétrie influence le côté sur lequel apparaît la pathologie. L'existence d'une différence non significative peut s'expliquer par l'intensité de l'exercice réalisé durant le protocole, qui pourrait induire une fatigue insuffisante. La littérature suggère donc l'intérêt d'analyser l'asymétrie au cours d'exercices exhaustifs. En effet, Zifchock et al. [Zifchock2006] évoquent clairement l'influence de la fatigue comme facteur pouvant augmenter l'asymétrie et exacerber le risque de blessures chez des populations à risque. Ainsi, très récemment, Radzak et al. [Radzak2017] ont comparé les niveaux d'asymétrie des membres inférieurs chez des sujets réalisant une marche à allure de confort et une course à pied à 80% de la $\dot{V}O_{2max}$ avec un incrément de pente de 2.5% toutes les 3min jusqu'à épuisement. Ces auteurs montrent que la rotation interne de genou et la raideur du genou deviennent plus asymétriques en présence de fatigue (augmentations respectives de 14% et 5.3%), illustrant ainsi l'impact de la fatigue sur la biomécanique du genou.

Considérant que l'asymétrie amène à utiliser préférentiellement de manière répétée et prolongée un côté en dehors d'une gamme de fonctionnement acceptable, alors on peut supposer que le cycliste présente à terme, lui aussi, un risque de blessure. D'ailleurs, dans sa revue de littérature Carpes et al. [Carpes2010] soulignent que cette question doit faire partie des priorités sur la recherche en cyclisme. En effet, très peu d'études tentent de mettre en lien le niveau d'asymétrie de pédalage avec le risque de blessure. A l'heure actuelle, une partie des travaux aborde plutôt la question du lien entre l'asymétrie anatomique - et notamment la différence de longueur de jambes - et le risque de blessure. Il est admis qu'une différence de longueur de jambes peut engendrer diverses blessures telles que des douleurs lombaires ([Giles1981]), des douleurs de hanches ([Brunet1990]), des bursites trochantériennes ([Gurney2002]), des incongruences de l'articulation fémoro-patellaire ([Farrell2003]) ou encore des méralgies paresthésiques ([Goel1999]). De manière générale, les inégalités anatomiques, incluant la différence de longueur de jambes, peuvent engendrer une compensation liée à la bascule du bassin du côté de la jambe la plus courte ([Macdermid2015]). Cette stratégie peut induire des différences bilatérales fonctionnelles perçues au niveau des membres inférieurs (articulations de la hanche, du genou, et de

la cheville), voire même au niveau des membres supérieurs (torse et bras). De ce fait, dans le but de réduire le risque de blessures, des ajustements matériels (longueur de manivelles, réglage des cales, orthèses, etc.) tentent de compenser ces différences anatomiques bilatérales et notamment les différences de longueurs de jambes ([Millour2016], [Macdermid2015]). Macdermid et Mann [Macdermid2015] montrent ainsi que pour des cyclistes présentant des différences faibles de longueurs de jambes (de l'ordre de 5.4 ± 2.9 mm), des asymétries biomécaniques au niveau des angles articulaires, du couple moteur et de l'activité électrique du muscle vaste latéral, étaient observées. Des modifications étaient ensuite apportées au niveau du réglage des cales ou de la longueur des manivelles. Les résultats montrent que ces modifications engendraient à court terme des effets négatifs sur l'efficacité du pédalage, ce qui suggère, selon les auteurs, une période d'adaptation aux compensations neuromusculaires.

Toujours dans l'optique de contribuer à l'identification du lien asymétrie / risque de blessure, certains auteurs comparent les différences bilatérales pour deux populations (traumatique versus non traumatique). Ainsi, la littérature met en évidence des valeurs normatives de différences bilatérales de force de l'ordre de 5-20% ([Carpes2010]) pour des populations non-traumatiques, ces différences pouvant à l'extrême atteindre 400% chez des sujets blessés ([Hunt2004], [Mimmi2004]). Ces différences bilatérales entre les deux types de populations peuvent être considérées comme un facteur de risque de blessure de sur-sollicitation d'une des jambes par rapport à la jambe controlatérale ([Bini2016b]). Dans la même philosophie, Hunt et al. [Hunt2004] ont comparé deux groupes, l'un présentant une déficience unilatérale du ligament croisé antérieur (LCA), l'autre ne souffrant d'aucune pathologie ligamentaire. L'analyse portait sur la comparaison bilatérale des forces en deux dimensions produites au niveau des pédales. Le protocole comportait trois intensités sous-maximales (75/125/175W) et deux cadences (60/90rpm). Les résultats montrent que par rapport à la population contrôle, les sujets ayant des antécédents de blessure du LCA, produisent davantage de puissance du côté sain par rapport au côté blessé, ce qui suggère un effet de compensation bilatérale à la production de puissance totale. Bien que cette étude compare des différences bilatérales de forces, elle ne fait pas appel à un index d'asymétrie, ce qui rend délicat l'évaluation de l'asymétrie au cours du pédalage.

La disparité des résultats présentés dans la littérature témoigne de l'absence de consensus sur le lien asymétrie / risque traumatique. Une amélioration des connaissances dans ce domaine pourrait résider dans l'analyse et le suivi de cohortes de cyclistes présentant des pathologies spécifiques pour lesquels une quantification de l'asymétrie bilatérale aura été réalisée au travers d'analyses biomécaniques.

2.3.4 Vers l'intégration de l'analyse biomécanique dans la surveillance médical règlementaire

L'amélioration de la performance en cyclisme repose sur des plans d'entraînement adaptés et construits en fonction de repères les plus objectifs possibles, associés à des zones d'intensité spécifiques. La calibration des intensités d'entraînement se base le plus souvent sur la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) et la notion de seuil anaérobie. Ainsi, tout cycliste en quête de progression se soumet à des tests d'effort en laboratoire ou en centre médico sportif (CMS). Les tests de laboratoire présentent l'avantage de pouvoir standardiser les protocoles en contrôlant un certain nombre de paramètres tels que la puissance, la fréquence de pédalage, etc.,

tout en s'affranchissant de conditions expérimentales pouvant limiter l'interprétation des résultats (effet des conditions environnementales, météorologiques, etc.). Avec la démocratisation des capteurs de puissance embarqués sur le vélo, ces tests de laboratoire permettent désormais une alternative/déclinaison vers des approches de terrain, plus accessibles, dans des conditions plus proches des conditions réelles de pratique. Toutefois, ces tests de terrain restent soumis à des conditions d'évaluation non standardisées et non reproductibles telles que précédemment décrites (conditions environnementales, météorologiques, etc.). Quelle que soit la méthode utilisée (laboratoire ou terrain), la détermination de la puissance maximale aérobie (PMA) comme témoin des aptitudes maximales de la capacité aérobie est devenue un élément incontournable du suivi de l'entraînement. Trois types de tests sont généralement utilisés pour évaluer le potentiel physique et physiologique du cycliste : les tests rectangulaires, les tests intermittents et les tests triangulaires. Chacun de ces tests peut être réalisé en laboratoire et sur le terrain.

Les tests rectangulaires visent au maintien d'une puissance mécanique externe (ou une vitesse) sur un temps donné. L'intensité de réalisation de l'exercice dépend généralement de l'intensité, allant d'une intensité sous maximale à supra maximale. En général, ce type d'épreuve fait suite à un test d'évaluation de la PMA permettant de définir la puissance à maintenir durant l'exercice en pourcentage de la PMA. Ces tests peuvent permettre d'apprécier la capacité du sujet à maintenir un effort pendant une certaine durée, en évaluant l'évolution de paramètres physiologiques mais aussi biomécaniques ou neuromusculaires en lien avec l'apparition de la fatigue. Ainsi, Lepers et al. [Lepers2000] proposent un protocole visant à évaluer la fatigue neuromusculaire sur un exercice de 2h à 65% de la PMA. Theurel et al. [Theurel2011] s'intéressent à la modification de la technique de pédalage (apport d'un feedback visuel sur la force appliquée aux pédales) lors d'un exercice continu de 45min réalisé à 75% de la PMA. Plus récemment, Sayers et al. [Sayers2012b] se sont intéressés aux évolutions de la cinématique articulaire lors d'un test continu de 60min réalisé en contre la montre, en se focalisant sur la phase de poussée. D'autres études proposent un test continu et maximal sur des distances de 4kms ([Ansley2004], [Hettinga2006]) de 18,8km ([Blake2012]) et de 40km ([Bini2008]). Ces quelques exemples issus de la littérature illustrent la variété de protocoles disponibles afin d'évaluer l'influence de la fatigue sur les paramètres de la performance en cyclisme. Ce type de test suppose généralement une capacité d'enregistrement des paramètres d'intérêt (physiologiques, cinématiques et /ou neuromusculaires) sur une durée pouvant être longue. En outre, ce type de test peut, dans certains cas, permettre d'évaluer les effets de la modification de paramètres (e.g., fréquence de pédalage, posture, paramètres matériels, feedback visuel sur les forces appliquées...) par répétition et comparaison de protocoles à intensité constante. Dans ce cas de figure, un inconvénient de ce type de test réside dans le fait de devoir répéter l'exercice à plusieurs reprises, en respectant la période de repos nécessaire à la récupération. Toutefois, ce test s'avère pertinent car, à l'inverse d'autres tests incrémentaux ou intermittents, il représente davantage les caractéristiques d'une course à allure continue telle que lors d'un contre la montre en cyclisme.

Les tests incrémentaux (dit "triangulaires") peuvent être réalisés sur route, sur un vélodrome, ou en condition de laboratoire (sur bicyclette ergométrique). Ces tests visent à augmenter l'intensité de l'exercice par palier, sans repos entre les différents paliers, jusqu'à l'épuisement du cycliste ou le non maintien de la cadence de pédalage (test triangulaire/incrémental maximal). La PMA est alors estimée à partir des critères d'atteinte de la $\dot{V}O_{2max}$: plateau de $\dot{V}O_2$ malgré l'augmentation de la puissance, plateau de fréquence cardiaque ou FC atteinte proche de la FC_{max} théorique, quotient respiratoire ≥ 1.1 , lactatémie supérieure ou égale à $6 - 8 \text{ mmol.L}^{-1}$ ([Lacour1977]). Ces tests incrémentaux maximaux peuvent différer :

- par l'incrément de puissance : de 17,5W ([Praagh1988]) à 50W ([Ettema2009]) en passant par 20W ([Duc2005]), 25W ([Dorel2008]), ou 30W ([Rossato2008]).
- par la durée des paliers, allant généralement de 1min ([Padilla1996]) à 3min ([Rossato2008]).

Ces différents protocoles peuvent également différer dans le choix d'une fréquence de pédalage imposée ou laissée libre. Le choix de ces différents paramètres (incrément de puissance, durée du palier, fréquence de pédalage) peut avoir une influence sur la valeur de la PMA ([Sarre2003]). Par ailleurs, ce test nécessite une grande motivation des sujets et un investissement total lors du protocole. Il est généralement utilisé pour l'évaluation des capacités physiques des cyclistes et constitue le protocole de référence employé par les médecins des services de médecine du sport. Dans ce contexte, le test incrémental constitue la méthode de référence pour l'obtention de la PMA. Toutefois, il est généralement admis que lors de ce type de test triangulaire (maximal), l'évolution des paramètres mesurés peut être liée à la fois à la fatigue et à l'incrément de puissance ([Bini2010c]).

Afin de normaliser ce test incrémental et le mode d'obtention de la PMA, la Fédération Française de Cyclisme (FFC) a récemment proposé un protocole composé d'un échauffement de 4min à 100W puis un incrément de puissance toutes les 2min par palier de 50W jusqu'à épuisement du cycliste. Lors de ce test, plusieurs variables physiologiques sont mesurées telles que le rythme cardiaque, la lactatémie et les échanges gazeux, permettant la détermination de la puissance maximale aérobie (PMA). Ce test d'effort est réalisé dans le cadre de la Surveillance Médicale Réglementaire (SMR) et s'adresse en particulier aux sportifs de haut niveau et aux 300 premiers coureurs élites au classement national. La SMR associe à ce test incrémental des examens médicaux, biologiques et une échographie cardiaque, permettant ainsi l'obtention de la licence fédérale pour le cycliste.

Bien que l'objectif premier de la SMR soit de prévenir les risques sanitaires liés à la pratique intensive du cyclisme, on peut imaginer qu'une mesure combinant les variables médicales, physiologiques et biomécaniques puisse apporter des éléments de réflexion nouveaux concernant la dégradation du geste et les risques de survenue de blessures. Nous avons précédemment pu mettre en évidence la disparité des résultats scientifiques qui, pour l'heure, ne permet pas d'établir le lien asymétrie / performance d'une part et asymétrie / risque traumatique d'autre part. Un suivi de cohortes de cyclistes (présentant éventuellement une pathologie), en particulier dans le cadre de la SMR, peut constituer un contexte favorable à l'identification des impacts biomécaniques de l'asymétrie sur la performance ou la traumatologie.

2.4 Indicateurs biomécaniques et méthodes de quantification de l'asymétrie

Les analyses visant à quantifier l'asymétrie bilatérale se basent sur différentes méthodes utilisant des paramètres de nature cinématique, cinétique et musculaire. La quantification de l'asymétrie implique généralement l'utilisation des différences bilatérales de variables biomécaniques telles que les amplitudes articulaires ([Quek1976], [Gomez1994]), d'index d'asymétrie ([Robinson1987], [Chavet1997], [Karamanidis2003]), de ratios gauche-droite ([Sanderson1991], [Impellizzeri2007]) ou d'approches statistiques ([Sanchis-Moysi2004], [Crenshaw2006], [Carpes2011], [Zifchock2008b]).

Par ailleurs, l'asymétrie au travers de l'évolution temporelle de variables telles que les angles articulaires ou les forces externes peut également être évaluée par des méthodes d'analyse du signal ([Crenshaw2006]). La section suivante dresse le panorama des principales méthodes

Index d'asymétrie	Formule	Références
Index of Asymmetry (Index d'Asymétrie)	$SI_{\%} = \left[\frac{(R-L)}{\left(\frac{R+L}{2}\right)} \right] .100 \quad (2.1)$	[Tourny-Chollet2009] [Robinson1987] [Cuk2001] [Fohanno2015] [Daly1976]
Absolute Asymmetry Index (Index d'Asymétrie Absolu)	$ASI_{\%} = \left[\frac{ X_R - X_L }{\left(\frac{X_R + X_L}{2}\right)} \right] .100 \quad (2.2)$	[Knapik1991] [Karamanidis2003] [Bini2009]
Asymmetry Index Index d'Asymétrie	$AI_{\%} = \left[\frac{(L-R)}{\max(L,R)} \right] .100 \quad (2.3)$ $AI_{\%} = \left(\frac{DO-ND}{DO} \right) .100 \quad (2.4)$	[Vagenas1992] [Chavet1997] [Carpes2007a] [Bertucci2012]
Ratio Index (Index de Ratio)	$RI_{\%} = \left(1 - \frac{X_R}{X_L} \right) .100 \quad (2.5)$	[Andres1990]
Gait Asymmetry (Asymétrie de la Marche)	$GA_{\%} = \ln \left(\frac{X_R}{X_L} \right) .100 \quad (2.6)$	[Plotnik2007]
Symmetry Angle (Angle de Symétrie)	$SA_{\%} = \frac{45 - \arctan\left(\frac{X_R}{X_L}\right)}{90} .100 \quad (2.7)$	[Zifchock2008b] [Zifchock2008a]
Symmetry Ratio (Ratio de Symétrie)	$SR = \frac{\theta_L}{\theta_R} .100 \quad (2.8)$	[Patterson2010] [Kutilek2014] [Wall1986] [Andres1990]
Clinical Asymmetry (Asymétrie Clinique)	$Asymmetry(\%) = 100 * \left(1 - \frac{\text{lessermoment}}{\text{greatermoment}} \right) \quad (2.9)$	[Lathrop-Lambach2014]

Tableau 2.2 - Synthèse des principaux index d'asymétrie employés dans la littérature.

employées dans ce but. Nous mettrons en évidence les limites des méthodes traditionnelles et nous montrerons l'intérêt de nouvelles méthodes de quantification de l'asymétrie en particulier lorsque l'on s'intéresse à l'évolution de l'asymétrie intra-cycle.

2.4.1 Méthodes traditionnelles de quantification de l'asymétrie

2.4.1.1 Comparaison des amplitudes articulaires (ROM) droite et gauche

Le premier niveau d'analyse de l'asymétrie cinématique consiste en la comparaison bilatérale de variables telles que l'amplitude articulaire (Range Of Motion, ROM), basé sur la différence entre la valeur maximale et la valeur minimale de l'angle articulaire. De nombreux auteurs ont utilisé ce paramètre pour quantifier des différences bilatérales ([Garcia-Lopez2015], [Edeline2004], [Bini2010b]). Bien que ce paramètre permette d'exprimer simplement et de manière globale les différences bilatérales d'amplitude articulaire, deux ROM identiques peuvent être associés à une évolution du pattern cinématique différent entre le côté droit et le côté gauche.

2.4.1.2 Index d'asymétrie

L'analyse du niveau d'asymétrie à l'aide des index est ce qu'il y a de plus répandu dans la littérature (cf tableau 2.2). L'emploi de ces ratios est simple car il suffit de comparer des données cinétique ou cinématique mesurées bilatéralement exprimées en fonction de valeurs de références. Ces valeurs de références peuvent être les valeurs du paramètre du côté dominant par exemple. Ces index ont été employés pour l'analyse de la marche ([Hamill1984], [Robinson1987], [Patterson2010], [Kutilek2014]), de l'aviron ([Fohanno2015]), de la course à pied ([Knapik1991], [Vagenas1992], [Karamanidis2003]) ou du cyclisme ([Daly1976], [Sanderson1991], [Smak1999], [Carpes2007a]). Ainsi, en cyclisme, les paramètres analysés sont de différentes nature : moments articulaires ([Smak1999]), forces au niveau des pédales ([Smak1999], [Daly1976], [Sanderson1991]), couple moteur ([Carpes2007a], [Carpes2007b], [Millour2016]), travail mécanique ([Cavanagh1974]), angles articulaires ([Edeline2004], [Garcia-Lopez2015]). Selon le choix du paramètre d'analyse, de la valeur de référence (ex : valeur du paramètre du côté dominant) ou du seuil d'asymétrie (ex : 10%), les analyses peuvent engendrer des interprétations différentes rendant les études difficilement comparables. A titre d'exemple, Carpes et al. [Carpes2007a] trouvent une diminution du niveau d'asymétrie du couple moteur entre le début et la fin du test de contre la montre de 40km ($8.91 \pm 0.7\%$ contre $0.32 \pm 2.92\%$). Malgré cette tendance, ils ne considèrent pas qu'ils soient en présence d'asymétrie du couple moteur étant donné le seuil fixé à 10%. Ce seuil de 10% est classiquement utilisé lors de l'évaluation de l'asymétrie du couple moteur ([Smak1999], [Bertucci2012]). De plus, ces ratios utilisent des valeurs ponctuelles ne permettant pas d'illustrer l'asymétrie sur l'ensemble du cycle de pédalage. Ces valeurs ponctuelles se basent le plus souvent sur les valeurs maximales du couple moteur de la jambe droite et de la jambe gauche obtenue au cours de leur phase de poussée respective (cf figure 2.21). Ensuite un ratio ponctuel est calculé à l'aide d'un des principaux index présenté dans le tableau 2.2. L'index d'asymétrie obtenu est censé caractériser le niveau d'asymétrie de l'individu bien qu'il ne soit calculé que sur deux valeurs du cycle de pédalage. L'utilisation de ces index sur l'ensemble du cycle de pédalage peut engendrer des valeurs incohérentes d'asymétrie pour certains points

du cycle. Ainsi, ces ratios algébriques peuvent subir de par leur construction une augmentation artificielle du niveau d'asymétrie. Ce problème est très souvent causé par un dénominateur très faible lié aux valeurs ponctuelles choisies générant ainsi des valeurs pouvant être supérieures à 100% ([Herzog1989], [Zifchock2008a], [Gouwanda2011]) et rendant l'analyse inexploitable. Ainsi, Herzog et al. [Herzog1989] dans leur étude sur la quantification de l'asymétrie au cours de la marche, obtiennent des valeurs allant de 4 à 13000%. Zifchock et al. [Zifchock2008a] quant à eux trouvent des valeurs d'asymétrie pouvant aller jusqu'à 600%. Pour éviter ce type de résultat aberrant, d'autres méthodologies de quantification du niveau d'asymétrie existent comme les méthodes statistiques.

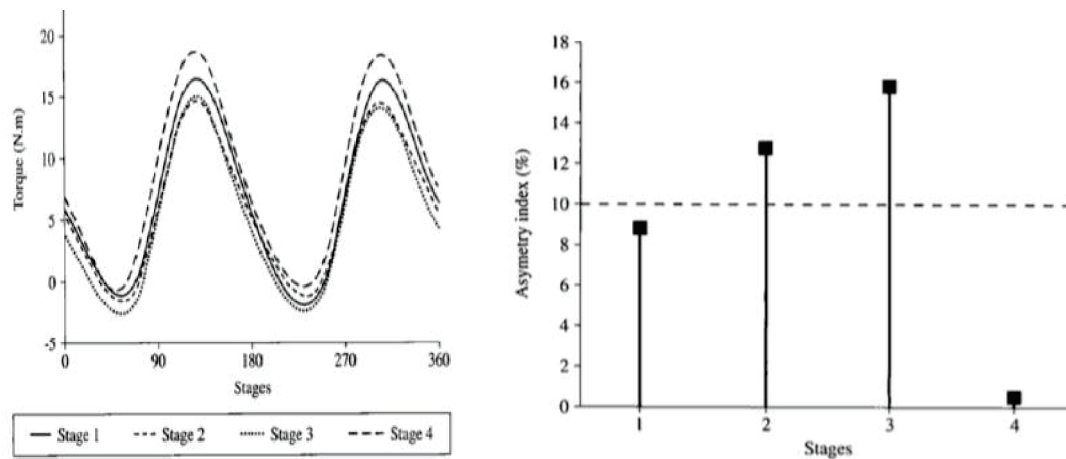


Figure 2.21 - Calcul de l'index d'asymétrie à partir du couple moteur d'après Carpes et al. [Carpes2007a].

2.4.1.3 Méthodes statistiques

Afin de pallier aux limitations liées aux index d'asymétrie comme le choix d'un seuil ou encore l'apparition du phénomène d'inflation artificielle, certains auteurs se sont tournés vers l'utilisation de méthodes statistiques pour l'évaluation de l'asymétrie bilatérale. Parmi elles, l'analyse en composantes principales ([Sadeghi2000], [Sadeghi2003]), l'analyse des régions de déviation ([Shorter2008]), des comparaisons à l'aide de tests-t ([Allard1996]) ou encore des analyses des variance ([Sanchis-Moysi2004], [Carpes2011]).

Une approche très classique consiste à évaluer l'asymétrie bilatérale aux travers d'analyses de variances via des modèles linéaires mixtes ou des tests-t. Ainsi, Carpes et al., 2011 ([Carpes2011]) ont évalué l'influence de la préférence latérale sur l'activation musculaire bilatérale en cyclisme. Dans un modèle linéaire mixte, les coefficients de variation des signaux EMG pour chaque jambe et pour chaque intensité ont été comparés via une méthode ANOVA avec une correction de Bonferroni pour les comparaisons multiples.

Une autre méthode consiste à raisonner à l'aide d'analyse en composantes principales. Cette technique de réduction de dimension vise à transformer des variables corrélées entre elles en nouvelles variables décorrélées les unes des autres ([Sadeghi2000], [Sadeghi2003]). Il s'agit de trouver une nouvelle base orthonormée dans laquelle représenter les données, telle que la variance de ces dernières, selon ces nouveaux axes, soit maximisée. Ces nouvelles variables nommées

«composantes principales», permettent au praticien de réduire le nombre de variables et de rendre l'information moins redondante. Bien que cette méthode ait été utilisée en analyse de l'asymétrie de la marche, à notre connaissance, elle n'a jamais été employée pour l'analyse de l'asymétrie bilatérale en cyclisme.

Certaines limites apparaissent à l'utilisation de ces méthodes. Dans les différentes études, l'utilisation de ces outils statistiques nécessite de posséder une population d'étude importante, ce qui peut être très contraignant d'un point de vue méthodologique. De plus, la plupart des méthodes ne permettent pas de comparer les différences inter-sujet mais seulement intra-sujet. Enfin, comme pour les index d'asymétrie, l'analyse temporelle est difficile. Pour cela des nouvelles méthodes d'analyse de l'asymétrie ont vu le jour.

2.4.2 Vers de nouvelles méthodes de quantification de l'asymétrie intracycle

Des études assez récentes ([Crenshaw2006], [Shorter2008], [Gouwanda2011]) se sont intéressées à la quantification temporelle de l'asymétrie. Cette méthodologie est très utile afin d'obtenir des informations intra-cycles sur le niveau de différence bilatérale et déterminer les régions les plus asymétriques. En effet, pour comprendre l'évolution de l'asymétrie au cours de tâches dynamiques, il est utile de mesurer le déphasage bilatéral à l'aide d'analyses de forme d'onde. Pour ce faire, nous allons présenter les différentes méthodes employées dans la littérature.

2.4.2.1 Corrélation et déphasages temporels entre les pattern articulaires droite et gauche

Méthodes d'évaluation des déphasages temporels

Crenshaw & Richards [Crenshaw2006] ont proposé une méthode comportant le calcul de 4 paramètres : la symétrie de tendance, le déphasage temporel, le ratio d'amplitude et l'écart à la moyenne. Une cinquième mesure consiste à recalculer la symétrie de tendance tenant compte des différences de forme des signaux bilatéraux. La symétrie de tendance est basée sur le calcul des valeurs propres matricielles de la cinématique du membre inférieur au cours de la marche. Dans un premier temps, chaque courbe se voit soustraire sa propre moyenne exprimée sous forme matricielle. Ensuite, on multiplie cette matrice par sa transposée afin d'obtenir une matrice carrée. Puis on réalise une décomposition en valeur singulière permettant d'extraire les valeurs propres de la matrice. Chaque ligne est alors multipliée par l'angle formé entre le vecteur propre et l'axe des abscisses. La variabilité suivant chaque dimension est calculée selon les vecteurs propres de chaque axe. Enfin, le niveau d'asymétrie, exprimé en pourcentage, est calculé à l'aide du ratio de la variabilité pour chaque axe, une valeur de 0% indiquant une parfaite symétrie. Cette méthode, jusqu'alors jamais employée en cyclisme, permet de donner des valeurs normatives et de comprendre les ajustements bilatéraux, notamment les différences au cours du cycle de marche. Une critique évoquée réside dans le fait qu'elle fournit uniquement un indicateur global d'asymétrie.

Méthode des Cross-corrélations

La cross-corrélation est une méthode permettant de comparer deux signaux numériques sur l'intégralité d'un cycle. Comme cette méthode permet d'identifier le niveau de similitude (coefficient de corrélation) et le déphasage temporel entre n'importe quel pattern, ceci a rendu possible son application au cyclisme. Ainsi, Li et al. [Li1999] utilisent cette méthode afin de déterminer le déphasage temporel de l'activation électromyographique du membre inférieur pour différentes conditions de réalisation d'exercice. Dingwell et al. ([Dingwell2008]) emploient également cette méthode pour analyser la corrélation entre la fatigue neuromusculaire et les modifications cinématiques articulaires au cours d'un test rectangulaire à 100% de PMA en cyclisme. Plus précisément ils comparent le niveau de similitude et les déphasages temporels entre les patterns EMG et les patterns des angles articulaires. Plus récemment, Dorel et al. [Dorel2009b] emploient cette méthodologie notamment pour déterminer l'évolution du déphasage angulaire de l'activation musculaire pour dix muscles du membre inférieur lors d'un test à charge constante à 80% de la PMA. Le déphasage n'est pas analysé d'un point de vue bilatéral mais par comparaison avec la valeur EMG de début du test. Ces auteurs trouvent une augmentation du déphasage pour six muscles à partir de 50% du test. Au regard de ces éléments, on peut donc constater que cette méthode peut constituer un indicateur d'asymétrie entre les patterns droite et gauche. Ainsi, Gouwanda & Senanayake [Gouwanda2011] ont utilisé cette méthode de cross-corrélation pour identifier le niveau d'asymétrie de la marche à partir de données inertielles. Bien que cette méthode fournisse à la fois un indicateur de similitude et de déphasage des patterns droite et gauche, il ne permet pas d'accéder au niveau d'asymétrie tout le long du cycle de pédalage.

Méthodes d'évaluation des régions de déviation

Shorter et al. ([Shorter2008]) ont développé une technique appelée analyse des régions de déviation (Region Of Deviation, ROD) qui fournit une métrique de description et de comparaison des patterns de mouvement à la marche. Cette approche consiste en deux mesures : la symétrie des régions de déviation (Symmetry Regions of deviation, SROD) et les régions de déviation individuelles (Individual Regions of Deviation, IROD). L'analyse SROD repose sur le calcul des différences angulaires bilatérales sur une articulation donnée sur un cycle. Ces différences bilatérales sont ensuite moyennées sur l'ensemble des cycles analysés et enfin comparés à des valeurs d'angle articulaire normatives. Le second paramètre employé, IROD, permet de quantifier l'amplitude et le déphasage temporel lors d'un mouvement asymétrique. Pour cela chaque valeur articulaire bilatérale de chaque sujet sur la totalité des cycles considérés est moyennée. Cette quantité individuelle est ensuite comparée à la moyenne plus ou moins l'écart type obtenu pour l'ensemble des sujets sur l'articulation. Shorter et al. [Shorter2008] ont ainsi employé cette méthode pour évaluer les différences bilatérales des articulations du membre inférieur au cours de la marche sur des sujets sains portant une attelle. Cette méthode repose sur l'utilisation de valeurs normatives pour la comparaison bilatérale.

2.4.2.2 Méthodes d'asymétrie intra-cycle basées sur des fonctions de symétrie

Afin de palier au problème d'augmentation artificielle, Nigg et al. [Nigg2013] ont développé une nouvelle méthodologie pour quantifier l'asymétrie cinématique et cinétique au cours de la marche. Cette méthode basée sur un index de symétrie, permet de comparer l'asymétrie durant l'ensemble du mouvement, à partir des équations suivantes :

$$SI = \int_{t_1}^{t_2} A|x_r(t) - x_l(t)| dt \quad (2.1)$$

$$A = \frac{2}{range(x_r(t)) + range(x_l(t))} \quad (2.2)$$

$x_r(t)$ et $x_l(t)$ correspondent aux paramètres bilatéraux analysés. $range(x_r(t))$ correspond à la différence des valeurs extrêmes du vecteur analysé. Alors que l'équation 2.1 fournit un indicateur global d'asymétrie sur l'ensemble du cycle, la quantité $A|x_r(t) - x_l(t)|$, appelée fonction de symétrie permet d'obtenir une information sur les différences bilatérales intra-cycle. Le terme A (équation 2.2) permet la normalisation des différences bilatérales instantanées sans prendre en considération la position articulaire de référence comme avec la moyenne. Dans la même philosophie, Gouwanda & Senanayake [Gouwanda2011] ont développé une méthode appelée NSI (Normalized Symmetry Index) qui permet de quantifier instantanément le niveau d'asymétrie intra-cycle. Ces auteurs ont développé cette méthode dans un contexte d'analyse de la marche basée sur des données gyroscopiques. Le calcul de cet index se fait en deux étapes. Les valeurs instantanées mesurées pour chacune des jambes sont normalisées (équation 2.3) afin d'éviter l'apparition du phénomène d'inflation artificielle comme évoqué précédemment.

$$\dot{\theta}_{norm(n)} = \frac{\dot{\theta}_{(n)} - \dot{\theta}_{min}}{\dot{\theta}_{max} - \dot{\theta}_{min}} + 1 \quad (2.3)$$

$\dot{\theta}_{min}$ et $\dot{\theta}_{max}$ sont les valeurs minimale et maximale des vitesses angulaires analysé. Cette normalisation permet par la suite d'éviter le phénomène d'inflation artificielle car l'ensemble des valeurs est compris entre 1 et 2. Ensuite, le calcul du taux d'asymétrie se fait à l'aide de l'équation 2.4 en utilisant les valeurs normalisées de l'équation 2.3 pour chacun des côtés.

$$SI_{norm(n)} = \frac{\dot{\theta}_{Rnorm(n)} - \dot{\theta}_{Lnorm(n)}}{0.5 * (\dot{\theta}_{Rnorm(n)} + \dot{\theta}_{Lnorm(n)})} * 100\% \quad (2.4)$$

Cette méthode diffère dans un premier temps de celle de Nigg et al. [Nigg2013], de part la normalisation des données. De plus, le calcul du niveau d'asymétrie par la méthode temporelle de Nigg et al. [Nigg2013] utilisent une intégrale que l'on doit approximer à l'aide d'une méthode numérique. Dans un objectif de quantification du niveau d'asymétrie intra-cycle, la méthode NSI semble plus rapide à mettre en place et surtout plus fiable car elle permet d'éviter l'apparition du phénomène d'inflation artificielle.

2.5 Points clés de la revue de la littérature

- Les liens entre asymétrie bilatérale, risques traumatiques et performance restent très largement débattus à ce jour, en particulier dans un contexte de cyclisme.
- L'asymétrie bilatérale en cyclisme est majoritairement abordée d'un point de vue cinétique, en se focalisant majoritairement sur l'analyse du couple moteur.
- L'analyse des asymétries cinématiques et musculaires sont moins fréquentes en cyclisme.
- Les méthodes de quantification de ces asymétries ne permettent pas une évaluation intra-cycle.
- Les analyses de l'asymétrie bilatérale lors d'exercices exhaustifs restent parcellaires et ne prennent que très rarement en compte les aspects tridimensionnels du mouvement ou les efforts internes au niveau du système musculosquelettique.
- De nouvelles méthodes d'investigation sont donc nécessaires pour accéder à l'asymétrie cinématique et à l'asymétrie des efforts internes.

Chapitre 3

Synthèse et objectifs

La revue de littérature a pu mettre en évidence le fait que l'analyse biomécanique du mouvement de pédalage est largement développée, celle-ci ayant permis de faire émerger les déterminants de la performance en cyclisme. Cette revue a soulevé de nombreux questionnements relatifs au lien entre asymétrie et performance d'une part et entre asymétrie et risques traumatiques d'autre part. Les réponses à ces questions passent par la connaissance relative aux déterminants de l'asymétrie lors du pédalage. En effet, nous avons pu montrer qu'il existe de nombreux facteurs pouvant affecter l'asymétrie bilatérale en termes de quantités cinématiques, cinétiques et musculaires. Les asymétries au cours du pédalage peuvent être dues à des différences bilatérales d'actions musculaires, des asymétries de forces externes au niveau des pédales, ou des asymétries des rotations articulaires en lien avec la technique employée (figure 3.1). Comme les déterminants biomécaniques du pédalage peuvent être affectés par l'intensité de l'exercice ou la fatigue, il paraît opportun de considérer l'asymétrie du système musculosquelettique au cours d'exercices exhaustifs à puissance croissante ou à puissance constante.

La disparité des résultats concernant l'effet de facteurs tels que la puissance sur l'asymétrie bilatérale peut s'expliquer notamment par les différences de méthodologies développées pour évaluer ce niveau d'asymétrie. A ce jour, l'asymétrie bilatérale est souvent évaluée à l'aide d'indices algébriques globaux calculés à des instants sélectionnés dans le cycle de pédalage. Bien que ces approches apportent des connaissances fondamentales pour caractériser le mouvement du cycliste, elles présentent des limites importantes en particulier dans le sens où elles ne rendent pas nécessairement compte de l'asymétrie sur l'ensemble du cycle de pédalage. Par ailleurs, nous avons mis en évidence le fait que ces index pouvaient faire apparaître le phénomène d'augmentation artificielle induisant des valeurs d'asymétrie aberrantes. Ce travail de thèse propose une méthodologie permettant l'accès à l'asymétrie bilatérale intra-cycle. Il s'agit de quantifier l'asymétrie du système musculosquelettique au cours du pédalage dans un contexte de tests exhaustifs. Un accent particulier sera apporté à l'évaluation 3D de l'asymétrie, pour l'ensemble des degrés de liberté articulaire. Pour ce faire, nous proposerons différentes contributions méthodologiques concernant la quantification du niveau d'asymétrie cinématique et musculosquelettique.

Le chapitre 4 propose d'analyser l'effet d'un test incrémental sur les coordinations segmentaires et musculaires chez des cyclistes professionnels. Pour cela, nous analyserons la coordination articulaire tridimensionnelle et musculaire en se focalisant sur la jambe dominante. De plus, nous présenterons l'impact de l'incrément de puissance sur ces paramètres.

Le chapitre 5 présente une nouvelle méthodologie pour le cyclisme visant à quantifier l'asymétrie des patterns cinématiques droite et gauche au cours du test incrémental de la FFC. Ce nouvel index permet d'accéder au niveau d'asymétrie cinématique intra-cycle.

Le chapitre 6 utilise aussi cette méthodologie lors d'un test à charge constante mais par l'intermédiaire d'une modélisation numérique musculosquelettique permettant d'obtenir des informations concernant les efforts internes.

Ces différents chapitres s'inscrivent dans le schéma fonctionnel présenté sur la figure 3.1 dont la vocation est de montrer l'articulation entre les différentes études.

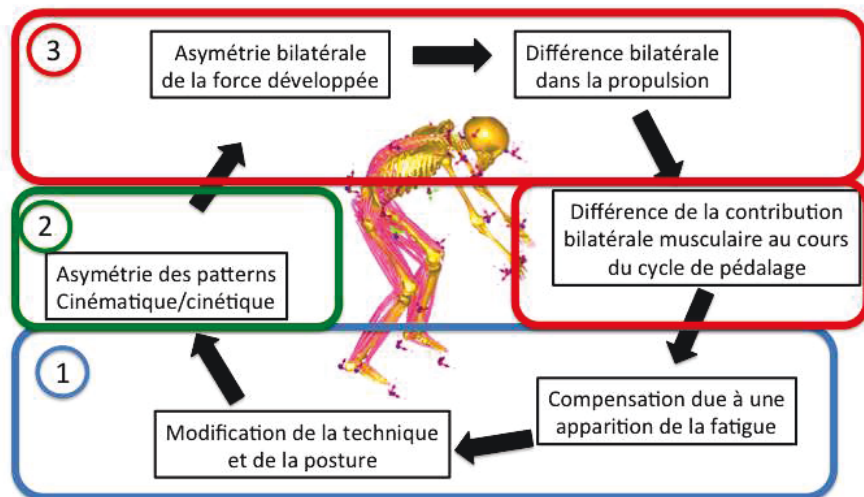


Figure 3.1 - Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de ce manuscrit.

Chapitre 4

Impact de l'incrément de puissance sur la cinématique articulaire et la coordination musculaire au cours d'un test incrémental jusqu'à épuisement chez des cyclistes professionnels.

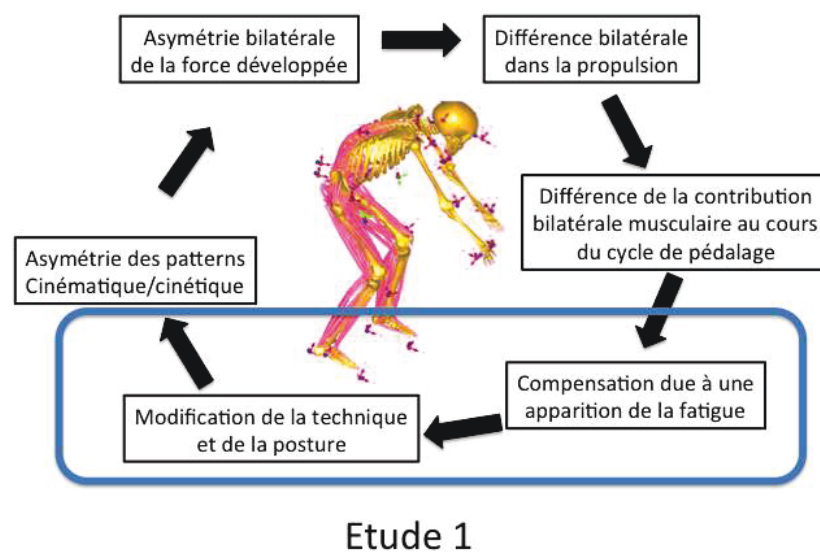


Figure 4.1 - Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la première étude.

4.1 Introduction

Les tests d'analyse de la performance comme le test incrémental font partie intégrante du cyclisme de haut niveau. En effet, ils permettent de disposer d'une estimation précise de la PMA à des fins d'entraînement mais ils constituent également une obligation pour les coureurs professionnels dans le cadre de leur surveillance médicale réglementaire. L'impact de ce type de test est bien connu d'un point de vue physiologique de par l'analyse de l'évolution de variables comme le rythme cardiaque, la lactatémie ou les échanges gazeux. Cependant, d'un point de vue biomécanique, peu d'études se sont intéressées aux adaptations en termes de cinématique articulaire et de coordination musculaire au cours de ce type d'effort. L'analyse de la coordination articulaire au cours de l'effort chez le cycliste existe dans la littérature ([Caldwell1999], [Diefenthaler2008], [Sayers2012b], [Bini2014c]). Cependant, l'analyse tridimensionnelle du mouvement n'est encore que faiblement développée. Ainsi, de nombreux auteurs travaillent sous des hypothèses simplificatrices de mouvement uniquement dans le plan sagittal ([Bini2014c]). Ces auteurs évoquent le fait que l'analyse bidimensionnelle est suffisante de par la nature du mouvement considéré qui se déroule majoritairement dans le plan sagittal. Comme nous l'avons démontré dans la revue de littérature, cette simplification n'est pas triviale. D'autre part, d'un point de vue traumatique, Gregersen et al. [Gregersen2003] et Bailey et al. [Bailey2003] ont démontré que les mouvements du membre inférieur hors du plan sagittal pouvaient être à l'origine de certaines pathologies. A titre d'exemple, Gregersen et al. [Gregersen2003] ont montré que dans le plan frontal, le moment au niveau du genou durant la phase de poussée est un facteur à prendre en considération concernant l'apparition du syndrome fémoro-patellaire. Bailey et al. [Bailey2003] ont démontré que les sujets à "risque" de blessure au niveau du genou démontrent une abduction du genou plus importante ainsi qu'une dorsiflexion plus élevée. Ainsi, l'analyse de mouvement dans les différents plans anatomiques constitue un enjeu majeur en cyclisme en particulier au cours d'exercices à intensité élevée.

D'un point de vue coordination musculaire, l'analyse électromyographique est très développée dans la littérature en cyclisme, elle permet de comprendre l'activité musculaire et ses adaptations éventuelles au cours de l'effort. Cela permet notamment de mesurer l'impact de différents paramètres tels que la cadence ([Macintosh2000]), la puissance ([Macintosh2000], [Duc2015]), le positionnement ([Ericson1985], [Litzenberger2008], [Sanderson2009]) ou la fatigue ([Song2009], [Dingwell2008]) sur la modification du comportement des actionneurs du mouvement au cours du mouvement de pédalage. Le but de cette étude est donc d'analyser l'impact de l'incrément de puissance sur l'adaptation neuromusculaire et l'adaptation cinématique articulaire en 3 dimensions sur une population de cyclistes professionnels. De plus, nous essayerons de mettre en évidence les liens existant entre la coordination musculaire et articulaire afin d'expliquer certaines modifications de la cinématique du mouvement sachant qu'il a été démontré que les modifications musculaires précèdent les modifications cinématiques lors d'exercices induisant des niveaux de fatigue élevés ([Dingwell2008]).

4.2 Méthodologie générale

4.2.1 Population

Douze cyclistes professionnels de l'équipe UCI Continental Bretagne Seché Environnement ont pris part à l'étude. Les caractéristiques physiques de la population sont résumées dans le tableau 4.1. Tous les participants ont signé un formulaire de consentement éclairé les informant de l'intégralité de la procédure expérimentale et attestant de leur libre participation. L'étude a été approuvée par le comité d'éthique local de l'université.

Sujets	Age (<i>ans</i>)	Taille (<i>m</i>)	Masse (<i>kg</i>)	$\dot{V}O_{2max}$ ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)
1	24	1.81	69	82.1
2	29	1.84	72.5	70
3	24	1.79	72.3	77.9
4	27	1.80	77	67.5
5	23	1.74	64.6	80.2
6	22	1.80	71.6	74.7
7	31	1.96	75.7	81
8	28	1.78	71.1	72.6
9	29	1.91	77	76.4
10	27	1.78	74	73.4
11	26	1.81	73	74.1
12	17	1.77	72.7	73.4
Moy $\pm$ ET	25.6 $\pm$ 3.8	1.82 $\pm$ 0.06	72.5 $\pm$ 3.5	75.3 $\pm$ 4.4

Tableau 4.1 - Caractéristiques des cyclistes professionnels ayant pris part à l'étude.

4.2.2 Protocole expérimental

Les participants ont été soumis à un test incrémental jusqu'à épuisement. Ce test incrémental est celui qui est imposé aux cyclistes par la Fédération Française de Cyclisme (FFC) dans le cadre de la Surveillance Médicale Réglementaire. Ce protocole s'est déroulé au début de la saison sportive. Il a notamment comme objectif de déterminer la puissance maximale aérobie (PMA). Celui-ci consiste en un échauffement de 4min à 100W puis une augmentation toutes les 2min par incrément de puissance de 50W jusqu'à épuisement ou lorsque que le coureur n'est pas capable de maintenir la cadence de pédalage. Chaque coureur avait comme directive au cours du test de maintenir sa cadence de pédalage préférée durant l'intégralité l'exercice. Le

volume d'oxygène inspiré (VO_2) ainsi que le volume de dioxyde de carbone expiré (VCO_2) ont été mesurés de manière continue durant le test à l'aide du système Oxycon (Sebac, France) qui a été calibré avant chaque session de mesure. Dans cette étude, nous avons uniquement conservé les données des douze cyclistes sur les seize analysés s'arrêtant au 5^{ème} palier (350W) de façon à obtenir une population d'étude la plus homogène possible. L'exercice a été réalisé sur un ergomètre SRM Indoor Trainer (Schoberer Rad Meßtechnik, Jülich, Germany) réglé suivant les cotes habituelles de chacun et disposant de pédales automatiques. La puissance développée est mesurée à l'aide du capteur SRM version science (Schoberer Rad Meßtechnik, Germany) possédant une précision de 0.5%. Avant chaque passage de sujet, le matériel a été étalonné suivant les recommandations du constructeur.



Figure 4.2 - Illustration du protocole expérimental.

4.2.3 Capture de mouvement

La méthodologie de capture de mouvement décrite dans ce paragraphe est celle qui sera utilisée pour l'ensemble des études présentées dans ce manuscrit. Un système optoélectronique de 16 caméras Vicon (Oxford Metrics Inc., Oxford, UK) a été utilisé pour enregistrer les trajectoires en 3D des marqueurs. La fréquence d'acquisition de celles-ci était de 100Hz. 43 marqueurs réfléchissants ont été placés sur le sujet (cf tableau 4.2 et figure 4.3). Le choix du positionnement des marqueurs a été fait afin de respecter les recommandations de la norme ISB ([Wu1995], [Wu2002]) pour le calcul des rotations anatomiques. De plus ces marqueurs ont été placés de façon à pouvoir calculer la position du centre de masse du sujet grâce à la table anthropométrique de Zatsiorsky et al. [Zatsiorsky1990], modifiée par les travaux de De Leva et al. [DeLeva1996] qui prennent en considération la position des centres articulaires. Concernant le calcul des centres articulaires, celui de la hanche est calculé suivant les recommandations de Leardini et al. [Leardini1999]. A propos du genou et de la cheville, les centres articulaires sont définis comme étant les milieux des marqueurs médiaux et latéraux. Par exemple, le centre articulaire de la cheville droite correspond au point médian des marqueurs *RANE* et *RANI*. Le repère global (positionné au bassin) a été défini conformément aux recommandations de l'ISB

([Wu1995]). L'axe Y est défini le long de l'axe du tronc allant du centre des hanches au dos. L'axe X est défini comme étant la normale au plan formé par l'axe Y et les deux centres articulaires de la hanche. Enfin, l'axe Z est calculé comme étant le produit vectoriel des deux autres axes. De plus, un marqueur est positionné sur l'axe de rotation de chacune des pédales de façon à pouvoir découper le mouvement enregistré en cycles de pédalage, allant du point mort bas (PMB) au point mort bas. Un cycle moyen est alors obtenu à partir de 20 cycles consécutifs.

Marqueurs	Repère anatomiques
<i>RFHD, LFHD</i>	Os frontal côtés droit et gauche
<i>RBHD, LBHD</i>	Os occipital côtés droit et gauche
<i>C7</i>	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale
<i>T10</i>	Processus épineux de la 10 ^{ème} vertèbre thoracique
<i>CLAV</i>	Incisure jugulaire du sternum
<i>STRN</i>	Processus xyphoïde
<i>RBAC</i>	Dissymétrie de la scapula droite
<i>RSHO, LSHO</i>	Acromions droit et gauche
<i>RUPA, LUPA</i>	Dissymétrie sur le bras droit et gauche
<i>RHUM, LHUM</i>	Épicondyle médial de l'huméral droit et gauche
<i>RRAD, LRAD</i>	Tête du radius droit et gauche
<i>RWRA, LWRA</i>	Processus styloïde radial droit et gauche
<i>RWRB, LWRB</i>	Processus styloïde ulnaire droit et gauche
<i>RFWT, LFWT</i>	Épine iliaque antéro-supérieure droite et gauche
<i>RBWT, LBWT</i>	Épine iliaque postéro-supérieure droite et gauche
<i>RKNE, LKNE</i>	Condyle latéral fémoral externe droit et gauche
<i>RKNI_2, LKNI_2</i>	Condyle latéral fémoral interne droit et gauche
<i>RKNI, LKNI</i>	Condyle médial fémoral interne droit et gauche
<i>RKNE_2, LKNE_2</i>	Condyle médial fémoral externe droit et gauche
<i>RTHI, LTHI</i>	Dissymétrie sur la cuisse droite et gauche
<i>RANE, LANE</i>	Malléole externe droite et gauche
<i>RANI, LANI</i>	Malléole interne droite et gauche
<i>RHEE, LHEE</i>	Tubérosité postérieure du calcaneus droit et gauche
<i>RTAR, LTAR</i>	Pliure externe du pied droit et gauche
<i>RTARI, LTARI</i>	Pliure interne du pied droit et gauche
<i>RTOE, LTOE</i>	Tête du gros orteil droit et gauche

Tableau 4.2 - Repères anatomiques associés au placement des marqueurs.

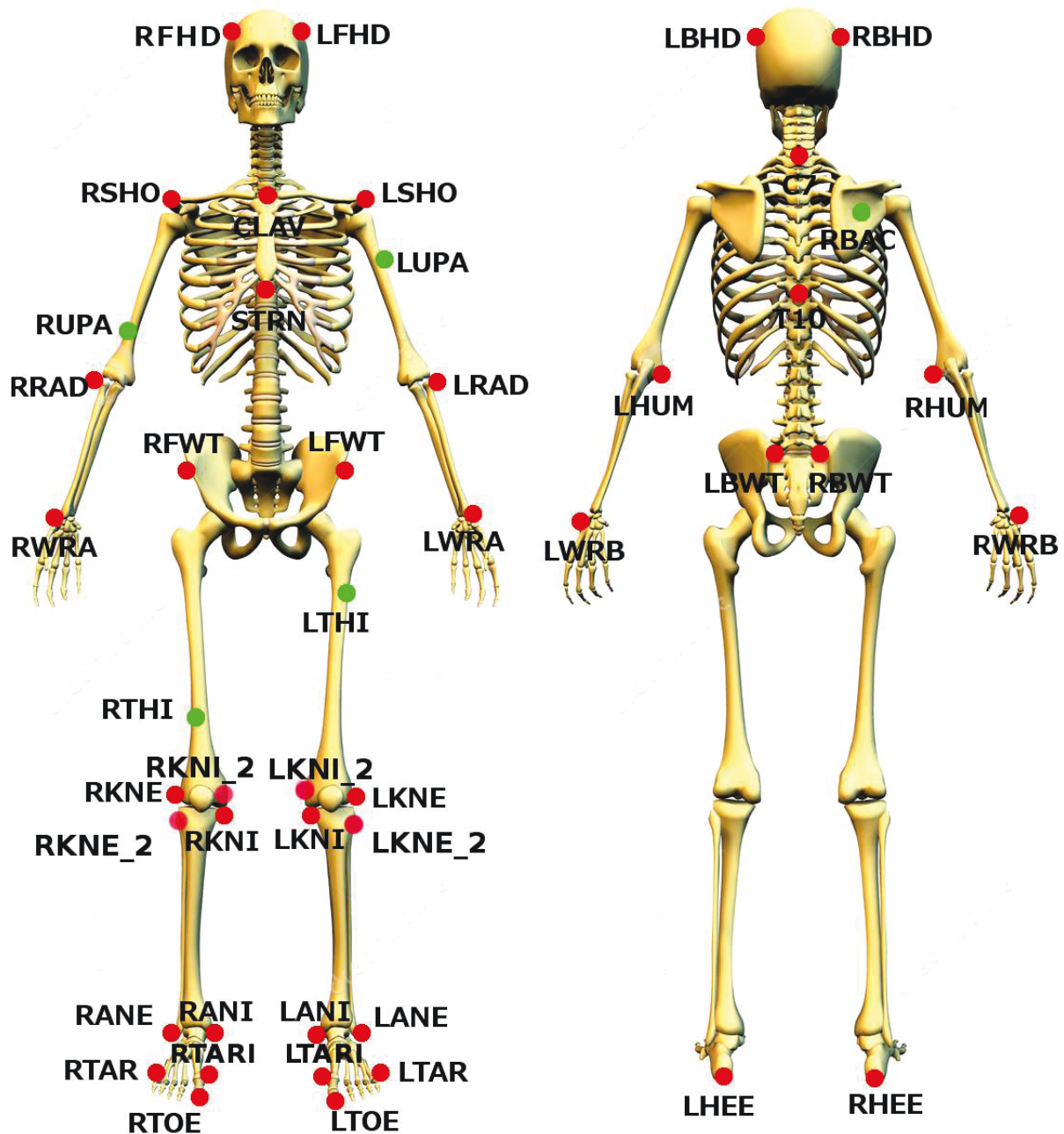


Figure 4.3 - Placement des marqueurs pour la capture de mouvement. En rouge les marqueurs utilisés pour le calcul des centres articulaires. En vert les marqueurs pour différencier le côté gauche et droit.

L'ensemble des acquisitions était réalisé avec le logiciel Nexus 1.8.3 (Vicon, Oxford, UK). Les données cinématiques enregistrées ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe bas de Butterworth du second ordre avec une fréquence de coupure de 10Hz ([Reiser2002], [Sinclair2014], [Sides2012]).

4.2.4 Analyse cinématique et électromyographique

L'analyse cinématique s'est basée sur une décomposition tridimensionnelle (figure 4.4) selon les recommandations de la norme ISB ([Wu1995], [Wu2002]). L'amplitude articulaire (ROM : Range of Motion) est définie par la valeur absolue de la différence entre les valeurs minimale et maximale de l'angle articulaire au cours du mouvement. L'analyse s'est portée sur les neuf rotations suivantes de la jambe droite :

- Flexion/Extension (fle./ext.) de la hanche et du genou (α , zoom 1 et 2, figure 4.4).
- Abduction/Adduction (abd./add.) de la hanche et du genou (β , zoom 1 et 2, figure 4.4).
- Rotation Interne/Externe (rot. int./ext.) de la hanche, du genou et de la cheville (γ , figure 4.4).
- Flexion/Dorsiflexion plantaire (pla./dor.) (α , zoom 3, figure 4.4).
- Inversion/Eversion de la cheville (inv./eve.) (β , zoom 3, figure 4.4).

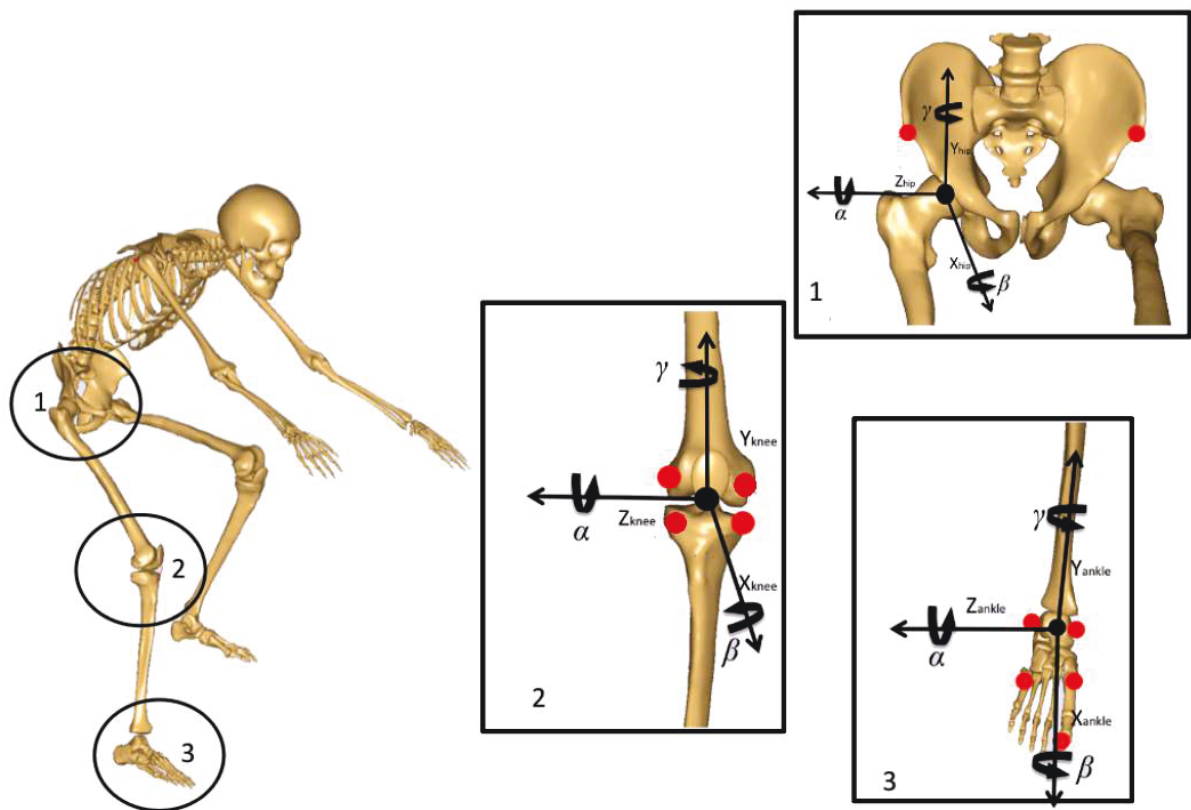


Figure 4.4 - Décomposition tridimensionnelle des rotations anatomiques du membre inférieur d'après [Wu1995], [Wu2002].

Pour chaque sujet, un cycle moyen est calculé à partir de 20 cycles consécutifs obtenus au milieu de chaque palier. Dans le but de comparer la similarité des rotations articulaires entre les paliers, le coefficient de corrélation de Pearson ([Nagahara2014]) est calculé entre les patterns cinématiques de chaque palier. Pour cela, pour chaque degré de liberté articulaire, chacune des courbes obtenues sera comparée avec les autres afin de déterminer l'influence du niveau de puissance. Cette méthode a également été employée pour la comparaison des signaux

électromyographiques. L'interprétation (cf tableau 4.3) se fait à l'aide de l'échelle d'Hopkins ([Hopkins2002]) :

	Triviale	Petite	Modérée	Large	Très large	Presque parfaite	Parfaite
r_{max}	<0.01	0.1-0.3	0.3-0.5	0.5-0.7	0.7-0.9	0.9	1

Tableau 4.3 - Échelle de Hopkins pour l'évaluation des corrélations [Hopkins2002].

Parallèlement à l'analyse cinématique, nous avons réalisé une analyse électromyographique sur huit chefs musculaires superficiels (*BF*, *GM*, *GasL*, *GasM*, *RF*, *VL*, *VM* et *TA*) de la jambe dominante déterminée à partir de trois tests ou questions avant le début du protocole ([de Ruiter2010b]). Un système EMG sans fil Cometa (Wave Wireless EMG, Cometa, Milan, Italy) est utilisé avec une fréquence d'acquisition de 1000Hz. Pour le positionnement des électrodes, nous avons suivi la norme SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles [Hermens2000]) qui recommande de raser et nettoyer la peau à l'alcool dans le but de réduire l'impédance et d'améliorer le contact peau/électrode. Une électrode bipolaire de taille 21x41mm est placée sur chacun des muscles étudiés, ce type de matériel permet de respecter la norme SENIAM qui recommande une distance inter-électrode de 2cm. Les signaux analogiques EMG ont été synchronisés avec les signaux de capture de mouvement à l'aide d'une centrale d'acquisition de données analogiques ("Vicon patch panel").

Le signal EMG est pré-amplifié avec un gain de 1000 et filtré avec un passe bande du second ordre de type Butterworth pour une fréquence de coupure basse à 15Hz et une fréquence de coupure haute à 500Hz dans le but de diminuer le bruit et les interférences ([DeLuca2010], [Hug2009]). Les données sont rectifiées et traitées par la méthode RMS avec une fenêtre glissante de 20ms. Un cycle moyen de l'activité musculaire est calculé à partir de 20 cycles consécutifs correspondant aux mêmes instants que pour la l'analyse cinématique ([Duc2008], [Dorel2009a]), c'est-à-dire au milieu de chaque palier. La normalisation des signaux EMG s'est faite à l'aide de la valeur pic du signal RMS au cours du dernier palier correspondant au palier où la valeur RMS est maximale. De plus, afin de quantifier l'influence de l'incrément de puissance sur la coordination spatiotemporelle musculaire, deux méthodes seront employées : le Onset/Offset pour déterminer la plage d'activation temporelle et la méthode des cross-corrélations ([Li1999]) afin de mesurer le déphasage temporel entre chaque pattern musculaire au cours de l'effort. Cette dernière méthode va nous permettre de mesurer les différences de pattern électromyographique par rapport au premier palier (150W) qui nous servira de référence. L'analyse de l'activation de la bouffée principale musculaire (ou méthode des onset/offset) est employé avec un seuil de 20% du palier considéré. Enfin, la méthode des cross-corrélations a été utilisée pour mesurer le déphasage angulaire entre les paliers.

4.2.5 Méthode des cross-corrélations

La cross-corrélation est une méthode permettant de comparer les formes de deux signaux temporels sur l'intégralité d'un cycle. En s'inspirant de l'article de Li et al. [Li1999], la technique de cross-corrélation normalisée est utilisée ici de manière plus spécifique pour identifier le déphasage temporel entre l'enveloppe RMS du premier palier (150W) nous servant de référence (θ_1) et

les quatre paliers suivants (θ_i avec i correspondant à 200, 250, 300 et 350W) en utilisant les équations suivantes :

$$r_{\theta_1\theta_i}(k) = \frac{c_{\theta_1\theta_i}(k)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N (\theta_1(t) - \bar{\theta}_1)^2 \sum_{t=1}^N (\theta_i(t) - \bar{\theta}_i)^2}} \quad (4.1)$$

avec :

$$c_{\theta_1\theta_i}(k) = \begin{cases} \sum_{t=1}^{N-k} (\theta_1(t) - \bar{\theta}_1)(\theta_i(t+k) - \bar{\theta}_i) + \sum_{t=N-k+1}^N (\theta_1(t) - \bar{\theta}_1)(\theta_i(t-N+k) - \bar{\theta}_i) & k \in [1, N] \\ \sum_{t=1}^{N-k} (\theta_1(t) - \bar{\theta}_1)(\theta_i(t) - \bar{\theta}_i) & k = 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

où θ_1 et θ_i sont respectivement les valeurs instantanées pour le signal de référence et pour celui que l'on cherche à comparer. $\bar{\theta}_1$ et $\bar{\theta}_i$ sont les valeurs moyennes pour chacun des signaux. N correspond à la taille du signal. Le déphasage temporel (τ_{lag}) est la valeur de k pour laquelle $r_{\theta_1\theta_i}(k)$ est maximale. La méthode des cross-corrélations est utilisée sur le signal RMS de l'EMG de façon à comparer chaque palier avec le premier palier 150W choisi comme référence. Le déphasage temporel est exprimé en degré par rapport à l'angle de la manivelle de façon à comparer plus facilement les résultats entre eux. Cette méthode est aussi employée pour analyser le déphasage temporel des rotations articulaires du membre inférieur entre les paliers. Pour chaque rotation articulaire tridimensionnelle, le pattern analysé pour les paliers (200, 250, 300 et 350W) sera comparée à celui du palier de référence (150W). Un déphasage angulaire positif signifie que la rotation articulaire considérée est en avance comparé à celle du premier palier.

4.2.6 Analyse temporelle du signal EMG

L'analyse temporelle du signal EMG est fait à partir de l'enveloppe RMS du signal en utilisant une valeur seuil correspondant à 20% de la valeur pic ([Jorge1986], [Duc2006], [Hug2009]). Cela permet d'analyser la région d'activité d'un muscle en fonction de l'angle du pédalier.

4.3 Analyse statistique

Toutes les analyses sont réalisées sous Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts, US). Un test de Kolmogorov-Smirnov est utilisé pour analyser la normalité de la distribution. Les distributions ne suivant pas une loi normale nous avons utilisé un test de Friedman à une voie pour une analyse de la variance à mesures répétées. Ensuite une correction de Bonferroni pour réaliser une comparaison multiple entre les cinq paliers (150W, 200W, 250W, 300W, 350W) est employée, elle permet de détecter une éventuelle différence significative entre les paliers. Les résultats sont exprimés sous la forme de la moyenne plus ou moins l'écart type. Le niveau de significativité est

défini pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**). Ces tests vont nous permettre de mieux comprendre l'influence de la puissance sur la coordination articulaire et musculaire.

4.4 Résultats

4.4.1 Résultats de l'analyse électromyographique

4.4.1.1 Analyse de la RMS moyenne

Les valeurs de RMS pour chaque palier ainsi que la comparaison multiple entre les différents paliers sont données dans le tableau 4.4. Ce tableau permet d'analyser le niveau de recrutement musculaire et son évolution au cours des différents paliers d'intensité. Il permet de visualiser l'apparition des modifications du niveau de recrutement musculaire au cours du test. Dans la dernière colonne de ce tableau sont résumées les valeurs moyennes de la RMS.

Palier de référence	Muscles	200W	250W	300W	350W	Valeur moyenne de la RMS
150W	<i>BF</i>	NS	**	**	**	0.42
	<i>GM</i>	NS	**	**	**	0.44
	<i>GasL</i>	NS	**	**	**	0.60
	<i>GasM</i>	NS	**	**	**	0.63
	<i>RF</i>	NS	**	**	**	0.34
	<i>TA</i>	NS	**	**	**	0.41
	<i>VL</i>	NS	**	**	**	0.51
	<i>VM</i>	NS	**	**	**	0.59
200W	<i>BF</i>		NS	**	**	0.53
	<i>GM</i>		NS	**	**	0.56
	<i>GasL</i>		NS	NS	**	0.71
	<i>GasM</i>		NS	**	**	0.70
	<i>RF</i>		NS	**	**	0.48
	<i>TA</i>		NS	**	**	0.51
	<i>VL</i>		NS	**	**	0.64
	<i>VM</i>		NS	**	**	0.72
250W	<i>BF</i>			**	**	0.67
	<i>GM</i>			NS	**	0.65
	<i>GasL</i>			NS	NS	0.81
	<i>GasM</i>			NS	NS	0.80
	<i>RF</i>			NS	**	0.61
	<i>TA</i>			NS	**	0.65
	<i>VL</i>			NS	**	0.76
	<i>VM</i>			NS	**	0.81
300W	<i>BF</i>				NS	0.80
	<i>GM</i>				NS	0.77
	<i>GasL</i>				NS	0.88
	<i>GasM</i>				NS	0.89
	<i>RF</i>				NS	0.74
	<i>TA</i>				NS	0.81
	<i>VL</i>				NS	0.85
	<i>VM</i>				NS	0.86

Tableau 4.4 - Comparaison multiple de la valeur moyenne de la RMS. ** ($p < 0.01$) et NS (Non Significatif). La première colonne sert de référence dans l'analyse croisée. La dernière colonne présente les valeurs RMS moyenne de chacun des muscles pour chaque palier normalisé par rapport à la valeur moyenne du dernier palier.

Lorsque l'on compare chaque palier avec celui de référence (150W) on remarque qu'il y a une différence significative à partir du 3^{ème} palier (250W). De plus, la comparaison multiple (cf tableau 4.4) montre qu'il n'y a pas de différence significative lorsque l'on compare la RMS moyenne au cours d'un cycle de pédalage pour deux paliers consécutifs. Cela démontre que l'adaptation musculaire durant un test incrémental se fait de façon progressive et qu'il y a peu de changement lorsque la puissance à développer augmente de 50W. Hormis la comparaison avec le palier 150W, l'analyse croisée montre que le *GasL* possède une différence significative uniquement pour le palier 350W comparé à 200W. De la même façon, mis à part la comparaison entre 350W et 150W, le *GasM* a une différence significative pour deux comparaisons : 350W/200W et 300W/200W. Cela montre que le muscle gastrocnémien est le moins impacté par l'incrément de puissance lors du test à l'effort.

La figure 4.5 donne une autre représentation de la RMS moyenne permettant de mieux visualiser l'évolution de ce paramètre au cours des cinq paliers du test incrémental. On peut remarquer une grande disparité des valeurs moyennes de la RMS surtout en ce qui concerne les premiers paliers. Cela traduit que dès le début de l'effort tous les muscles ne sont pas sollicités de la même manière. Par exemple, à 150W, le *RF* possède une valeur moyenne de 0.34 alors que le *GasM* est presque deux fois plus sollicité avec une valeur moyenne de 0.63.

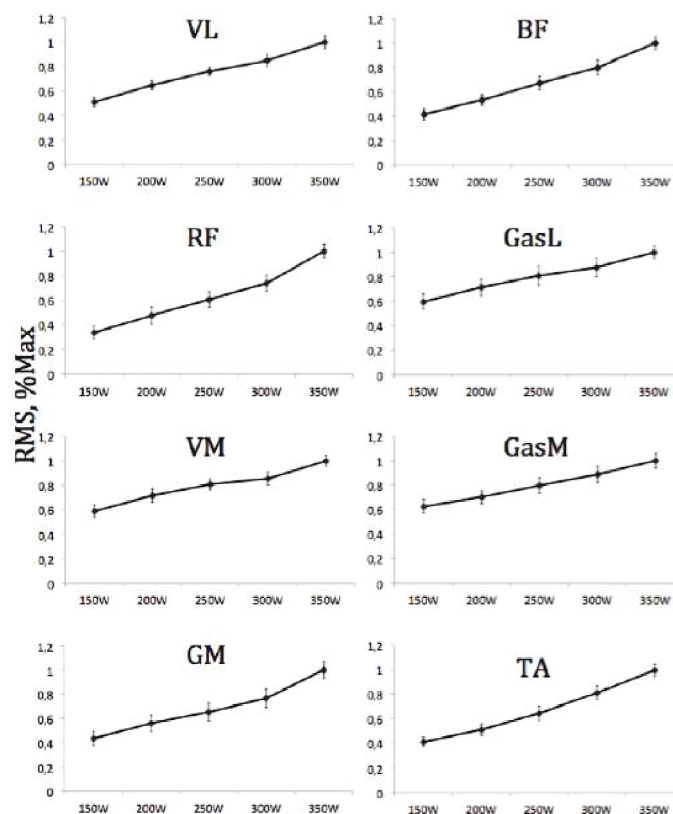


Figure 4.5 - RMS normalisé pour l'ensemble des huit muscles. *BF* (Biceps Femoris), *GasL* (Gastrocnemius Lateralis), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *VL* (Vastus Lateralis).

	150 – 200W (%)	150 – 250W (%)	150 – 300W (%)	150 – 350W (%)
<i>BF</i>	21.8	37.9	47.7	58.3
<i>GM</i>	22.3	33.4	43.3	56.5
<i>GasL</i>	16.5	26.3	32.0	40.4
<i>GasM</i>	10.9	21.6	29.5	37.5
<i>RF</i>	29.3	44.5	54.4	66.3
<i>TA</i>	19.3	36.1	49.2	58.8
<i>VL</i>	21.5	33.0	40.1	49.1
<i>VM</i>	17.8	27.2	31.1	41.1

Tableau 4.5 - Taux d'augmentation de la RMS moyenne pour l'ensemble de la population en pourcentage par rapport au palier de référence 150W.

Le tableau 4.5 traduit l'augmentation en pourcentage de la RMS en comparaison avec le premier palier. Il faut noter que la variation du pourcentage au cours du test n'est pas la même pour l'ensemble des huit muscles. Le *RF* est le muscle le plus sollicité au cours du test avec une augmentation de 66.3% entre le premier et le dernier palier. Les muscles présentant un niveau de significativité plus faible dans le tableau 4.4, à savoir le *GasL* et le *GasM*, possèdent la plus faible des augmentations avec respectivement 40.4% et 37.5%. Cette représentation (cf tableau 4.5) permet de comprendre l'impact de l'incrément de puissance sur l'adaptation musculaire au cours de l'effort.

4.4.1.2 Les enveloppes RMS

Les enveloppes RMS moyennes durant un tour de pédale (représenté du PMB (Point Mort Bas) au PMB) pour chaque muscle et pour chaque palier sont résumés dans la figure 4.6. L'allure globale des courbes est similaire avec les résultats de Dorel et al. [Dorel2009a] se basant sur un test rectangulaire ainsi que celle de Dorel et al. [Dorel2008] travaillant à 150W. Pour l'ensemble des muscles, l'enveloppe RMS augmente entre le début et la fin du test en raison d'une augmentation du nombre de fibres musculaires recrutées. Nous pouvons constater que le comportement des enveloppes RMS au cours de l'effort n'est pas la même pour l'ensemble des muscles, certains semblent plus impactés spatiotemporellement que d'autres. En effet le *TA* atteint son maximum (0.24) à -48° lors du premier palier alors que celui-ci est atteint à -29° lors du dernier palier. Le *VL* quant à lui voit son maximum atteint plus précocement dans le mouvement de pédalage entre le début et la fin du test (respectivement 64° et 41°). Une autre remarque à faire est que pour le *RF* le pic de la courbe apparaît plus tôt sur le palier 350W (7°) par rapport au palier 150W (26°) démontrant une sollicitation prématurée de celui-ci au cours du mouvement, ce qui est vérifié sur la figure 4.7 traduisant l'activation musculaire en fonction du palier d'intensité. Tout cela démontre un décalage temporel de la RMS qui sera quantifié par la suite à l'aide du onset/offset et de la méthode des cross-corrélations.

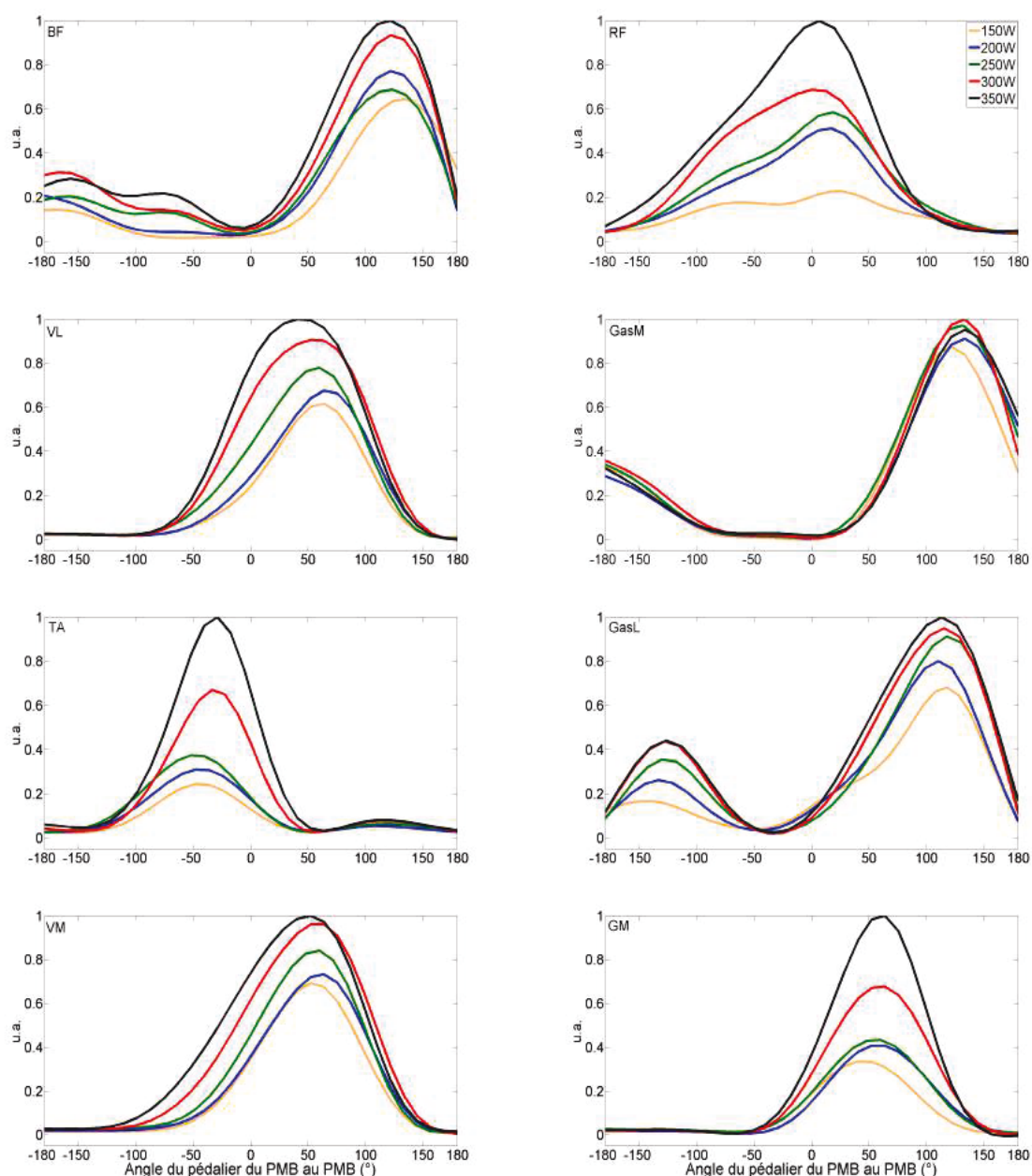


Figure 4.6 - Courbe RMS pour l'ensemble des huit muscles du membre inférieur. L'enveloppe est moyennée sur vingt cycles consécutifs pour chaque muscle et chaque palier. L'enveloppe est normalisée avec la RMS max obtenue durant le dernier palier. En abscisse est représenté l'angle du pédalier en degrés et en ordonnée l'enveloppe normalisée. *BF* (Biceps Femoris), *GasL* (Gastrocnemius Lateralis), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *VL* (Vastus Lateralis).

4.4.2 Analyse de l'activation musculaire

4.4.2.1 Durées d'activation musculaire par le Onset/Offset

La méthode des onset/offset permet d'analyser la zone d'activation/désactivation de la bouffée principale de l'analyse RMS de l'EMG à palier fixé. Cela permet d'évaluer les modifications de la plage temporelle pour chaque palier d'intensité. Les zones d'activation musculaire sont semblables à celles trouvées par Dorel et al. [Dorel2008] et Duc et al. [Duc2008]. On remarque que l'ensemble des muscles est principalement activé durant la phase de poussée à l'exception du *TA*. Cette représentation nous montre par exemple que le *GM* ne subit presque pas de modifications ($[5.5;109.2]$ à 150W et $[-2.2;107.5]$ à 350W) de sa zone d'activation alors que le *RF* est très modifié ($[-107.2;81.1]$ à 150W et $[-27.1;108.1]$ à 350W). Le niveau de puissance en comparaison avec le premier palier impacte significativement trois des huit muscles analysés : le *VM* et le *VL* à 350W ($p < 0.05$) ainsi que le *RF* à 300W et 350W ($p < 0.01$).

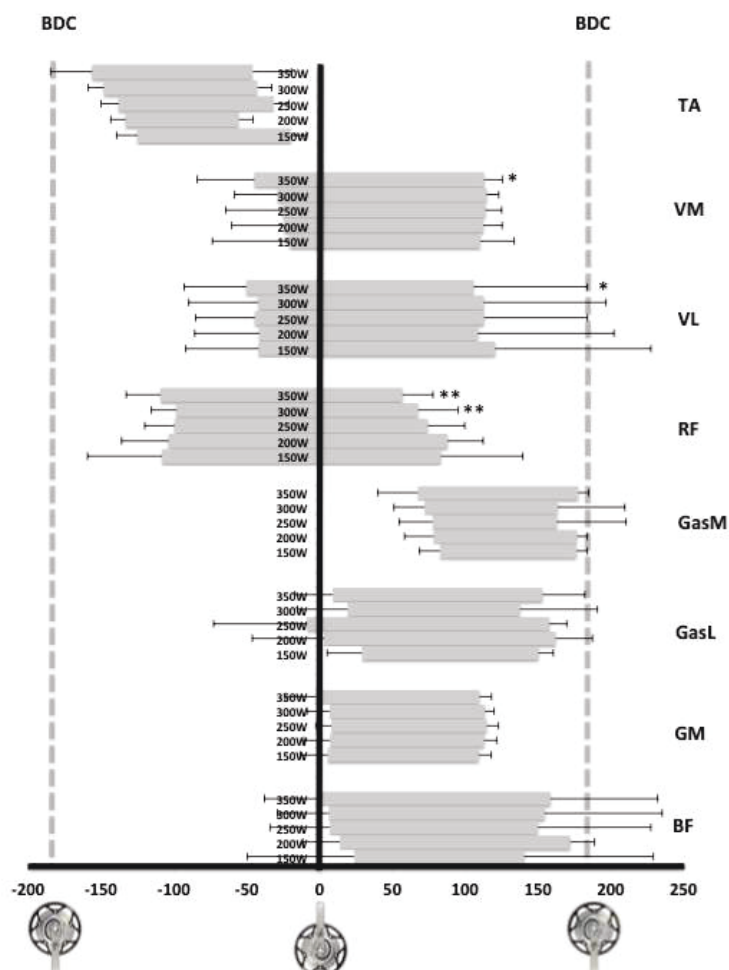


Figure 4.7 - Activation musculaire sur les cinq paliers du test pour l'ensemble des huit muscles. *BF* (Biceps Femoris), *GasL* (Gastrocnemius Lateralis), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *VL* (Vastus Lateralis).

4.4.2.2 Méthode des cross-corrélations

L'analyse du onset/offset permet de comparer l'activation musculaire entre les paliers et la méthode des cross-corrélations nous apporte une information supplémentaire qui est le déphasage angulaire entre les paliers par comparaison avec le palier de référence (150W). La figure 4.8 présente les résultats de cross-corrélation de l'EMG, sur celle-ci est retranscrit le décalage angulaire (angle lag k) de chaque palier (200W Vs 150W, 250W Vs 150W, 300W Vs 150W et 350W Vs 150W). D'un point de vue temporel l'ensemble des muscles à l'exception du *BF*, du *GM* et du *GasM*, présente un décalage angulaire positif pour la première comparaison. Certains muscles sont plus affectés que d'autres et présentent un déphasage angulaire plus important et augmentant au cours du test. En effet le déphasage pour le *GM* varie entre 1.35° et 2.16° alors que le *VM* à une variation comprise entre 4.44° et 6.15° . D'un autre côté, le *GasM* (-1.35° et -1.05°) et le *BF* (-1.95° et -1.05°) sont moins affectés. Le fait que le *GasM* soit peu impacté coïncide avec les résultats précédemment énoncés. Une différence significative ($p < 0.01$) est trouvée pour le *VM* à 350W en comparaison avec le palier 150W de référence. Six muscles sur les huit analysés (*GM*, *GasL*, *GasM*, *RF*, *VL*, *VM*) démontrent une augmentation très importante en la 3^{ème} et la 4^{ème} comparaison. Cela démontre que le déphasage augmente de façon plus importante lorsque la fatigue se fait ressentir.

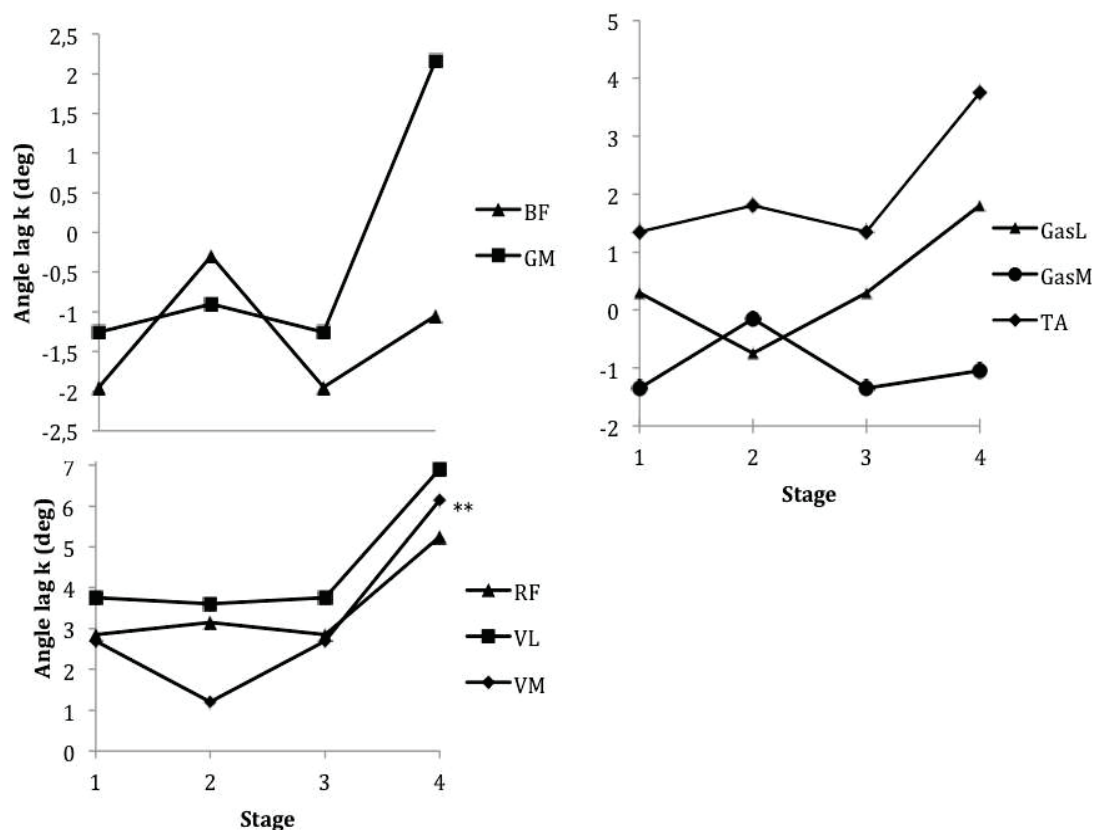


Figure 4.8 - Résultats par la méthode des cross-corrélations pour les quatre comparaisons (1 : 200W Vs 150W, 2 : 250W Vs 150W, 3 : 300W Vs 150W, 4 : 350W Vs 150W) pour l'ensemble des huit muscles. *BF* (Biceps Femoris), *GasL* (Gastrocnemius Lateralis), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gastrocnemius Medialis), *VL* (Vastus Lateralis).

	150W Vs 200W	150W Vs 250W	150W Vs 300W	150W Vs 350W	200W Vs 250W	200W Vs 300W	200W Vs 350W	250W Vs 300W	250W Vs 350W	300W Vs 350W
<i>BF</i>	0.96	0.92	0.89	0.87	0.95	0.92	0.90	0.96	0.93	0.95
<i>GM</i>	0.98	0.97	0.95	0.93	0.97	0.97	0.92	0.97	0.93	0.95
<i>GasL</i>	0.96	0.92	0.90	0.86	0.93	0.92	0.88	0.97	0.93	0.95
<i>GasM</i>	0.97	0.96	0.92	0.88	0.96	0.92	0.87	0.96	0.92	0.96
<i>RF</i>	0.84	0.77	0.75	0.68	0.90	0.86	0.81	0.95	0.92	0.94
<i>TA</i>	0.91	0.88	0.77	0.60	0.91	0.80	0.63	0.88	0.73	0.88
<i>VL</i>	0.96	0.94	0.92	0.89	0.96	0.95	0.94	0.97	0.95	0.96
<i>VM</i>	0.97	0.96	0.95	0.89	0.97	0.97	0.92	0.98	0.92	0.94

Tableau 4.6 - Analyse croisée de la similarité des patterns électromyographiques à l'aide du coefficient de corrélation pour l'ensemble des paliers du test incrémental.

Le tableau 4.6 contient tous les coefficients de corrélations pour l'ensemble des paliers. Le coefficient est élevé lorsque la comparaison est faite sur deux paliers consécutifs à l'exception du *RF* pour les deux premiers paliers (0.84). Le muscle présentant la plus grande variation est le *TA* ($0.6 < CC_{TA} < 0.91$), cela semble être causé par l'augmentation de l'amplitude en fonction du palier (cf figure 4.6). L'échelle de Hopkins ([Hopkins2002]) permet l'interprétation de cet indicateur. Elle nous apprend que sur l'ensemble des comparaisons, la majorité possède une similarité très large ($0.7 < CC < 0.9$) voire presque parfaite ($CC > 0.9$). Il y a uniquement trois comparaisons montrant une similarité dite large : le *RF* ($CC_{RF} = 0.68$) entre 150/350W ainsi que le *TA* ($CC_{TA} = 0.60$ et 0.63) entre 150/350W et 200/350W.

4.4.3 Résultats de l'analyse cinématique

Les patterns cinématiques pour chacun des angles anatomiques tridimensionnels calculés pour un cycle de pédalage moyen sont présentés dans les figures 4.9, 4.10 et 4.11. Les valeurs d'amplitude articulaire (ROM) sont résumées dans les tableaux 4.7 et 4.8 de façon à quantifier la différence entre les patterns cinématiques entre chacun des paliers. Cela nous permet de visualiser l'évolution de l'amplitude articulaire au cours du test. Le déphasage temporel entre chacune des courbes par rapport au palier de référence (150W) sera mesuré à l'aide de la méthode des cross-corrélations (cf tableau 4.9). Certains degrés de liberté sont impactés par l'incrément de puissance pendant le test. Ainsi, la hanche possède une différence significative pour la fle./ext. ($p < 0.01$) allant de $61.8 \pm 4.7^\circ$ (150W) à $58.8 \pm 4.1^\circ$ (350W) ainsi que pour la rotation int./ext. avec des valeurs variant de $21.3 \pm 4.8^\circ$ (150W) à $18.8 \pm 5.0^\circ$ (350W). Pour le genou il y a une modification concernant l'abd./add. ($p < 0.05$) entre 150W et 250W ($13.1 \pm 3.4^\circ$ et $12.6 \pm 3.1^\circ$) comparé à 350W ($11.6 \pm 2.9^\circ$). La cheville ne présente pas de modifications significatives au cours du test. De plus il faut remarquer que la valeur du ROM diminue entre le début et la fin du test à l'exception de la rotation int./ext. du genou et de la pla./dor. de la cheville. Il

est important aussi de noter que certaines rotations hors du plan sagittal se voit modifiées par l'incrément de puissance démontrant que le mouvement de pédalage n'est pas uniquement contenu dans le plan sagittal.

Articulation	Degré de liberté (°)	Paliers					p
		1	2	3	4	5	
Hanche	fle./ext.	61.8 ± 4.7	61.5 ± 5.0	60.1 ± 5.3	59.8 ± 5.0	58.8 ± 4.1	**
	abd./add.	11.6 ± 5.1	11.4 ± 5.5	11.4 ± 5.5	11.3 ± 5.8	10.9 ± 5.6	0.699
	rot. int./ext.	21.3 ± 4.8	20.6 ± 4.8	19.8 ± 4.5	19.3 ± 4.8	18.8 ± 5.0	*
Genou	fle./ext.	87.1 ± 4.3	86.8 ± 4.2	86.2 ± 5.7	86.6 ± 4.5	85.6 ± 3.7	0.105
	abd./add.	13.1 ± 3.4	12.6 ± 3.1	12.4 ± 3.5	12.2 ± 3.2	11.6 ± 2.9	**, \$
	rot. int./ext.	11.8 ± 3.1	12.0 ± 3.3	11.9 ± 3.4	12.1 ± 3.3	11.9 ± 3.6	0.919
Cheville	pla./dor.	17.9 ± 5.9	17.5 ± 6.1	18.0 ± 6.5	18.9 ± 6.4	19.0 ± 5.0	0.569
	inv./eve.	13.1 ± 5.1	12.2 ± 4.3	10.9 ± 3.5	11.1 ± 5.2	10.9 ± 4.6	0.076
	rot. int./ext.	11.4 ± 3.7	11.5 ± 3.1	9.0 ± 3.7	8.9 ± 4.8	9.8 ± 4.6	0.280

Tableau 4.7 - Rotations tridimensionnelles pour chaque articulation pendant un tour de pédale présenté sous la forme du ROM moyen plus ou moins l'écart type. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/-dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre le premier et le dernier palier définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**). \$ ($p < 0.01$) pour la comparaison entre le troisième et le cinquième palier.

Articulation	Degré de liberté (°)	Paliers					p
		1	2	3	4	5	
Hanche	fle./ext.	-53.3 ± 5.4	-52.9 ± 5.2	-52.1 ± 5.0	-51.3 ± 5.1	-52.3 ± 4.7	0.323
	abd./add.	11.0 ± 5.7	10.9 ± 5.8	10.2 ± 5.4	9.9 ± 5.3	9.2 ± 5.7	**
	rot. int./ext.	-1.4 ± 5.8	-0.9 ± 5.9	-0.1 ± 5.7	0.2 ± 5.8	0.9 ± 6.0	**
Genou	fle./ext.	57.8 ± 3.6	58.1 ± 4.8	57.5 ± 4.2	57.1 ± 4.3	57.2 ± 4.1	0.078
	abd./add.	-5.5 ± 5.2	-5.3 ± 5.5	-4.8 ± 5.4	-4.5 ± 5.4	-4.0 ± 5.8	**
	rot. int./ext.	-9.3 ± 5.1	-9.2 ± 5.3	-9.1 ± 5.3	-8.8 ± 5.0	-8.7 ± 4.7	**
Cheville	pla./dor.	20.8 ± 6.3	20.8 ± 5.5	19.5 ± 6.4	18.3 ± 5.5	18.4 ± 5.5	0.163
	inv./eve.	-1.1 ± 6.2	-0.7 ± 6.2	0.2 ± 5.8	0.1 ± 7.1	1.4 ± 6.1	*
	rot. int./ext.	2.6 ± 6.4	2.8 ± 8.4	-0.1 ± 5.7	4.6 ± 11.6	3.0 ± 12.0	0.483

Tableau 4.8 - Rotations tridimensionnelles pour chaque articulation pendant un tour de pédale présenté sous la forme de la moyenne plus ou moins l'écart type. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/-dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre le premier et le dernier palier définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**).

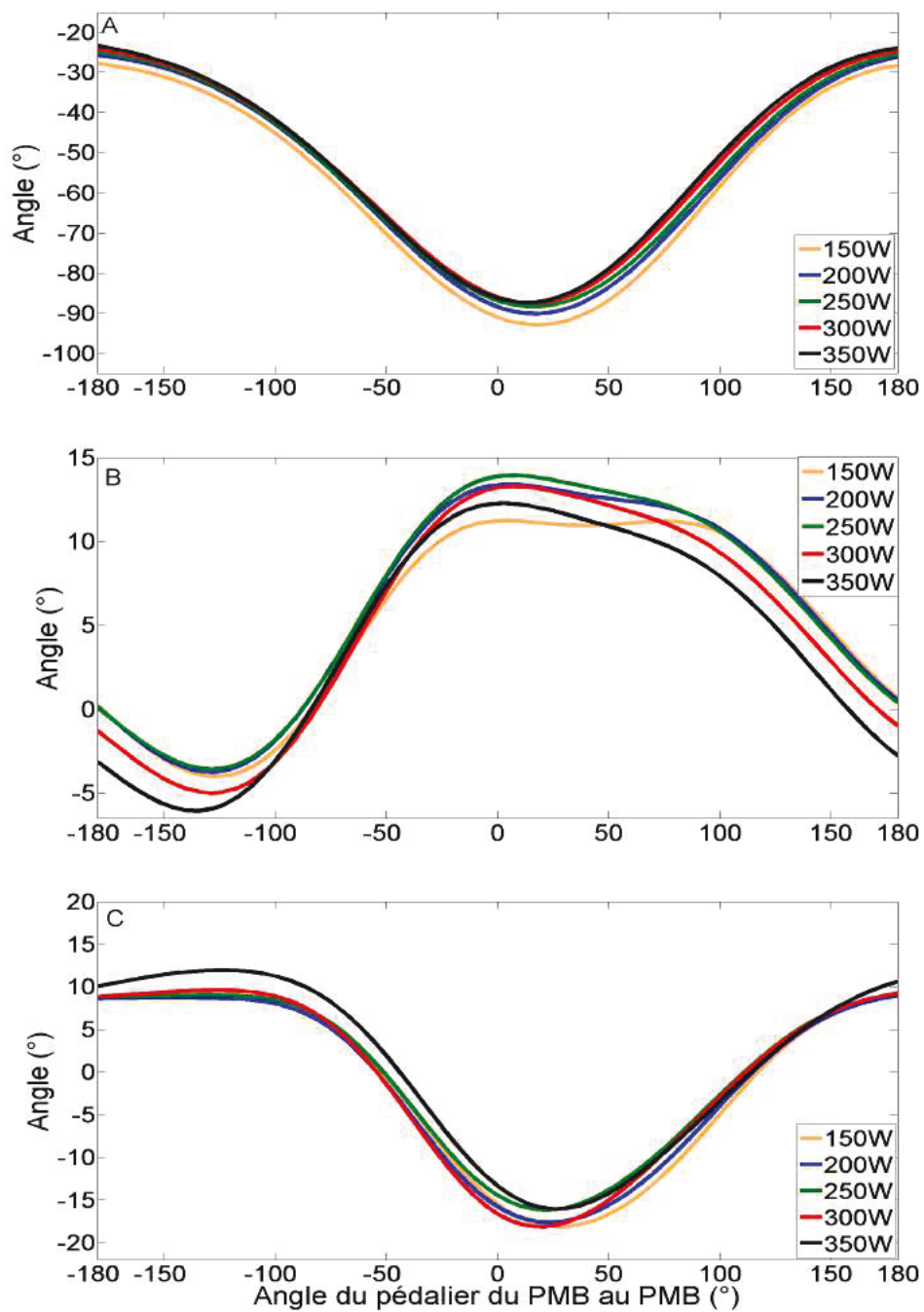


Figure 4.9 - Cinématique de la hanche pour l'ensemble des cinq paliers. A : fle./ext., B : abd./add., C : rot. int./ext.

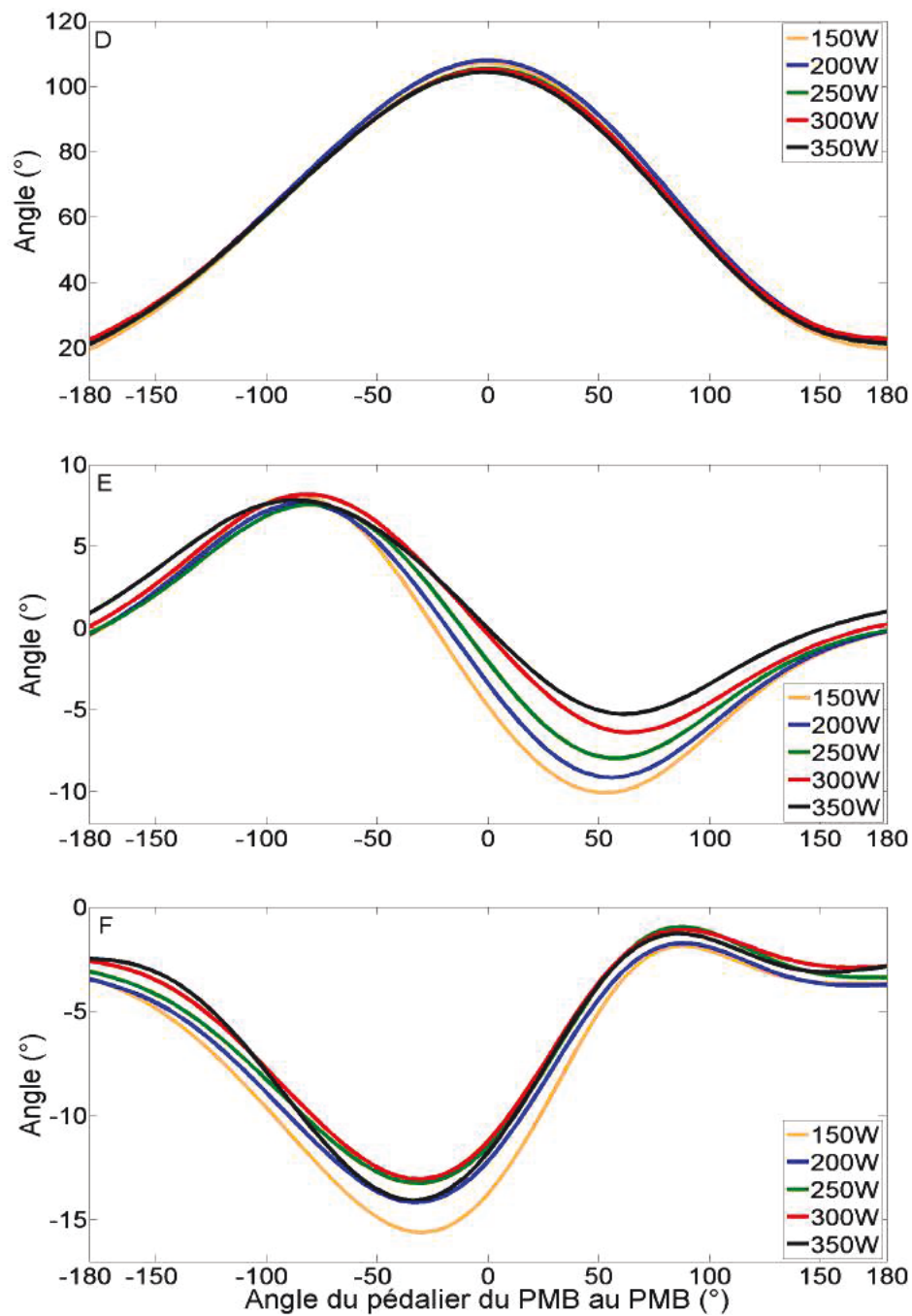


Figure 4.10 - Cinématique du genou pour l'ensemble des cinq paliers. D : fle./ext., E : abd./add., F : rot. int./ext.

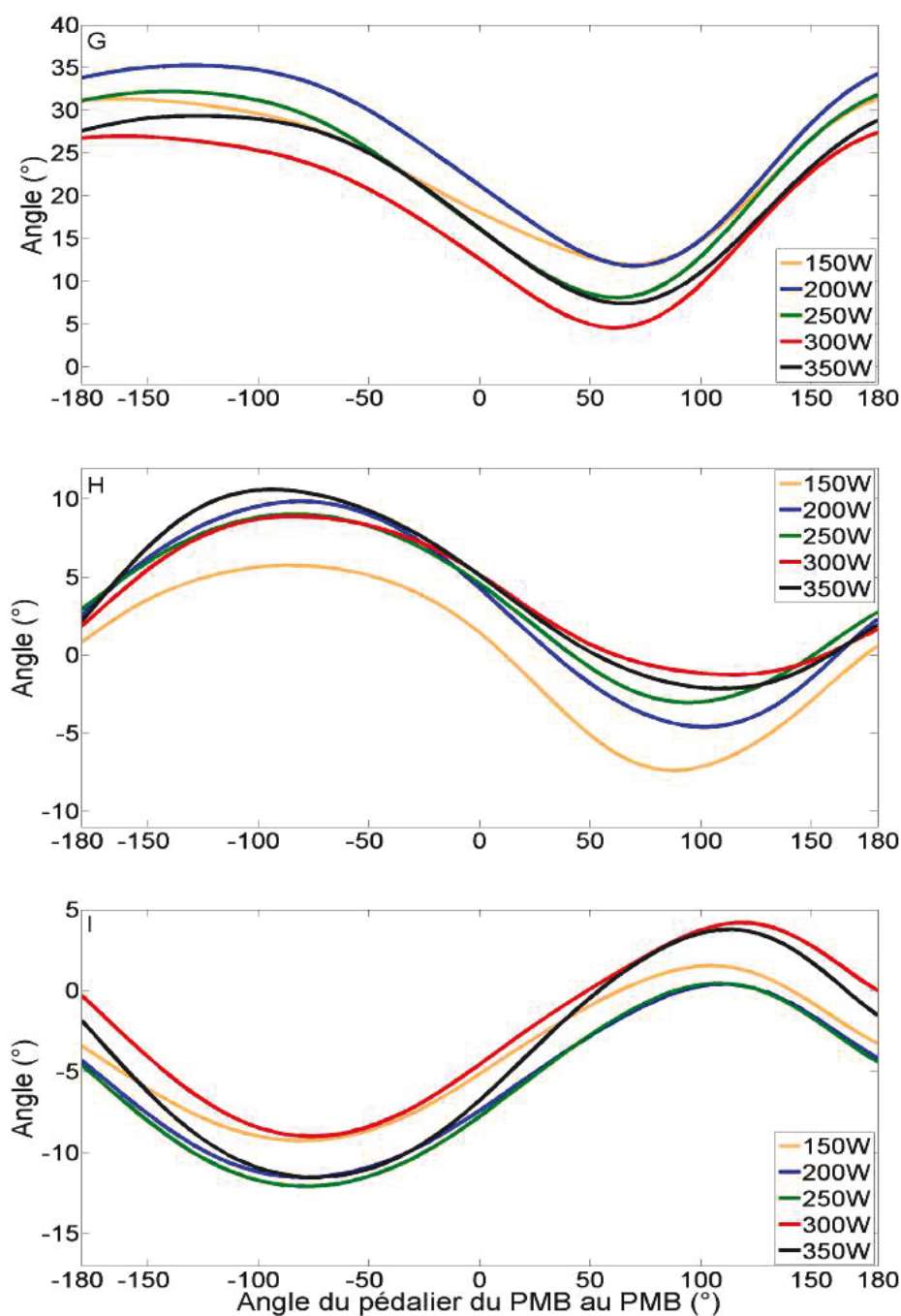


Figure 4.11 - Cinématique de la cheville pour l'ensemble des cinq paliers. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rot. int./ext.

Le tableau 4.8 démontre les mêmes tendances que le tableau 4.7, la majorité des rotations (six sur neuf) possède une moyenne qui se réduit avec l'incrément de puissance à l'exception de l'inv./eve. et de la rotation int./ext. de la cheville ainsi que de la rotation int./ext. de la hanche. Cinq rotations du plan transverse et frontal sont significativement impactées par l'incrément de puissance, à savoir l'abd./add. et la rotation int./ext. de la hanche et du genou ainsi que l'inv./eve. de la cheville. En ce qui concerne le déphasage angulaire de la cinématique par la méthode des cross-corrélations (tableau 4.9) une différence significative apparaît pour la fle./ext. ($p < 0.01$) (3.4° et 10.0°) et l'abd./add. ($p < 0.05$) (3.9° et 8.0°) de la hanche entre la première

et la dernière comparaison. Pour le genou il y a deux modifications, une pour la fle./ext. ($p < 0.01$) (2.3° et 8.0°) et une pour l'abd./add. ($p < 0.05$) (3.2° et 8.5°). Comme pour les résultats du ROM, il n'y a pas de modification significative des rotations de la cheville. Une augmentation de l'angle de déphasage apparaît pour l'ensemble des rotations entre les comparaisons (200 Vs 150W) et (350 Vs 150W).

Articulation	Degré de liberté (°)	Déphasage Angulaire				<i>p</i>
		200 Vs 150W	250 Vs 150W	300 Vs 150W	350 Vs 150W	
Hanche	fle./ext.	3.4	6.3	5.9	10.0	**
	abd./add.	3.9	5.2	6.1	8.0	*
	rot. int./ext.	3.9	5.3	5.8	8.2	0.089
Genou	fle./ext.	2.3	4.7	4.8	8.0	**
	abd./add.	3.2	5.5	5.5	8.5	*
	rot. int./ext.	2.8	4.5	3.6	4.6	0.285
Cheville	pla./dor.	3.2	2.7	3.4	1.9	0.481
	inv./eve.	2.8	6.3	-4.0	-5.8	0.067
	rot. int./ext.	-14.7	-37.9	14.8	-11.4	0.387

Tableau 4.9 - Déphasage angulaire entre les paliers d'intensité différentes pour l'ensemble des neuf rotations pendant un tour de pédale, présenté sous la forme de la moyenne sur l'ensemble d'un cycle moyen. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre (200 Vs 150W) et (350 Vs 150W) définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**).

Le tableau 4.10 contient tous les coefficients de corrélations pour l'ensemble des paliers. Sur l'ensemble des comparaisons, toutes les rotations présentent une similarité très large ($CC > 0.9$) sauf pour la rot. int./ext. de la cheville à partir du palier 250W ($0.79 < CC < 0.81$).

Articulation	Degré de liberté (°)	Coefficient de corrélation			
		200 Vs 150W	250 Vs 150W	300 Vs 150W	350 Vs 150W
Hanche	fle./ext.	0.99	0.99	0.99	0.99
	abd./add.	0.98	0.96	0.96	0.92
	rot. int./ext.	0.99	0.99	0.99	0.98
Genou	fle./ext.	0.99	0.99	0.98	0.97
	abd./add.	0.99	0.99	0.98	0.97
	rot. int./ext.	0.99	0.99	0.98	0.96
Cheville	pla./dor.	0.99	0.91	0.90	0.90
	inv./eve.	0.98	0.97	0.93	0.91
	rot. int./ext.	0.97	0.81	0.80	0.79

Tableau 4.10 - Coefficient de corrélation entre les paliers d'intensité différent pour l'ensemble des neuf rotations pendant un tour de pédale sur un cycle moyen. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/-dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion.

Sur les figures 4.9 à 4.11 sont tracées les rotations articulaires moyenne dans les trois plans anatomiques. Pour la hanche, on remarque que son angulation maximale est atteinte au niveau du PMH pour les trois rotations : la fle./ext. (-92.9° pour un angle du pédalier de 19.5° à $150W$), l'abd./add. (13.9° pour un angle du pédalier de 8.6° à $250W$) et la rotation int./ext. (-18.1° pour un angle du pédalier de 27.9° à $150W$). De plus la valeur maximale diminue avec l'augmentation de la puissance sauf pour l'abd./add. Cette tendance se retrouve aussi dans le comportement des rotations du genou avec pour la fle./ext. (107.9° pour un angle du pédalier de 2.9° à $200W$) et l'abd./add. (-10.1° pour un angle du pédalier de 50.2° à $150W$) qui voit sa valeur diminuer par 2, entre le premier et le dernier palier. Concernant les rotations de la cheville (figure 4.11), il n'y a pas de tendance générale de l'évolution des patterns cinématiques avec l'incrément de puissance.

On remarque aussi que pour les trois rotations de la hanche, les valeurs extrêmes d'angulation sont obtenues lorsque le pied se situe au niveau du PMB ou du PMH, il en est de même pour la fle./ext. du genou. Au niveau de ses angulations (-180° , 0° et 180°) la jambe est soit en extension soit en flexion presque maximale, ce qui explique le phénomène observé.

4.5 Discussion

Cette étude visait à évaluer, d'un point de vue cinématique et musculaire, l'influence d'un test incrémental sur la technique de pédalage chez des cyclistes professionnels. Cette étude réalisée dans le cadre de la surveillance médicale réglementaire de la FFC, montre les adaptations

spécifiques obtenues sur la jambe dominante, en réponse à l'incrément de puissance. Les résultats montrent tout d'abord que d'un point de vue musculaire, les actionneurs du mouvement subissent une altération significative avec l'incrément de puissance (cf tableau 4.4) concernant à la fois le niveau de recrutement et la durée d'activation. L'amplitude de l'enveloppe RMS augmente avec l'incrément de puissance, ce qui peut s'expliquer par un recrutement supplémentaire d'unités motrices permettant de compenser la diminution de force de contraction qui apparaît dans les fibres musculaires fatiguées ([Edwards1956], [Hug2009]). La fatigue causée par l'augmentation de la puissance commence à impacter de façon significative la RMS à partir du 3^{ème} palier (250W). Les résultats obtenus à l'aide de la moyenne de la RMS et ceux résumés dans le tableau 4.5 concernant l'évolution en pourcentage de la moyenne de la RMS confirment ce recrutement supplémentaire d'unités motrices. L'impact de la puissance sur la RMS n'est pas immédiate en raison du niveau d'expertise des cyclistes ; en effet, la répétition importante d'un mouvement génère une adaptation neuromusculaire à l'effort sur des population expertes ([Takaishi1998], [Hug2004b], [Chapman2008]).

Les valeurs obtenues pour l'analyse des signaux électromyographiques par la méthode des cross-corrélations donnent des résultats similaires à ceux de Dorel et al. [Dorel2009a] à l'exception du *GasL* et du *GasM*. Il existe un décalage angulaire positif des patterns électromyographiques (cf figure 4.6) pour l'ensemble des muscles lorsque l'on compare les signaux au début et à la fin du test incrémental, ce qui se traduit par une activation musculaire plus précoce dans le cycle de pédalage. Ce déphasage varie au cours de l'effort, démontrant ainsi que la stratégie de coordination musculaire a lieu à chaque instant du test. Les valeurs élevées d'écart type concernant l'analyse du Onset/Offset résumée dans la figure 4.7 démontrent que chaque sujet adopte une stratégie individuelle d'activation musculaire. Cette hétérogénéité peut être liée au niveau d'expertise de la population ([Hug2004a], [Dorel2008]). Ces deux muscles semblent les moins impactés d'après les résultats de la comparaison multiple (cf tableau 4.4), ce qui est confirmé par les faibles modifications obtenues par la méthode des cross-corrélations (cf tableau 4.8). Ces muscles sont bi-articulaires et interviennent à la fois dans les rotations du genou et de la cheville, ce qui peut expliquer la faible modification au cours du test. En effet van Bolhuis et al. [van Bolhuis1998] démontrent que les muscles bi-articulaires sont activés dans le but de contrôler la direction de la force externe et qu'ils génèrent peu de puissance au cours du mouvement de pédalage ([Ericson1986a]). Cela coïncide avec la littérature sur les tests d'efforts générant de la fatigue ([Bini2008], [Dorel2009a]) qui explique que les muscles bi-articulaires sont moins impactés.

Nous avons réalisé les analyses de l'activation musculaire en nous basant sur une valeur seuil de 20% du pic de la RMS, valeur classiquement utilisée en cyclisme ([Dorel2008] et [Hug2009]). Le choix de cette valeur fait l'objet de nombreux débats, certains auteurs utilisant parfois des seuils de 15 à 25%, d'autres se basant sur 2 à 3 fois l'écart types du signal de repos ([Hug2009]). Si le débat reste encore ouvert à l'heure actuelle, une gamme de valeurs de seuil semble toutefois se dégager. Ainsi, Johanson & Radtka [Johanson2006] ont travaillé sur l'utilisation d'un seuil d'amplitude afin de diminuer les effets du cross-talk. Pour cela, ils réalisent une mesure comparative EMG avec d'une part des électrodes de surface et d'autre part des électrodes intramusculaires supposées très peu sensibles aux phénomènes de cross-talk. Elles montrent qu'en retirant seulement 5% du signal EMG issu des électrodes de surface, la durée d'activité musculaire calculée est considérablement augmentée, signe d'un effet de cross-talk. A l'inverse, en retirant 15% du signal, on retrouve des durées d'activation conformes à ce que l'on obtient avec les mesures intramusculaires. Nous avons fait le choix d'un seuil fixé à 20% pour les besoins de comparaison aux études antérieures ([Hodges1996]). Peu de modifications sont mises en évidence en ce qui concerne la plage d'activation temporelle, hormis pour le *VL*, le *VM* et le *RF* (cf figure 4.7) ce qui est sûrement lié au niveau d'expertise et à la stratégie d'activation musculaire propres

à chacun ([Dorel2008], [Takaishi1998], [Hug2004b], [Chapman2008]). Les informations de la littérature peuvent être contradictoires concernant l'explication de la modification ou non de la plage temporelle d'activation. En effet, certaines études ne trouvent pas de modification et justifient cela par la composition du muscle ([Priego-Quesada2015]). Ainsi, Coyle et al. [Coyle1991] démontrent que le VL présente chez les cyclistes élités une plus grande proportions de fibre de type I (66.5%) contre 32.8% pour les IIa et 0.7% pour les IIb, alors que Hug et al. [Hug2006b] expliquent que les cyclistes professionnels présentent de manière générale une hypertrophie du VL et du BF pouvant modifier l'activation musculaire. Marsh et al. [Marsh1995] justifient quant à eux que le VL, le BF sont peu affectés lors d'un test à 200W pour différentes cadence à cause de la baisse du recrutement des unités motrices lentes s'accompagnant d'un petit recrutement des fibres rapides lorsque la vitesse du mouvement augmente.

Ces faibles modifications d'activation sont confirmées par les résultats obtenus par la méthode des cross-corrélations présentant un angle de déphasage compris entre -1.95° et 6.9° . Il faut noter que pour l'ensemble des muscles, l'angle de déphasage augmente entre la première comparaison (150W Vs 200W) et la dernière comparaison (150W Vs 350W) ce qui signifie que l'incrément de puissance augmente le déphasage angulaire entre les signaux électromyographiques principalement à la fin du test lorsque la fatigue se fait ressentir. Ainsi, on observe une sollicitation prématurée lors de la phase de tirage (cf figure 4.7).

La modification des patterns cinématique survient plus tardivement que pour la RMS des signaux EMG (4^{ème} palier) et affecte toutes les articulations du membre inférieur. Ce décalage entre les modifications cinématique et musculaire a déjà été rapporté dans la littérature ([Dingwell2008]). Une hypothèse classiquement avancée réside dans le changement de stratégie coordinative dans le but de maintenir l'effort à réaliser ([Dingwell2008], [Vog2003]). Cette modification de la coordination articulaire liée à l'altération musculaire peut provenir du phénomène de co-contraction. En effet, Hirokawa et al. [Hirokawa1991] démontrent que cela permet au cours du mouvement de réduire le déplacement osseux et les rotations. De plus, cela permet de réduire la distribution de la pression à la surface de l'articulation ([Solomonow1988]) et de limiter l'apparition prématurée de blessures ostéo-articulaires. Ce phénomène de co-activation, varie avec le niveau d'expertise. Chapman et al. [Chapman2008] démontrent ainsi que les cyclistes novices possèdent une variance individuelle plus élevée ainsi qu'une variance de la population plus importante comparée à une population de cycliste entraînée concernant l'activation musculaire mesurée pas le Onset/Offset.

Le maintien d'un chargement élevé sur une longue période temporelle peut avoir un effet délétère sur des sportifs de haut niveau. Bailey et al. [Bailey2003] démontrent que les sujets à "risque" de blessure présentent une abduction du genou plus importante ainsi qu'une dorsiflexion plus élevée. Ruby et al. [Ruby1992] démontrent qu'une forte inversion de la cheville augmente la force générée à l'arrière du genou pouvant créer d'éventuelles blessures. Bien que la population de notre étude était atraumatique, nos résultats montrent une modification significative concernant la moyenne de l'abd./add. du genou avec l'incrément de puissance. Afin de contribuer au lien entre les mouvements hors du plan sagittal et le risque traumatique, un prolongement de ce travail consisterait à analyser le mouvement sur une population présentant une pathologie au niveau du genou.

Si on s'intéresse uniquement au point de vue cinématique du mouvement, les résultats des ROM présentés dans le tableau 4.7 sont similaires avec ce qui est décrit dans la littérature. Farrell et al. [Farrell2003] trouvent un ROM pour la fle./ext. du genou de 80° , ce qui est proche de notre valeur de $85.6 \pm 3.7^{\circ}$ lors du dernier palier. Sayers et al. [Sayers2012b] et Bini et al. [Bini2014b] rapportent respectivement des valeurs de $17 \pm 8^{\circ}$ et $20 \pm 6^{\circ}$ pour la pla./dor., nous trouvons au cours du palier 350W : $19.0 \pm 5.0^{\circ}$. Cependant les résultats sont un peu différents avec l'article de

Sayers et al. [Sayers2012b] pour les mouvements d'inv./eve. et de rotation int./ext. de la cheville ainsi que la rotation int./ext. de la hanche. Ces différences pourraient s'expliquer par le fait que Sayers et collaborateurs s'intéressent uniquement à la phase de poussée (0-180 °) dans le cycle de pédalage et que la position adoptée par les cyclistes dans cette étude (position contre la montre) diffère de celle analysée dans la présente étude. Ceci induit principalement une diminution du ROM au niveau de la hanche ([Savelberg2003]). Les résultats trouvés pour la cheville sont différents de ceux évoqués dans l'article de Bini et al. [Bini2010b]. Ces différences pourraient s'expliquer par un cadre méthodologique ne favorisant pas la comparaison des résultats de l'étude de Bini et al. [Bini2010b] aux nôtres : étude bidimensionnelle, mesure des angles selon une convention ne respectant pas les recommandations de la norme ISB ([Wu1995] et [Wu2002]). De la même manière, Suzuki et al. [Suzuki1982] et Farrell et al. [Farrell2003] ne prennent pas en considération la rotation int./ext. des trois articulations ce qui limite l'analyse du mouvement à un plan et ne permet pas la comparaison des résultats obtenus aux nôtres. Pour la cheville il y a peu de modifications significatives au cours du test (uniquement la moyenne concernant l'inv./eve.), cela est sûrement causé par la faible contribution de cette articulation pendant le mouvement. En effet, Ericson et al. [Ericson1986b] et Bini et al. [Bini2010b] montrent que le moment net au niveau de la cheville ne constitue que 20% du niveau total sur l'ensemble des articulations du membre inférieur. D'après les résultats de notre étude, l'hypothèse exposée dans la revue de littérature de certains auteurs ([Fregly1995], [Bini2014c]) suggérant qu'il est intéressant d'analyser le mouvement uniquement dans le plan sagittal semble limitée car nous avons montré qu'il existe des modifications significatives pour plusieurs rotations anatomique dans le plan frontal et transverse. Ces dernières peuvent même être délétère pour la santé des coureurs ([Ruby1992], [Bailey2003], [Abt2007]). L'ensemble de ces informations laisse à penser qu'il est préférable d'opter pour une analyse tridimensionnelle de la cinématique de pédalage pour plusieurs raisons. Le niveau de précision est plus important lorsque l'analyse est réalisée en 3D plutôt qu'en 2D ([Umberger2001], [Holliday2017]). De plus l'analyse cinématique uniquement dans le plan sagittal ne permet pas de prévenir le risque de blessure.

L'analyse comparative des patterns cinématiques des rotations articulaires tridimensionnelles entre les différents paliers à l'aide de la méthode des cross-corrélations montre des modifications significatives pour la fle./ext. et l'abd./add. de la hanche et du genou. Il y a une augmentation du déphasage pour l'ensemble des degrés de libertés articulaires de ces rotations démontrant une accentuation du décalage entre les patterns du membre inférieur avec l'incrément de puissance. Malgré nos recherches nous n'avons pas trouvé d'études qui utilisent cette méthode pour l'analyse cinématique en cyclisme, nous avons uniquement trouvé des études l'utilisant pour l'analyse électromyographique ([Li1999], [Dorel2009a], [Hug2011a] et [Soares2013]) et pour lesquelles cette méthodologie s'est révélée très utile pour l'analyse du déphasage entre les patterns électromyographique. Lorsque l'on se concentre sur les deux dernières colonnes du tableau 4.10, correspondant au déphasage des deux derniers paliers comparé au premier, on remarque une très forte augmentation sur la fin du test, par exemple le déphasage passe de 4.8 ° à 8.0 ° pour la fle./ext. du genou et 3.4 ° à 1.9 ° pour la pla./dor. de la cheville. Ces informations, en particulier au regard de la modification de la rotation du tibia, témoignent de l'intérêt de mettre en lien le mouvement 3D avec le risque de blessure ([Sayers2012b]).

4.6 Conclusion

Le test à l'effort de type triangulaire est un passage obligé dans la vie du cycliste de haut niveau dans le cadre de la surveillance médicale réglementaire. Alors que les adaptations physiologiques sont bien connues, cette étude permet d'obtenir des informations concernant les adaptations biomécaniques du coureur. Pour ce type de test, il est démontré que l'activité musculaire est très reproductible ([Laplaud2006]). On a remarqué que l'enchaînement des paliers d'intensité croissante modifie principalement la RMS et ce, dès le 3^{ème} palier (250W) ; les modifications articulaires sont quant à elles moins nombreuses et présentes uniquement à partir du 4^{ème} palier (300W). Il a été démontré que les muscles bi-articulaires gastrocnémiens (*GasL* et *GasM*) sont moins impactés par la fatigue car ils ont pour but de contrôler la direction de la force externe. La méthode des cross-corrélations a permis de mettre en évidence que plus la puissance augmente plus les muscles ont tendance à s'activer prématurément au cours du test. Si l'on regarde uniquement l'aspect cinématique de cette étude, des modifications significatives liées à l'incrément de puissance sont relevées pour l'ensemble des articulations dans les 3 plans anatomiques. La littérature montrant que les déviations hors du plan sagittal sont susceptibles de favoriser l'apparition de blessures, il semble intéressant de compléter ce travail par un suivi longitudinal des variables biomécaniques 3D plutôt qu'en 2D.

Une perspective à ce travail réside également dans l'analyse comparative bilatérale en réponse à l'incrément de puissance. Ceci justifie l'intérêt qui peut être porté sur l'analyse de l'asymétrie cinématique et musculaire au cours d'un test incrémental. Un début de réponse est présent dans le chapitre 5 qui complète l'analyse cinématique en particulier au travers de l'asymétrie des rotations articulaires du membre inférieur en début et fin de test triangulaire.

Dans le but de préserver l'intégrité physique des coureurs et de prévenir les risques de blessure, il serait également pertinent d'analyser les efforts internes en lien avec l'intensité de l'exercice. Pour ce faire, l'ensemble des données externes récoltées sur les cyclistes (cinétique, cinématique et électromyographique), peut constituer des données d'entrée à un modèle numérique musculosquelettique afin de mesurer les efforts internes (chapitre 6).

Points clés :

- Modifications significatives de la RMS de l'EMG à partir du 3^{ème} palier (250W).
- Sollicitation plus importante des chefs du quadriceps au cours du mouvement.
- Le *GasL* et le *GasM* sont les muscles les moins impactés par la fatigue.
- En réponse à l'incrément de puissance, les muscles ont tendance à être sollicités plus tôt dans le cycle de pédalage.
- Modifications significatives des rotations anatomiques à partir du 4^{ème} palier (300W).
- Modification de la cinématique en fin de test, en particulier pour des DDL associés à des risques de blessures au genou.
- Augmentation du déphasage angulaire pour les rotations anatomiques de la hanche et du genou avec l'incrément de puissance.

Chapitre 5

Quantification spatio-temporelle du niveau d'asymétrie chez les cyclistes professionnels au cours d'un test incrémental jusqu'à épuisement.

Figure 5.1 - Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la seconde étude.

5.1 Introduction

Le pédalage est généralement traité en considérant une symétrie parfaite en termes de forces produites ou de cinématique. Toutefois, les cyclistes peuvent être sujet à des asymétries qui sont souvent associées à une efficacité plus faible, une augmentation du risque de blessures de sur-sollicitation ou une fatigue prématurée ([Bini2007]). De nombreuses études ont quantifié l'asymétrie de pédalage au travers d'analyses cinétiques et cinématiques ([Carpes2010]). L'évaluation de l'asymétrie cinétique est devenu plus accessible par la démocratisation de capteurs permettant notamment d'accéder à l'équilibre du couple moteur droite/gauche ([Grappe2012]). Afin de mieux comprendre la technique de pédalage, l'analyse d'asymétrie cinématique s'avère déterminante, notamment dans une perspective d'accéder au niveau d'asymétrie en n'importe quel point du cycle de pédalage. Comme évoqué dans la revue de littérature, les index d'asymétrie classiquement employés s'avèrent inexploitable pour répondre à cette problématique ([Herzog1989]). L'objectif de cette étude est de quantifier l'influence d'un test incrémental sur le niveau d'asymétrie 3D des rotations articulaires. Pour ce faire, nous analyserons les patterns cinématiques droite et gauche et développerons un index adapté à notre objectif.

5.2 Méthodologie générale

La méthodologie expérimentale et la population analysée sont les mêmes que pour l'étude précédente (cf chapitre 4). Cependant, l'étude sera uniquement focalisée sur la cinématique articulaire tridimensionnelle du membre inférieur dans le but d'analyser le niveau d'asymétrie entre le premier (150W) et le dernier (350W) palier du test incrémental réalisé. Ce niveau d'asymétrie sera étudié par l'intermédiaire du ROM (Range of Motion) nous permettant de mesurer l'amplitude de chacune des rotations articulaires. Par ailleurs, le niveau de similarité entre les patterns cinématiques bilatéraux ainsi que leur déphasage sera analysé via une méthode de cross-corrélations. Ainsi, le déphasage temporel entre les patterns gauche et droite sera analysé au travers du paramètre τ_{lag} , tandis que la corrélation entre les patterns bilatéraux sera quantifié au travers du paramètre r_{max} . Enfin, l'indicateur NSI nous permettra d'identifier le pourcentage d'asymétrie des patterns des rotations articulaires au cours du cycle de pédalage.

5.2.1 Méthode des cross-corrélations

La cross-corrélation est une méthode permettant de comparer deux signaux numériques sur l'intégralité d'un cycle. En s'inspirant de Li et al. [Li1999], la technique de cross-corrélation normalisée est utilisée pour identifier le déphasage temporel entre les résultats de la jambe droite et celle de la jambe gauche en utilisant les équations suivantes :

$$r_{\theta_R\theta_L}(k) = \frac{c_{\theta_R\theta_L}(k)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N (\theta_R(t) - \bar{\theta}_R)^2 \sum_{t=1}^N (\theta_L(t) - \bar{\theta}_L)^2}} \quad (5.1)$$

avec :

$$c_{\theta_R\theta_L}(k) = \begin{cases} \sum_{t=1}^{N-k} (\theta_R(t) - \overline{\theta_R})(\theta_L(t+k) - \overline{\theta_L}) + \sum_{t=N-k+1}^N (\theta_R(t) - \overline{\theta_R})(\theta_L(t-N+k) - \overline{\theta_L}) & k \in [1, N] \\ \sum_{t=1}^{N-k} (\theta_R(t) - \overline{\theta_R})(\theta_L(t) - \overline{\theta_L}) & k = 0 \end{cases} \quad (5.2)$$

θ_R et θ_L sont les valeurs instantanées pour le signal analysé de la jambe droite et gauche respectivement. $\overline{\theta_R}$ et $\overline{\theta_L}$ sont les valeurs moyennes pour chacun des signaux. N correspond à la taille du signal analysé. Le déphasage temporel (τ_{lag}) est la valeur de k pour laquelle $r_{\theta_R\theta_L}(k)$ est maximale. La méthode des cross-corrélations est utilisée pour analyser le niveau d'asymétrie bilatérale des rotations articulaires du membre inférieur au premier et au dernier palier. La jambe droite est choisie comme référence et la cinématique de la jambe gauche est déphasée de 180° afin de faire concorder les patterns articulaires du PMB au PMB permettant ainsi de les comparer. Le déphasage temporel est converti en degré de façon à interpréter plus facilement les résultats et il est exprimé en fonction du cycle de pédalage. Un déphasage angulaire positif signifie que la rotation anatomique de la jambe gauche est en avance comparé à celle de la jambe droite.

5.2.2 NSI : Normalized Symmetry Index

La méthode *NSI* adaptée de [Gouwanda2011] permet de quantifier instantanément le niveau d'asymétrie au cours du mouvement de pédalage. Le calcul de cet index se fait en deux étapes. Dans un premier temps les valeurs angulaires instantanées θ_{SIDE} de chacune des rotations articulaire pour chacune des jambes sont normalisées en θ_{NSIDE} à l'aide de la formule suivante :

$$\theta_{NSIDE} = \frac{\theta_{SIDE} - \theta_{min}}{\theta_{max} - \theta_{min}} + 1 \quad (5.3)$$

Où θ_{min} et θ_{max} sont les valeurs minimale et maximale de chacune des rotations au cours du cycle analysé. Cette normalisation nous permet par la suite d'éviter le phénomène d'inflation artificielle comme évoqué précédemment, car l'ensemble des valeurs de θ est compris entre 1 et 2. Finalement, on calcule l'index avec la formule suivante :

$$NSI = \frac{\theta_{NR} - \theta_{NL}}{0.5 * (\theta_{NR} - \theta_{NL})} * 100\% \quad (5.4)$$

L'interprétation de ce score se fait de la même façon que pour les autres index, c'est à dire que plus la *NSI* est proche de zero, plus le mouvement est considéré comme symétrique.

A titre d'exemple, les principales étapes du calcul de la *NSI* sont présentées ci-après pour la fle./ext. du genou. Dans un premier temps il faut utiliser les résultats cinématiques calculés (figure 5.2) pour les normaliser à l'aide de la formule 5.3 afin d'éviter l'inflation artificielle.

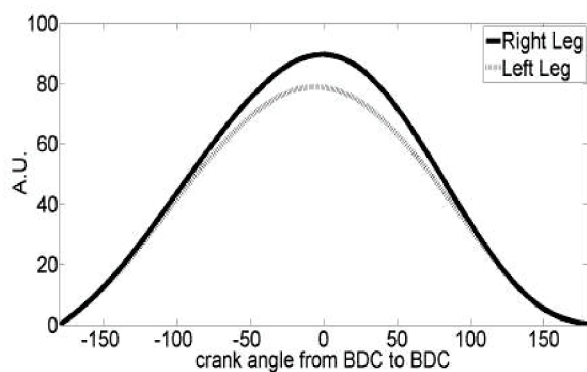


Figure 5.2 - Cinématique de la fle./ext. du genou.

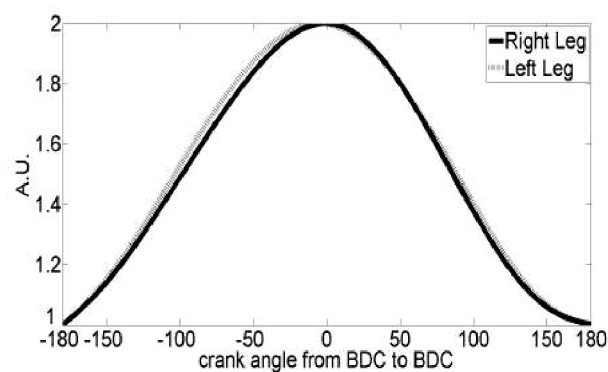


Figure 5.3 - Normalisation des données cinématiques.

Une fois la normalisation effectuée, on obtient la figure 5.3 puis on utilise l'équation 5.4 pour calculer la *NSI* au cours du temps (figure 5.4) :

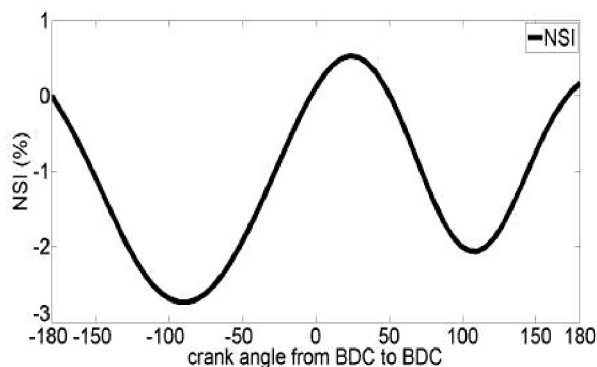


Figure 5.4 - *NSI* pour la fle./ext. du genou avec normalisation.

L'ensemble des résultats temporels obtenus par la *NSI* pour les deux paliers considérés sont résumés dans les figures 5.7, 5.8 et 5.9.

5.2.3 Analyse statistique

L'ensemble de l'analyse statistique est réalisé à l'aide de Matlab (Mathworks, Natick, Massachusetts, US). Les résultats du ROM, de la *NSI* et des cross-corrélations subissent une transformation logarithmique avant l'analyse. Un test de Shapiro-Wilk est employé afin d'analyser la normalité de la distribution. Puis un test des rangs signés de Wilcoxon pour comparer les résultats non paramétriques obtenus pour chacune des jambes et pour chacun des deux paliers 150W et 350W. Les résultats seront exprimés sous la forme de la moyenne plus ou moins l'écart type. Le niveau de significativité est défini par $p < 0.05$ (*). Les "effect size" (ES) ont été calculés d'après la méthode de Common Language Effect Size proposé par Hentschke et al. [Hentschke2011] afin de renseigner les tailles des effets statistiques observés. Cette taille est dé-

finis comme petite pour $ES < 0.61$, modérée pour $0.61 < ES < 0.69$ et grande pour $ES > 0.69$. Cette échelle d'interprétation se base sur celle de Cohen [Cohen1988] et sur la table de correspondance entre les deux tailles d'effet proposé par Dunlap et al. [Dunlap1999].

5.3 Résultats

5.3.1 Comparaison bilatérale des amplitudes articulaires

Les valeurs d'amplitude articulaire sont résumées dans la figure 5.5 suivante :

Figure 5.5 - ROM pour chacune des jambes (D : Droite, G : Gauche) et pour les deux paliers (150W, 350W). Deux comparaisons statistiques sont présentées, la première analysant l'incrément de puissance (\$ pour $p < 0.05$) et la seconde analysant les différences bilatérales (* pour $p < 0.05$).

Les comparaisons bilatérales démontrent des différences significatives ($p < 0.05$) avec une grande taille des effets pour la fle./ext. de la hanche ($ES = 0.96$) et du genou ($ES = 0.97$ pour 150W et $ES = 0.99$ pour 350W). De plus, des différences bilatérales sont aussi trouvées dans le plan transverse concernant la rotation int./ext. de la hanche à 150W avec une petite taille des effets ($ES = 0.25$), tout comme la rotation int./ext. de la cheville à 350W avec une petite taille des effets ($ES = 0.25$). Si l'on s'intéresse à l'incrément de puissance, les ROM de chacune des jambes suivent une tendance similaire pour la majorité des valeurs (12 sur 18 rotations anatomiques) avec une diminution entre le palier 150W et 350W. Une diminution significative pour la fle./ext. de la hanche avec une taille des effets modérée pour la jambe droite ($61.8 \pm 4.7^\circ$ et $58.8 \pm 4.1^\circ$, $ES = 0.63$) et la jambe gauche ($49.7 \pm 4.8^\circ$ et $47.4 \pm 5.2^\circ$, $ES = 0.68$) est observée entre le premier et le dernier palier. De même, une diminution significative pour la rotation int./ext. de la hanche droite ($21.3 \pm 4.8^\circ$ à $18.8 \pm 5.0^\circ$, $ES = 0.64$) et gauche ($5.5 \pm 4.6^\circ$ à $22.3 \pm 6.6^\circ$, $ES = 0.66$) est trouvée. Cependant, pour le genou, seulement une diminution significative est observée pour l'abd./add. de la jambe droite ($3.1 \pm 3.4^\circ$ à $11.6 \pm 2.9^\circ$) avec une taille des effets modérée ($ES = 0.63$). Pour finir, une diminution significative est trouvée pour l'inv./eve. de la cheville ($13.1 \pm 5.1^\circ$ à $10.9 \pm 4.6^\circ$) avec une taille des effets modérée.

Articulation	Degré de liberté	Jambe Gauche	Jambe Droite	150W	350W
Hanche	Fle./Ext.	0.63	0.68	0.96	0.96
	Abd./Add.	0.53	0.54	0.56	0.56
	Rot. Int./Ext.	0.66	0.64	0.26	0.33
Genou	Fle./Ext.	0.52	0.60	0.97	0.99
	Abd./Add.	0.60	0.63	0.49	0.47
	Rot. Int./Ext.	0.50	0.49	0.70	0.70
Cheville	Pla./Dor.	0.35	0.44	0.55	0.46
	Inv./Eve.	0.52	0.63	0.58	0.50
	Rot. Int./Ext.	0.48	0.61	0.38	0.25

Tableau 5.1 - Taille des effets pour les comparaisons bilatérales (150W et 350W) et pour l'influence de la puissance (jambe gauche et jambe droite) fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion.

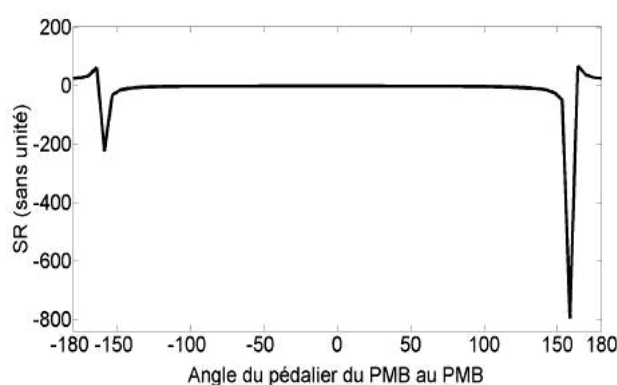
5.3.2 Asymétrie calculée à l'aide du Symmetry Ratio (SR)

Le calcul du ratio de symétrie (SR) est fait pour chaque DDL. Il est calculé grâce au ratio entre les valeurs obtenues de chaque côté, à chaque instant du test. La moyenne de ce ratio est résumé dans le tableau 5.2.

Articulation	Degré de liberté	SR	
		150W	350W
Hanche	Fle./Ext.	1.16	1.01
	Abd./Add.	0.92	-1.1
	Rot. Int./Ext.	2.4	10.39
Genou	Fle./Ext	0.92	1.53
	Abd./Add	0.54	2.14
	Rot. Int./Ext	2.03	0.99
Cheville	Pla./Dor.	0.71	0.86
	Inv./Eve.	-0.25	1.66
	Rot. Int./Ext	2.3	0.52

Tableau 5.2 - Symmetry Ratio pour les paliers 150&350W.

Un ratio de 1 indique une absence d'asymétrie alors qu'une valeur inférieure ou supérieure démontre la présence d'une rotation asymétrique ([Sadeghi2000]). Ce ratio très simple est difficile à interpréter car il ne donne qu'une information globale sur l'asymétrie. De façon à comparer la *NSI* avec un index classique, nous avons étendu le *SR* d'un point de vue temporel sur la durée d'un cycle. Ainsi, comme le démontre la figure 5.6, ce ratio est sujet à l'inflation artificielle et n'est pas exploitable pour l'analyse temporelle de l'asymétrie.

Figure 5.6 - Exemple de *SR* temporel pour l'abd./add. de hanche sujet au problème d'inflation artificielle.

5.3.3 Asymétrie calculée à l'aide de la cross-corrélation et de la NSI

Les valeurs obtenues par la méthode *NSI* ainsi que par la méthode des cross-corrélations sont résumées dans le tableau 5.3.

Articulation	Degré de liberté	<i>NSI</i>		Cross-Corrélation			
		Moyenne $\pm$ ET (%)		r_{max}		$\tau_{lag} (^{\circ})$	
		150W	350W	150W	350W	150W	350W
Hanche	Fle./Ext.	2.2 $\pm$ 1.4	2.3 $\pm$ 1.3	0.99	0.99	-0.3	-0.6
	Abd./Add.	-0.3 $\pm$ 21.7	-1.7 $\pm$ 21.9	0.47	0.45	-28.5	-24.0
	Rot. Int./Ext.	3.6 $\pm$ 5.9	2.1 $\pm$ 7.0	0.95	0.94	1.6	3.0
Genou	Fle./Ext.	-0.8 $\pm$ 1.2	-0.7 $\pm$ 1.4	0.99	0.99	2.6	1.7
	Abd./Add.	0.7 $\pm$ 14.1	1.8 $\pm$ 14.9	0.78	0.75	-10.7	-15.3
	Rot. Int./Ext.	4.7 $\pm$ 14.2	3.5 $\pm$ 14.6	0.84	0.80	-0.8	-12.6
Cheville	Pla./Dor.	-2.8 $\pm$ 8.2	-1.7 $\pm$ 6.5	0.93	0.95	-3.0	-3.1
	Inv./Eve.	-0.8 $\pm$ 13.1	-1.9 $\pm$ 17.1	0.84	0.64	1.5	-7.7
	Rot. Int./Ext.	-2.1 $\pm$ 10.2	-5.2 $\pm$ 13.1	0.88	0.82	4.2	-3.8

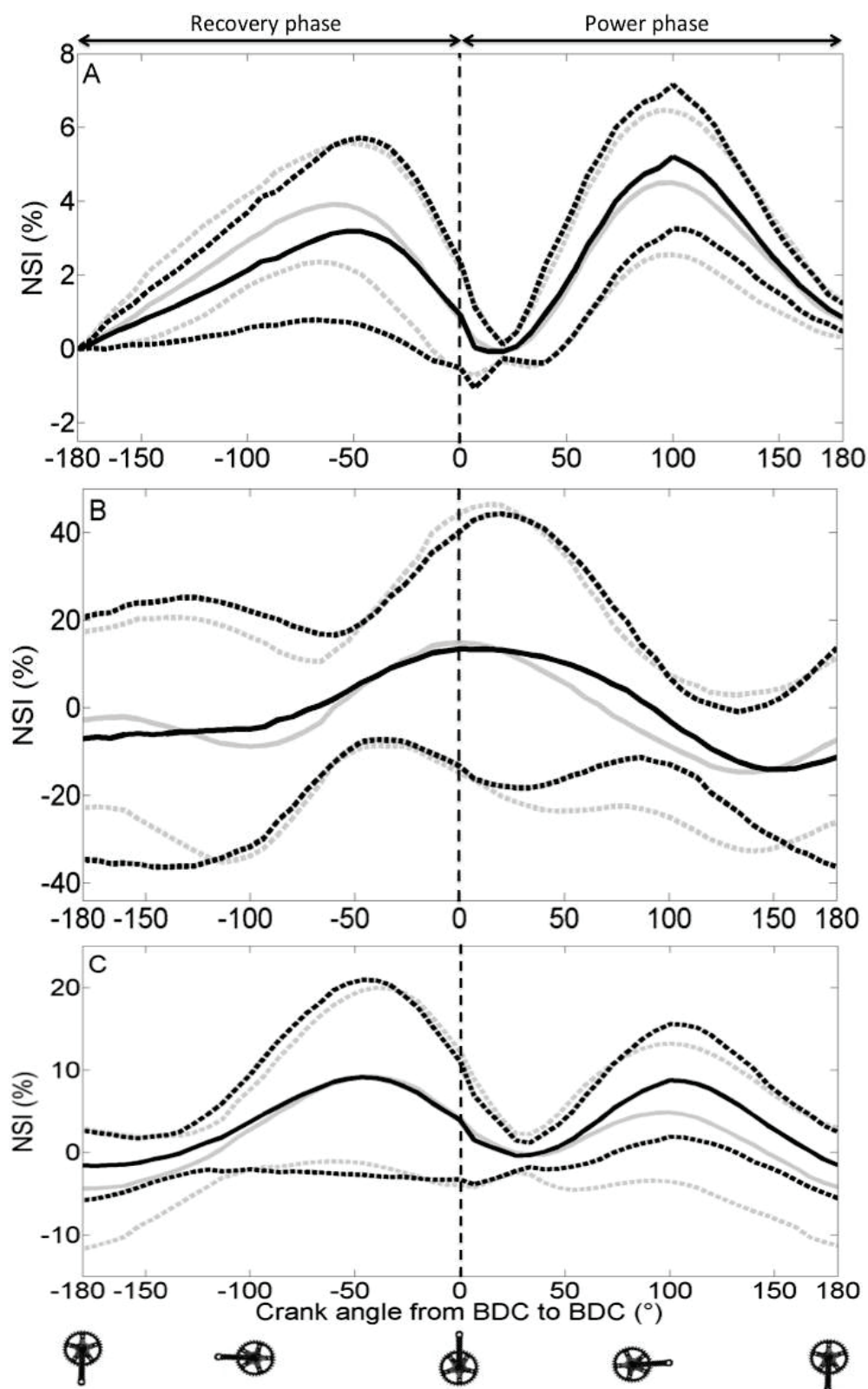
Tableau 5.3 - *NSI* et cross-corrélation pour les paliers 150&350W.

On s'intéresse dans un premier temps aux résultats obtenus par la méthode des cross-corrélations. A propos de r_{max} on observe que la fle./ext. de la hanche et du genou sont très similaires car $r_{max}=0.99$ et ce pour les deux paliers considérés. De même, on remarque une corrélation presque parfaite concernant le mouvement de pla./dor. de la cheville ($r_{max,150W}=0.93$ et $r_{max,350W}=0.95$), ainsi que pour la rotation int./ext. de la hanche ($r_{max,150W}=0.95$ et $r_{max,350W}=0.94$). Pour un grand nombre de rotations on remarque une très large similarité, par exemple pour l'abd./add. du genou ($r_{max,150W}=0.78$ et $r_{max,350W}=0.75$) ainsi que pour la rotation int./ext. ($r_{max,150W}=0.84$ et $r_{max,350W}=0.80$) du genou. Pour la cheville, deux rotations sont concernées : la rotation int./ext. ($r_{max,150W}=0.88$ et $r_{max,350W}$) et l'inv./eve. ($r_{max,150W}=0.84$). Enfin, seulement une rotation présente un niveau de similarité modéré : l'abd./add. de la hanche ($r_{max,150W}=0.47$ et $r_{max,350W}=0.45$). D'un point de vue général, on peut remarquer qu'il y a peu de fluctuation pour l'indice r_{max} avec l'incrément de puissance, excepté pour l'inv./eve. de cheville.

Le second paramètre utilisé dans la méthode des cross-corrélations est le τ_{lag} . Pour chaque palier de puissance l'abd./add. de la hanche et du genou présente le plus grand déphasage (hanche : $\tau_{lag,150W}=-28.5^{\circ}$ et $\tau_{lag,350W}=-24^{\circ}$; genou : $\tau_{lag,150W}=-10.3^{\circ}$ et $\tau_{lag,350W}=-15.3^{\circ}$). Le même déphasage peut être observé pour la rotation int./ext. du genou à 350W ($\tau_{lag,350W}=-12.6^{\circ}$) cependant il est important de noter qu'il n'y a aucun déphasage au palier 150W ($\tau_{lag,150W}=-0.8^{\circ}$). Ce résultat illustre bien l'influence de l'augmentation de la puissance sur le déphasage temporel entre les jambes gauche et droite comme on peut le remarquer sur certains degrés de liberté comme l'abd./add. du genou avec -10.7° / -15.3° respectivement pour 150W/350W. Il

y a une augmentation du déphasage temporel pour 6 des 9 rotations analysées entre le premier et le dernier palier du test incrémental.

Les résultats obtenus à l'aide de la *NSI* sont regroupés dans le tableau 5.3. Ils sont présentés sous la forme de la moyenne sur l'ensemble du cycle plus ou moins l'écart type. Pour rappel, une valeur de *NSI* proche de zéro indique un niveau d'asymétrie faible au cours du mouvement. Si le décalage angulaire de la jambe droite est supérieur à celle de la jambe gauche, alors la *NSI* prend une valeur positive et inversement. Les valeurs moyennes de la *NSI* varient entre -5.2% pour la rotation int./ext. de la cheville à 350W et 4.7% pour la rotation int./ext. de la hanche à 150W. Les figures 5.7 à 5.9 montrent les résultats de la *NSI* temporelle, permettant de quantifier les variations de l'asymétrie au cours du cycle de pédalage. Des comportements non symétriques de la *NSI* apparaissent entre les phases de poussées et de tirages. En effet, la valeur la plus importante de *NSI* obtenue durant la phase de tirage est de 13.4% pour l'abd./add. de hanche à 150W alors que le pic est de -14.1% pendant la phase de poussée (cf tableaux 5.4 et 5.5). L'apparition des valeurs maximales de *NSI* dépend du DDL analysé. La fle./ext. démontre systématiquement les plus petites valeurs d'asymétrie comparées aux valeurs observées dans les plans frontal et transverse. Pour le genou, la moyenne de la *NSI* est inférieure à 4% pour la fle./ext., inférieure à 10.6% pour l'abd./add. et inférieure à 18.7% pour la rotation int./ext. Concernant l'effet de l'incrément de puissance, durant la phase de poussée, une diminution de la valeur absolue de la *NSI* est observée dans le plan frontal et transverse pour la hanche et le genou alors que la cheville démontre une augmentation du niveau d'asymétrie. Au cours de la phase de tirage, la valeur absolue de la *NSI* augmente pour la hanche et la cheville dans le plan frontal et transverse, alors qu'elle diminue pour le genou.



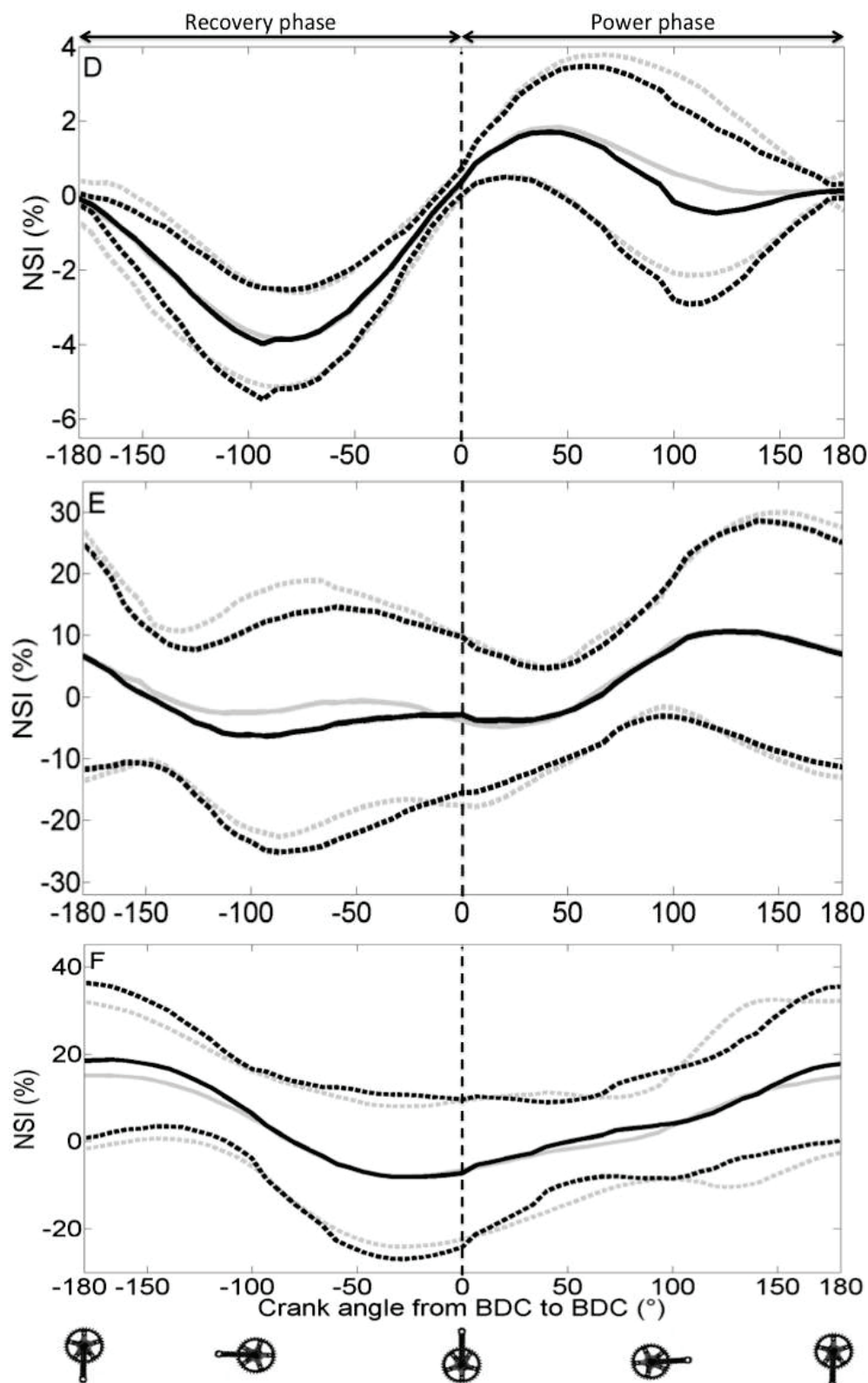


Figure 5.8 - NSI du genou. D : fle./ext., E : abd./add, F : rotation int./ext. La courbe noire représente le palier 150W (trait plein) et l'écart type (trait pointillet), la courbe grise représente le palier 350W et l'écart type.

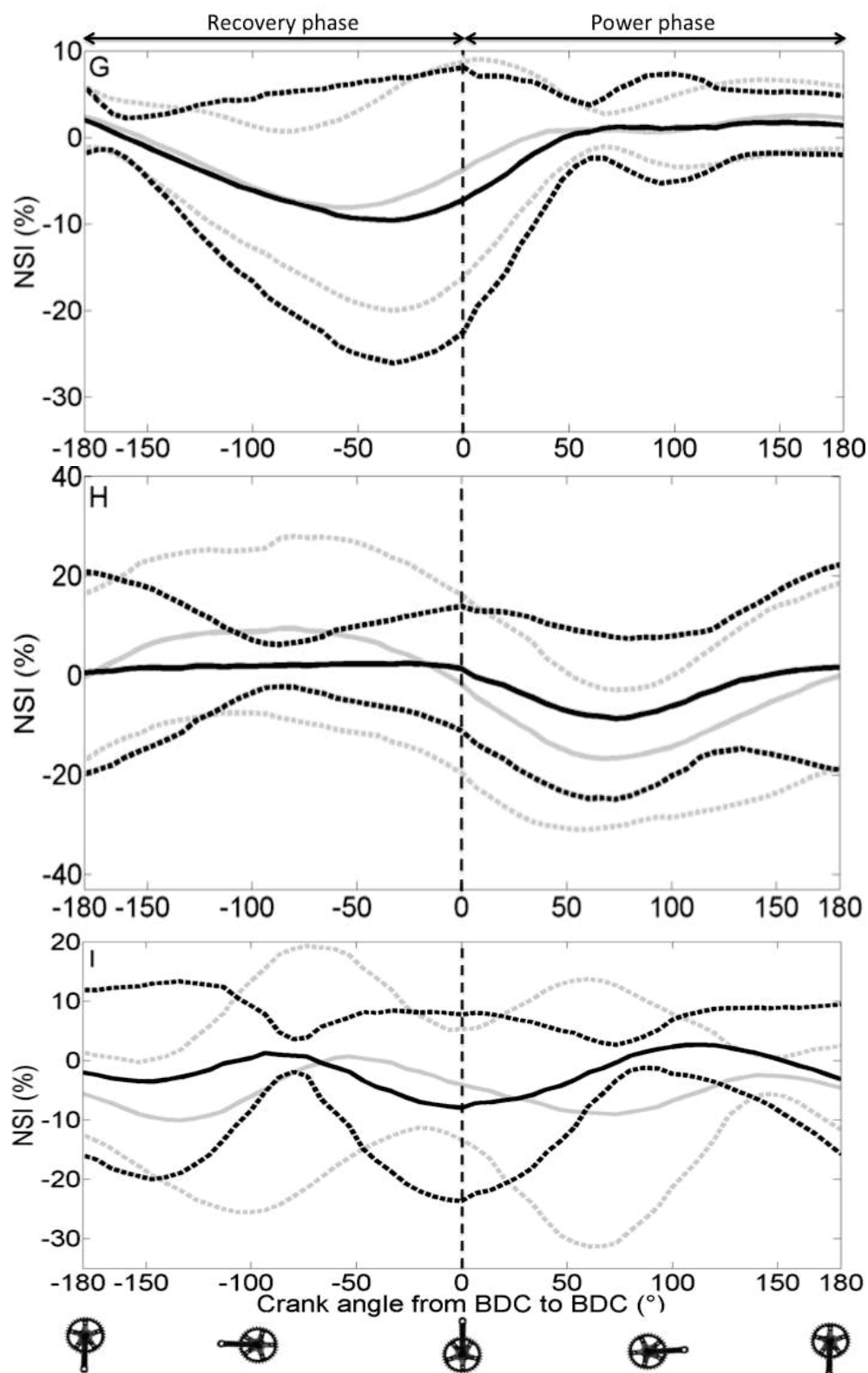


Figure 5.9 - NSI de la cheville. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rotation int./ext. La courbe noire représente le palier 150W (trait plein) et l'écart type (trait pointillet), la courbe grise représente le palier 350W et l'écart type.

		150W							
		Tirage [-180° ; 0°]				Poussée [0° ; 180°]			
		Min (%)	Angulation (°)	Max (%)	Angulation (°)	Min (%)	Angulation (°)	Max (%)	Angulation (°)
	Fle./Ext.	0	-180	3.2	-47	-0.1	13	5.2	100
Hanche	Abd./Add.	-7.1	-180	13.4	0	-14.1	153	13.4	0
	Rot. Int./Ext.	-1.6	-173	9.1	-47	-1.5	180	8.7	100
	Fle./Ext.	-4	-93	0.4	0	-0.5	120	1.7	40
Genou	Abd./Add.	-6.3	-93	6.6	-180	-3.8	27	10.6	127
	Rot. Int./Ext.	-8.1	-27	18.7	-167	-7.2	0	17.8	180
	Pla./Dor.	-9.6	-33	2	-180	-7.2	0	1.7	153
Chevilles	Inv./Eve.	1.6	-180	2.4	-27	-8.7	73	1.6	180
	Rot. Int./Ext.	-8	0	1.2	-93	-8	0	2.6	113

Tableau 5.4 - Extremum locaux de la *NSI* temporelle et angulation du pédalier correspondant au cours de la phase de tirage et de poussée du palier 150W.

		350W							
		Tirage [-180° ; 0°]				Poussée [0° ; 180°]			
		Min (%)	Angulation (°)	Max (%)	Angulation (°)	Min (%)	Angulation (°)	Max (%)	Angulation (°)
	Fle./Ext.	0	-180	3.9	-60	-0.1	20	4.5	100
Hanche	Abd./Add.	-8.9	-100	14.7	0	-14.7	133	14.7	0
	Rot. Int./Ext.	-4.4	-180	9.2	-47	-4.4	180	4.8	100
	Fle./Ext.	-3.9	-80	0.3	0	0.1	140	1.8	47
Genou	Abd./Add.	-2.6	-113	6.8	-180	-4.8	20	10.6	127
	Rot. Int./Ext.	-8	-27	15.1	-180	-6.6	0	15.1	180
	Pla./Dor.	-8.1	-60	2.4	-180	-3.7	0	2.5	160
Chevilles	Inv./Eve.	-1.7	0	9.5	-87	-16.7	67	-0.1	180
	Rot. Int./Ext.	-10.1	-133	0.7	-53	-9.1	74	-2.5	140

Tableau 5.5 - Extrema locaux de la *NSI* temporelle et angulation du pédalier correspondant au cours de la phase de tirage et de poussée du palier 350W.

5.4 Discussion

Cette étude examine les changements dans l'asymétrie cinématique induite par un test incrémental jusqu'à épuisement. Bini et al. [Bini2012] ont démontré que les puissances sous maximales n'impactent pas considérablement la cinématique du membre inférieur, nous avons seulement analysé deux paliers (150&350W). La comparaison des ROM entre les deux jambes permet de relever des informations importantes concernant l'asymétrie d'un point de vue global. Nos résultats démontrent des différences bilatérales significatives dans les trois plans anatomiques avec l'incrément de puissance.

Premièrement, dans le plan sagittal, des différences significatives pour la hanche et le genou sont trouvées pour chaque puissance. L'incrément de puissance n'affecte pas le ROM de la fle./ext. du genou, mais par contre, la hanche est significativement impactée, démontrant une diminution du ROM de la fle./ext. Ce dernier résultat a été relevé dans l'étude de Bini et al. [Bini2010b], démontrant une diminution significative pour le ROM de la fle./ext. de la hanche

et une augmentation significative pour le ROM de la pla./dor. de la cheville durant un test incrémental.

La cinématique du membre inférieur dans les plans frontal et transverse sont rarement évalués durant le mouvement de pédalage alors que cela peut fournir des informations concernant la prévention des blessures ([Gregersen2003]). Peu d'études ont calculé les rotations anatomiques tridimensionnelles durant le mouvement de pédalage, bien que les valeurs résumées dans notre étude soient non négligeables en dehors du plan sagittal. A notre connaissance, seulement quelques auteurs ont analysé l'impact de la puissance sur le ROM en trois dimensions ([Bini2016a], [Fang2016]), mais ces études n'analysent pas les différences bilatérales.

Bien que des différences bilatérales aient été observées dans le plan transverse (rotation int./ext. de la hanche et de la cheville), l'incrément de puissance n'impacte pas le déplacement angulaire hors du plan sagittal de la même façon. En effet, une diminution significative pour le ROM de la rotation int./ext. de la hanche est relevé pour chacune des jambes. Cette réduction du déplacement angulaire hors du plan sagittal peut permettre une réduction du risque de blessure de sur-sollicitation ([Heiderscheit2002], [Bini2016a]). De même, une diminution significative est observée pour le ROM de l'abd./add. du genou pour la jambe droite seulement, ce qui peut entraîner des mouvements asymétriques. Cependant, aujourd'hui, les changements de cinématique dans les plans sagittal, frontal et transverse sont toujours méconnus ainsi que les modifications temporelles au cours d'exercices exhaustifs en cyclisme. Des études ont suggéré que ces modifications cinématiques simultanées dans les différents plans anatomiques peuvent être associées avec une stratégie neuromusculaire spécifique pour faire face à l'accumulation de fatigue et pour permettre la performance à réaliser ([Gates2008]). L'étude de Dingwell et al. [Dingwell2008] va dans ce sens, rapportant des changements pour le ROM de l'abd./add. du genou précédant une fatigue musculaire en cyclisme. Cependant, l'analyse de l'asymétrie par l'intermédiaire du ROM ne permet d'obtenir que des informations globales, cette limite peut être dépassée grâce à l'utilisation de la *NSI* et des cross-corrélations ([Gouwanda2011]).

D'après les résultats de la méthode des cross-corrélations, une diminution de r_{max} est relevée entre le début et la fin du test pour l'abd./add. et la rotation int./ext. pour l'ensemble des articulations. Une réduction de la similarité peut démontrer une modification de la stratégie cinématique en réponse à l'incrément de puissance mais peut aussi être associée à des mécanismes de fatigue causée par la détérioration du mouvement au cours du test. Cette tendance est en adéquation avec plusieurs études s'intéressant au cyclisme ([Carpes2010]) et à la marche ([Haddad2006]). En effet, une augmentation de la charge durant la marche implique une diminution systématique du coefficient de cross-corrélation, indiquant une similarité plus faible entre la cinématique des patterns gauche et droite ([Haddad2006]). Dans notre étude, cette tendance peut être observé avec l'augmentation de la puissance à l'exception de la pla./dor. de la cheville. Les résultats de la cross-corrélation suggèrent que des adaptations de la coordination apparaissent entre les côtés, en réponse à l'adaptation des patterns avec l'augmentation de puissance.

Plus généralement, pour chaque palier, le r_{max} montre que la symétrie est presque parfaite pour la fle./ext., démontrant que chaque jambe possède essentiellement les mêmes patterns cinématiques dans le plan sagittal. Cependant, la similarité est moindre dans les autres plans comme avec la similarité très large de l'abd./add. du genou ($r_{max,150W}=0.78$) et la similarité modérée pour l'abd./add. de la hanche ($r_{max,150W}=0.47$). Ces résultats sont consistants avec ceux de la littérature, démontrant que la symétrie entre chaque côté du corps joue un rôle important pour la locomotion ou le saut ([Pappas2012], [Lathrop-Lambach2014]). En effet, l'abd./add. de la hanche est démontrée comme étant l'une des rotations les plus asymétriques durant un saut à pied joint en avant et en marche à pied ([Lathrop-Lambach2014]).

r_{max} permet uniquement d'obtenir des informations globales concernant la similarité sans prendre en compte le déphasage entre les patterns droite et gauche. Le τ_{lag} permet d'obtenir cette information. Ce paramètre temporel change avec l'incrément de puissance. Peu de modifications sont observées pour la fle./ext. de la hanche ($\tau_{lag,150W}=-0.3^\circ$ et $\tau_{lag,350W}=-0.6^\circ$) et du genou ($\tau_{lag,150W}=2.6^\circ$ et $\tau_{lag,350W}=1.7^\circ$). Cependant, des modifications plus importantes sont notées pour l'abd./add. de la hanche ($\tau_{lag,150W}=-28.5^\circ$ et $\tau_{lag,350W}=-24.0^\circ$) et du genou ($\tau_{lag,150W}=-10.7^\circ$ et $\tau_{lag,350W}=-15.3^\circ$). Ces résultats reflètent une abd./add. plus large de la hanche et modérée du genou pour la jambe gauche comparée à la droite, ce qui peut être lié au fait que le membre inférieur est une chaîne cinématique en boucle fermée de par la fixation du pied sur la pédale. Un tel comportement a déjà été démontré par Buckeridge et al. [Buckeridge2012] en aviron ; ils démontrent que le ROM de la hanche est plus asymétrique que celui du genou. En effet, bien que les rameurs soient contraints par les mains, l'assise et les pieds, des mouvements compensatoires sont relevés dans les plans frontal et transverse au niveau des lombaires afin de maintenir un mouvement symétrique dans le plan sagittal. En cyclisme, des rotations de la hanche peuvent aussi compenser des rotations du genou, comme démontré par la valeur plus faible du τ_{lag} entre la première et la dernière palier pour l'abd./add. de la hanche et une augmentation de ce même paramètre pour l'abd./add. du genou. Cependant, d'après nos connaissances, aucune étude n'a déjà démontré ce résultat.

Il est aussi important d'analyser l'influence de la puissance sur le τ_{lag} . En effet, le déphasage entre les patterns bilatéraux indique que la jambe droite est en avance pour cinq DDL au palier 150W. Cependant, le niveau de synchronisation est modifié par le test incrémental, car à la fin du test, sept DDL démontrent que la jambe droite est en avance comparée à la jambe gauche. Cela illustre l'impact de l'incrément de puissance sur les DDL et la modification suivant le côté préféré comme suggéré en natation ([Nikodelis2005]). Cela peut aussi expliquer les faibles changements du ROM obtenus pour la jambe gauche et la différence relativement importante de 11-13° mesurée entre chaque côté pour la fle./ext. de la hanche et du genou. Il faut noter que les coureurs possèdent la jambe droite comme dominante ce qui peut expliquer que le déphasage et les différences bilatérales du ROM sont en faveur de la jambe droite. En effet, une précédente étude de Sugiyama et al. [Sugiyama2014] démontre des différences bilatérales significatives de 2-3° pour la jambe dominante durant une course précédant un saut. Cependant, aucun résultat n'a été trouvé dans la littérature concernant l'analyse 3D en relation avec la jambe dominante lors d'un mouvement de pédalage. Parmi l'ensemble des paramètres analysés dans cette étude, τ_{lag} est l'indicateur le plus sensible et le plus modifié par l'incrément de puissance. Étonnamment, excepté quelques études sur la marche (eg. [Haddad2006]), l'asymétrie en cyclisme n'est pas évaluée par la méthode des cross-corrélations. Cependant, cette méthode ne permet pas d'obtenir des informations instantanées sur l'amplitude d'asymétrie bilatérale entre les jambes, ce qui peut être évalué à l'aide de la méthode *NSI*.

Bien que la moyenne de la *NSI*, donne seulement des informations globales sur le niveau d'asymétrie, démontrant des variations inférieures à 5.2%, cela ne permet pas de comparer la similarité des patterns droite/gauche au cours du cycle. Néanmoins, la *NSI* temporelle permet d'identifier des régions spécifiques où l'asymétrie est importante en donnant l'angulation exacte et l'amplitude en pourcentage de la différence entre les patterns droite et gauche. Comme démontré dans les figures 5.7 à 5.9 les valeurs pics d'asymétrie et l'occurrence de ces dernières au cours du cycle diffèrent entre la phase de poussée et de tirage. De plus, des valeurs de *NSI* plus importantes sont observées dans les plans frontal et transverse comparé à ceux calculés dans le plan sagittal. Des précédentes études ont relevées des valeurs importantes d'asymétrie dans les plans frontal et transverse comparé à celle dans le plan sagittal au cours de la marche, ce qui peut être dû à un espace de solution plus petit durant un mouvement linéaire pour les variables dans le plan sagittal ([Nigg2013]). Cependant, on peut se demander

si une telle justification peut être utilisée pour le cyclisme. De plus, un nombre limité d'études ont fourni des informations sur le mouvement dans le plan frontal et transverse en cyclisme ([Sanderson1994], [Bailey2003], [Carpes2009], [Fang2016]). Pourtant, les mouvements hors du plan sagittal comme l'abd./add. de hanche ou de genou peuvent générer des blessures de sur-sollicitation en cyclisme ([Bailey2003], [Gregersen2003], [Bini2016a]) ou en course à pied ([Hreljac2006]).

Le niveau d'asymétrie diffère nettement entre la phase de poussée et de tirage lorsque la puissance augmente. En effet, durant la phase de poussée, on remarque que la valeur absolue de la *NSI* diminue avec l'incrément de puissance concernant la hanche et le genou dans le plan frontal et transverse, alors qu'une augmentation de l'asymétrie pour la cheville est démontrée. Au cours de la phase de tirage, la *NSI* possède une amplitude plus importante pour la hanche et la cheville dans le plan frontal et transverse alors que le genou démontre une diminution de l'asymétrie avec l'incrément de puissance. Comme le niveau de puissance a peu d'impact sur l'asymétrie dans le plan sagittal, on peut faire l'hypothèse qu'il y a des mouvements compensatoires dans les plans frontal et transverse pour maintenir un mouvement de pédalage symétrique dans le plan sagittal lorsque la puissance augmente.

Bien que les modifications de l'asymétrie cinématique relevées par la *NSI* puissent refléter la technique de pédalage, elles ne permettent pas d'obtenir d'information concomitante sur les différences articulaires bilatérales. Comme les asymétries cinématique et cinétique ne sont habituellement pas corrélées ([Fohanno2015]), un point intéressant serait de comparer simultanément leurs niveaux d'asymétrie au cours du cycle de pédalage. En effet, même avec une production de force semblable au niveau des pédales, les couples musculaires et articulaires peuvent différer suivant les côtés, suscitant une surcharge musculaire et articulaire causée par des différences dans la cinématique de pédalage ([Carpes2010]). Dans le but d'analyser la potentielle relation entre asymétrie, performance et blessures, de futures investigations doivent être réalisées en corrélant l'asymétrie cinématique spatio-temporelle avec la cinétique et l'analyse EMG.

5.5 Conclusion

L'ensemble des différents résultats présentés nous apprend que l'analyse temporelle de l'asymétrie est plus précise par comparaison avec ce qui est classiquement fait. Habituellement, certains auteurs font le choix de ratios algébriques pouvant mener à des résultats incohérents ainsi qu'à des valeurs dépassant l'ensemble de définition de l'index ([Zifchock2008b], [Herzog1989]). De plus il faut noter que certaines analyses de l'asymétrie sont basées sur des données de pédale de force ([Daly1976]), de torque ([Carpes2007a]) ou de puissance ([Smak1999]). Néanmoins ces analyses ne sont pas représentatives du mouvement, comme peuvent l'être les rotations articulaires mais plus du résultat obtenu par le mouvement. Certaines études se basent sur des valeurs ponctuels comme le maximum ou le minimum et utilisent un ratio algébrique pouvant faire apparaître de l'inflation artificielle et mener à des résultats incohérents. Dans l'article de Blazkiewicz et al. [Blazkiewicz2014], ils comparent quatre index déjà présentés : *RI*, *SI*, *GA* et *SA*. Ils calculent tous les index durant toutes les phases du mouvement de marche et trouvent des résultats très différents. Ils critiquent ces indices en disant que la majorité des auteurs utilisent seulement un indicateur d'asymétrie, ce qui ne permet pas une analyse précise du problème. De plus ces index peuvent être utilisés pour différents mouvements et différentes populations (saine, pathologique...), cependant il existe des index spécifiques à certains domaines comme le

GGI (Gilette Gait Index) de Schutte et al. [Schutte2000] pour la marche pathologique. Il serait intéressant d'essayer de standardiser la méthodologie ainsi que les outils utilisés pour permettre une comparaison plus aisée entre les études.

Un point important démontré dans cette étude est que l'utilisation de cette méthodologie est utile pour une analyse locale de l'asymétrie des rotations articulaires en cyclisme mais elle peut très bien être réutilisée dans d'autres domaines d'analyses de mouvement cyclique comme la marche, la course à pied ou encore l'aviron. Dans une prochaine étude, il serait intéressant de corréler cette méthodologie à une analyse en trois dimensions des forces au niveau des pédales pour observer s'il y a un lien entre le signe global du τ_{lag} et la jambe dominante. De plus van den Abeele et al. [Vanden-Abeele1980] démontrent qu'il existe une relation entre le mécanisme neuromoteur et l'asymétrie du membre inférieur. Notre étude analyse uniquement un point de vue cinématique de la gestuelle et il serait intéressant d'explorer ce mécanisme de base constituant le mouvement et donc susceptible de créer de l'asymétrie.

Points clés :

- Niveau d'asymétrie faible dans le plan sagittal.
- Niveau d'asymétrie plus important dans les plans frontal et transverse.
- La hanche est l'articulation du membre inférieur présentant le niveau d'asymétrie le plus élevé.
- Retard majoritaire du pattern articulaire de la jambe non dominante au cours du mouvement.

Chapitre 6

Quantification spatio-temporelle du niveau d'asymétrie articulaire et musculaire par modélisation musculosquelettique au cours d'un test à charge constante.

Figure 6.1 - Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la troisième étude.

6.1 Introduction

L'analyse des forces musculaires en dynamique n'est pas possible via les techniques conventionnelles d'électromyographie de surface. Pourtant, obtenir des informations sur ces efforts peut être utile pour comprendre les mécanismes du mouvement et optimiser la performance des cyclistes. Afin de pallier à cette limitation, la modélisation musculosquelettique se développe de plus en plus ces dernières années, permettant de quantifier les efforts internes aussi bien articulaires que musculaires ([Farahani2014], [Shin2015], [Alexander2016]) et permet même d'étudier le comportement des muscles profonds inaccessibles par l'EMG de surface. L'objectif de cette étude est de quantifier l'impact d'un test exhaustif rectangulaire sur le niveau d'asymétrie des efforts internes. Pour y parvenir nous proposons une modélisation musculosquelettique appliquée au mouvement de pédalage. Ainsi, nous nous appuyons sur la méthodologie employée dans les précédents chapitres de ce manuscrit. D'autres éléments permettant d'accéder à des informations en terme d'asymétrie de chargement des structures internes constitueront une originalité de ce chapitre. Ainsi, le chapitre précédent a permis de mettre en évidence des niveaux d'asymétrie d'un point de vue cinématique au cours d'un exercice à intensité croissante. Etant donné les rôles des muscles en tant qu'actionneurs du mouvement, il semble légitime d'analyser l'asymétrie des efforts musculaires au cours du pédalage.

Dans ce chapitre, les différences bilatérales seront évaluées à deux échelles : i) via l'activation musculaire obtenue expérimentalement par électromyographie de surface, ii) via les efforts musculaires et les efforts articulaires calculés au travers d'une simulation musculosquelettique par dynamique inverse. L'ensemble de ces variables sera analysé dans un contexte d'exercice rectangulaire en conditions de fatigue.

6.2 Méthodologie générale

6.2.1 Protocole

Six cyclistes amateurs de seconde catégories (PMA moyenne : 317.7 ± 42.7 W) ont participé à l'étude (tableau 6.1). Comme évoqué précédemment dans la revue de littérature, la dominance latérale est souvent évoquée comme étant l'un des paramètres les plus déterminants des asymétries cinématique, cinétique et musculaire ([Carpes2010]). Ainsi, dans le but de différencier chaque côté d'un point de vue dominant et non dominant il existe plusieurs moyens de détermination la dominance latérale concernant la jambe. Dans ce travail, la dominance latérale a été déterminée à partir de trois tests ou questions avant le début du protocole suivant les recommandations de De Ruiter et al. [de Ruiter2010a]. Dans un premier temps, il est demandé au sujet quelle jambe est préférentiellement utilisée pour frapper dans un ballon. Dans un second temps, une tâche consistant à monter sur une chaise d'environ 30cm ; l'expérimentateur identifie la première jambe utilisée pour monter. Une dernière tâche consistant en un déséquilibre provoqué par l'arrière, le sujet ayant les yeux fermés ; l'expérimentateur reporte la jambe préférentiellement utilisée pour amortir ce déséquilibre. La dominance est alors déterminée par l'obtention d'au moins deux résultats identiques sur l'ensemble des trois tests.

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	Masse (kg)	Catégorie
1	18	1.76	67.3	2 ^{ème}
2	20	1.84	70.3	2 ^{ème}
3	20	1.71	64.1	2 ^{ème}
4	18	1.83	74	2 ^{ème}
5	19	1.68	52	2 ^{ème}
6	21	1.84	77	2 ^{ème}
Moy $\pm$ ET	19.3 $\pm$ 1.2	1.78 $\pm$ 0.07	67.5 $\pm$ 8.9	

Tableau 6.1 - Caractéristiques de la population étudiée.

Le protocole de l'étude (figure 6.2) consiste en un échauffement en trois phases : 8 min à 60% de la PMA, 3min à 80% de la PMA et enfin 4min à 40% de la PMA. Suite à cet échauffement, chaque cycliste réalise un test à charge constante à 100% de la PMA jusqu'à épuisement. Les critères d'arrêts sont soit l'arrêt volontaire du sujet, soit lorsque celui-ci n'arrive pas à maintenir la cadence initiale du test ($\pm 3\text{rpm}$) ce qui est considéré l'incapacité à réaliser la tâche requise ([Dorel2009b]).

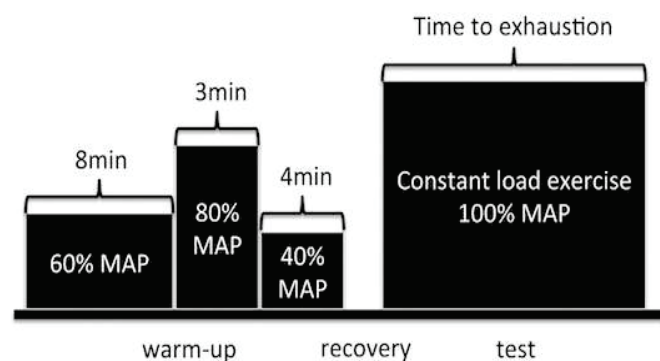


Figure 6.2 - Protocole de fatigue utilisé.

6.2.2 Capture de mouvement et analyse cinématique

Le protocole de capture de mouvement ($f_e = 250\text{Hz}$) est identique à celui développé au chapitre 4. L'analyse porte sur les mêmes critères que précédemment, à savoir les 9 rotations articulaires pour chaque membre inférieur suivant les recommandations de la norme ISB ([Wu1995], [Wu2002]). Le déphasage ainsi que le niveau de similitude des patterns droite et gauche cinématiques ont été déterminés à l'aide de la méthode des cross-corrélations. De plus, une quantification intra-cycle du niveau d'asymétrie est obtenue à l'aide de la méthode *NSI* présentée dans le chapitre 5.

6.2.3 Mesure des efforts externes

Des pédales à six composantes (Sensix, Poitiers, France) dont la fréquence d'acquisition étaient de 1000 Hz ont été utilisées afin de mesurer les efforts externes (forces et moments) ([Costes2015]) au cours du test. Sur chacune des pédales un repère est défini de la façon suivante : x vers l'avant, y vers la gauche et z normal à la pédale (cf figure 6.3). Un filtre passe-bas de Butterworth du second ordre pour une fréquence de coupure de 10Hz ([Dorel2009a]) est appliqué aux données d'efforts. Les données cinétiques sont enregistrées tout au long du protocole et sont synchronisées avec les données de capture de mouvement et d'EMG.

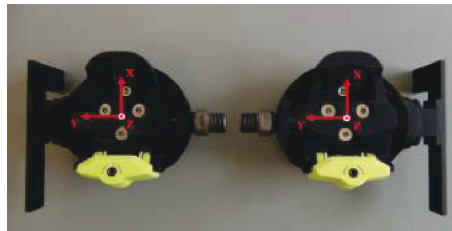


Figure 6.3 - Pédales instrumentées (Sensix, Poitiers, France).

6.2.4 Analyse électromyographique

Seize muscles du membre inférieur, huit pour chaque jambe, sont analysés au cours de l'étude : *TA* : Tibialis Anterior, *BF* : Biceps Femoris (long chef), *RF* : Rectus Femoris, *GasM* : Gastrocnemius Medialis, *GM* : Gluteus Maximus, *VL* : Vastus Lateralis, *VM* : Vastus Medialis, et *SM* : Semimembranosus ([Hug2009]). Le protocole d'analyse de l'EMG est le même que dans le chapitre 4, à savoir l'analyse RMS (enveloppe et moyenne) avec une fenêtre temporelle de 20ms et le calcul de l'activation à l'aide d'un seuil fixé à 20%. Pour quantifier le niveau d'asymétrie musculaire, un ratio entre la jambe non dominante et dominante est calculé ([Burnett2011]) à partir de l'équation 6.1 suivante :

$$Ratio = \frac{RMS_{Non-Dominant}}{RMS_{Dominant}} \quad (6.1)$$

De plus, l'enveloppe linéaire est calculée à l'aide d'un filtre passe bas de Butterworth du second ordre avec une fréquence de coupure de 5Hz ([de Zee2007] : 3Hz, [Ali2013]). Cette enveloppe électromyographique linéaire est uniquement utilisée pour la validation du modèle musculosquelettique.

6.2.5 Modélisation musculosquelettique

Un modèle musculosquelettique par dynamique inverse est développé à partir du logiciel Anybody Modeling System (AnybodyTech, Aalborg, Danemark). Le modèle du membre inférieur utilisé dans ce chapitre possède six degrés de liberté articulaire en rotation par jambe. En effet la hanche est modélisée par trois degrés de liberté (fle./ext., abd./add., rotation int./ext.), le genou par 1DDL (fle./ext.), la cheville par 2DDL (pla./dor., inv./eve.). Chaque jambe du modèle est composée de 55 muscles ([Alexander2016]) décrit par l'intermédiaire du modèle de Hill. Ce modèle est composé de quatre éléments qui prennent en compte les relations force-longueur et force-vélocité des tissus. La fonction de coût employé est de type polynomial comme présenté dans la revue de littérature (cf chapitre 2) avec une valeur de l'exposant p égal à 3. La mise à l'échelle du modèle se base sur les informations de taille et de poids des sujets. Ensuite on résout un problème de cinématique inverse ([Andersen2008]) permettant d'optimiser la longueur des segments osseux. La résolution du problème d'optimisation statique sous contrainte de la dynamique inverse est faite à l'aide d'une méthode de gradient conjugué adaptée ([Andersen2008]). L'ensemble de la méthodologie utilisé pour la modélisation musculosquelettique par dynamique inverse est résumé dans la figure 6.4.

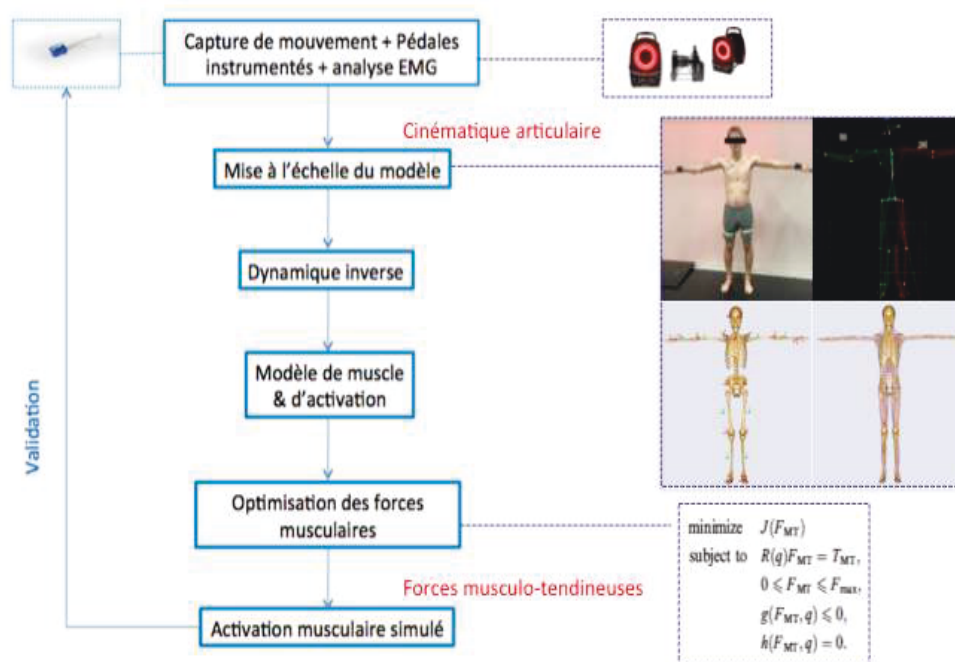


Figure 6.4 - Principe de la méthodologie des MMS par dynamique inverse.

Dans ce chapitre, nous nous attacherons principalement aux calculs des forces internes ainsi qu'aux couples articulaires du membre inférieur. Dans un second temps, nous quantifierons le niveau d'asymétrie musculaire à partir du même ratio, en comparant les valeurs obtenues par l'analyse RMS à ceux calculé par le modèle afin de pouvoir comparer les résultats entre eux.

6.2.6 Comparaison des variables : début vs. fin de test

Chaque paramètre étudié (cinématique, EMG ou MMS) est moyenné sur 20 cycles consécutifs pris lors de la première minute et de la dernière minute du test à charge constante. La comparaison de chaque variable entre le début et la fin du test a été faite de sorte à évaluer l'effet de la fatigue induite par le test. Concernant la cinématique, il sera présenté le ROM, ainsi que les résultats de la cross-corrélation et de la *NSI* permettant d'analyser la similarité des patterns cinématiques ainsi que le niveau d'asymétrie. Concernant l'évolution de l'activité musculaire, la durée d'activation via le Onset/Offset et le niveau d'activation via la RMS ainsi que le ratio (équation 6.1) seront étudiés. Enfin à l'aide de la modélisation musculosquelettique nous étudierons les forces de réaction intersegmentaire du membre inférieur, les moments nets articulaires et les forces musculaires. Concernant les résultats obtenus à l'aide du modèle, une normalisation par le poids de corps est réalisée afin de pouvoir comparer plus facilement les résultats obtenus avec ceux de la littérature ([Heinlein2009], [Kutzner2010], [Alexander2016]), les valeurs seront donc exprimées en pourcentage du poids de corps (%BW).

6.3 Analyse statistique

L'analyse statistique est réalisée à l'aide de Matlab (MathWorks, USA). Un test de Kolmogorov-Smirnov est utilisé pour vérifier la normalité des données. Ensuite, un test de Wilcoxon de rang signé est employé pour comparer les résultats non paramétriques pour chacun des côtés au début et à la fin du test. Les résultats sont exprimés sous la forme de la moyenne $\pm$ l'écart type. Le niveau de significativité est choisi pour $p < 0.05$ (*), deux étoiles (**) pour $p < 0.01$. \$ ($p < 0.05$) est utilisé pour traduire les différentes comparaisons pour l'analyse de l'activation (cf figure 6.9). L'évolution du ratio musculaire pour les deux points de vues analysés est mesurée.

6.4 Résultats

Les différents tableaux ci-après présentent les moyennes de chacune des variables sur l'ensemble de la population d'étude.

6.4.1 Range of Motion

Dans un premier temps, l'évaluation bilatérale du niveau d'asymétrie est réalisée par une comparaison des amplitudes articulaires pour chaque rotation (cf tableau 6.2). Entre le début et la fin du test, on remarque une augmentation des ROM pour la majorité des rotations (onze sur dix-huit). L'analyse des rotations de la hanche montre une seule différence significative entre les deux côtés au début du test pour la fle./ext. ($p < 0.01$) ($48.7 \pm 4.5^\circ$ à gauche et $57.8 \pm 4.7^\circ$ à droite).

Concernant le genou, deux des trois rotations présentent une augmentation significative pour la comparaison bilatérale ($p < 0.01$), une pour la fle./ext. ($75.9 \pm 4.1^\circ$ et $84.2 \pm 3.4^\circ$ respectivement pour le côté gauche et droit) et une pour la rotation int./ext. ($9.3 \pm 3.8^\circ$ à gauche et $19.9 \pm 4.1^\circ$ à droite). À la fin du test, on observe une différence bilatérale significative pour toutes les rotations du genou, la fle./ext. ($76.0 \pm 5.6^\circ$ et $82.8 \pm 3.9^\circ$ respectivement pour le côté non dominant et dominant, $p < 0.01$) et la rotation int./ext. ($8.5 \pm 2.4^\circ$ et $21.4 \pm 5.5^\circ$ pour la jambe gauche et droite, $p < 0.01$). L'abd./add. présente aussi une différence significative ($p < 0.05$), ($18.3 \pm 3.8^\circ$ pour le côté gauche et $12.6 \pm 5.0^\circ$ pour le côté droit). Concernant la cheville, une différence bilatérale significative apparaît pour la rotation int./ext. : $7.0 \pm 2.4^\circ$ et $8.2 \pm 2.2^\circ$ pour le côté non dominant et $11.7 \pm 5.2^\circ$ et $11.8 \pm 3.4^\circ$ pour le côté dominant respectivement au début et à la fin du test.

La comparaison entre le début et la fin du test (cf tableau 6.3) démontre uniquement deux modifications significatives ($p < 0.05$) concernant la jambe dominante pour l'abd./add. et la rotation int./ext. de la hanche.

Articulation	Degré de liberté	Début			Fin		
		<i>ROM $\pm$ ET (°)</i>		<i>p</i>	<i>ROM $\pm$ ET (°)</i>		<i>p</i>
		JG	JD		JG	JD	
Hanche	Fle./Ext.	48.7 ± 4.5	57.8 ± 4.7	**	51.4 ± 9.3	58.1 ± 7.3	NS
	Abd./Add.	11.7 ± 6.5	13.6 ± 3.0	NS	15.2 ± 6.8	17.2 ± 4.5	NS
	Rot. Int./Ext.	28.7 ± 6.3	24.8 ± 9.4	NS	30.7 ± 5.5	26.9 ± 11.9	NS
Genou	Fle./Ext.	75.9 ± 4.1	84.2 ± 3.4	**	76.0 ± 5.6	82.8 ± 3.9	**
	Abd./Add.	17.6 ± 3.5	12.6 ± 6.4	NS	18.3 ± 3.8	12.6 ± 5.0	*
	Rot. Int./Ext.	9.3 ± 3.8	19.9 ± 4.1	**	8.5 ± 2.4	21.4 ± 5.5	**
Cheville	Pla./Dor.	18.9 ± 4.5	19.1 ± 3.0	NS	16.6 ± 4.3	18.4 ± 7.1	NS
	Inv./Eve.	12.5 ± 5.5	13.5 ± 2.9	NS	10.9 ± 3.9	13.3 ± 5.4	NS
	Rot. Int./Ext.	7.0 ± 2.4	11.7 ± 5.2	*	8.2 ± 2.2	11.8 ± 3.4	*

Tableau 6.2 - ROM pour chaque rotation de chaque jambe. ** pour $p < 0.01$, * pour $p < 0.05$. NS pour Non Significatif. La comparaison se fait entre les deux jambes au début et à la fin du test. Les données sont présentées suivant la moyenne $\pm$ l'écart type.

		JG	JD
Articulation	Degré de liberté	p	p
Hanche	Fle./Ext.	NS	NS
	Abd./Add.	NS	*
	Rot. Int./Ext.	NS	*
Genou	Fle./Ext.	NS	NS
	Abd./Add.	NS	NS
	Rot. Int./Ext.	NS	NS
Cheville	Pla./Dor.	NS	NS
	Inv./Eve.	NS	NS
	Rot. Int./Ext.	NS	NS

Tableau 6.3 - Significativité de la comparaison pour chacune des rotations anatomiques entre le début et la fin du test.

6.4.2 Comparaison globale de la similarité des patterns cinématiques

Articulation	Degré de liberté	Cross-Corrélation				
		r_{max}		$\tau_{lag} (^{\circ})$		p
		Début	Fin	Début	Fin	
Hanche	Fle./Ext.	0.95	0.95	-1.5	-0.8	NS
	Abd./Add.	0.97	0.97	-15.6	2.5	NS
	Rot. Int./Ext.	0.98	0.98	8.2	8.0	NS
Genou	Fle./Ext.	0.97	0.97	0.3	0.2	NS
	Abd./Add.	0.67	0.67	-35.9	-23.2	NS
	Rot. Int./Ext.	0.44	0.45	-1.0	4.1	NS
Cheville	Pla./Dor.	0.98	0.98	3.0	6.4	NS
	Inv./Eve.	0.99	0.99	2.7	12.9	NS
	Rot. Int./Ext.	0.98	0.99	4.7	-13.0	NS

Tableau 6.4 - Résultat de la méthode des cross-corrélations. r_{max} est le coefficient de corrélation et τ_{lag} est le déphasage angulaire entre les deux patterns. Chaque colonne correspond au résultat de la comparaison de chaque jambe entre elles pour le début et la fin du test. NS pour Non Significatif

Les résultats obtenus par la méthode des cross-corrélations sont résumés dans le tableau 6.4. Sept des neuf rotations présentent une similarité élevée ($r_{max} \geq 0.95$), excepté pour deux rotations du genou : l'abd./add. ($r_{max}=0.67$ pour les deux comparaisons) et la rotation int./ext. ($r_{max}=0.44/0.45$ au début et à la fin du test). Aucune différence significative n'est obtenue concernant la quantification du déphasage angulaire τ_{lag} entre le début et la fin de l'épreuve. Cela signifie que les rotations anatomiques du membre inférieur changent peu avec l'apparition de la fatigue, c'est à dire que la similarité est élevée et le déphasage temporel bilatéral est assez faible. Cependant, certaines rotations possèdent un déphasage angulaire important comme l'abd./add. du genou ($-35.9/-23.2^\circ$ respectivement pour le début et la fin du test).

6.4.3 Comparaison locale de la similarité des patterns cinématiques par la méthode NSI

Les résultats temporels obtenus par la méthode *NSI* sont résumés dans les figures 6.5, 6.6 et 6.7. La moyenne de la *NSI* est quant à elle résumée dans le tableau 6.5. La représentation temporelle de la *NSI* permet de déterminer les lieux où l'asymétrie articulaire est la plus importante et inversement. Il est important de noter que les rotations articulaires dans le plan sagittal présentent un niveau d'asymétrie plus faible que dans les autres plans, ce qui se retrouve aussi dans les résultats du tableau 6.5 avec $1.6 \pm 1.0/1.6 \pm 1.2\%$, $0.5 \pm 0.6/0.6 \pm 0.6\%$ et $1.0 \pm 6.1/-0.7 \pm 7.5\%$ respectivement pour la hanche, le genou et la cheville au début et à la fin du test.

Articulation	Degré de liberté	Moyenne <i>NSI</i> début (%)	Moyenne <i>NSI</i> fin (%)
Hanche	Fle./Ext.	1.6 ± 1.0	1.6 ± 1.2
	Abd./Add.	-2.0 ± 5.3	0.4 ± 5.8
	Rot. Int./Ext.	-1.0 ± 4.4	-1.9 ± 4.5
Genou	Fle./Ext.	0.5 ± 0.6	0.6 ± 0.6
	Abd./Add.	-1.5 ± 7.2	-0.7 ± 8.0
	Rot. Int./Ext.	4.9 ± 7.5	2.7 ± 5.6
Cheville	Pla./Dor.	1.0 ± 6.1	-0.7 ± 7.5
	Inv./Eve.	1.4 ± 7.9	2.6 ± 8.5
	Rot. Int./Ext.	0.9 ± 8.9	1.9 ± 10.6

Tableau 6.5 - Moyenne de la *NSI* pour chacune des rotations articulaire pour le début et la fin du test rectangulaire.

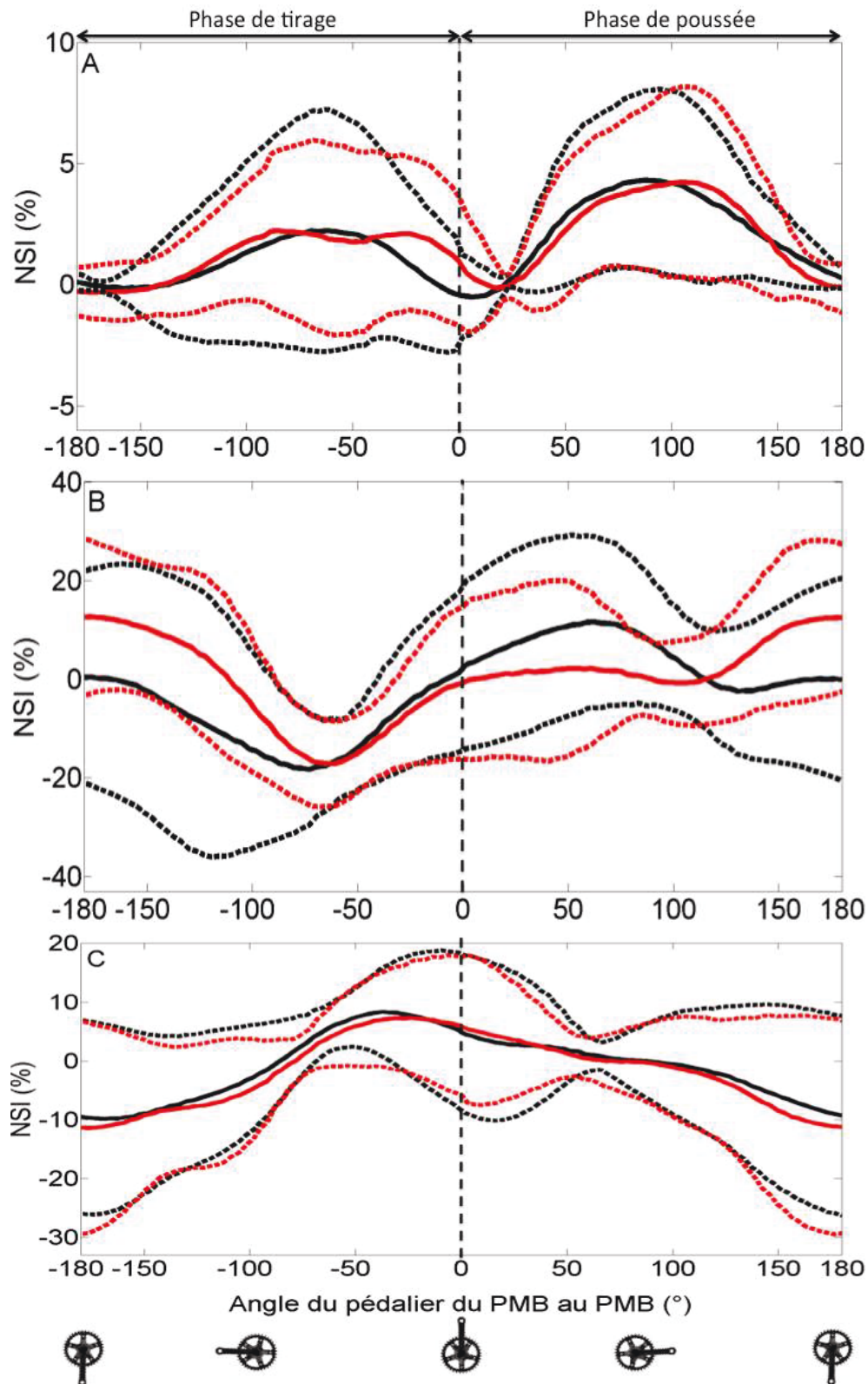


Figure 6.5 - NSI de la hanche. A : fle./ext., B : abd./add, C : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.

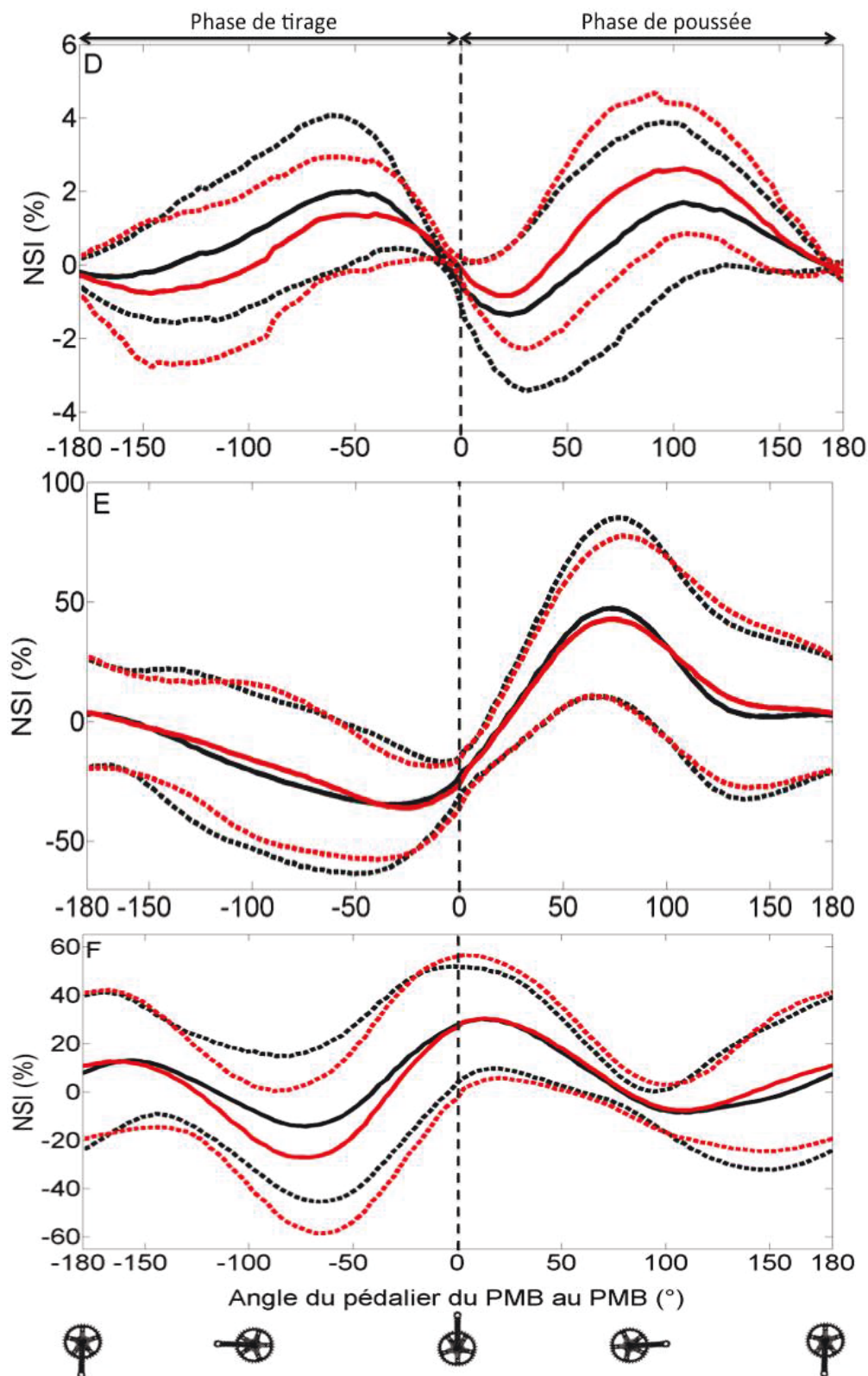


Figure 6.6 - *NSI* du genou. D : fle./ext., E : abd./add, F : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.

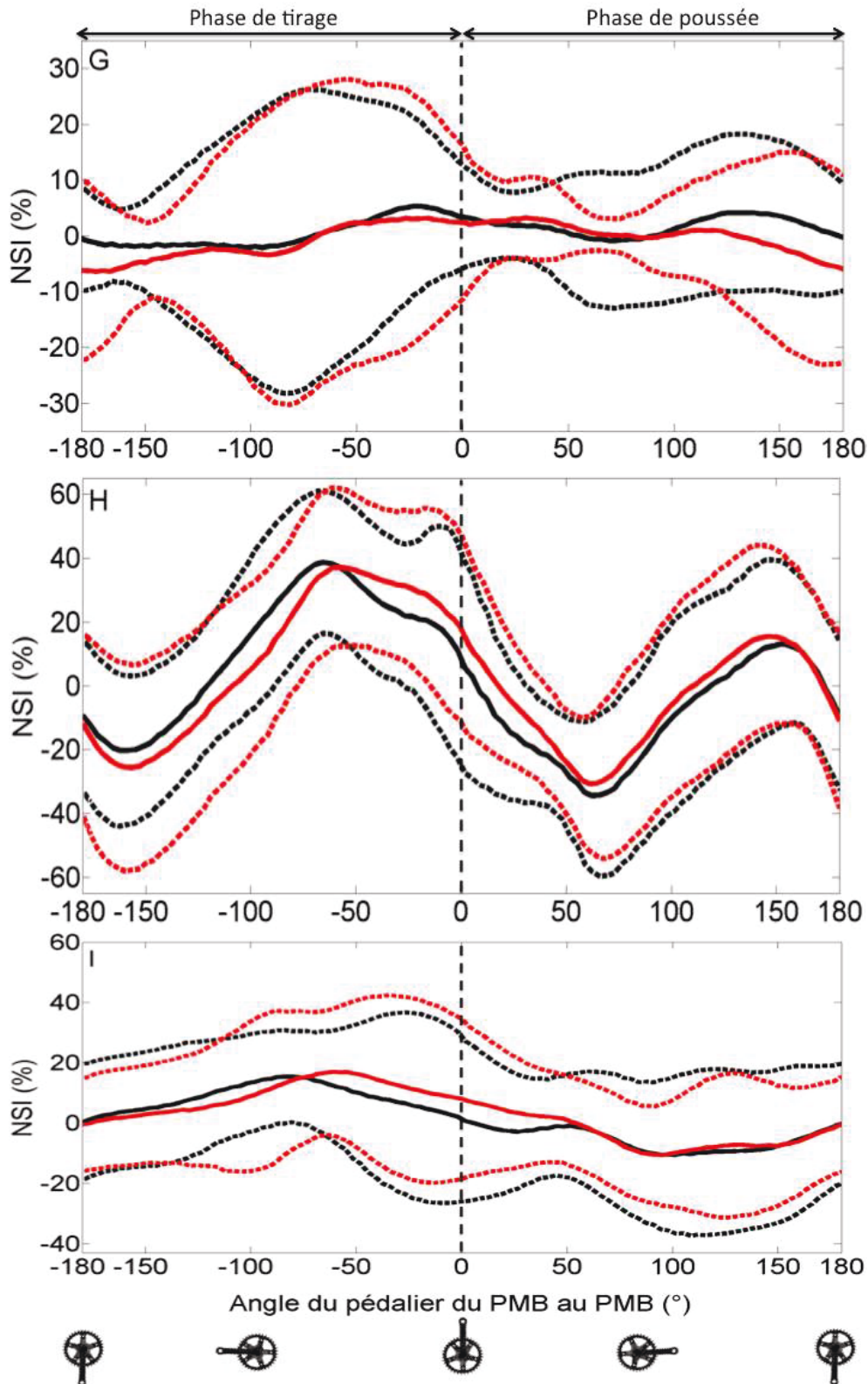


Figure 6.7 - NSI de la cheville. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.

6.4.4 Analyse électromyographique

Les résultats obtenus par la moyenne de la RMS sont résumés dans le tableau 6.6. La jambe dominante possède trois muscles impactés par l'apparition de la fatigue durant le test ($p < 0.01$) : le *BF*, *SM* et *GM* alors que la jambe non dominante présente seulement une modification significative ($p < 0.01$) pour le *BF*. Pour la comparaison bilatérale, deux muscles jouant un rôle important dans le mouvement de pédalage présentent une différence significative, le *GM* au début ($p < 0.01$) et le *VM* à la fin ($p < 0.05$) du test.

Le ratio entre la valeur RMS moyenne de la jambe dominante et de la jambe non dominante possède au début la majorité des valeurs inférieures à 1 (cinq sur huit), démontrant une participation majeure des muscles de la jambe droite. À la fin les valeurs supérieures à 1 sont majoritaires pour la jambe non-dominante (cinq sur huit). Le ratio du *RF* est le seul à démontrer une modification significative ($p < 0.05$) entre le début et la fin du test rectangulaire.

Muscles	Gauche			Droite			Comparaison Bilatérale			Ratio : ND/D		
	Début	Fin	<i>p</i>	Début	Fin	<i>p</i>	<i>p_{Début}</i>	<i>p_{Fin}</i>		Début	Fin	<i>p_{Ratio}</i>
<i>RF</i>	0.30 ± 0.18	0.35 ± 0.10	NS	0.36 ± 0.07	0.34 ± 0.08	NS	NS	NS		0.82	1.12	*
<i>GasM</i>	0.32 ± 0.13	0.32 ± 0.16	NS	0.29 ± 0.07	0.26 ± 0.07	NS	NS	NS		0.65	0.71	NS
<i>BF</i>	0.28 ± 0.06	0.37 ± 0.10	**	0.25 ± 0.08	0.33 ± 0.09	**	NS	NS		0.92	0.87	NS
<i>VL</i>	0.25 ± 0.03	0.27 ± 0.04	NS	0.26 ± 0.03	0.29 ± 0.05	NS	NS	NS		1.16	1.16	NS
<i>VM</i>	0.26 ± 0.06	0.27 ± 0.05	NS	0.30 ± 0.03	0.29 ± 0.04	NS	NS	*		1.37	1.14	NS
<i>TA</i>	0.31 ± 0.06	0.35 ± 0.06	NS	0.32 ± 0.03	0.33 ± 0.02	NS	NS	NS		0.93	1.04	NS
<i>SM</i>	0.29 ± 0.06	0.34 ± 0.04	NS	0.32 ± 0.05	0.39 ± 0.06	**	NS	NS		1.09	1.08	NS
<i>GM</i>	0.23 ± 0.05	0.30 ± 0.05	NS	0.22 ± 0.04	0.31 ± 0.06	**	**	NS		0.90	0.93	NS

Tableau 6.6 - Résultats de la RMS présentés sous la forme moyenne±écart type. Les deux premières colonnes retranscrivent la comparaison unilatérale entre le début et la fin du test. Les deux dernières colonnes correspondent à la comparaison bilatérale ainsi que le ratio musculaire pour les deux instants du test considérés. ** pour $p < 0.01$, * pour $p < 0.05$. NS pour Non Significatif.

Les enveloppes EMG obtenues par la méthode RMS sont résumées dans la figure 6.8. Elles renseignent sur les différences bilatérales pouvant être présentes ainsi que l'influence de la fatigue sur les patterns moyens. En effet, le *GM* présente un décalage temporel en avant du pic d'activation ainsi qu'une amplitude plus importante à la fin du test par comparaison avec le début. Le *BF* et le *SM* possèdent un décalage inversé au *GM* exhibant un pic d'activation précoce en fin de test.

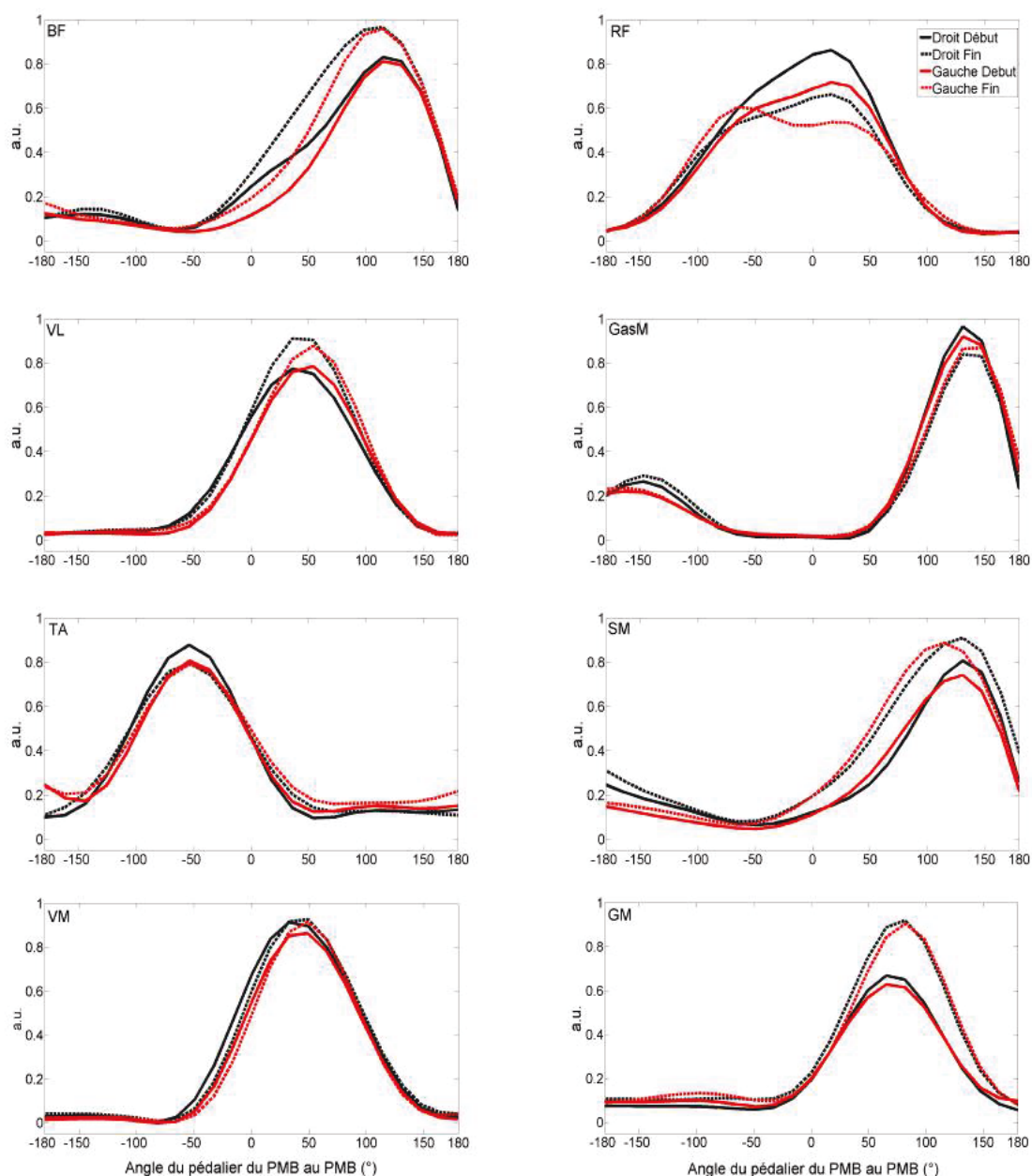


Figure 6.8 - Enveloppes RMS pour l'ensemble des huit muscles du membre inférieur et pour chacune des jambes. En abscisse est représenté l'angle du pédalier en degré et en ordonnée l'enveloppe normalisée. *BF* (Biceps Femoris), *SM* (Semi-membranosus), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *VL* (Vastus Lateralis).

Du point de vue des durées d'activation musculaire (onset/offset), les résultats de l'analyse de la bouffée principale sont résumés dans la figure 6.9. L'intensité du test impacte un seul muscle : le *GM* de la jambe dominante ($p<0.05$) et non-dominante ($p<0.01$). Concernant la comparaison bilatérale, trois muscles montrent une différence significative, le *VL* au début du test (\$) ainsi que le *VL* et le *RF* à la fin de celui-ci (\$) :

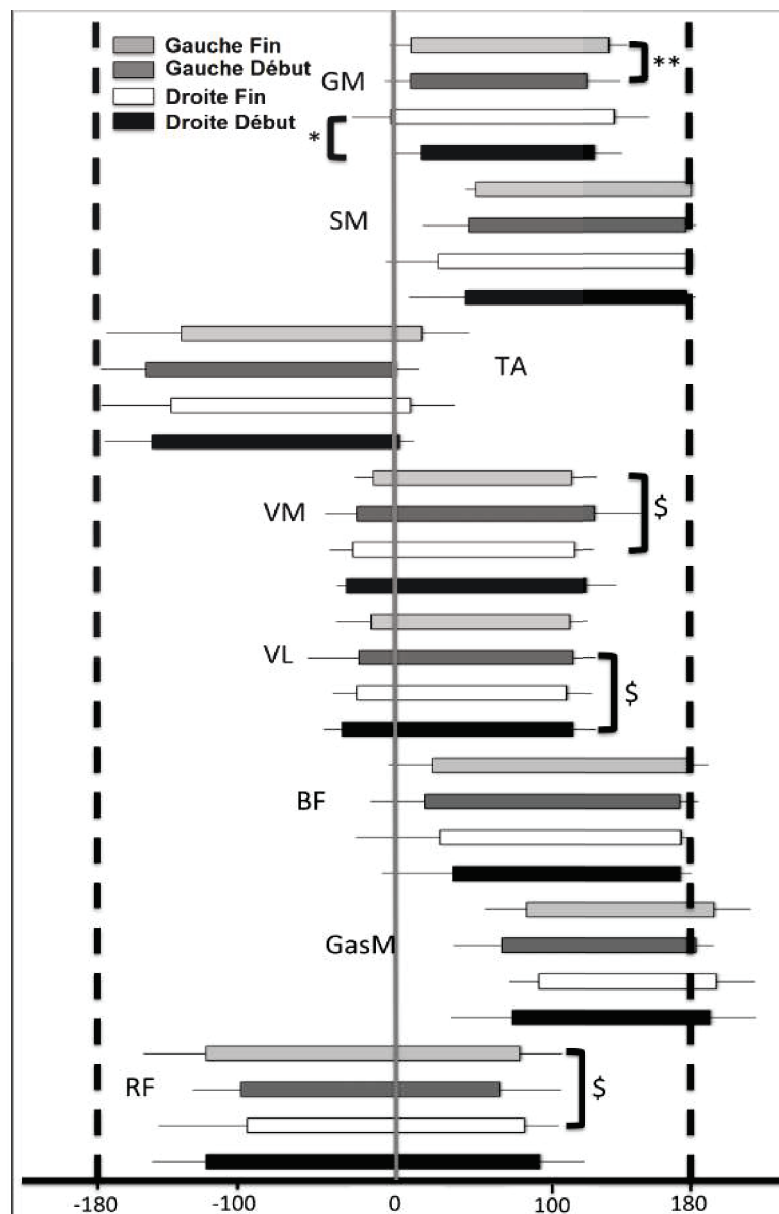


Figure 6.9 - Activation musculaire (Onset/Offset) pour la bouffée principale obtenue par la méthode RMS. L'abscisse traduit l'angle du pédalier de -180° à 180° . *BF* (Biceps Femoris), *SM* (Semi-membranosus), *RF* (Rectus Femoris), *GasM* (Gastrocnemius Medialis), *TA* (Tibialis Anterior), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *VL* (Vastus Lateralis). ** est pour $p<0.01$ et * pour $p<0.05$ pour la comparaison de chaque muscle d'un côté entre le début et la fin du test. \$ est pour $p<0.05$ pour traduire la significativité pour la comparaison entre chaque jambe.

6.4.5 Modèle musculosquelettique

Concernant le cyclisme, quelques études ont été réalisées à partir d'un modèle musculosquelettique. Shin et al. [Shin2015] utilisent le modèle déjà programmé *Bike3D* de *Anybody* pour comparer l'EMG mesuré au cours du mouvement avec celui simulé par le modèle. Ce modèle est peu réaliste car il n'est pas basé sur une capture de mouvement, il est uniquement simulé à partir de la rotation du pédalier. Farahani et al. [Farahani2014], utilisent aussi ce modèle afin de comparer le couple moteur simulé et mesuré. Plus récemment, Menard et al. [Ménard2015] utilisent aussi un MMS pour analyser la variation des forces au niveau des genoux en fonction de la position sur la selle.

6.4.5.1 Validation

La validation des modèles MMS est un point fondamental en biomécanique. La validation du modèle s'est faite par comparaison entre l'enveloppe linéaire EMG mesuré au cours de l'effort et l'activation déterminée par le modèle. Pour comparer les deux signaux pour chacun des sujets, le coefficient de corrélation de Pearson est employé, les valeurs sont résumées dans le tableau 6.7. La figure 6.10 illustre la comparaison entre l'EMG de surface et l'activation musculaire calculée à l'aide du logiciel Anybody Modeling System (AnybodyTech, Aalborg, Danemark).

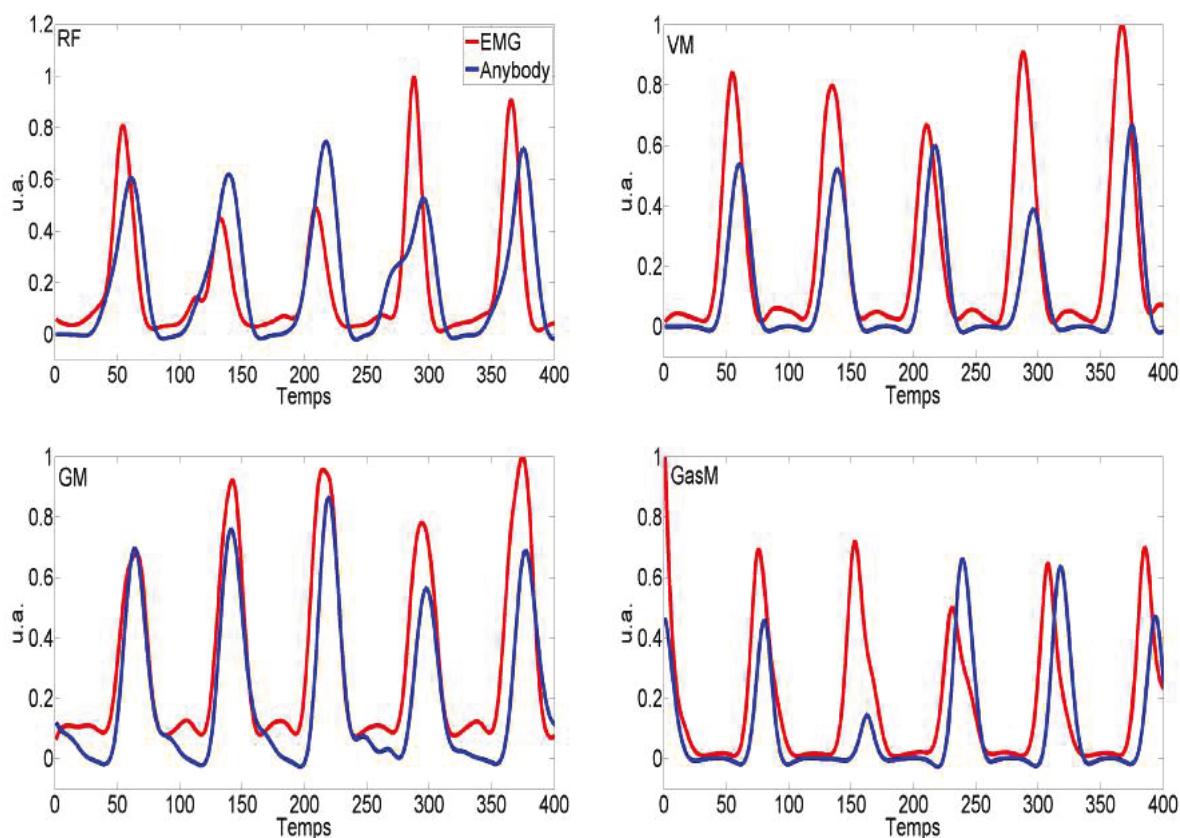


Figure 6.10 - Exemple de comparaison entre l'EMG mesuré et simulé. *RF* ($r_{RF}=0.63$), *GasM* ($r_{GasM}=0.55$), *VM* ($r_{VM}=0.74$), *GM* ($r_{GM}=0.9$).

r_{max}				
	Gauche		Droite	
Muscles	Début	Fin	Début	Fin
<i>RF</i>	0.29	0.16	0.46	0.34
<i>GasM</i>	0.10	0.17	0.34	0.45
<i>BF</i>	0.21	0.34	0.68	0.68
<i>VL</i>	0.64	0.48	0.88	0.87
<i>VM</i>	0.72	0.66	0.90	0.84
<i>TA</i>	0.10	-0.01	0.46	0.33
<i>SM</i>	0.49	0.49	0.70	0.84
<i>GM</i>	0.73	0.71	0.80	0.78
Moyenne	0.41	0.38	0.65	0.64

Tableau 6.7 - Coefficients de corrélation entre l'activation musculaire mesurée et calculée par dynamique inverse pour la validation du modèle.

Les valeurs du coefficient de corrélation pour la validation du modèle sont proches de celles obtenues dans la littérature :

- De Zee et al. [de Zee2007] obtiennent une moyenne de 0.58 avec des valeurs comprises entre -0.379 et 0.956 pour une analyse des forces musculaires de la mandibule.
- Mirakhorlo et al. [Mirakhorlo2014] présentent des valeurs comprises entre 0.10 et 0.90 lors d'un mouvement de squat.

On remarque dans le tableau 6.7 que les valeurs de corrélation diffèrent d'un muscle à l'autre, par exemple la corrélation est presque parfaite concernant le *VM* droit alors que la corrélation est faible pour le *TA* au début du test. Ce dernier muscle possède souvent des corrélations assez faibles entre les valeurs obtenues par simulation et celles issues de l'expérimentation comme dans l'étude de Alexander et al. [Alexander2016].

6.4.5.2 Forces de réaction intersegmentaire à la hanche

La figure 6.11 montre l'orientation du repère à la hanche.

Figure 6.11 - Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la hanche.

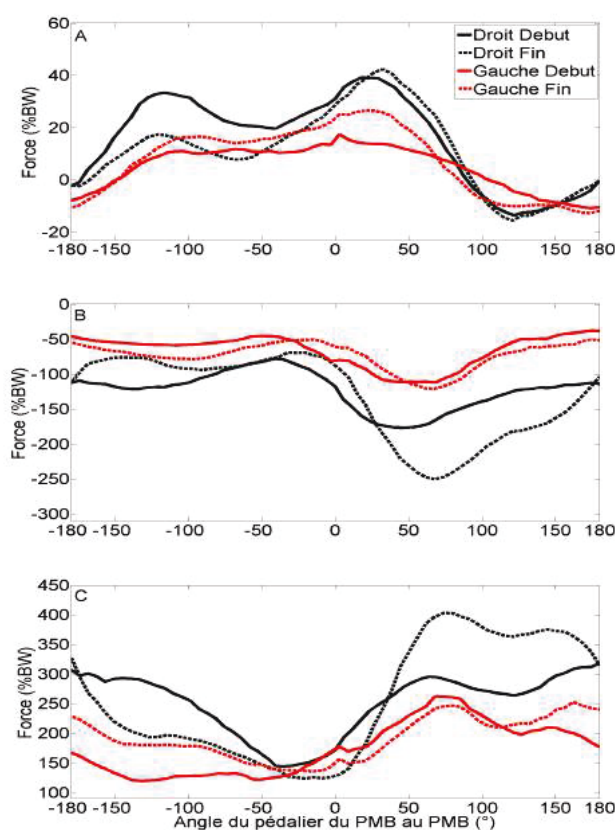


Figure 6.12 - Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la hanche. A : force antero-postérieure, B : force medio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau de la hanche droite et en rouge au niveau de la hanche gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin.

Forces	Début	Fin	Gauche	Droite
F_{AP}	NS	NS	NS	NS
F_{ML}	0.06	0.06	NS	NS
F_{PD}	NS	NS	NS	NS

Tableau 6.8 - Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces à la hanche afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin).

Les données de forces à la hanche résumées dans la figure 6.12 montrent que le pic de force est obtenu au cours de la phase de poussée dans le cycle de pédalage. En effet, pour la force antero-postérieure le maximum pour la jambe dominante est de 32.5%BW pour un angle de 42.4 ° à la fin du test. Il en est de même pour la force medio-latérale (-250%BW à 67.9 °) et la force proximo-distale (403.2%BW à 73.8 °) à la fin du test. Le tableau 6.8 résume la comparaison statistique réalisée. Le peu de sujets ne permet pas d'obtenir des résultats significatifs, cependant il semble que la force médio-latérale présente une différence importante entre la jambe dominante et non-dominante aussi bien au début qu'à la fin du test. Pour l'ensemble des forces, on remarque que le pic de force est plus important lorsque la fatigue se fait ressentir.

6.4.5.3 Forces de réaction intersegmentaire au genou

La figure 6.13 montre l'orientation du repère au genou.

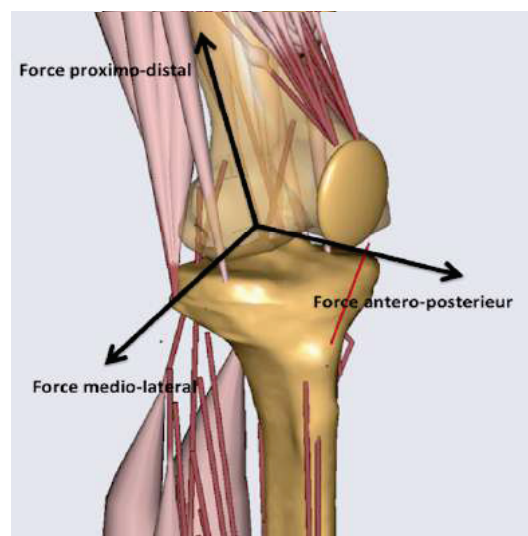


Figure 6.13 - Forces intersegmentaires tridimensionnelle au genou.

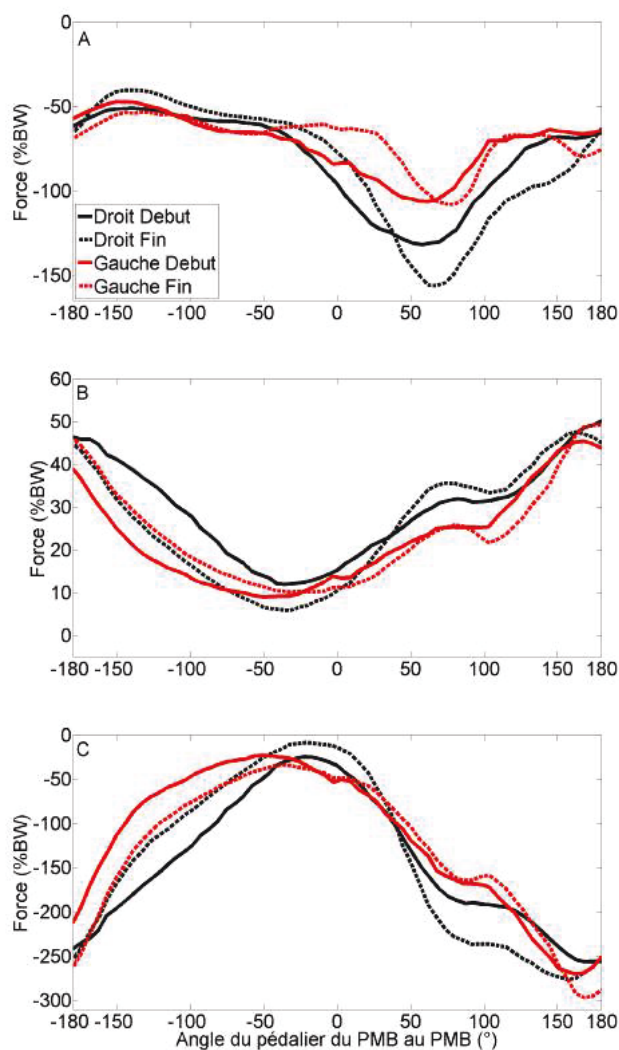


Figure 6.14 - Forces intersegmentaires tridimensionnelle au genou. A : force antéro-postérieure, B : force médio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau du genou droit et en rouge au niveau du genou gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin.

Forces	Début	Fin	Gauche	Droite
F_{AP}	NS	0.06	NS	NS
F_{ML}	NS	0.06	NS	NS
F_{PD}	NS	NS	NS	NS

Tableau 6.9 - Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces au genou afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin).

Ces données de forces internes au niveau du genou lors du mouvement de pédalage nous ap-

portent des informations intéressantes. En effet, le pic de force pour les trois dimensions est obtenu lors de la phase de poussée et augmente lorsque la fatigue devient plus importante. Pour la force antéro-postérieure du genou gauche, la valeur maximale au début est de -106.2%BW pour un angle de pédalier de 62° et passe à -108.1%BW à la fin du test (80°). Concernant la jambe droite cette valeur passe de -131.8%BW à 58° à -156%BW à 68°. Pour la force médio-latérale, la valeur maximale pour le genou gauche est obtenue au niveau du PMB avec une valeur de 43.8%BW au début et 49.2%BW à la fin. Le comportement est le même pour la jambe dominante (50.2%BW puis 45%BW). Pour la force proximo-distale, les valeurs maximales pour chacun des côtés sont presque identiques : -269%BW à gauche et -256%BW à droite au début et -297%BW/-275%BW à la fin du test. Le tableau 6.9 démontre des différences bilatérales proches de la significativité ($p=0.06$) pour les forces antéro-postérieure et médio-latérale en fin de test.

6.4.5.4 Forces de réaction intersegmentaire à la cheville

La figure 6.15 montre l'orientation du repère à la cheville.

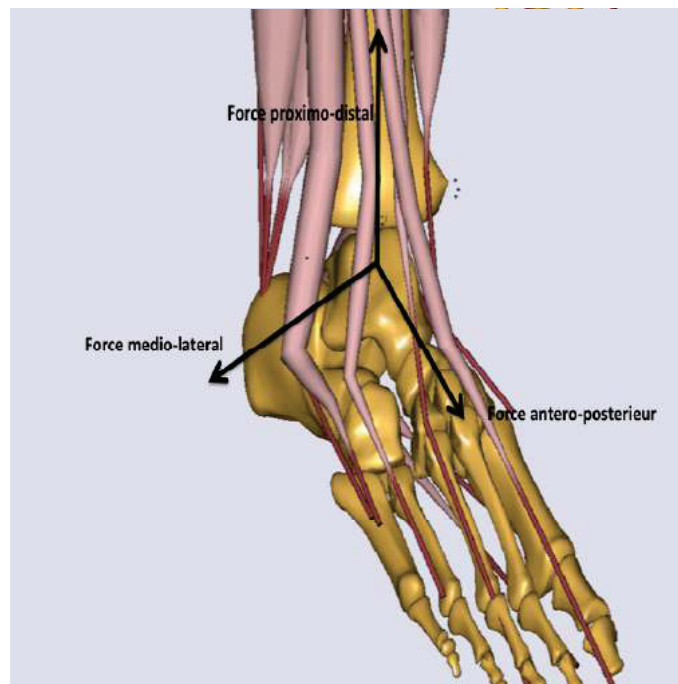


Figure 6.15 - Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la cheville.

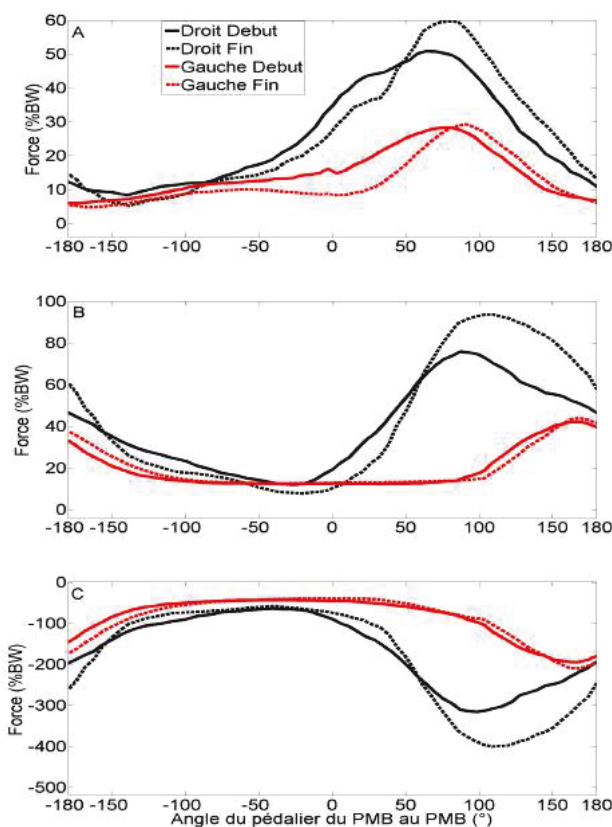


Figure 6.16 - Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la cheville. A : force antéro-postérieure, B : force médio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau de la cheville droite et en rouge au niveau de la cheville gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin.

Les forces à la cheville sont plus importantes pour la jambe dominante, et la valeur maximale est obtenue au cours de la phase propulsive. En effet, elle est de 59.7%BW à 79.7°, pour la force antéro-postérieure, 93.6%BW à 93.6° pour la force médio-laterale et -400.7%BW à 109.2° pour la force proximo-distale concernant la jambe droite à la fin du test. Le tableau 6.10 résume la comparaison statistique réalisée. On remarque que la fatigue a tendance à faire augmenter la valeur du pic de force au cours de la phase de poussée, principalement pour la jambe dominante.

Forces	Début	Fin	Gauche	Droite
F_{AP}	0.06	0.06	NS	NS
F_{ML}	0.06	0.06	NS	NS
F_{PD}	NS	NS	NS	NS

Tableau 6.10 - Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces à la cheville afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin).

6.4.5.5 Moments nets articulaires

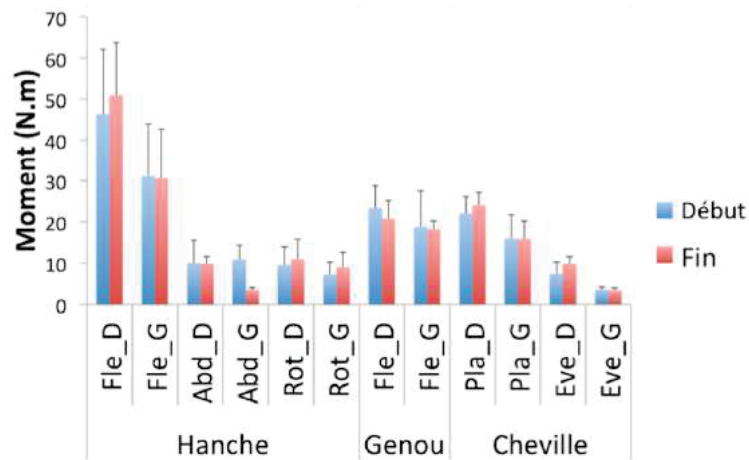


Figure 6.17 - Moment Articulaire moyen (3DDL pour la hanche, 1 DDL pour le genou et 2 DDL pour la cheville).

La figure 6.17 retranscrit la moyenne des moments articulaires pour chacune des rotations durant un cycle de pédalage. Les tableaux 6.11 et 6.12 retranscrivent les contribution de chaque DDL au moment net total de l'articulation exprimés en pourcentages de chaque moment articulaire pour une articulation donnée (hanche et cheville). Le genou est modélisé par un seul DDL en rotation concernant la fle./ext.. Par conséquent, le moment net du genou est produit uniquement pour la fle./ext.

Moments	Début		Fin	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Fle./Ext.	63.2%	70.3%	71.0%	70.9%
Abd./Add.	22.2%	15.3%	8.1%	13.8%
Rot. Int./Ext.	14.6%	14.4%	20.9%	15.3%

Tableau 6.11 - Pourcentage de chaque moment articulaire par rapport au moment total pour la hanche.

Concernant la hanche, le pourcentage des moments articulaires (cf tableau 6.11) pour les trois rotations change peu concernant la jambe dominante, le moment de l'abd./add. est celle montrant le plus de changement entre le début (15.3%) et la fin (13.8%) du test. La jambe non-dominante présente des variations plus importantes, en effet, le moment de la fle./ext. augmente de 63.2% à 71.0% entre le début et la fin du test comme pour le moment de la rotation int./ext. (14.6% et 20.9%). Au contraire, le moment de l'abd./add. diminue de 22.2% à 8.1% entre les deux moments du test. Ces résultats démontrent que la contribution du moment pour la jambe non-dominante augmente de façon importante entre le début et la fin du test dans le plan sagittal et transverse.

Moments	Début		Fin	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Pla./Dor.	82.1%	74.9%	82.4%	70.8%
Inv./Eve.	17.9%	25.1%	17.6%	29.2%

Tableau 6.12 - Pourcentage de chaque moment articulaire par rapport au moment total pour la cheville.

Pour la cheville, l'évolution des moments articulaires (cf tableau 6.12) est différent de la hanche car la jambe non-dominante présente très peu d'évolution avec la fatigue alors que pour la jambe dominante : le moment de la pla./dor. diminue de 74.9% à 70.8% et le moment de l'inv./eve. augmente de 25.1% à 29.2%.

6.4.5.6 Forces Musculaires

Au vu des valeurs obtenues par les cross-corrélations pour la validation du modèle, l'analyse des forces musculaires s'est portée sur cinq muscles de chaque jambe, présentant les corrélations les plus élevées : *BF* ($0.21 \leq r_{max} \leq 0.68$), *VL* ($0.64 \leq r_{max} \leq 0.88$), *VM* ($0.66 \leq r_{max} \leq 0.90$), *GM* ($0.71 \leq r_{max} \leq 0.80$) et *SM* ($0.49 \leq r_{max} \leq 0.84$). La figure 6.18 résume les forces musculaires moyennes de la population d'étude pour chacune des jambes au début et à la fin du test.

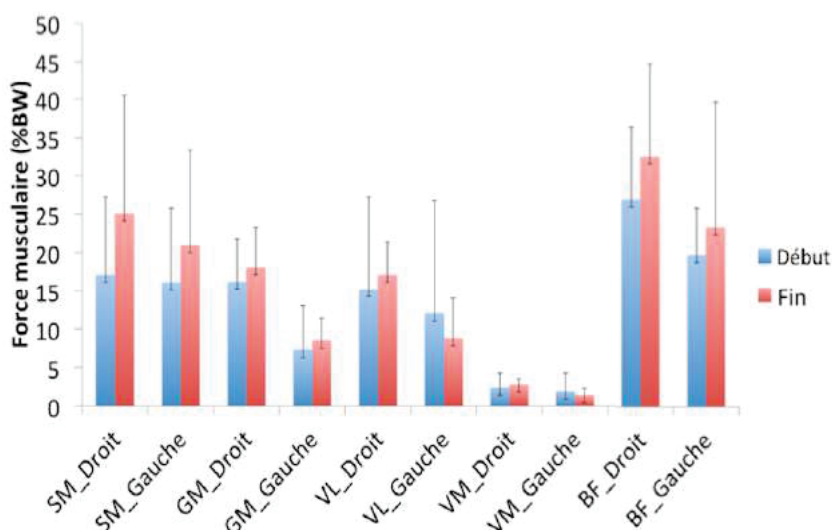


Figure 6.18 - Forces musculaires calculées pour un sujet à l'aide du modèle musculosquelettique pour chacune des jambes allant du PMB au PMB. *VL* (Vastus Lateralis), *VM* (Vastus Medialis), *GM* (Gluteus Maximus), *SM* (Semi-Membranosus), *BF* (Biceps Femoris).

Comme pour les résultats obtenus lors de l'analyse électromyographique, un ratio de force

musculaire est calculé et résumé dans le tableau 6.13 entre la jambe non-dominante et dominante basé sur la moyenne au cours du cycle de pédalage.

Muscles	Ratio : ND/D		<i>p</i>
	Début	Fin	
<i>BF</i>	0.57	0.75	NS
<i>GM</i>	0.52	0.51	NS
<i>SM</i>	1.22	0.85	NS
<i>VL</i>	0.52	0.48	NS
<i>VM</i>	0.52	0.48	NS

Tableau 6.13 - Ratio de force musculaire entre la jambe dominante et non-dominante.

On remarque que le ratio diminue pour la majorité des muscles entre les deux parties du test analysé : *GM* (0.52 et 0.51), *SM* (1.22 et 0.85) et *VL/VM* (0.52 et 0.48). De plus, les valeurs obtenues pour ces quatre muscles sont inférieures à 1 pour la fin du test. Cela montre que la jambe dominante produit plus de force musculaire que la jambe non-dominante concernant ces muscles.

Forces	Début	Fin	Gauche	Droite
<i>BF</i>	NS	NS	NS	NS
<i>GM</i>	NS	0.06	NS	NS
<i>SM</i>	NS	NS	NS	0.06
<i>VL</i>	NS	NS	NS	NS
<i>VM</i>	NS	NS	NS	NS

Tableau 6.14 - Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces musculaires afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin).

Le tableau 6.14 résume la comparaison des valeurs de forces musculaires pour analyser deux points : l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales au début et à la fin du test. Le faible nombre de sujets ne permet pas d'obtenir de résultats significatifs. Cependant, une tendance se détache concernant le *GM* pour la comparaison bilatérale à la fin du test, pouvant démontrer une fatigabilité plus importante. De plus, on remarque que le *SM* possède une augmentation importante concernant la jambe dominante entre le début et la fin du test.

6.5 Discussion

Les valeurs de forces internes au niveau de la hanche calculées par le modèle musculosquelettique sont semblables à celles obtenues dans l'étude de Bergmann et al. [Bergmann1993] à l'aide d'une prothèse de hanche instrumentée utilisée pour mesurer les forces au cours d'un footing à 8km/h. La force antéro-postérieure est définie sur [0%BW ; 70%BW], la force médio-laterale sur [50%BW ; 500%BW] et la force proximo-distale sur [50%BW ; 450%BW].

Concernant l'analyse des forces internes au genou, les résultats de la littérature sont très variés. En effet, certaines études ont été réalisées à l'aide d'implants au niveau du genou, permettant de mesurer ces forces lors d'activités quotidiennes ([Heinlein2009], [Kutzner2010]) ou encore en cyclisme à très faible intensité ([Kutzner2012] : entre 25 et 95W). Les valeurs obtenues concernant ces forces de contacts vont de 200 à 800%BW pour des activités de marche sur terrain plat ou sur escalier. Kutzner et al. [Kutzner2012] dans leur étude sur le vélo et la réhabilitation, possèdent des valeurs allant de 30 à 175%BW. Cependant, ces valeurs correspondent à de très faibles intensités et à des cadences comprises entre 40 et 50rpm. De plus les populations considérées sont très différentes de celle de notre étude, en effet Kutzner et al. [Kutzner2010] possèdent une population avec les caractéristiques suivantes : 65.4 ± 4.8 ans, 95.8 ± 4.6 kg, 173.6 ± 2.9 cm. La mesure in-vivo est très intéressante car les résultats obtenus sont très fiables, cependant ce type de méthodologie est inexploitable pour l'analyse d'une population saine de haut niveau. Dans l'étude de Neptune et al. [Neptune2000], les auteurs s'attachent à comparer les forces de compression fémoro-patellaire et tibio-fémorale entre un mouvement de pédalage classique et de rétro-pédalage. Les valeurs obtenues concordent avec celles de notre étude, ils trouvent une valeur pic pour la force tibio-fémorale de 223%BW et 187%BW pour le maximum de la force de compression fémoro-patellaire pour le mouvement de pédalage classique.

Les valeurs de forces internes à la cheville concordent avec celles calculées par dynamique inverse dans l'étude de Ericson et al. [Ericson1985] où ils estiment la force compressive au niveau de la cheville lors d'un mouvement de pédalage à 240W. Ils obtiennent une valeur moyenne maximale de 224%BW tandis que dans notre étude la valeur maximale est de 400.7%BW pour la force proximo-distale de la jambe dominante. Cette différence peut s'expliquer par la méthodologie employée ainsi que par la population étudiée qui est non cycliste. Dans l'étude d'Alexander et al. [Alexander2016] s'intéressant à la marche sur des escaliers, cette valeur peut atteindre 600%BW.

Peu d'études se sont intéressées à analyser le mouvement de pédalage à l'aide d'un modèle musculosquelettique. Dans l'étude de Ménard et al. [Ménard2015] où ils développent un modèle musculosquelettique à l'aide de *OpenSim* ([Delp2007]), les cyclistes doivent développer une puissance de 200W pour une cadence de 90rpm. Ils obtiennent des valeurs de forces allant jusqu'à 2500N ce qui concorde avec nos résultats, démontrant une valeur absolue maximale de 2100N pour la force proximo-distale. Concernant la force médio-latérale et proximo-distale du genou, on remarque qu'en présence de la fatigue, à savoir à la fin du test, l'asymétrie diminue entre la jambe dominante et non-dominante essentiellement lors de la phase de tirage. Cette tendance est inversée lors de la phase propulsive car l'on remarque sur la figure 6.14 que les courbes en pointillés s'éloignent l'une de l'autre. Pour la force antéro-postérieure, l'asymétrie est très importante lors de cette même phase avec des valeurs qui augmentent plus concernant la jambe dominante (-131.8%BW contre -156%BW à la fin du test). Dans l'étude de Bini et al. [Bini2010b], ils utilisent un test à charge constante à 100% de PMA pour analyser l'effet de la fatigue sur la cinétique et la cinématique du coureur à l'aide d'une méthode par dynamique inverse permettant de remonter aux efforts internes du membre inférieur droit. Ils démontrent

ainsi que les forces résultantes au niveau du genou ont tendance à augmenter lorsque la fatigue se fait ressentir. Cette tendance s'observe dans nos résultats pour certaines forces, en effet : pour la jambe droite, la moyenne de la force antero-postérieure passe de -80.6%BW à -82.7%BW, pour la jambe gauche concernant la force médio-latérale elle passe de -22.6%BW à -23.8%BW en fin de test. Les forces au niveau de la hanche démontrent le même comportement vis à vis de la fatigue que le genou. En effet le niveau d'asymétrie bilatérale est moins important lors de la phase de tirage à la fin du test rectangulaire. De plus, le niveau de force est plus important concernant la jambe dominante pour l'ensemble des forces et principalement en présence de la fatigue (cf figure 6.12) démontrant que cette dernière est la plus motrice dans le mouvement de pédalage. Cette augmentation concernant le moment de la hanche dans le plan sagittal pour la jambe dominante est générée dans le but de maintenir la performance à réaliser ([Sanderson2003]) car la hanche, comme le genou, est une articulation liée à la production de puissance alors que la cheville permet le transfert d'énergie mécanique sur la pédale ([Bini2010b]).

Les résultats obtenus en dynamique inverse pour le calcul des moments articulaires dans le plan sagittal concordent avec ceux de la littérature ([Bini2010b], [Marsh2000], [Mornieux2007]). Les résultats de notre étude montrent qu'environ 30% du moment total de la hanche a lieu hors du plan sagittal, pour la cheville cela varie entre 17.6% et 29.2%. Ces valeurs non négligeables, démontrent que l'analyse du mouvement de pédalage dans le plan frontal et transverse présente un intérêt particulier surtout qu'il a été montré que les rotations hors du plan sagittal pouvaient causer des blessures du membre inférieur et principalement du genou ([Gregersen2003], [Bailey2003], [Sayers2012b]). Le comportement des valeurs de moments nets articulaires à la hanche est très différent entre la jambe dominante et non-dominante. Les variations entre le début et la fin du test sont très faibles en ce qui concerne la jambe dominante alors que pour la jambe non-dominante on remarque une augmentation importante pour le moment de fle./ext. 63.2% puis 71.0% et le moment de rotation int./ext. 14.6% puis 20.9% démontrant que le coureur augmente la sollicitation de son côté non-dominant lorsque la fatigue apparaît même si la valeur moyenne du moment est toujours plus importante pour la jambe dominante.

A propos de la cinématique des rotations articulaires, le tableau 6.2 démontre que les différences bilatérales significatives sont plus nombreuses concernant le DDL du genou (2 au début du test et 3 à la fin du test). Cela est sûrement causé par le fait que cette articulation est la plus libre dans le mouvement car la hanche est contrainte par l'assise sur la selle et la cheville par la fixation à la pédale. Il existe alors des compensations articulaires causées par l'apparition de la fatigue. La hanche démontre uniquement une différence bilatérale significative dans le plan sagittal au début du test ($48.7 \pm 4.5^\circ / 57.8 \pm 4.7^\circ$ respectivement pour la jambe non-dominante et dominante) et la cheville pour la rotation int./ext. au début et à la fin du test ($7.0 \pm 2.4^\circ / 11.7 \pm 5.2^\circ$ et $8.2 \pm 2.2^\circ / 11.8 \pm 3.4^\circ$). Concernant l'impact de la fatigue sur la cinématique, la hanche droite est la seule articulation présentant une augmentation significative pour l'abd./add. ($13.6 \pm 3.0^\circ / 17.2 \pm 4.5^\circ$) et la rotation int./ext. ($24.8 \pm 9.4^\circ / 26.9 \pm 11.9^\circ$). L'analyse de la *NSI* moyenne permet de confirmer les résultats énoncés. En effet, le genou est l'articulation présentant les valeurs d'asymétrie les plus importantes, principalement pour la rotation int./ext. Concernant l'influence de la fatigue, l'asymétrie diminue hors du plan sagittal entre le début et la fin du test pour l'abd./add. ($-1.5 \pm 7.2^\circ / -0.7 \pm 8.0^\circ$) et pour la rotation int./ext. ($4.9 \pm 7.5^\circ / 2.7 \pm 5.6^\circ$). L'analyse de la *NSI* temporelle nous permet d'obtenir des informations plus précises sur l'asymétrie et surtout de connaître les régions du cycle de pédalage où l'asymétrie est la plus importante. En effet, si l'on analyse les différences au niveau du genou qui est l'articulation présentant le plus de différences bilatérales, on apprend que le pic d'asymétrie de l'abd./add. est obtenu lors de la phase de poussée (47% à 73° au début du test) ainsi que pour la rotation int./ext. mais plus précocement dans le mouvement (30% à 12°). Concernant les autres articulations, elles présentent un niveau faible d'asymétrie dans le plan sagittal ($\leq 6\%$).

C'est dans le plan frontal que l'asymétrie est la plus importante et principalement lors de la phase de tirage, phase pour laquelle les contraintes sont les plus faibles ; avec -18% à -76 ° pour la hanche et 38% à -66 ° pour la cheville au début du test. Cette information est à prendre en considération car les rotations anatomiques dans ce plan peuvent générer d'éventuelles blessures ([Abt2007], [Sayers2012a]). La fatigue modifie moins le niveau d'asymétrie que l'incrément de puissance comparé à l'étude précédente, en effet, seules la rotation int./ext. du genou (cf figure 6.6 courbe F) et l'abd./add. de la hanche sont touchées (cf figure 6.5 courbe B).

Du point de vue musculaire, le ratio entre les valeurs moyennes de la RMS pour la jambe dominante et non-dominante calculé pour l'analyse électromyographique retranscrit un point important qui est qu'avec la fatigue la différence musculaire bilatérale diminue. En effet, le ratio calculé pour 6 muscles (*RF*, *GasM*, *VM*, *TA*, *SM*, et *GM*) tend à se rapprocher de 1 lorsque la fatigue se fait sentir. Ceci démontre que la participation dans le mouvement de chaque muscle tend à s'équilibrer avec la fatigue. Aucune étude mesurant l'évolution de l'asymétrie bilatérale musculaire en présence de fatigue avec ce type de ratio n'a été trouvée, ce qui ne nous permet pas de pouvoir comparer nos résultats. Cependant, des études ont été réalisées pour quantifier les déséquilibres pouvant exister entre plusieurs muscles pour une même articulation. Huang et al. [Huang2013] s'intéressent aux déséquilibres des muscles de l'épaule droite pouvant expliquer des différences de cinématique entre une population saine et une population souffrant du syndrome de conflit sous-acromial. Brown et al. [Brown1987] utilisent l'électromyographie de surface lors d'un test sur ergomètre afin de mesurer les déséquilibres musculaires du membre inférieur pour des personnes victimes d'un AVC et aider à la rééducation. Par ailleurs, Carpes et al. [Carpes2011] comparent deux populations : une cycliste et une non-cycliste dans le but d'analyser des asymétries dans l'activation musculaire à l'aide d'une méthodologie statistique faisant appel au coefficient de variation. Ils trouvent que l'activité électrique musculaire est semblable entre les deux populations mais qu'elle est très variable au cours du test incrémental réalisé. Ils démontrent que la jambe non-dominante du groupe non-cycliste présente une variabilité plus importante surtout concernant le *GasM* et le *VM*. La majorité des muscles à l'exception du *VL* de la jambe non-dominante présente un coefficient de variation qui diminue avec l'incrément de puissance, ce qui signifie que la variabilité entre les muscles de chacune des jambes diminue en présence de la fatigue. Ce résultat va dans le sens des résultats obtenus avec le ratio dans cette étude, et permet d'affirmer que la sollicitation musculaire bilatérale s'équilibre avec la fatigue. Priego-Quesada et al. [Priego-Quesada2015] analysent l'asymétrie musculaire au cours d'un test incrémental jusqu'à épuisement en comparant les valeurs RMS obtenues pour le *BF*, le *GM* et le *VL* entre la jambe dominante et non dominante. Ils trouvent une diminution du niveau d'asymétrie entre le milieu et la fin du test. Le *BF* passe de $15 \pm 27\%$ à $13 \pm 62\%$, le *GM* passe de $4 \pm 14\%$ à $1 \pm 31\%$ et le *VL* de $8 \pm 30\%$ à $0 \pm 87\%$. Cette diminution n'est pas significative probablement de par la grande variabilité des résultats issus des différents sujets de l'étude. Cependant, ces résultats démontrent que le niveau d'asymétrie musculaire bilatérale diminue avec l'apparition de la fatigue. On remarque que le *BF* est impacté de façon significative ($p < 0.01$) par la fatigue pour chacune des jambes au cours du test. Une raison possible à cela est sa faible section transverse en comparaison avec le groupe des vastes ([Priego-Quesada2015]), de plus ce muscle est biarticulaire donc il est doublement sollicité, à la fois pour l'extension de la hanche et pour la flexion du genou. Ce comportement du *BF* peut être délétère pour le coureur car ce muscle est le plus souvent touché (65%) par les pathologies musculaires ([Clarsen2010], [Bernardo2012]).

Concernant le quotient de la force musculaire entre la jambe dominante et non dominante, cette tendance ne se retrouve pas dans l'évolution des valeurs au cours du test. En effet, en présence de fatigue, la jambe dominante produit plus de force concernant le *BF* (0.57 puis 0.75), le *GM* (0.52 puis 0.51) et le *VL* (0.52 puis 0.48). Ceci peut provenir de la relation entre l'activité et la force musculaire qui n'est pas linéaire, surtout en dynamique. La figure 6.18 nous apporte des

informations importantes concernant l'évolution des forces musculaires en fonction du niveau de fatigue des coureurs et de la dominance latérale. En effet, concernant le *GM*, la force moyenne est deux fois plus importante concernant le côté non dominant (16.2%BW contre 7.3%BW au début et 18.1%BW contre 8.5%BW à la fin du test). De plus on remarque une légère augmentation du niveau de force moyenne entre le début et la fin du test, ce comportement se retrouve aussi concernant le *BF* (26.9/32.5%BW à droite et 19.7/23.3%BW à gauche) et le *SM* (17.1/25.1%BW à droite et 16.1/21%BW à gauche). Le *VL* est le muscle présentant le plus de différences bilatérales aussi bien en terme de force que de comportement vis à vis de la fatigue. Pour la jambe droite on remarque une augmentation de 15.2%BW à 17.1%BW alors que pour la jambe gauche, une diminution de 12%BW à 8.8%BW est observée. Cette tendance se retrouve aussi pour le *VM*. Ce comportement des muscles principaux du quadriceps, extenseur du genou, pourrait expliquer pourquoi les forces internes évoluent très peu en présence de fatigue concernant la jambe non-dominante.

6.5.1 Limitation/Ouverture

Par delà le faible nombre de sujets qui constitue une limite à la généralisation des résultats de cette étude, le modèle employé dans ce travail possède lui aussi plusieurs limites. En effet, le nombre de degrés de libertés en rotation (en particulier hors du plan sagittal) modélisant le genou et la cheville est faible comparé à la réalité. Une limite importante supplémentaire vient de la personnalisation du modèle pour chacun des cyclistes qui est uniquement basé sur la morphologie (taille et poids). Cependant, il serait possible de personnaliser davantage le modèle à l'aide de données d'imagerie médicale permettant d'obtenir des informations précises, en particulier concernant les longueurs segmentaires et les insertions musculaires. Cette méthodologie reste toutefois lourde et très coûteuse à mettre en oeuvre. De plus, la fonction de coût employée dans cette modélisation est basée sur l'utilisation d'une approche par optimisation statique. De ce fait, la résolution des efforts musculaires par optimisation est réalisée à chaque pas de temps et ne prend donc pas en considération l'histoire des forces musculaires avant l'instant de calcul. Une telle approche semblerait intéressante à mettre en place pour mieux tenir compte des effets de la fatigue dans le modèle musculosquelettique.

6.6 Conclusion

L'ensemble des résultats présentés dans cette étude permet de mieux comprendre l'adaptation musculaire et articulaire du coureur durant un test à charge constante à 100% de PMA jusqu'à épuisement. Cette étude démontre une nouvelle fois qu'il est préférable d'analyser le mouvement en trois dimensions pour être plus précis dans l'analyse. En effet, les résultats du calcul des moments articulaires démontrent que pour la hanche, qui est une articulation permettant de développer de la puissance, environ 30% du moment total a lieu hors du plan sagittal. Cette étude révèle que l'activité musculaire captée par électromyographie de surface et le profil d'activation calculé par le modèle musculosquelettique ne sont pas les mêmes. En effet, le ratio obtenu à l'EMG de surface démontre que l'activité électrique de la majorité des muscles est semblable pour chacune des jambes avec des valeurs de ratio variant entre 0.65 et 1.37. Ce comportement ne se

retrouve pas concernant les forces musculaires calculées par dynamique inverse car la majorité de la force est produite par la jambe dominante (cf tableau 6.13 et figure 6.18). De plus, au vu des amplitudes articulaires obtenues et des forces de compression articulaire calculées, cela laisse à penser que lorsque la fatigue se fait sentir, le coureur a tendance à privilégier plus sa jambe dominante pour réaliser l'effort qu'il doit fournir. Cependant, cette étude démontre que dans le même temps la sollicitation bilatérale s'équilibre. Le *BF* est le muscle le plus sollicité en terme de force développée en présence de fatigue. Sa sollicitation accrue au cours de l'exercice pourrait être mise en rapport avec les risques de blessure du fait qu'il constitue l'un des muscles les plus souvent touchés par des tendinopathies ([Clarsen2010], [Bernardo2012]).

Points clés :

- Différences majeures dans le ratio musculaire calculé par la RMS et celui basé sur les forces obtenues par l'analyse musculosquelettique.
- Forces musculaires plus élevées du côté dominant.
- Forces intersegmentaires plus importantes du côté dominant.
- Augmentation du moment articulaire au niveau de la hanche pour la jambe dominante, permettant au coureur de maintenir la performance à réaliser.
- Contribution non-négligeable des moments articulaires hors du plan sagittal démontrant qu'il est préférable d'analyser le mouvement en trois dimensions.
- Le cycliste sollicite davantage son côté non dominant en contexte de fatigue.
- La fatigue engendre des compensations de la cinématique articulaire pour toutes les rotations.
- La sollicitation musculaire bilatérale s'équilibre avec l'apparition de la fatigue.

Chapitre 7

Conclusion et perspectives

7.1 Synthèse et apport des travaux effectués

Un enjeu fondamental du sport de haut-niveau consiste à améliorer et d'optimiser la performance tout en préservant l'intégrité physique du sportif. Ainsi, la pratique du cyclisme de haut-niveau présente des risques micro-traumatiques importants, exacerbés par la répétition de chargements élevés sur des durées pouvant être très longues. Parmi les facteurs pouvant contribuer à ces risques traumatiques, l'asymétrie est souvent évoquée et fait encore l'objet de débats. Cette thèse s'inscrivait dans le contexte d'évaluation de l'asymétrie du système musculosquelettique. En raison des collaborations avec la Fédération Française de Cyclisme et les interactions avec le monde sportif et médical, elle se devait de prendre en considération des questionnements issus du terrain. Bien que ce travail constitue une première étape vers l'amélioration des connaissances biomécaniques en lien avec l'asymétrie, les méthodologies développées s'avèrent prometteuses autant du point de vue de la recherche que du point de vue des applications pratiques. Ce travail répondait d'ailleurs aux critères d'éligibilité des projets financés par l'INSEP concernant la prévention des blessures en cyclisme de haut-niveau sur des efforts intenses. Ce travail de thèse constitue un nouveau point d'entrée par rapport aux tests classiquement imposés dans le contexte de la Surveillance Médicale Réglementaire de la FFC, les variables biomécaniques - en particulier hors du plan sagittal faisant l'objet de très peu de suivi -longitudinal. On peut toutefois penser que l'amélioration des technologies et des méthodes d'investigation permettront à terme d'identifier les facteurs à l'origine de l'asymétrie et ses conséquences sur la performance et/ou l'intégrité physique. On rappellera que bien que l'asymétrie fasse l'objet d'un certain nombre de questionnements des acteurs de terrain, les liens entre asymétrie et blessures ou entre asymétrie et performance restent encore mal compris dans la littérature scientifique.

Dans ce contexte, nous avons proposé au chapitre 4 une première étude visant à analyser l'impact d'un test incrémental sur les coordinations articulaires tridimensionnelles et musculaires en se focalisant dans un premier temps sur la jambe dominante. Nous avons démontré que l'enchaînement des paliers d'intensité croissante modifie en premier lieu la coordination musculaire et

ce, dès le milieu du test (250W, 3^{ème} palier sur cinq). Il s'ensuit une modification des rotations anatomiques du membre inférieur à partir du 4^{ème} palier (300W). Cette analyse a permis de mettre en évidence plusieurs résultats utiles au monde sportif comme par exemple la modification de sa gestuelle dans le plan frontal avec la fatigue, ces déviations étant souvent évoquées comme sources de blessures notamment pour des efforts intenses et prolongés.

Partant du questionnement des spécialistes de la discipline et à la vue de la littérature actuelle en cyclisme nous nous sommes dirigés dans le chapitre 5 vers la quantification temporelle de l'asymétrie. Les apports sont principalement d'ordre méthodologique de par l'utilisation d'une nouvelle méthode de quantification de l'asymétrie intra-cycle. En effet, la méthode *NSI* ainsi que l'emploi des cross-corrélations permettent d'obtenir des informations précises sur l'asymétrie durant tout le cycle de pédalage, à l'inverse des index algébriques proposés dans la majorité des études de la littérature. Ce travail trouve des applications pratiques dans la quantification de l'évolution des différences de patterns cinématiques avec l'incrément de puissance. Cette thèse montre ainsi que les asymétries dans les plans frontal et transverse sont plus importantes que dans le plan sagittal.

Les résultats de notre chapitre 5, nous ont conduit naturellement à considérer les actionneurs du mouvement au travers de l'asymétrie musculaire dans le chapitre 6. Cette dernière est quantifiée, à la fois via une analyse électromyographique et via les forces musculaires déterminées par dynamique inverse. Ces forces peuvent être difficilement mesurées et pour ce faire nous les avons calculées par l'intermédiaire d'un modèle numérique musculosquelettique. L'étude se base cette fois ci sur un test rectangulaire à 100% de la PMA permettant de comparer pour la même intensité, les paramètres biomécaniques analysés avant et après l'apparition de la fatigue. Les résultats démontrent des comportements musculaires opposés d'après les deux méthodes employées. Cela est dû à la non linéarité de la relation entre l'activation électrique et la force musculaire. Lorsque la fatigue est présente, on remarque que le cycliste sollicite davantage son côté non dominant pour maintenir la puissance demandée même si les forces intersegmentaires et musculaires sont toujours plus importantes du côté dominant. Enfin, des modifications importantes ont été trouvées concernant l'action du *BF* dont le lien avec des pathologies spécifiques du cyclistes est avéré ([Clarsen2010], [Bernardo2012]).

7.2 Perspectives

Les études effectuées ne permettent pas de répondre à toutes les questions soulevées par les professionnels du cyclisme rencontrés au cours du projet TRAUMACYCLE. En effet, dans le but de faire un lien direct entre l'asymétrie cinématique et les risques de traumatismes, il serait pertinent de réaliser la même étude sur une population ayant subi un même type de pathologie pour pouvoir la comparer à la nôtre. Par ailleurs, la création d'une base de données intégrant de manière simultanée les traumatismes avérés et le suivi longitudinal de l'asymétrie des cyclistes constituerait une avancée dans l'identification des conséquences de l'asymétrie en termes de traumatismes. Afin d'améliorer encore plus l'analyse, notamment le niveau d'asymétrie en situation réelle d'entraînement ou de course, la méthodologie de quantification de l'asymétrie développée dans cette thèse pourrait être adaptée à une utilisation basée sur des capteurs embarqués tels que les centrales inertiels.

L'amélioration de la personnalisation du MMS serait un point très utile dans le but de prévenir

les risques de blessures. En effet, l'utilisation de différents outils comme l'imagerie médicale de type EOS, qui permet d'obtenir de façon très précise le squelette du sujet ainsi que les lieux d'insertion et de terminaison musculaire ou encore les méthodologies de mise à l'échelle des modèles musculaires permettraient d'obtenir des résultats beaucoup plus précis qu'avec le modèle générique dépendant de la mise à l'échelle taille/poids. La mise à l'échelle des données d'entrée du modèle musculaire serait utile pour améliorer la précision du problème d'optimisation sous contrainte de la dynamique inverse en permettant d'avoir une valeur précise de la borne supérieure d'une partie des contraintes. Comme pour l'asymétrie, aujourd'hui, grâce à l'évolution technologique, il est possible d'obtenir, par exemple à l'aide des capteurs Sensix (Poitiers, France) les forces et moments au niveau des différents points de contact du coureur et de son vélo en condition réelle. Cela permettrait de mieux comprendre l'impact sur le coureur de paramètres externes comme le dénivelé ou encore les résistances aérodynamiques.

Le cyclisme n'est pas le seul sport auquel ce travail est utile mais contribue au domaine des STAPS suivant différents champs : méthodologique, scientifique et sportif. Méthodologiquement des apports importants ont été faits concernant l'analyse tridimensionnelle et la quantification temporelle du niveau d'asymétrie. L'utilisation de la MMS permet de mieux comprendre les mécanismes internes au mouvement sportif en général et offre des pistes de réflexion concernant l'apparition et la prévention des blessures. Ces différentes méthodologies peuvent très bien s'appliquer à d'autres activités que le cyclisme. Enfin, l'analyse en laboratoire permet d'isoler les paramètres clés de la performance (niveau de puissance), gestuelle (mouvement, position) sans être perturbés par les éléments extérieurs. Ce type d'approche, bien qu'éloigné des conditions réelles d'exercice, permet d'extraire les paramètres fondamentaux de la performance permettant à l'entraîneur d'analyser, comprendre et améliorer la performance des coureurs. Scientifiquement, de nouveaux résultats ont été apportés à la littérature sur les aspects importants que sont l'analyse du mouvement, la coordination musculaire à différentes échelles : superficielle par l'électromyographie de surface et profonde par les résultats obtenus à l'aide de la modélisation musculosquelettique. Du point de vue sportif, le pont entre le milieu de la recherche scientifique et le monde du terrain a été effectué par l'intermédiaire de communications dans des colloques fédéraux (FFC), médicaux ou paramédicaux (colloque AKSO 2014 - Association des kinésithérapeutes du Sport de l'Ouest -, colloque SOFPEL 2014- Société Francophone Posture Equilibre Locomotion). En outre, des rapports individuels ont été remis à certains cyclistes ayant participé aux études. Ces rapports permettaient aux coureurs de mieux comprendre leur mouvement et de comparer les paramètres analysés à la population moyenne des études. Cela permettait aux cyclistes d'obtenir des informations utiles sur leurs mouvements de pédalage, pouvant être travaillés à l'entraînement dans le but d'optimiser leur performance et de préserver l'intégrité des structures anatomiques lors d'efforts intenses.

Chapitre 8

Annexes

Valorisation scientifique

Articles internationaux dans des revues indexées

- C. Pouliquen, G. Nicolas, B. Bideau, G. Garo, A. Megret, P. Delamarche, N. Bideau. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences*, 2017, 3^{ème} review

Congrès Internationaux

- C. Pouliquen, G. Nicolas, B. Bideau, C. Guegan, G. Garo, M. Guegan, A. Megret, N. Bideau. 3D kinematics and muscle coordination pattern modifications during an incremental test in professional cyclists, 13th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement (3D-AHM), Suisse, Lausanne, 14-17 juillet 2014 (oral)
- C. Pouliquen, G. Nicolas, B. Bideau, A. Megret, N. Bideau. Joint kinematic asymmetry based on spatiotemporal pattern deviation during an incremental test in high level cycling, 33rd International Conference on Biomechanics in Sports (ISBS), France, Poitiers, 29 juin-3 juillet 2015 (oral)
- C. Pouliquen, G. Nicolas, B. Bideau, A. Megret, N. Bideau. Impact of the forward position on cyclist's segmental and muscular coordination, *Science of Cycling*, France, Caen, 29-30 juin 2016 (oral)
- C. Pouliquen, G. Nicolas, B. Bideau, A. Megret, N. Bideau. The application of musculoskeletal simulation to assess bilateral asymmetry during a constant load cycling test, 22nd Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), France, Lyon, 10-13 juillet 2016 (oral)

Congrès Nationaux

- N. Bideau, G. Nicolas, B. Bideau, A. Megret, C. Pouliquen. De l'analyse biomécanique à la modélisation musculosquelettique du cycle de pédalage. Colloque des médecins fédéraux FFC, France, Brest, 2013 (oral)
- N. Bideau, G. Nicolas, M. Ropars, C. Pouliquen. De l'analyse du mouvement à la modélisation musculosquelettique, Société Francophone Posture Équilibre Locomotion (SOFPEL), France, Rennes, décembre 2014 (workshop)

Bibliographie

- [Abt2007] Abt, J., Smoliga, J., Brick, M., Jolly, J., Lephart, S. et Fu, F. *Relationship between cycling mechanics and core stability*. Journal of Strength and Conditioning Research, vol. 21, pages 1300–1304, 2007.
- [Adam1998] Adam, A., Luca, C. D. et Erim, Z. *Hand dominance and motor unit firing behavior*. Journal of Neurophysiology, vol. 80, pages 1373–1382, 1998.
- [Alexander2016] Alexander, N. et Schwameder, H. *Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations*. Gait & Posture, vol. 45, pages 137–142, 2016.
- [Ali2013] Ali, N., Andersen, M., Rasmussen, J., Robertson, D. et Rouhi, G. *The application of musculoskeletal modeling to investigate gender bias in non-contact ACL injury during single-leg landings*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 17, pages 1602–1616, 2013.
- [Allard1996] Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R. et Duhaime, M. *Simultaneous bilateral 3-D able bodied gait*. Human Movement Science, vol. 15, pages 327–346, 1996.
- [Amarantini2004] Amarantini, D. et Martin, L. *A new method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions*. Journal of Biomechanics, vol. 37, pages 1393–1404, 2004.
- [Andersen2008] Andersen, M., Damsgaard, M. et Rasmussen, J. *Kinematic analysis of over-determinate biomechanical systems*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 12, pages 371–384, 2008.
- [Andersen2010] Andersen, M., Damsgaard, M., MacWilliams, B. et Rasmussen, J. *A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 13, pages 171–183, 2010.
- [Anderson1999] Anderson, F. et Pandy, M. *A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 2, pages 201–231, 1999.
- [Anderson2001a] Anderson, F. et Pandy, M. *Dynamic optimization of human walking*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 123, pages 381–390, 2001.

- [Anderson2001b] Anderson, F. C. et Pandy, M. G. *Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent*. Journal Of Biomechanics, vol. 34, pages 153–161, 2001.
- [Andres1990] Andres, R. et Stimmel, S. *Prosthetic alignment effects on gait symmetry, a case study*. Clinical Biomechanics, vol. 5, pages 88–96, 1990.
- [Anguera2007] Anguera, J., Russel, C., Noll, D. et Seidler, R. *Neural correlates associated with intermanual transfer of sensorimotor adaptation*. Brain Research, vol. 1185, pages 136–151, 2007.
- [Ansley2004] Ansley, L., Schabort, E., Gibson, A. S. C., Lambert, M. et Noakes, T. *Regulation of pacing strategies during successive 4-km time trials*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 36, pages 1819–1825, 2004.
- [Asmussen1979] Asmussen, E. *Muscle fatigue*. Medicine and Science in Sports, vol. 11, pages 313–321, 1979.
- [Bailey2003] Bailey, M., Maillardet, F. et Messenger, N. *Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis*. Journal of Sports Sciences, vol. 21, pages 649–657, 2003.
- [Baum2003] Baum, B. S. et Li, L. *Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 13, pages 181–190, 2003.
- [Bergmann1993] Bergmann, G., Graichen, F. et Rohlmann, A. *Hip joint loading during walking and running, measured in two patients*. Journal of Biomechanics, vol. 26, pages 969–990, 1993.
- [Bernardo2012] Bernardo, N. D., Barrios, C., Vera, P., Laiz, C. et Hadala, M. *Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists*. Journal of Sports Science, vol. 30, pages 1047–1053, 2012.
- [Bertucci2003] Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A. et Rouillon, J. *Effects of body position on the propulsive torque on hill in road cycling and in laboratory*. Vème Congrès International de l'ACAPS, Toulouse 30-31 octobre et 1 novembre 2003, France, 2003.
- [Bertucci2012] Bertucci, W. M., Arfaoui, A. et Polidori, G. *Analysis of the pedaling biomechanics of master's cyclists : A preliminary study*. Journal of Science Cycling, vol. 1, pages 42–46, 2012.
- [Beverley1980] Beverley, J. et Gaines, M. *Growth and development : the child and physical activity*. American Journal of Occupational Therapy, vol. 34, page 620, 1980.
- [Bhargava2004] Bhargava, L. J., Pandy, M. G. et .Anderson, F. C. *A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction*. Journal Of Biomechanics, vol. 37, pages 81–88, 2004.
- [Bigland-Ritchie1974] Bigland-Ritchie, B. et Woods, J. *Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles*. Journal of Applied Physiology, vol. 36, pages 475–479, 1974.
- [Bini2007] Bini, R., Diefenthaler, F., Carpes, F. et Mota, C. B. *External work bilateral symmetry during incremental cycling exercise*. XXV ISBS Symposium, pages 168–172, 2007.

- [Bini2008] Bini, R., and F. Diefenthaeler, F. C., Mota, C. et Guimaraes, A. *Physiological and electromyographic response during 40-km cycling time-trial : Relationship to muscle coordination and performance*. Journal of Science and Medicine in Sport, vol. 11, pages 363–370, 2008.
- [Bini2009] Bini, R., Carpes, F. et Diefenthaeler, F. *Bilateral pedaling technique during incremental cycling exercise*. 2009.
- [Bini2010a] Bini, R., Tamborindeguy, A. et Mota, C. *Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling*. Journal of Sport Rehabilitation, vol. 19, pages 301–314, 2010.
- [Bini2010b] Bini, R. R., Diefenthaeler, F. et Mota, C. B. *Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling : Kinetics and kinematics evaluation*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 20, pages 102–107, 2010.
- [Bini2010c] Bini, R. et Diefenthaeler, F. *Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion*. Sports Biomechanics, vol. 9, pages 223–235, 2010.
- [Bini2010d] Bini, R., Rossato, M., Diefenthaeler, F., Carpes, F., Reis, D. D. et Moro, A. *Pedaling cadence effects on joint mechanical work during cycling*. Isokinetics and Exercise Science, vol. 18, pages 7–13, 2010.
- [Bini2011] Bini, R., Hume, P. et Croft, J. *Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance*. Sports Medicine, vol. 41, pages 463–476, 2011.
- [Bini2012] Bini, R., Senger, D., Lanferdini, F. et Lopes, A. *Joint kinematic assessment during cycling incremental test to exhaustion*. Isokinetics and Exercise Science, vol. 20, pages 99–105, 2012.
- [Bini2013] Bini, R. R., Hume, P. A., Lanferdini, F. J. et Vaz, M. A. *Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling*. Physical Therapy in Sport, vol. 14, pages 23–27, 2013.
- [Bini2014a] Bini, R. R. et Hume, P. A. *Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals*. International Journal of Sports Physiology and Performance, vol. 9, pages 876–881, 2014.
- [Bini2014b] Bini, R. R., Hume, P. A. et Kilding, A. E. *Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes*. European Journal of Sport Science, vol. 14, pages 44–52, 2014.
- [Bini2014c] Bini, R. et Carpes, F. *Biomechanics of cycling*. Springer Science, 2014.
- [Bini2015] Bini, R. et Hume, P. *Relationship between pedal force asymmetry and performance in cycling time trial*. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, vol. 55, pages 892–898, 2015.
- [Bini2016a] Bini, R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M., Carpes, F. et Mota, C. *Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling*. European Journal of Sport Science, vol. 16, pages 553–559, 2016.
- [Bini2016b] Bini, R., Jacques, T., Sperb, C., Lanferdini, F. et Vaz, M. *Pedal force asymmetries and performance during a 20-km cycling time trial*. Kinesiology, vol. 48, pages 193–199, 2016.

- [Blake2012] Blake, O. M., Champoux, Y. et Wakeling, J. M. *Muscle coordination patterns for efficient cycling*. Medicine Science Sports Exercise, vol. 44, pages 926–938, 2012.
- [Blazkiewicz2014] Blazkiewicz, M., Wiszomirska, I. et Wit, A. *Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatio-temporal parameters of gait*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 16, pages 29–35, 2014.
- [Boonstra2009] Boonstra, T., Daffertshofer, A., Roerdink, M., Flipse, I., Groenewoud, K. et Beek, P. *Bilateral motor unit synchronization of leg muscles during a simple dynamic balance task*. European Journal of Neuroscience, vol. 3, pages 613–622, 2009.
- [Bredeweg2013] Bredeweg, S., Buist, I. et Kluitenberg, B. *Differences in kinetic asymmetry between injured and non-injured novice runners : a prospective cohort study*. Gait & Posture, vol. 38, pages 847–852, 2013.
- [Brown1987] Brown, D. et DeBacher, G. *Bicycle ergometer and electromyographic feedback for treatment of muscle imbalance in patients with spastic hemiparesis*. Physical Therapy, vol. 67, pages 1715–1719, 1987.
- [Brown2014] Brown, A., Zifchock, R. et Hillstrom, H. *The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics*. Gait & Posture, vol. 39, pages 915–919, 2014.
- [Brunet1990] Brunet, M., Cook, S., Brinker, M. et Dickinson, J. *A survey of running injuries in 1505 competitive and recreational runners*. Journal of Sports Medicine & Physical Fitness, vol. 30, pages 307–315, 1990.
- [Buckeridge2012] Buckeridge, E., Hislop, S., Bull, A. et McGregor, A. *Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 44, pages 2147–2153, 2012.
- [Burden1999] Burden, A. et Bartlett, R. *Normalisation of EMG amplitude : an evaluation and comparison of old and new methods*. Medical Engineering & Physics, vol. 21, pages 247–257, 1999.
- [Burnett2011] Burnett, D., Campbell-Kyureghyan, N., Cerrito, P. et Quesada, P. *Symmetry of ground reaction forces and muscle activity subjects during walking, sit-to-stand and stand-to-sit tasks*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 21, pages 610–615, 2011.
- [Caldwell1999] Caldwell, G., Hagberg, J., McCole, S. et Li, L. *Lower extremity joint moments during uphill cycling*. Journal of Applied Biomechanics, vol. 15, pages 166–181, 1999.
- [Cappozzo1997] Cappozzo, A., Croce, U. et Lucchetti, L. *Three-dimensional analysis of human locomotion*. John Wiley & sons, 1997.
- [Carpes2007a] Carpes, F., Rossato, M., Faria, J. et Mota, C. B. *Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial*. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, vol. 1, pages 51–57, 2007.
- [Carpes2007b] Carpes, F., Rossato, M., Faria, J. et Mota, C. B. *Influence of exercise intensity on bilateral pedaling symmetry*. In Progress in motor control VI, São Paulo, Brazil, 2007.
- [Carpes2009] Carpes, F., Dagnese, F., Motta, C. et Stefanyshyn, D. *Cycling with noncircular chainrings system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs*. Sports Biomechanics, vol. 8, pages 275–283, 2009.

- [Carpes2010] Carpes, F. et Mota, C. B. *On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference*. Physical Therapy in Sport, vol. 11, pages 136–142, 2010.
- [Carpes2011] Carpes, F., Diefenthaler, F., Bini, R., Stefanyshyn, D., Faria, I. et Mota, C. *Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling*. Journal of Sports Sciences, vol. 39, pages 151–159, 2011.
- [Cavagna1977] Cavagna, G., Heglund, N. et Taylor, C. *Mechanical work in terrestrial locomotion : two basic mechanisms for minimizing energy expenditure*. The American Journal of Physiology, vol. 233, pages 243–261, 1977.
- [Cavagna2006] Cavagna, G. *The landing-take-off asymmetry in human running*. Journal of Exploratory Biology, vol. 209, pages 4051–4060, 2006.
- [Cavagna2008] Cavagna, G., Legramandi, M. et Peyré-Tartaruga, L. *Old men running : mechanical work and elastic bounce*. Proceedings of the Royal Society B, vol. 275, pages 411–418, 2008.
- [Cavanagh1974] Cavanagh, P., Petak, K., Shapiro, R. et Daly, D. *Bilateral asymmetry in work output during cycling ergometer pedalling*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 6, pages 80–81, 1974.
- [Cavanagh1977] Cavanagh, P., Pollock, M. et Landa, J. *A biomechanical comparison of elite and good distance runners*. Annals of the New York Academy of Sciences, vol. 301, pages 328–345, 1977.
- [Cavanagh1980] Cavanagh, P. et Lafortune, M. *Ground reaction forces in distance running*. Journal of Biomechanics, vol. 13, pages 397–406, 1980.
- [Cavanagh1981] Cavanagh, N. et Preece, M. *Calf hypertrophy and asymmetry in female carriers of X-linked Duchenne muscular dystrophy : an over-diagnosed clinical manifestation*. Clinical Genetics, vol. 20, pages 168–172, 1981.
- [Chapman2008] Chapman, A., Vicenzino, B., Blanch, P. et Hodges, P. *Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 18, pages 359–371, 2008.
- [Chavet1997] Chavet, P., Lafortune, M. et Gray, J. *Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading*. Human Movement Science, vol. 16, pages 391–406, 1997.
- [Chhibber1970] Chhibber, S. et Singh, I. *Asymmetry in muscle weight and one-sided dominance in the human lower limbs*. Journal of Anatomy, vol. 106, pages 553–556, 1970.
- [Ciacci2013] Ciacci, S., Michele, R. D., Fantozzi, S. et Merni, F. *Assessment of kinematic asymmetry for reduction of hamstring injury risk*. International Journal of Athletic Therapy & Training, vol. 18, pages 18–23, 2013.
- [Clarsen2010] Clarsen, B., Krosshaug, T. et Bahr, R. *Overuse injuries in professional road cyclists*. American Journal of Sports and Medicine, vol. 38, pages 2494–2501, 2010.
- [Clarys1988] Clarys, J., Cabri, J. et Gregor, R. *The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements*. Journal of Sports Sciences, vol. 6, pages 229–237, 1988.

- [Clarys2000] Clarys, J. *Electromyography in sports and occupational settings : an update of its limits and possibilities*. Ergonomics, vol. 43, pages 1750–1762, 2000.
- [Cohen1988] Cohen, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd edition). Erlbaum Associates, 1988.
- [Costes2015] Costes, A., Turpin, N., Villegier, D., Moretto, P. et Watier, B. *A reduction of the saddle vertical force triggers during the sit-stand transition in cycling*. Journal of Biomechanics, vol. 48, pages 2998–3003, 2015.
- [Coyle1991] Coyle, E., Feltner, M., Kautz, S., Hamilton, M., Montain, S., Baylor, A., Abraham, L. et Petrek, G. *Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance*. Medicine and Science in sports and exercise, vol. 23, 1991.
- [Crenshaw2006] Crenshaw, S. et Richards, J. *A method for analyzing joint symmetry and normalcy, with an application to analyzing gait*. Gait & Posture, vol. 24, pages 515–521, 2006.
- [Crowninshield1981] Crowninshield, R. D. et Brand, R. A. *A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion*. Journal Of Biomechanics, vol. 14, pages 793–801, 1981.
- [Cuk2001] Cuk, T., Leben-Seljak, P. et Stefancic, M. *Lateral asymmetry of human long bones*. Variability and Evolution, vol. 9, pages 19–32, 2001.
- [Daly1976] Daly, D. et Cavanagh, P. *Asymmetry in bicycle ergometer pedalling*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 8, pages 204–208, 1976.
- [Davy1987] Davy, D. et Audu, M. *A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait*. Journal of Biomechanics, vol. 20, pages 187–201, 1987.
- [de Ruiter2010a] de Ruiter, C., de Korte, A., Schreven, S. et de Hann, A. *Leg dominance to fast isometric production and squat jump height*. European Journal of Applied Physiology, vol. 108, pages 247–255, 2010.
- [de Ruiter2010b] de Ruiter, C., de Korte, A., Schreven, S. et Haan, A. *Leg dominance in relation to fast isometric torque production and squat jump height*. European Journal Of Applied Physiology, vol. 108, pages 247–255, 2010.
- [de Zee2007] de Zee, M., Dalstra, M., Cattaneo, P., Rasmussen, J., Svensson, P. et Melsen, B. *Validation of a musculo-skeletal model of the mandible and its application to mandibular distraction osteogenesis*. Journal of Biomechanics, vol. 40, pages 1192–1201, 2007.
- [DeLeva1996] DeLeva, P. *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*. Journal of Biomechanics, vol. 29, pages 1223–1230, 1996.
- [Delp1995] Delp, S. et Loan, J. *A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures*. Computer in Biology and Medicine, vol. 25, pages 21–34, 1995.
- [Delp2007] Delp, S., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. et Thelen, D. G. *OpenSim : Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement*. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, vol. 54, pages 1940–1950, 2007.

- [DeLuca2010] DeLuca, C., Gilmore, L., Kuznetsov, M. et Roy, S. *Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination*. Journal of Biomechanics, vol. 43, pages 1573–1579, 2010.
- [Diederichsen2007] Diederichsen, L., Norregaard, J., Dyhre-Poulsen, P., Winther, A., Tufekovic, G., Bandholm, T., Rasmussen, L. et Krogsgaard, M. *The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 17, pages 410–419, 2007.
- [Diefenthaeler2008] Diefenthaeler, F., Carpes, F., Bini, R., Mota, C. et Guimaraes, A. *Methodological proposal to evaluate sagittal trunk and spine angle in cyclists : Preliminary study*. Brazilian Journal of Biomotricity, vol. 2, pages 284–293, 2008.
- [Dingwell2008] Dingwell, J., Joubert, J., Diefenthaeler, F. et Trinity, J. *Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue*. Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55, pages 2666–2674, 2008.
- [Dorel2008] Dorel, S., Couturier, A. et Hug, F. *Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 18, pages 857–865, 2008.
- [Dorel2009a] Dorel, S., Couturier, A. et Hug, F. *Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling*. Scandinavian journal of medicine and science in sports, vol. 19, pages 44–54, 2009.
- [Dorel2009b] Dorel, S., Drouet, J., Couturier, A., Champoux, Y. et Hug, F. *Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 41, pages 1277–1286, 2009.
- [Duc2005] Duc, S., Betik, A. et Grappe, F. *EMG activity does not change during a time-trial in competitive cyclists*. International Journal of Sports and Medicine, vol. 26, pages 145–150, 2005.
- [Duc2006] Duc, S., Bouteille, T., Bertucci, W., Pernin, J.-N. et Grappe, F. *Comparison of pedalling EMG activity between when cycling on stationary ergometer and motorised treadmill*. Science & Sports, vol. 21, pages 309–312, 2006.
- [Duc2008] Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J.-N. et Grappe, F. *Muscular activity during uphill cycling : Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 18, pages 116–127, 2008.
- [Duc2015] Duc, S., Puel, F., Jarlot, B. et Bertucci, W. *Effect of noncircular o-symmetric chainrings on muscular activation during steady-state pedalling*. In ISBS, 2015.
- [Dul1984] Dul, J., Townsend, M., Shiavi, R. et Johnson, G. *Muscular synergism—I. On criteria for load sharing between synergistic muscles*. Journal of Biomechanics, vol. 17, pages 663–673, 1984.
- [Dunlap1999] Dunlap, W. *A program to compute McGraw and Wong's common language effect size indicator*. Behavior Research Methods, Instruments, & Computers, vol. 31, pages 706–709, 1999.

- [Edeline2004] Edeline, O., Polin, D., Tourny-Chollet, C. et Weber, J. *Effect of work-load on bilateral pedalling kinematics in non-trained cyclists*. Journal of Human Movement Studies, vol. 46, pages 493–518, 2004.
- [Edwards1956] Edwards, R. et Lippold, O. *The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle*. Journal of Physiology, vol. 132, pages 677–681, 1956.
- [Elmer2011] Elmer, S., Barratt, P. et anfang JC. Martin, T. K. *Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 43, pages 1940–1947, 2011.
- [Enoka1997] Enoka, R. *Neural adaptations with chronic physical activity*. Journal of Biomechanics, vol. 30, pages 447–455, 1997.
- [Erdemir2007] Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. et van den Bogert, A. J. *Model-based estimation of muscle forces exerted during movements*. Clinical Biomechanics, vol. 22, pages 131–154, 2007.
- [Ericson1985] Ericson, M., Nisell, R., Arborelius, U. et Ekholm, J. *Muscular activity during ergometer cycling*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 2, pages 53–61, 1985.
- [Ericson1986a] Ericson, M. *On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer*. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 16, pages 1–43, 1986.
- [Ericson1986b] Ericson, M. et Nisell, R. *Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling*. American Journal of Sports Medicine, vol. 14, pages 285–290, 1986.
- [Ericson1988] Ericson, M., Nisell, R. et Nemeth, G. *Joint motions of the lower limb during ergometer cycling*. The Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy, vol. 9, pages 273–278, 1988.
- [Ettema2009] Ettema, G. et Loras, H. *Efficiency in cycling : a review*. European Journal of Applied Physiology, vol. 106, pages 1–14, 2009.
- [Fang2016] Fang, Y., Fitzhugh, E., Crouter, S., Gardner, J. et Zhang, S. *Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 48, pages 260–266, 2016.
- [Farahani2014] Farahani, S. D., Bertucci, W., Andersen, M. S., de Zee, M. et Rasmussen, J. *Prediction of crank torque and pedal angle profiles during pedaling movements by biomechanical optimization*. Medical and Bioengineering applications, vol. 14, pages 1135–1151, 2014.
- [Farrell2003] Farrell, K. C., Reisinger, K. D. et Tillman, M. D. *Force and repetition in cycling : possible implications for iliotibial band friction syndrome*. The Knee, vol. 10, pages 103–109, 2003.
- [Federolf2013] Federolf, P., Boyer, K. et Andriacchi, T. *Application of principal component analysis in clinical gait research : identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait*. Journal of Biomechanics, vol. 46, pages 2173–2178, 2013.
- [Fohanno2015] Fohanno, V., Nordez, A., Smith, R. et Colloud, F. *Asymmetry in elite rowers : effect of ergometer design and stroke rate*. Sports Biomechanics, vol. 14, pages 310–322, 2015.

- [Fonda2011] Fonda, B., Panjan, A., Markovic, G. et Sarabon, N. *Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 21, pages 854–860, 2011.
- [Fregly1995] Fregly, B. J. et Zajac, F. E. *A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling*. Journal of Biomechanics, vol. 29, pages 81–90, 1995.
- [Fregly1996] Fregly, B. et Zajac, F. *A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling*. Journal of Biomechanics, vol. 29, pages 81–90, 1996.
- [Frutuosio2016] Frutuosio, A., Diefenthaler, F., Vaz, M. et Freitas, C. *Lower limb asymmetries in rhythmic gymnastics athletes*. The International Journal of Sports Physical Therapy, vol. 11, pages 34–43, 2016.
- [Fukuda2010] Fukuda, T., Echeimberg, J., Pompeu, J., Lucareli, P., Garbelotti, S., Gimenes, R. et Apolinario, A. *Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects*. Journal of Applied Research, vol. 10, pages 32–40, 2010.
- [Garcia-Lopez2015] Garcia-Lopez, J., Diez-Leal, S., Larrazabal, J. et Ogueta-Alday, A. *No bilateral asymmetry during pedalling in healthy cyclists of different performance levels*. In 33rd ISBS, Poitiers, France, 2015.
- [Gates2008] Gates, D. et Dingxell, J. *The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements*. Experimental Brain Research, vol. 187, pages 573–585, 2008.
- [Giles1981] Giles, L. et Taylor, J. *Low-back pain associated with length inequality*. Spine, vol. 6, pages 510–521, 1981.
- [Glass2001] Glass, L. *Synchronization and rhythmic processes in physiology*. Nature, vol. 410, pages 277–284, 2001.
- [Goel1999] Goel, A. *Meralgia paresthetica secondary to limb length discrepancy : case report*. Archive of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 80, pages 348–349, 1999.
- [Gomez1994] Gomez, T. *Symmetry of lumbar rotation and lateral flexion range of motion and isometric strength in subjects with and without low back pain*. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, vol. 19, pages 42–48, 1994.
- [Gouwanda2011] Gouwanda, D. et Senanayake, S. A. *Identifying gait asymmetry using gyroscopes—A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach*. Journal of Biomechanics, vol. 44, pages 972–978, 2011.
- [Grappe2009] Grappe, F. *Cyclisme et optimisation de la performance*. 2009.
- [Grappe2012] Grappe, F. *Puissance et performance en cyclisme*. 2012.
- [Gregersen2003] Gregersen, C. et Hull, M. *Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions*. Journal of Biomechanics, vol. 36, pages 803–813, 2003.
- [Gregor2000] Gregor, R. *Biomechanics of cycling*. 2000.
- [Gurney2002] Gurney, B. *Leg length discrepancy*. Gait & posture, vol. 15, pages 195–206, 2002.

- [Haddad2006] Haddad, J., van Emmerik, R., Whittlesey, S. et Hamill, J. *Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking*. *Gait & Posture*, vol. 23, pages 429–434, 2006.
- [Hamill1984] Hamill, J., Bates, B. et Knutzen, K. *Ground reaction force symmetry during walking and running*. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 55, pages 289–293, 1984.
- [Happee1994] Happee, R. *Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements*. *Journal of Biomechanics*, vol. 27, pages 953–960, 1994.
- [Hatze1976] Hatze, H. *The complete optimization of a human motion*. *Mathematical Biosciences*, vol. 28, pages 99–135, 1976.
- [Hautier2000] Hautier, C., Arzac, L., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A. et Lacour, J. *Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 32, pages 839–843, 2000.
- [Hebbal2006] Hebbal, G. et Mysorekar, V. *Evaluation of some tasks used for specifying handedness and footedness*. *Perceptual and Motor Skills*, vol. 102, pages 163–164, 2006.
- [Heiderscheit2002] Heiderscheit, B., Hamill, J. et van Emmerik, E. *Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain*. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 18, pages 110–121, 2002.
- [Heinlein2009] Heinlein, B., Kutzner, I., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A. et Bergmann, G. *ESB clinical biomechanics award 2008 : Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months*. *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pages 315–326, 2009.
- [Hentschke2011] Hentschke, H. et Stuttgen, M. *Computation of measures of effect size for neuroscience data sets*. *The European Journal of Neuroscience*, vol. 34, pages 1887–1894, 2011.
- [Hermens2000] Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhort-Klug, C. et Rau, G. *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, pages 361–374, 2000.
- [Herzog1987] Herzog, W. *Individual muscle force estimations using non-linear optimal design*. *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 21, pages 167–179, 1987.
- [Herzog1989] Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J. et Olsson, E. *Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 21, pages 110–115, 1989.
- [Hettinga2006] Hettinga, F., Koning, J. D., Broersen, F., Geffen, P. V. et Foster, C. *Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 38, pages 1484–1491, 2006.
- [Hill1938] Hill, A. *The heat of shortening and the dynamics constants of a muscle*. *Proceedings of the Royal Society of London B*, vol. 126, pages 136–195, 1938.

- [Hirokawa1991] Hirokawa, S. *Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint*. Journal of Biomechanics, vol. 24, pages 659–671, 1991.
- [Hodges1996] Hodges, P. et Bui, B. *A comparison of computer-based methods for the determination of onset muscle contraction using electromyography*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 101, pages 511–519, 1996.
- [Holliday2017] Holliday, W., Fisher, J., Theo, R. et Swart, J. *Static versus dynamic kinematics in cyclists : A comparison of goniometer, inclinometer and 3D motion capture*. European Journal of Sport Science, vol. 17, pages 1129–1142, 2017.
- [Holmes1991] Holmes, J., Pruitt, A. et Whalen, N. *Cycling overuse injuries*. Cycling Science, vol. 3, pages 11–14, 1991.
- [Hopkins2002] Hopkins, W. *A scale of magnitudes for effect statistics*, 2002.
- [Hreljac2000] Hreljac, A., Marshall, R. et Hume, P. *Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 32, pages 1635–1641, 2000.
- [Hreljac2004] Hreljac, A. *Impact and overuse injuries in runners*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 36, pages 845–849, 2004.
- [Hreljac2006] Hreljac, A. et Ferber, R. *A biomechanical perspective of predicting injury risk in running*. International SportMed Journal, vol. 7, pages 98–108, 2006.
- [Huang2013] Huang, H., Lin, J., Guo, Y., Wang, W. et Chen, Y. *EMG biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement*. Journal of Electromyography & Kinesiology, vol. 23, pages 267–274, 2013.
- [Hug2003] Hug, F., Laplaud, D., Savin, B. et Grelot, L. *Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists*. European Journal of Applied Physiology, vol. 90, pages 643–646, 2003.
- [Hug2004a] Hug, F., Bendahan, D., LeFur, Y., Cozzone, P. et Grélot, L. *Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists : a magnetic resonance imaging and electromyography study*. European Journal of Applied Physiology, vol. 92, pages 334–342, 2004.
- [Hug2004b] Hug, F., Decherchi, P., Marqueste, T. et Jammes, Y. *EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 14, pages 187–195, 2004.
- [Hug2006a] Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A. et Grelot, L. *EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise : a pilot study*. International Journal of Sports Medicine, vol. 27, pages 456–462, 2006.
- [Hug2006b] Hug, F., Marqueste, T., Fur, Y. L., Cozonne, P., Grélot, L. et Bendahan, D. *Selective training induced thigh muscles hypertrophy in professional road cyclists*. European Journal of Applied Physiology, vol. 97, pages 591–597, 2006.

- [Hug2009] Hug, F. et Dorel, S. *Electromyographic analysis of pedaling : A review.* Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 19, pages 182–198, 2009.
- [Hug2010] Hug, F., Nicolas, N., Guével, A. et Dorel, S. *Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies ?* Journal of Applied Physiology, vol. 108, pages 1727–1736, 2010.
- [Hug2011a] Hug, F., Nicolas, N., Couturier, A. et Dorel, S. *Consistency of muscle synergies during pedalling across different mechanical constraints.* Journal of Neurophysiology, vol. 106, pages 91–103, 2011.
- [Hug2011b] Hug, F. *Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography ?* Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 21, pages 1–12, 2011.
- [Hug2015] Hug, F., Hodges, P. et Tucker, K. *Muscle Force Cannot Be Directly Inferred From Muscle Activation : Illustrated by the Proposed Imbalance of Force Between Vastus Medialis and Lateralis in People With Patellofemoral Pain.* Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, vol. 45, pages 1–15, 2015.
- [Hull1985] Hull, M. et Jorge, M. *A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling.* Journal of Biomechanics, vol. 18, pages 631–644, 1985.
- [Hunt2004] Hunt, M., Sanderson, D., Moffet, H. et Inglis, J. *Interlimb asymmetry in persons with and without an anterior cruciate ligament deficiency during stationary cycling.* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 85, pages 1475–1478, 2004.
- [Huxley1954a] Huxley, A. et Niedergerke, R. *Structural changes in muscle during contraction ; interference microscopy of living muscle fibres.* Nature, vol. 173, pages 971–973, 1954.
- [Huxley1954b] Huxley, H. et Hanson, J. *Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation.* Nature, vol. 173, pages 973–976, 1954.
- [Huxley1957] Huxley, A. *Muscle structure and theories of contraction.* Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry, vol. 7, pages 255–318, 1957.
- [Impellizzeri2007] Impellizzeri, F., Rampinini, E., Maffiuletti, N. et Marcora, S. *A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes.* Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 39, pages 2044–2050, 2007.
- [Ison2014] Ison, M. et Artemiadis, P. *The role of muscle synergies in myoelectric control : trends and challenges for simultaneous multifunction control.* Journal of Neural Engineering, vol. 11, pages 1–22, 2014.
- [Ivanenko2005] Ivanenko, Y., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. et Lacquaniti, F. *Coordination of locomotion with voluntary movements in humans.* Journal of Neuroscience, vol. 25, pages 7238–7253, 2005.
- [James1978] James, S., Bates, B. et Osternig, L. *Injuries to runners.* American Journal of Sports Medicine, vol. 6, pages 40–50, 1978.
- [Jeukendrup2000] Jeukendrup, A., Craig, N. et Hawley, J. *The bioenergetics of world class cycling.* Journal of Science in Medicine and Sports, vol. 4, pages 414–433, 2000.

- [Johanson2006] Johanson, M. et Radtka, S. *Amplitude threshold criteria improve surface electrode specificity during walking and functional movements*. *Gait & Posture*, vol. 24, pages 429–434, 2006.
- [Jones2010] Jones, P. et Bampouras, T. *A comparison of isokinetic and functional methods of assessing bilateral strength imbalance*. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, vol. 24, pages 1553–1558, 2010.
- [Jong2006] Jong, P. D., Zee, M. D., Savelberg, P. H. H., van de Vosse, F. et A. Wagemaker and, K. M. *Multi-body modelling of recumbent cycling : an optimisation of configuration and cadence*. Thèse, University of Maastricht, 2006.
- [Jorge1986] Jorge, M. et Hull, M. *Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling*. *Journal Of Biomechanics*, vol. 19, pages 683–694, 1986.
- [Juker1998] Juker, D., s. McGill et Kropf, P. *Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during cycling*. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 14, pages 428–438, 1998.
- [Kapandji2009] Kapandji, A. *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - membre inférieur*. Maloine, 2009.
- [Kapreli2006] Kapreli, E., Athanasopoulos, S., Papathanasiou, M., and. N. Strimpakos, P. V. H., Gouliamos, A., Peeters, R. et Sunaert, S. *Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study*. *Neuroimage*, vol. 32, pages 1709–1721, 2006.
- [Karamanidis2003] Karamanidis, K., Arampatzis, A. et Bruggemann, G. *Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 35, pages 1009–1016, 2003.
- [Kautz1991] Kautz, S., Feltner, M., Coyle, E. et Baylor, A. *The pedaling technique of elite endurance cyclists : changes with increasing workload at constant cadence*. *International Journal of Sport Biomechanics*, vol. 7, pages 29–53, 1991.
- [Kibler1992] Kibler, W., Chandler, T. et Stracener, E. *Musculoskeletal adaptations and injuries due to overtraining*. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, vol. 20, pages 99–126, 1992.
- [Knapik1991] Knapik, J., Bauman, C., Jones, B., Harris, J. et Vaughan, L. *Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes*. *American Journal of Sports Medicine*, vol. 19, pages 76–81, 1991.
- [Knudson2007] Knudson, D. *Fundamentals of biomechanics*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [Knutson2005] Knutson, G. *Anatomic and functional leg-length inequality : A review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality : prevalence, magnitude, effects and clinical significance*. *Chiropractic & Osteopathy*, vol. 13, pages 1–10, 2005.
- [Kobayashi2013] Kobayashi, Y., Matsubayashi, J., Matsubayashi, T., Matsuo, A., Kobayashi, K. et Ishii, N. *Relationship between bilateral differences in single-leg jumps and asymmetry in isokinetic knee strength*. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 29, pages 61–67, 2013.

- [Kong1998] Kong, W. et Gilbertson, V. *Prediction of biomechanical parameters in the lumbar spine during static sagittal plane lifting*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 120, pages 273–280, 1998.
- [Kuo2002] Kuo, A. *Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 124, pages 113–120, 2002.
- [Kutilek2014] Kutilek, P., Viteckova, S., Svoboda, Z., Socha, V. et Smrcka, P. *Kinematic quantification of gait asymmetry based on characteristics of angle-angle diagrams*. Acta Polytechnica Hungarica, vol. 11, pages 25–38, 2014.
- [Kutzner2010] Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A. et Bergmann, G. *Loading of the knee during activities of daily living measured in vivo in five subjects*. Journal of Biomechanics, vol. 43, pages 2164–2173, 2010.
- [Kutzner2012] Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A. et Bergmann, G. *Loading of the knee joint during ergometer cycling : telemetric in vivo data*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, vol. 42, pages 1032–1038, 2012.
- [Lacour1977] Lacour, J. et Flandrois, R. *Role of aerobic metabolism in prolonged intensive exercise*. Journal of Physiology, vol. 73, pages 89–130, 1977.
- [Laplaud2006] Laplaud, D., Hug, F. et Grélot, L. *Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 16, pages 158–166, 2006.
- [Lathrop-Lambach2014] Lathrop-Lambach, R., Asay, J., Jamison, S., Pan, X., Schmitt, L., Blazek, K., Siston, R., Andriacchi, T. et Chaudhari, A. *Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait*. Gait & Posture, vol. 40, pages 526–531, 2014.
- [Leardini1999] Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., Cassanelli, G. et Giannini, S. *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. Journal of Biomechanics, vol. 32, pages 99–103, 1999.
- [Lee2001] Lee, D. et Seung, H. *Algorithms for non-negative matrix factorization*. Advances in Neural Information Processing Systems, pages 556–562, 2001.
- [Lepers2000] Lepers, R., Hausswirth, C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J. et Hoecke, J. V. *Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 32, pages 1880–1886, 2000.
- [Li1998] Li, L. et Caldwell, G. E. *Muscle coordination in cycling : effect of surface incline and posture*. Journal Of Apply Physiology, vol. 85, pages 927–934, 1998.
- [Li1999] Li, L. et Caldwell, G. *Coefficient of cross correlation and time domain correspondence*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 9, pages 385–389, 1999.
- [Litzenberger2008] Litzenberger, S., Illes, S., Hren, M., Reichel, M. et Sabo, M. *Influence of pedal foot position on muscular activity during ergometer cycling (P242)*. The Engineering of Sport, vol. 1, pages 215–222, 2008.

- [Lloyd2003] Lloyd, D. G. et Besier, T. F. *An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo*. Journal Of Biomechanics, vol. 36, pages 765–776, 2003.
- [Loffing2012] Loffing, F. et Hagemann, N. *Side bias in human performance : a review on the left- handers' advantage in sports*. In T. Dutta, M. Mandal, & S. Kumar (Eds.), Bias in human Behaviour, pages 163–182, 2012.
- [Loffing2017] Loffing, F., Hagemann, N., Strauss, B. et MacMahon, C. *Laterality in sports : Theories and applications*. Academic Press, 2017.
- [Luca1986] Luca, C. D., Sabbahi, M. et Roy, S. *Median frequency of the myoelectric signal. Effects of hand dominance*. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, vol. 55, pages 457–464, 1986.
- [Lucia2000] Lucia, A., Hoyos, J. et Chicharro, J. *The slow component of VO₂ in professional cyclists*. British Journal of Sports Medicine, vol. 34, pages 367–374, 2000.
- [Macdermid2015] Macdermid, P. et Mann, M. *An integrated analysis of leg length differences and the effect of correctional techniques on stroke mechanics and performance indicators in competitive cyclists*. Sports and Exercise Medicine, vol. 2, pages 14–21, 2015.
- [Macintosh2000] Macintosh, B., Neptune, R. R. et Horton, J. F. *Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry*. Medicine and Science in Sports and Exercise, vol. 32, pages 1281–1287, 2000.
- [Marin-Perianu2013] Marin-Perianu, R., Marin-Perianu, M., Havinga, P., Talyor, S., Begg, R., Palaniswami, M. et Ruffet, D. *A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling*. Personal and Ubiquitous Computing, vol. 17, pages 197–209, 2013.
- [Marsh1995] Marsh, A. et Martin, P. *The relationship between cadence and lower EMG in cyclists and noncyclists*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 27, pages 217–225, 1995.
- [Marsh2000] Marsh, A., Martin, P. et Sanderson, D. *Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence ?* Journal of Biomechanics, vol. 33, pages 173–180, 2000.
- [Martinez-Valdes2015] Martinez-Valdes, E., Guzman-Venegas, R., Silvestre, R., Macdonald, J., Falla, D., Araneda, O. et Haichelis, D. *Electromyographic adjustments during continuous and intermittent incremental fatiguing cycling*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, pages 1–10, 2015.
- [McDaniel2005] McDaniel, J., Subudhi, J. et Torso, J. *Torso stabilization reduces the metabolic cost of producing cycling power*. Canadian Journal of Applied Physiology, vol. 30, pages 433–441, 2005.
- [Mcgrath2015] Mcgrath, T., Waddington, G., Scarvell, J., Ball, N., Creer, R., Woods, K. et Smith, D. *The effect of limb dominance on lower limb functional performance - a systematic review*. Journal of Sports Sciences, vol. 8, pages 1–14, 2015.
- [McLean2003] McLean, S., Su, A. et van den Bogert, A. *Development and validation of a 3D model to predict knee joint loading during dynamic movement*. Journal of Biomechanics Engineering, vol. 125, pages 864–874, 2003.

- [Menegaldo2003] Menegaldo, L. L., de Toledo Fleury, A. et Weber, H. I. *Biomechanical modeling and optimal control of human posture*. Journal Of Biomechanics, vol. 36, pages 1701–1712, 2003.
- [Millour2016] Millour, G., Retali, M., Brunet, E., G., G. N., Grappe, F., Bouillod, A. et Bideau, N. *Preliminary study : the effect of biomechanical foot orthotics in bilateral pedalling asymmetry in three cyclists affected by an anatomical asymmetry*. In 3rd World Congress of Cycling Science, 29 and 30 July 2016, Caen, 2016.
- [Mimmi2004] Mimmi, G., Pennacchi, P. et Frosini, L. *Biomechanical analysis of pedalling for rehabilitation purposes : Experimental results on two pathological subjects and comparison with non-pathological findings*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 7, pages 339–345, 2004.
- [Mirakhorlo2014] Mirakhorlo, M., Azghani, M. et Kahrizi, S. *Validation of a musculoskeletal model of lifting and its application for biomechanical evaluation of lifting techniques*. Journal of Research in Health Sciences, vol. 14, pages 23–28, 2014.
- [Monte1973] Monte, A. D., Manoni, A. et Fucci, S. *Biomechanical study of competitive cycling : The forces exercised on the pedals*. Venerando S, Wartenweiler A (eds) Medicine and Sport, 1973.
- [Moore2011] Moore, J., Kooijman, J., Schwab, A. et Hubbard, M. *Rider motion identification during normal bicycling by means of principal component analysis*. Multibody System Dynamics, vol. 25, pages 225–244, 2011.
- [Mornieux2006] Mornieux, G., Zameziati, K., Mutter, E., Bonnefoy, R. et Belli, A. *A cycle ergometer mounted on a standard force platform for three-dimensional pedal forces measurement during cycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 39, pages 1296–1303, 2006.
- [Mornieux2007] Mornieux, G., Guenette, J., Sheel, A. et Sanderson, D. *Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling*. European Journal of Applied Physiology, vol. 102, pages 11–18, 2007.
- [Mornieux2009] Mornieux, G., Rouffet, D. et Belli, A. *Influence de l'asymétrie de pédalage sur l'efficacité de pédalage et le rendement musculaire*. Movement & Sport Sciences, vol. 68, pages 73–82, 2009.
- [Mujika2001] Mujika, I. et Padilla, S. *Physiological and performance characteristics of male professional road cyclists*. Journal of Sports and Medicine, vol. 31, pages 479–487, 2001.
- [Ménard2015] Ménard, M., Domalain, M. et Lacouture, P. *Influence of cyclists saddle setback on knee joint forces*. In ISBS, 2015.
- [Nagahara2014] Nagahara, R., Naito, H., Morin, J. et Zushi, K. *Association of Acceleration with Spatiotemporal Variables in Maximal Sprinting*. International Journal of Sports Medicine, vol. 35, pages 755–761, 2014.
- [Nagano2001] Nagano, A. et Gerritsen, K. *Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance - a computer simulation study*. Journal of Applied Biomechanics, vol. 17, pages 113–128, 2001.
- [Neptune1997] Neptune, R., Kautz, S. et Hull, M. *The effect of pedaling rate on coordination in cycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 30, pages 1051–1058, 1997.

- [Neptune1998a] Neptune, R. R. et van den Bogert, A. J. *Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 31, pages 239–245, 1998.
- [Neptune1998b] Neptune, R. et Hull, M. *Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model*. Journal of Biomedical Engineering, vol. 3, pages 334–341, 1998.
- [Neptune1998c] Neptune, R. et Hull, M. *Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 120, pages 334–341, 1998.
- [Neptune1999] Neptune, R. R. et Hull, M. L. *A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 32, pages 409–415, 1999.
- [Neptune2000] Neptune, R. et Kautz, S. *Knee joint loading in forward versus backward pedaling : implications for rehabilitation strategies*. Clinical Biomechanics, vol. 15, pages 528–535, 2000.
- [Nielsen2014] Nielsen, R., Buist, I., Parner, E., Nohr, E., Sørensen, H., Lind, M. et Rasmussen, S. *Foot pronation is not associated with increased injury risk in novice runners wearing a neutral shoe : a 1-year prospective cohort study*. British Journal of Sports Medicine, vol. 48, pages 440–447, 2014.
- [Nigg2001] Nigg, B. *The role of impact forces and foot pronation : a new paradigm*. Clinical Journal of Sport Medicine, vol. 11, pages 2–9, 2001.
- [Nigg2013] Nigg, S., Vienneau, J., Maurer, C. et Nigg, B. *Development of a symmetry index using discrete variables*. Gait & Posture, vol. 38, pages 115–119, 2013.
- [Nikodelis2005] Nikodelis, T., Kollias, I. et Hatzitaki, V. *Bilateral inter-arm coordination in freestyle swimming : effect of skill level and swimming speed*. Journal of Sports Sciences, vol. 23, pages 737–745, 2005.
- [Nordeen-Snyder1977] Nordeen-Snyder, K. *The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics*. Medecine and Science in Sports and Exercise, vol. 9, pages 113–117, 1977.
- [Padilla1996] Padilla, S., Mujika, I., Cnesta, G., Polo, J. et Chatard, J. *Validity of a velodrome test for competitive road cyclists*. European Journal of Applied Physiology, vol. 73, pages 446–451, 1996.
- [Padulo2014] Padulo, J., Laffaye, G., Bertucci, W., Chaouachi, A. et Viggiano, D. *The effect of trunk angle on power production in cycling*. Sport Sciences for Health, vol. 10, pages 189–198, 2014.
- [Pande1971] Pande, S. et Singh, I. *One-sides dominance in the upper limbs of human fetuses as evidenced by asymmetry in muscle and bone weight*. Journal of Anatomy, vol. 109, pages 457–459, 1971.
- [Pandy1992] Pandy, M., Anderson, F. et Hull, D. *A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems*. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 114, pages 450–460, 1992.
- [Pappas2012] Pappas, E. et Carpes, F. *Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks*. Journal of Science and Medicine in Sport, vol. 15, pages 87–92, 2012.

- [Patterson2010] Patterson, K., William, H., Brooks, D., Black, S. et McIlroy, W. *Evaluation of gait symmetry after stroke : A comparison of current methods and recommendations for standardization*. Gait & Posture, vol. 31, pages 241–246, 2010.
- [Peasgood2006] Peasgood, M., Kubica, E. et McPhee, J. *Stabilization of a dynamic walking gait simulation*. Journal of Computational Nonlinear Dynamics, vol. 2, pages 65–72, 2006.
- [Pedotti1978] Pedotti, B. *Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion*. Mathematical Biosciences, vol. 38, pages 57–76, 1978.
- [Plotnik2007] Plotnik, M., Giladi, N. et Hausdorff, J. *A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait, effects of aging and Parkinson's disease*. Experimental Brain Research, vol. 181, pages 561–570, 2007.
- [Potevin1996] Potevin, J., Norman, R. et McGill, S. *Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting*. European Journal of Applied Physiology, vol. 74, pages 119–132, 1996.
- [Praagh1988] Praagh, E. V., Bedu, M., Falgairette, G., Fellmann, N. et Coudert, J. *Comparaison entre VO2 max direct et indirect chez l'enfant de 7 et 12 ans. Validation d'un épreuve de terrain*. Science % Sports, vol. 3, pages 327–332, 1988.
- [Praagman2003] Praagman, M., Veeger, H., Chadwick, E., Colier, W. et van der Helm, F. *Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG*. Journal Of Biomechanics, vol. 36, pages 905–912, 2003.
- [Priego-Quesada2015] Priego-Quesada, I., Bini, R., Diefenthaler, F. et Carpes, F. *Spectral properties of muscle activation during incremental cycling test*. Journal of Science of Cycling, vol. 4, pages 7–13, 2015.
- [Quek1976] Quek, L., Pua, Y., Bryant, A. et Clark, R. *The influence of cervical spine flexion-rotation range-of motion asymmetry on postural stability in older adults*. Spine, vol. 38, pages 1648–1655, 1976.
- [Raasch1997] Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B. et Levine, W. S. *Muscle coordination of maximum speed pedaling*. Journal Of Biomechanics, vol. 30, pages 595–602, 1997.
- [Radzak2017] Radzak, K., Putnam, A., Tamura, K., Hetzler, R. et Stickley, C. *Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals*. Gait & Posture, vol. 51, pages 268–274, 2017.
- [Rasmussen2001] Rasmussen, J., Damsgaard, M. et Voigt, M. *Muscle recruitment by the min/max criterion — a comparative numerical study*. Journal of Biomechanics, vol. 34, pages 409–415, 2001.
- [Redfield1986] Redfield, R. et Hull, M. *Joint moment and pedalling rates in bicycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 19, pages 317–329, 1986.
- [Reiser2002] Reiser, R., Peterson, M. et Broker, J. *Influence of hip orientation on Wingate power output and cycling technique*. Journal of Strength and Conditioning Research, vol. 16, pages 556–560, 2002.

- [Renshaw2010] Renshaw, D., Bice, M., Cassidy, C., Eldridge, J. et Powell, D. *A comparison of three computer-based methods used to determine EMG signal amplitude*. International Journal of Exercise Science, vol. 3, pages 43–48, 2010.
- [Robinson1987] Robinson, R. O., Herzog, W. et Nigg, B. M. *Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, vol. 10, pages 172–176, 1987.
- [Rohrle1984] Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C., Sollbach, W. et Kellner, H. *Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking*. Journal of Biomechanics, vol. 17, pages 409–424, 1984.
- [Rossato2008] Rossato, M., Bini, R., Carpes, F., Diefenthaler, F. et Moro, A. *Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists*. International Journal of Sport & Medicine, vol. 29, pages 746–752, 2008.
- [Ruby1992] Ruby, P., Hull, M., Kirby, K. et Jenkins, D. *The effect of lower limb anatomy on knee loads during seated cycling*. Journal of Biomechanics, vol. 25, pages 1195–1207, 1992.
- [Sadeghi2000] Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. et Labelle, H. *Symmetry and limb dominance in able-bodied gait : a review*. Gait & Posture, vol. 12, pages 34–45, 2000.
- [Sadeghi2003] Sadeghi, H. *Local or global asymmetry in gait of people without impairments*. Gait & Posture, vol. 17, pages 197–203, 2003.
- [Sanchis-Moysi2004] Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Vicente-Rodriguez, G., Milutinovic, L., Garces, G. et Calbet, J. *Inter-arm asymmetry in bone mineral content and bone area in postmenopausal recreational tennis players*. Maturitas, vol. 48, pages 289–298, 2004.
- [Sanders2011] Sanders, R., Thow, J. et Fairweather, M. *Asymmetries in Swimming : Where Do They Come from ?* Journal of Swimming Research, vol. 21, 2011.
- [Sanderson1991] Sanderson, D., Hennig, E. et Black, A. *The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists*. Journal of Sports Sciences, vol. 9, pages 191–203, 1991.
- [Sanderson1994] Sanderson, D., Black, A. et Montgomery, J. *The effect of varus and valgus wedges on coronal plane knee motion during steady rate cycling*. Clinical Journal of Sport Medicine, vol. 4, pages 120–124, 1994.
- [Sanderson2000] Sanderson, D., Hennig, E. et Black, A. *The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists*. Journal of Sports Sciences, vol. 18, pages 173–181, 2000.
- [Sanderson2003] Sanderson, D. et Black, A. *The effect of prolonged cycling on pedal forces*. Journal of Sports Sciences, vol. 21, pages 191–199, 2003.
- [Sanderson2009] Sanderson, D. et Amoroso, A. *The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling*. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 19, pages 465–471, 2009.

- [Sargeant1977] Sargeant, A. et Davies, C. *Force applied to the cranks of a bicycle ergometer during one and two-legged pedalling*. Journal of Applied Physiology, vol. 42, pages 514–518, 1977.
- [Sarre2003] Sarre, G., Lepers, R., Maffiuletti, N., Millet, G. et Martin, A. *Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans*. European Journal of Applied Physiology, vol. 88, pages 476–479, 2003.
- [Savelberg2003] Savelberg, H., de Port, I. V. et Willem, P. *Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern*. Journal of Applied Biomechanics, vol. 19, pages 310–324, 2003.
- [Sayers2012a] Sayers, M. et Tweddle, A. *Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling*. International Journal of Sports and Medicine, vol. 33, pages 314–319, 2012.
- [Sayers2012b] Sayers, M., Tweddle, A., Every, J. et Wiegand, A. *Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60min cycling time trial*. Journal of Science and Medicine in Sport, vol. 15, pages 169–174, 2012.
- [Schiehlen2006] Schiehlen, W. *Computational dynamics : theory and applications of multibody systems*. European Journal Of Mechanics A/Solids, vol. 25, pages 566–594, 2006.
- [Schutte2000] Schutte, L., Narayanan, U., Stout, J., Selber, P., Gage, J. et Schwartz, M. *An index for quantifying deviations from normal gait*. Gait & Posture, vol. 11, pages 25–31, 2000.
- [Seidler2008] Seidler, R. et Noll, D. *Neuroanatomical correlates of motor acquisition and motor transfer*. Journal of Neurophysiology, vol. 99, pages 1836–1845, 2008.
- [Seminati2013] Seminati, E., Nardello, F., Zamparo, P., Ardigo, L., Faccioli, N. et Minetti, A. *Anatomically Asymmetrical Runners Move More Asymmetrically at the Same Metabolic Cost*. Plos One, vol. 8, pages 1–8, 2013.
- [Serrien2006] Serrien, D., Ivry, R. et Swinnen, S. *Dynamics of hemispheric specialization in the context of motor control*. Nature Reviews. Neuroscience, vol. 7, pages 160–166, 2006.
- [Shin2015] Shin, Y., Choi, J., Kang, D., Seo, J., Lee, J., Kim, J., Kim, D., Yang, S. et Tack, G. *A study on human musculoskeletal model for cycle fitting : comparison with EMG*. International Scholary and Scientific Research & Innovation, vol. 9, pages 87–91, 2015.
- [Shorter2008] Shorter, K., Polk, J., Rosengren, K. et Hsiao-Wecksler, E. *A new approach to detecting asymmetries in gait*. Clinical Biomechanics, vol. 23, pages 459–467, 2008.
- [Sides2012] Sides, D. et Wilson, C. *Intra-limb coordinative adaptations in cycling*. Sports Biomechanics, vol. 11, pages 1–9, 2012.
- [Simon2008] Simon, A. et Ferris, D. *Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort*. Experimental Brain Research, vol. 187, pages 129–138, 2008.
- [Sinclair2014] Sinclair, J., Hebron, J., Atkins, S., Hurst, H. et Taylor, P. *The influence of 3D kinematic and electromyographical parameters on cycling economy*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 16, pages 91–97, 2014.

- [Smak1999] Smak, W., Neptune, R. et Hull, M. *The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling*. Journal Of Biomechanics, vol. 32, pages 899–906, 1999.
- [Soares2013] Soares, S. et Nadal, J. *The use of cross correlation function in on-set detection of electromyographic signals*. Biosignals and biorobotics conference, 2013.
- [Solomonow1988] Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. et D'Ambrosia, R. *Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement*. Experimental neurology, vol. 100, pages 470–477, 1988.
- [Song2009] Song, J., Jung, J. et Zeungnam, B. *Robust EMG pattern recognition to muscular fatigue effect for human machine interaction*. Journal of Intelligent and Fuzzy Systems, vol. 20, pages 3–12, 2009.
- [Strobach2005] Strobach, D., Kecskemethy, G., Steinwender, G. et Zwick, B. *A simplified approach for rough identification of muscle activation profiles via optimization and smooth profile patches*. In Multibody Dynamics, ECCOMAS Thematic Conference, 2005.
- [Sugiyama2014] Sugiyama, T., Kameda, M., Kageyama, M., Kiba, K., Kanehisa, H. et Maeda, A. *Asymmetry between the dominant and non-dominant legs in the kinematics of the lower extremities during a running single leg jump in collegiate basketball players*. Journal of Sports Science and Medicine, vol. 13, pages 951–957, 2014.
- [Suzuki1982] Suzuki, S., Watanabe, S. et Homma, S. *EMG activity and kinematics cycling movements at different constant velocities*. Brain Research, vol. 240, pages 245–258, 1982.
- [Takaishi1998] Takaishi, T., Yamamoto, T., Ono, T., Ito, T. et Moritani, T. *Neuro-muscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists*. Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 30, pages 442–449, 1998.
- [Teixeira2003] Teixeira, L., Silva, M. et Carvalho, M. *Reduction of lateral asymmetries in dribbling : The role of bilateral practice*. Laterality, vol. 8, pages 53–65, 2003.
- [Thelen2003] Thelen, D. G. *Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults*. Journal Of Biomechanical Engineering, vol. 125, pages 70–77, 2003.
- [Thelen2006] Thelen, D. G. et Anderson, F. C. *Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data*. Journal Of Biomechanics, vol. 39, pages 1107–1115, 2006.
- [Theurel2011] Theurel, J., Crepin, M., Foissac, M. et Temprado, J. *Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efficiency during prolonged cycling*. Scandinavian journal of medicine and science in sports, vol. 22, pages 714–721, 2011.
- [Too1990] Too, D. *Biomechanics of cycling and factors affecting performance*. Sports Medicine, vol. 10, pages 286–302, 1990.
- [Tourny-Chollet2009] Tourny-Chollet, C., Seifert, L. et Chollet, D. *Effect of Force Symmetry on Coordination in Crawl*. International Journal of Sports Medicine, vol. 30, pages 182–187, 2009.

- [Tresch1999] Tresch, M., Saltiel, P. et Bizzi, E. *The construction of movement by the spinal cor.* Nature Neuroscience, vol. 2, pages 162–167, 1999.
- [Tsirakos1997] Tsirakos, D. et Bartlett, R. *Inverse optimization : functional and physiological considerations related to the force-sharing problem.* Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 25, pages 371–407, 1997.
- [Umberger2001] Umberger, B. et Martin, P. *Testing the planar assumption during ergometer cycling.* Journal of Applied Biomechanics, vol. 17, pages 55–62, 2001.
- [Vagenas1986] Vagenas, G. et Hoshizaki, T. *Optimization of an asymmetrical motor skill : sprint start.* International Journal of Sport Biomechanics, vol. 2, pages 29–40, 1986.
- [Vagenas1991] Vagenas, G. et Hoshizaki, B. *Functional asymmetries and lateral dominance in the lower limbs of distance runners.* International Journal of Sport Biomechanics, vol. 7, pages 311–329, 1991.
- [Vagenas1992] Vagenas, G. et Hoshizaki, B. *A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running.* International Journal of Sport Biomechanics, vol. 8, pages 11–29, 1992.
- [van Bolhuis1998] van Bolhuis, B., Gielen, C. et van Ingen Schenau, G. *Activation patterns of mono- and bi-articular arm muscle as a function of force and movement direction of the wrist in humans.* Journal of Physiology, vol. 508, pages 313–324, 1998.
- [van Bolhuis1999] van Bolhuis, B. et Gielen, C. *A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions.* Biological Cybernetics, vol. 81, pages 249–261, 1999.
- [van den Boggert1999] van den Boggert, A. et Nigg, B. *Biomechanics of the musculo-skeletal system.* Wiley ; 3 edition, 1999.
- [Vanden-Abeele1980] Vanden-Abeele, J. *Comments on the functional asymmetries of the lower extremities.* Cortex, vol. 16, pages 325–329, 1980.
- [Verma2016] Verma, R., Hansen, E., de Zee, M. et Madeleine, P. *Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling.* Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 27, pages 78–86, 2016.
- [Vog2003] Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one hand lifting task, 2003.
- [Wall1986] Wall, J. et Turnbull, G. *Gait asymmetries in residual hemiplegia.* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 67, pages 550–553, 1986.
- [Wibawa2016] Wibawa, A., Verdonchot, N., Halbertsma, J., Burgerhof, J., Diercks, R. et Verkerke, G. *Musculoskeletal modeling of human lower limb during normal walking, one-legged forward hopping and side jumping : Comparison of measured EMG and predicted muscle activity patterns.* Journal of Biomechanics, vol. 16, pages XX–XX, 2016.
- [Winter2005] Winter, D. *Biomechanics and motor control of human movement.* John Wiley & sons, 2005.
- [Winters1990] Winters, J. *Hill-based muscle models : A systems engineering perspective.* Springer New York, 1990.

- [Wu1995] Wu, G. et Cavanagh, P. R. *ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data*. Journal of Biomechanics, vol. 28, pages 1257–1261, 1995.
- [Wu2002] Wu, G., Siegler, S., Kirtley, C., Leardini, A., Rosebaum, D., Whittle, M., D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. et Stokes, I. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine*. International Society of Biomechanics. Journal of Biomechanics, vol. 35, pages 543–548, 2002.
- [Wu2005] Wu, G., van der Helm, F., Veeger, H., Makhsous, M., Roy, P. V., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. et Buchholz, B. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : shoulder, elbow, wrist and hand*. Journal of Biomechanics, vol. 38, pages 981–992, 2005.
- [Xiao2008] Xiao, M. et Higginson, J. *Muscle function may depend on model selection in forward simulation of normal walking*. Journal of Biomechanics, vol. 41, pages 3236–3242, 2008.
- [Zadpoor2011] Zadpoor, A. et Nikooyan, A. *The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force : a systematic review*. Clinical Biomechanics, vol. 26, pages 23–28, 2011.
- [Zahalak1990] Zahalak, G. Modeling muscle mechanics (and energetics). Springer New York, 1990.
- [Zajac1989] Zajac, F. *Muscle and tendon : properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control*. Biomedical Engineering, vol. 17, pages 359–410, 1989.
- [Zatsiorsky1990] Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. et Chugunova, L. *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. Contemporary problems of biomechanics, pages 272–291, 1990.
- [Zifchock2006] Zifchock, R., Davis, I. et Hamill, J. *Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures*. Journal of Biomechanics, vol. 39, pages 2792–2797, 2006.
- [Zifchock2008a] Zifchock, R., Davis, I., Higginson, J., McCaw, S. et Royer, T. *Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility : A retrospective study*. Human Movement Science, vol. 27, pages 888–902, 2008.
- [Zifchock2008b] Zifchock, R. A., Davis, I., Higginson, J. et Royer, T. *The symmetry angle : a novel, robust method of quantifying asymmetry*. Gait & Posture, vol. 27, pages 622–627, 2008.

Table des figures

2.1	Décomposition du cycle de pédalage en quatre phases.	5
2.2	Définitions des plans anatomiques (source : thanatofrance).	7
2.3	Description bidimensionnelle du plan sagittal pour l'analyse du mouvement du membre inférieur d'après Bini et al. [Bini2014c].	8
2.4	Capture de mouvement par système optoélectronique (Plateforme Immermove du laboratoire M2S).	9
2.5	Cinématique articulaire tridimensionnelle du PMH au PMH pour un effort à 225W et une cadence de 90rpm d'après Umberger et al. [Umberger2001]. . . .	10
2.6	A gauche : décomposition de la force exercée sur les pédales. Force antéro-postérieure (F_x) et normale (F_y) ainsi qu'effective (FE) et résultante (FR). A droite : direction théorique optimale pour la force normale et antéro-supérieur d'après Bini et al. [Bini2014c].	13
2.7	Evolution des moments articulaires en fonction de la cadence de pédalage pour une puissance de 98W d'après Redfield et al. [Redfield1986].	14
2.8	Moments articulaires du membre inférieur au cours d'un test incrémental, la courbe grise correspond à 75% de la PMA, la courbe noire-trait épais à 90% et la courbe noire-trait fin à 100% d'après Bini et al. [Bini2010c].	15
2.9	Représentation schématique des synergies musculaires au cours du mouvement de pédalage (PMB au PMB) d'après Hug et al. [Hug2010]. La synergie #1 provient du <i>GM</i> , <i>Sol</i> , <i>VL</i> , <i>VM</i> et <i>RF</i> . La synergie #2 provient du <i>SM</i> et <i>BF</i> . La synergie #3 provient du <i>RF</i> et <i>TA</i>	19
2.10	Enveloppe RMS pour dix muscles du membre inférieur au cours du mouvement d'après l'étude de Dorel et al. [Dorel2008].	21
2.11	Modification de l'amplitude EMG de la RMS en fonction de la cadence de pédalage pour différentes puissances développées (100W, 200W, 300W et 400W) d'après Macintosh et al. [Macintosh2000].	22
2.12	Influence de la cadence de pédalage (60, 80 & 100rpm) sur la durée d'activation de sept muscles du membre inférieur (<i>GM</i> , <i>RF</i> , <i>BF</i> , <i>VL</i> , <i>TA</i> , <i>GasM</i> , <i>Sol</i>) d'après Baum et al. [Baum2003].	23

2.13	Influence de la position adoptée par le cycliste sur la plage d'activation temporelle musculaire pour huit muscles du membre inférieur (<i>GM</i> , <i>VM</i> , <i>RF</i> , <i>BF</i> , <i>SM</i> , <i>GasM</i> , <i>Sol</i> , <i>TA</i>) d'après Duc et al. [Duc2008]. Le rectangle gris représente l'activation en position danseuse et le rectangle noir l'activation en position classique.	24
2.14	Structure anatomique musculaire à plusieurs échelles (source wikipédia).	27
2.15	Modélisation du complexe musculo-tendineux ([Zajac1989]).	28
2.16	Modélisation de la contraction musculaire. Relation force-longueur isométrique. Relation entre la force musculaire et la vitesse de contraction. Comportement élastique du tendon, d'après Thelen et al. [Thelen2003].	30
2.17	Principe des méthodes dérivées de l'EMG d'après Erdemir et al. [Erdemir2007].	32
2.18	Principe des méthodes par dynamique directe d'après Erdemir et al. [Erdemir2007].	34
2.19	Protocole du placement de marqueurs sur l'image de gauche. Représentation des deux squelettes de la capture de mouvement (marqueurs verts) et du modèle (marqueurs rouges) au niveau de la jambe sur l'image de droite. Après l'étape de résolution du problème de cinématique inverse, la distance inter-marqueurs du modèle numérique est fixe afin de pallier le problème de glissement de marqueurs sur la peau du sujet réel qui permet alors de considérer des solides rigides lors de la modélisation.	36
2.20	Schéma fonctionnel de l'asymétrie en cyclisme (Adapté de [Loffing2017] pour le cyclisme).	38
2.21	Calcul de l'index d'asymétrie à partir du couple moteur d'après Carpes et al. [Carpes2007a].	52
3.1	Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de ce manuscrit.	58
4.1	Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la première étude.	59
4.2	Illustration du protocole expérimental.	62
4.3	Placement des marqueurs pour la capture de mouvement. En rouge les marqueurs utilisés pour le calcul des centres articulaires. En vert les marqueurs pour différencier le côté gauche et droit.	64
4.4	Décomposition tridimensionnelle des rotations anatomiques du membre inférieur d'après [Wu1995], [Wu2002].	65
4.5	RMS normalisé pour l'ensemble des huit muscles. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>GasL</i> (Gastrocnemius Lateralis), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gluteus Maximus), <i>VL</i> (Vastus Lateralis).	70

4.6	Courbe RMS pour l'ensemble des huit muscles du membre inférieur. L'enveloppe est moyennée sur vingt cycles consécutifs pour chaque muscle et chaque palier. L'enveloppe est normalisée avec la RMS max obtenue durant le dernier palier. En abscisse est représenté l'angle du pédalier en degrés et en ordonnée l'enveloppe normalisée. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>GasL</i> (Gastrocnemius Lateralis), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gluteus Maximus), <i>VL</i> (Vastus Lateralis).	72
4.7	Activation musculaire sur les cinq paliers du test pour l'ensemble des huit muscles. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>GasL</i> (Gastrocnemius Lateralis), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gluteus Maximus), <i>VL</i> (Vastus Lateralis).	73
4.8	Résultats par la méthode des cross-corrélations pour les quatre comparaisons (1 : 200W Vs 150W, 2 : 250W Vs 150W, 3 : 300W Vs 150W, 4 : 350W Vs 150W) pour l'ensemble des huit muscles. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>GasL</i> (Gastrocnemius Lateralis), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>VL</i> (Vastus Lateralis).	74
4.9	Cinématique de la hanche pour l'ensemble des cinq paliers. A : fle./ext., B : abd./add., C : rot. int./ext.	77
4.10	Cinématique du genou pour l'ensemble des cinq paliers. D : fle./ext., E : abd./add., F : rot. int./ext.	78
4.11	Cinématique de la cheville pour l'ensemble des cinq paliers. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rot. int./ext.	79
5.1	Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la seconde étude.	87
5.2	Cinématique de la fle./ext. du genou.	90
5.3	Normalisation des données cinématique.	90
5.4	<i>NSI</i> pour la fle./ext. du genou avec normalisation.	90
5.5	ROM pour chacune des jambes (D : Droite, G : Gauche) et pour les deux paliers (150W, 350W). Deux comparaisons statistiques sont présentées, la première analysant l'incrément de puissance (\$ pour $p < 0.05$) et la seconde analysant les différences bilatérales (* pour $p < 0.05$).	91
5.6	Exemple de <i>SR</i> temporel pour l'abd./add. de hanche sujet au problème d'inflation artificielle.	93
5.7	<i>NSI</i> de la hanche. A : fle./ext., B : abd./add, C : rotation int./ext. La courbe noire représente le palier 150W (trait plein) et l'écart type (trait pointillet), la courbe grise représente le palier 350W et l'écart type.	96
5.8	<i>NSI</i> du genou. D : fle./ext., E : abd./add, F : rotation int./ext. La courbe noire représente le palier 150W (trait plein) et l'écart type (trait pointillet), la courbe grise représente le palier 350W et l'écart type.	97

5.9	<i>NSI</i> de la cheville. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rotation int./ext. La courbe noire représente le palier 150W (trait plein) et l'écart type (trait pointillet), la courbe grise représente le palier 350W et l'écart type.	98
6.1	Schéma récapitulatif des points clés analysés lors de la troisième étude.	105
6.2	Protocole de fatigue utilisé.	107
6.3	Pédales instrumentées (Sensix, Poitiers, France).	108
6.4	Principe de la méthodologie des MMS par dynamique inverse.	109
6.5	<i>NSI</i> de la hanche. A : fle./ext., B : abd./add, C : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.	114
6.6	<i>NSI</i> du genou. D : fle./ext., E : abd./add, F : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.	115
6.7	<i>NSI</i> de la cheville. G : pla./dor., H : inv./eve., I : rot. int./ext. La courbe noire représente le début du test et son écart type, la courbe rouge représente la fin du test et son écart type.	116
6.8	Enveloppes RMS pour l'ensemble des huit muscles du membre inférieur et pour chacune des jambes. En abscisse est représenté l'angle du pédalier en degré et en ordonnée l'enveloppe normalisée. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>SM</i> (Semi-membranosus), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gluteus Maximus), <i>VL</i> (Vastus Lateralis).	119
6.9	Activation musculaire (Onset/Offset) pour la bouffée principale obtenue par la méthode RMS. L'abscisse traduit l'angle du pédalier de -180° à 180°. <i>BF</i> (Biceps Femoris), <i>SM</i> (Semi-membranosus), <i>RF</i> (Rectus Femoris), <i>GasM</i> (Gastrocnemius Medialis), <i>TA</i> (Tibialis Anterior), <i>VM</i> (Vastus Medialis), <i>GM</i> (Gluteus Maximus), <i>VL</i> (Vastus Lateralis). ** est pour $p < 0.01$ et * pour $p < 0.05$ pour la comparaison de chaque muscle d'un côté entre le début et la fin du test. \$ est pour $p < 0.05$ pour traduire la significativité pour la comparaison entre chaque jambe.	120
6.10	Exemple de comparaison entre l'EMG mesuré et simulé. <i>RF</i> ($r_{RF}=0.63$), <i>GasM</i> ($r_{GasM}=0.55$), <i>VM</i> ($r_{VM}=0.74$), <i>GM</i> ($r_{GM}=0.9$).	121
6.11	Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la hanche.	123
6.12	Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la hanche. A : force antero-postérieure, B : force medio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau de la hanche droite et en rouge au niveau de la hanche gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin.	123
6.13	Forces intersegmentaires tridimensionnelle au genou.	124

6.14	Forces intersegmentaires tridimensionnelle au genou. A : force antéro-postérieure, B : force médio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau du genou droit et en rouge au niveau du genou gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin.	125
6.15	Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la cheville.	126
6.16	Forces intersegmentaires tridimensionnelles à la cheville. A : force antéro-postérieure, B : force médio-laterale, C : force proximo-distale. En noir correspond la force au niveau de la cheville droite et en rouge au niveau de la cheville gauche. Le trait continu indique la force au début du test et en pointillés la force à la fin. .	127
6.17	Moment Articulaire moyen (3DDL pour la hanche, 1 DDL pour le genou et 2 DDL pour la cheville).	128
6.18	Forces musculaires calculées pour un sujet à l'aide du modèle musculosquelettique pour chacune des jambes allant du PMB au PMB. VL (Vastus Lateralis), VM (Vastus Medialis), GM (Gluteus Maximus), SM (Semi-Membranosus), BF (Biceps Femoris).	129

Liste des tableaux

2.1	Principaux muscles du membre inférieur : noms et fonctions anatomiques ([Kapandji2009]).	17
2.2	Synthèse des principaux index d'asymétrie employés dans la littérature.	50
4.1	Caractéristiques des cyclistes professionnels ayant pris part à l'étude.	61
4.2	Repères anatomiques associés au placement des marqueurs.	63
4.3	Échelle de Hopkins pour l'évaluation des corrélations [Hopkins2002].	66
4.4	Comparaison multiple de la valeur moyenne de la RMS. ** ($p < 0.01$) et NS (Non Significatif). La première colonne sert de référence dans l'analyse croisée. La dernière colonne présente les valeurs RMS moyenne de chacun des muscles pour chaque palier normalisé par rapport à la valeur moyenne du dernier palier.	69
4.5	Taux d'augmentation de la RMS moyenne pour l'ensemble de la population en pourcentage par rapport au palier de référence 150W.	71
4.6	Analyse croisée de la similarité des patterns électromyographiques à l'aide du coefficient de corrélation pour l'ensemble des paliers du test incrémental. . . .	75
4.7	Rotations tridimensionnelles pour chaque articulation pendant un tour de pédale présenté sous la forme du ROM moyen plus ou moins l'écart type. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre le premier et le dernier palier définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**). \$ ($p < 0.01$) pour la comparaison entre le troisième et le cinquième palier.	76
4.8	Rotations tridimensionnelles pour chaque articulation pendant un tour de pédale présenté sous la forme de la moyenne plus ou moins l'écart type. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre le premier et le dernier palier définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**).	76

4.9	Déphasage angulaire entre les paliers d'intensité différentes pour l'ensemble des neuf rotations pendant un tour de pédale, présenté sous la forme de la moyenne sur l'ensemble d'un cycle moyen. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion. Significativité pour la comparaison entre (200 Vs 150W) et (350 Vs 150W) définie pour $p < 0.05$ (*) et pour $p < 0.01$ (**).	80
4.10	Coefficient de corrélation entre les paliers d'intensité différent pour l'ensemble des neuf rotations pendant un tour de pédale sur un cycle moyen. fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion.	81
5.1	Taille des effets pour les comparaisons bilatérales (150W et 350W) et pour l'influence de la puissance (jambe gauche et jambe droite) fle./ext. : flexion/extension, abd./add. : abduction/adduction, rot. int./ext. : rotation interne/externe, pla./dor. : flexion/dorsiflexion plantaire, inv./eve. : inversion/eversion.	92
5.2	Symmetry Ratio pour les paliers 150&350W.	93
5.3	<i>NSI</i> et cross-corrélation pour les paliers 150&350W.	94
5.4	Extremum locaux de la <i>NSI</i> temporelle et angulation du pédalier correspondant au cours de la phase de tirage et de poussée du palier 150W.	99
5.5	Extrema locaux de la <i>NSI</i> temporelle et angulation du pédalier correspondant au cours de la phase de tirage et de poussée du palier 350W.	99
6.1	Caractéristiques de la population étudiée.	107
6.2	ROM pour chaque rotation de chaque jambe. ** pour $p < 0.01$, * pour $p < 0.05$. NS pour Non Significatif. La comparaison se fait entre les deux jambes au début et à la fin du test. Les données sont présentées suivant la moyenne $\pm$ l'écart type.	111
6.3	Significativité de la comparaison pour chacune des rotations anatomiques entre le début et la fin du test.	112
6.4	Résultat de la méthode des cross-corrélations. r_{max} est le coefficient de corrélation et τ_{lag} est le déphasage angulaire entre les deux patterns. Chaque colonne correspond au résultat de la comparaison de chaque jambe entre elles pour le début et la fin du test. NS pour Non Significatif.	112
6.5	Moyenne de la <i>NSI</i> pour chacune des rotations articulaire pour le début et la fin du test rectangulaire.	113
6.6	Résultats de la RMS présentés sous la forme moyenne $\pm$ écart type. Les deux premières colonnes retranscrivent la comparaison unilatérale entre le début et la fin du test. Les deux dernières colonne correspondent à la comparaison bilatérale ainsi que le ratio musculaire pour les deux instants du test considérés. ** pour $p < 0.01$, * pour $p < 0.05$. NS pour Non Significatif.	118

6.7	Coefficients de corrélation entre l'activation musculaire mesurée et calculée par dynamique inverse pour la validation du modèle.	122
6.8	Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces à la hanche afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin). .	124
6.9	Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces au genou afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin). . . .	125
6.10	Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces à la cheville afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin). .	127
6.11	Pourcentage de chaque moment articulaire par rapport au moment total pour la hanche.	128
6.12	Pourcentage de chaque moment articulaire par rapport au moment total pour la cheville.	129
6.13	Ratio de force musculaire entre la jambe dominante et non-dominante.	130
6.14	Significativité du test de rang signé de Wilcoxon pour les valeurs de forces musculaires afin d'analyser l'influence de la fatigue (comparaison gauche et droite) et les différences bilatérales à un moment précis (comparaison début et fin). .	130

Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustif en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique.

Le cycliste de haut niveau a comme objectif principal : gagner et optimiser sa performance. Une question souvent soulevée par le sportif et son encadrement est le lien entre l'asymétrie, la performance et la santé. Dans ce contexte nous analysons dans un premier temps l'adaptation cinématique et musculaire de la jambe dominante chez le cycliste professionnel au cours du test incrémental jusqu'à épuisement proposé par la FFC. Les résultats ont montrés que l'incrément de puissance modifie la coordination musculaire avant d'impacter la cinématique articulaire. Ensuite nous proposons une nouvelle méthodologie afin d'étudier l'évolution cinématique de l'asymétrie spatio-temporelle au cours de ce test. Les résultats ont permis de démontrer que le niveau d'asymétrie est plus important hors du plan sagittal, ce qui peut entraîner un risque de blessures, principalement au genou. Enfin, nous examinons l'influence de la fatigue sur le niveau d'asymétrie articulaire et musculaire par l'intermédiaire d'une modélisation numérique musculo-squelettique sur une population de cyclistes de haut niveau. Les résultats ont permis de démontrer que l'asymétrie musculaire est différente entre l'analyse électromyographique et musculosquelettique. De plus, le côté dominant présente un niveau plus élevé concernant les forces musculaires et de réactions intersegmentaires. D'un point de vue générale, les méthodologies employées dans ce manuscrit comportent une application directe pour le cyclisme. Cependant, elles peuvent être réutilisées dans d'autres activités, sportive ou non, d'un point de vue performance et prévention des blessures.

Mots clés : Cyclisme, cinématique, électromyographie, asymétrie spatio-temporelle, modélisation musculosquelettique.

Evaluation of joint and muscular asymmetry during cycling exhaustive exercises : contributions of the experimental approach and musculoskeletal modeling

The high-level cyclist main goal is to win and optimize his performance. A question often raised by the athlete and his coaching is the link between asymmetry, performance and health. In this context, we analyze the kinematic and muscular adaptation of the dominant leg of professional cyclist during the incremental test to exhaustion of the FFC. The results showed that the increase of power output modifies the muscular coordination before impacting joint kinematics. Then, we propose a new methodology to study the kinematic evolution of the spatio-temporel asymmetry during this test. The results showed that asymmetry level is greater outside the sagittal plane, which can creat a risk of injuries mainly for the knee. Finally, we examine the influence of fatigue on the level of muscular asymmetry though musculoskeletal modeling on a population of high level cyclists. Results showed that muscle asymmetry is different between electromyographic and musculoskeletal analysis. Moreover, the dominant side has a higher level of muscle strength and intersegmental reactions. From a general point of view, the methodologies used in this manuscript have a direct application for cycling. However, they can be reused in other activities, from a performance and injury prevention viewpoint.

Keywords : Cycling, kinematic, electromyography, spatio-temporal asymmetry, musculoskeletal modelisation.